

N° d'ordre: 820

50376  
1991  
228



67778

50376  
1991  
228

**THESE**

Présentée par

**Patrick CLARYSSE**

pour l'obtention du titre de

**DOCTEUR**

en **PRODUCTIQUE: AUTOMATIQUE ET INFORMATIQUE INDUSTRIELLE**

**UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE  
LILLE - FLANDRES - ARTOIS**

**REPERAGE TRIDIMENSIONNEL EN IMAGERIE  
ASSISTE PAR ORDINATEUR:  
APPLICATION A LA STEREOTAXIE CEREBRALE.**

**Soutenu publiquement le 10 décembre 1991 devant la commission d'examen:**

<b>MM. P. VIDAL</b>	<b>Président</b>
<b>P. CINQUIN</b>	<b>Rapporteur</b>
<b>J. G. POSTAIRE</b>	<b>Rapporteur</b>
<b>C. VASSEUR</b>	<b>Directeur de recherche</b>
<b>X. MARCHANDISE</b>	<b>Examineur</b>
<b>J. ROUSSEAU</b>	<b>Examineur</b>
<b>S. BLOND</b>	<b>Examineur</b>

## AVANT-PROPOS

Le travail présenté dans ce mémoire est le résultat de la collaboration entre le Centre d'Automatique de L'U.S.T.L.F.A., le Laboratoire de Biophysique de la Faculté de Médecine de Lille et le Service de Neurochirurgie A du Centre Hospitalier Régional de Lille.

Je tiens à exprimer toute ma gratitude à Monsieur le Professeur P. VIDAL de m' avoir accueilli dans son laboratoire et de me faire l'honneur de présider ce jury.

Monsieur le Professeur C. VASSEUR, Directeur de L'EN.S.A.I.T. de Roubaix, m'a accordé sa confiance pour réaliser ce travail. Je lui suis très reconnaissant de son aide constante et des ses conseils.

Monsieur J. G. POSTAIRE, Professeur à l'U.S.T.L.F.A., et Monsieur P. CINQUIN, Professeur à l'Université J. Fourier de Grenoble, ont bien voulu juger ce travail. Je les remercie de leurs précieuses remarques et de leur participation à ce jury.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à Monsieur le Professeur X. MARCHANDISE de m' avoir accueilli au sein du Laboratoire de Biophysique durant toute l'étude et facilité l'accès aux différents services d'imagerie du CHR de Lille.

Sans les efforts de Monsieur J. ROUSSEAU, Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier, ce travail n' aurait pas pu aboutir. Je le remercie vivement d' avoir su me communiquer son enthousiasme, de ses suggestions et de son aide en mainte occasion.

Le Docteur S. BLOND, Neurochirurgien des Hôpitaux, Praticien hospitalier, est à l'origine de ce travail puisque c'est à sa demande que nous avons débuté les recherches. Je le remercie sincèrement pour nous avoir aidé dans l'aspect clinique de l'étude et pour nous avoir donné l'accès au matériel et au bloc chirurgical.

Je remercie David GIBON pour sa collaboration à l'élaboration de ce travail ainsi que Patrick DUBOIS, Richard BLONDEL, Hedi BEDOUI, tout le personnel du Laboratoire de Biophysique, du Centre d'Automatique et du bloc opératoire pour leur aide.

---

## SOMMAIRE

**INTRODUCTION GENERALE**

*p. 1*

### **CHAPITRE I - TECHNIQUES D'IMAGERIE MEDICALE**

<b>I.1 LA RADIOGRAPHIE CONVENTIONNELLE</b>	<b>3</b>
<b>I.1.1 Détection des rayons X par effet photographique</b>	<b>3</b>
<b>I.1.2 Radiographie en conditions stéréotaxiques</b>	<b>4</b>
<b>I.2 LA TOMODENSITOMETRIE</b>	<b>6</b>
<b>I.2.1 Principes et techniques</b>	<b>6</b>
<b>I.2.2 L'examen scanographique</b>	<b>8</b>
<b>I.2.3 Les défauts de l'image</b>	<b>9</b>
<b>I.3 L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE</b>	<b>10</b>
<b>I.3.1 La physique de la RMN</b>	<b>11</b>
<b>I.3.2 Les séquences d'impulsions en IRM</b>	<b>13</b>
<b>I.3.3 Reconstruction d'une image</b>	<b>14</b>
<b>I.3.4 L'appareillage spécifique à l'IRM</b>	<b>16</b>
<b>I.3.5 Repérages stéréotaxiques en IRM</b>	<b>17</b>
<b>I.4 LA TOMOGRAPHIE D'EMISSION</b>	<b>17</b>
<b>I.4.1 La Tomographie d'émission de photon unique</b>	<b>18</b>

---

<b>I.4.2 La Tomographie d'Emission de Positons</b>	p. 19
<b>I.5 L'ANGIOGRAPHIE DIGITALISEE PAR SOUSTRACTION</b>	<b>20</b>
<b>I.5.1 Principe</b>	20
<b>I.5.2 Angiographie Numérique Stéréotaxique</b>	21

## **CHAPITRE II- STEREOTAXIE ET REPERAGE TRIDIMENSIONNEL EN IMAGERIE**

<b>II.1 LA STEREOTAXIE</b>	<b>25</b>
<b>II.1.1 Définition et historique</b>	25
<b>II.1.2 Evolution de la méthodologie stéréotaxique</b>	27
<b>II.1.3 La procédure stéréotaxique de routine</b>	28
<b>II.1.3.1 Description de l'unité stéréotaxique</b>	28
II.1.3.1.1 La table d'opération	29
II.1.3.1.2 L'installation radiologique	29
II.1.3.1.3 Le cadre stéréotaxique	30
II.1.3.1.4 Configuration de notre installation stéréotaxique	33
<b>II.1.3.2 La procédure stéréotaxique</b>	34
<b>II.1.3.3 Données statistiques et économiques</b>	37
<b>II.1.4 Méthodes de repérage anatomique</b>	37
<b>II.2 METHODES ET SYSTEMES DE REPERAGE STEREOTAXIQUE</b>	
<b>II.2.1 Les méthodes de repérage</b>	41

---

II.2.1.1 Les méthodes en tomographie	p. 41
II.2.1.1.1 Méthodes manuelles appliquées à la tomodensitométrie	41
II.2.1.1.2 Méthodes assistées par ordinateur	44
II.2.1.1.3 Repérage en IRM et en tomographie d'émission	46
II.2.1.2 Repérage en ADS	48
II.2.1.3 Autres exigences du repérage stéréotaxique	48
II.2.2 Les systèmes d'aide au repérage stéréotaxique	49
<b>II.3 PROPOSITIONS POUR L'ELABORATION D'UN NOUVEAU SYSTEME</b>	<b>52</b>

## **CHAPITRE III - METHODE DE REPERAGE POUR L'IMAGERIE TOMOGRAPHIQUE**

<b>III.1 EXPOSE DE LA METHODE</b>	<b>55</b>
<b>III.1.1 Séquence d'imagerie</b>	<b>55</b>
<b>III.1.2 Procédures de contrôle d'erreurs</b>	<b>58</b>
III.1.2.1 Distorsions géométriques en IRM	58
III.1.2.2 Contrôle 'a posteriori' de la validité du repérage	63
<b>III.2 MISE EN OEUVRE DE LA METHODE</b>	<b>70</b>
<b>III.2.1 Calcul des coordonnées 3D d'un point d'une coupe IRM</b>	<b>70</b>
III.2.1.1 Conventions et paramètres de l'IRM	70
III.2.1.2 Acquisition des images IRM	71
III.2.1.3 Coordonnées 3D d'un point d'une coupe	72

---

<b>III.2.2 Calcul des coefficients de correction de l'IRM</b>	p. 72
<b>III.2.3 Calcul des matrices de transformation de coordonnées entre l'IRM et l'espace stéréotaxique</b>	74
III.2.3.1 Evaluation des barycentres des marqueurs	74
III.2.3.2 Changement de coordonnées	75
III.2.3.2.1 Conventions	76
III.2.3.2.2 Détermination du meilleur plan	77
III.2.3.2.3 Obtention des matrices de transformation	79
<b>III.2.4 Paramètres de confiance</b>	81
<b>III.2.5 Compléments</b>	83
<b>III.3 APPLICATION A LA TOMODENSITOMETRIE</b>	<b>85</b>

## **CHAPITRE IV - SYSTEME D'AIDE AU REPERAGE: ARTIS**

<b>IV.1 CAHIER DES CHARGES</b>	<b>89</b>
<b>IV.2 ARCHITECTURE DU SYSTEME</b>	<b>92</b>
<b>IV.2.1 Choix matériels</b>	92
IV.2.1.1 Acquisition des données	92
IV.2.1.2 Système informatique de traitement	93
IV.2.1.3 Système de traitement d'images	94
IV.2.1.4 Périphériques	94
<b>IV.2.2 Choix logiciels</b>	96
IV.2.2.1 Le langage	96

---

IV.2.2.2 Organisation logicielle	p. 96
IV.2.2.2.1 Au niveau développeur	96
IV.2.2.2.2 Au niveau utilisateur	99
<b>IV.3 AIDE AU REPERAGE TRIDIMENSIONNEL EN IMAGERIE STEREOTAXIQUE</b>	<b>100</b>
IV.3.1 Planification de l'intervention stéréotaxique assistée par ordinateur	100
IV.3.2 Organisation d'ARTIS	104
IV.3.2.1 Organisation interne et présentation	104
IV.3.2.1.1 Base d'images associée à un examen	104
IV.3.2.1.2 Présentation	108
IV.3.2.2 Les fonctionnalités d'ARTIS	110
<b>IV.4 INTERFACAGE AVEC L'OPERATEUR</b>	<b>113</b>
IV.4.1 Définition et report des cibles	115
IV.4.2 Définition et calculs des trajets	119
<b>IV.5 TRAITEMENT ET ANALYSE D'IMAGES CEREBRALES</b>	<b>124</b>

## **CHAPITRE V - RESULTATS ET PERSPECTIVES**

<b>V.1 RESULTATS</b>	<b>129</b>
V.1.1 Vérifications expérimentales sur fantômes	129
V.1.2 Applications cliniques	131
<b>V.2 PERSPECTIVES</b>	<b>140</b>



<b>V.2.1 Application à la radiothérapie multifaisceaux</b>	p. 142
<b>V.2.2 Modélisation de l'arbre vasculaire cérébral</b>	146
<b>V.2.3 Corrélation à un atlas</b>	148
<b>V.2.4 Positionnement de l'outil chirurgical</b>	150
<b>CONCLUSION GENERALE</b>	<b>155</b>

*Annexes*

*Bibliographie*

*Glossaire*

## **INTRODUCTION GENERALE**

Le domaine médical, tout particulièrement celui de l'imagerie médicale, a bénéficié largement des développements des sciences appliquées comme l'électronique, l'automatique, l'informatique. La qualité de représentation des structures internes d'un corps a considérablement évolué, de l'imagerie en projection de la radiographie conventionnelle du début du siècle à la représentation pseudo-3D de l'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire des années 80.

Le clinicien dispose là d'un important volume d'informations anatomiques et/ou physiologiques destiné à l'aider dans son diagnostic.

Dans l'exploration tridimensionnelle du cerveau, la stéréotaxie, basée sur la fixation rigide et reproductible d'un cadre stéréotaxique sur le crâne du patient, est une méthodologie rigoureuse, précise et largement utilisée. D'abord combinée à la radiologie conventionnelle, elle doit maintenant intégrer les données issues des techniques d'imagerie récentes: Tomodensitométrie, Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire, Tomographie par Emission de positons, Angiographie Digitalisée par Soustraction.

Le problème essentiel exige, à partir de la localisation du centre d'une lésion sur des images diagnostiques, un report suffisamment précis de ce centre dans le référentiel opératoire que constitue le cadre stéréotaxique. Schématiquement, on distingue trois classes de méthodes pour y parvenir:

- les méthodes de report manuelles, longues et fastidieuses et pourtant encore très utilisées
- les méthodes faisant appel à des repères externes
- les méthodes prenant en compte des repères anatomiques et faisant intervenir des calculs mathématiques complexes pour corrélérer les images.

En général, les repères externes se présentent sous la forme d'un cadre de repérage volumineux placé en lieu et place du cadre stéréotaxique durant l'examen d'imagerie. Ces dispositifs de repérage posent systématiquement des problèmes de fixation sur le crâne du patient, d'encombrement et de positionnement dans les imageurs. Nous proposons dans le chapitre III de ce mémoire une méthode de repérage tentant de palier ces inconvénients. Elle est facile à mettre en oeuvre et susceptible de

s'adapter à de nombreuses configurations géométriques de cadre stéréotaxique. Développée à l'origine pour le repérage en Imagerie par Résonance Magnétique, elle a été appliquée sans difficulté à la tomодensitométrie.

La stéréotaxie consiste initialement à introduire un instrument dans le cerveau selon une trajectoire rectiligne à des fins diagnostiques (Biopsie, stéréoélectroencéphalographie) ou thérapeutiques (Vidange de kystes, implantation d'isotopes, coagulation, stimulation...). Les techniques sont nombreuses et les calculs complexes. Pour prendre en compte toutes les étapes de la procédure stéréotaxique, on parle de planification. Nous présentons dans le chapitre IV le système d'Aide au Repérage Tridimensionnel en Imagerie Stéréotaxique (ARTIS), basé sur notre méthode de repérage et adapté à l'appareillage stéréotaxique de Talairach. Il intègre les données de l'Imagerie par Résonance Magnétique, de la Tomодensitométrie, de l'imagerie radiographique pré et per-opératoire, et permet très facilement la définition et le report des cibles sur des images d'origines différentes. Sa précision, son ergonomie et son faible coût sont ses principaux avantages.

Le chapitre V consigne les résultats obtenus par la méthode de repérage sur des fantômes et sur une trentaine de cas cliniques en conditions réelles d'utilisation.

L'évolution du matériel et des techniques stéréotaxiques est permanente. Nous discutons, pour terminer, d'une conception plus générale de la planification de la chirurgie stéréotaxique et présentons quelques applications directes de ce travail, en particulier l'analyse des images pathologiques, le pilotage automatique des instruments chirurgicaux et l'adaptation à la radiochirurgie stéréotaxique.

**CHAPITRE I - TECHNIQUES D'IMAGERIE  
MEDICALE**

Les développements récents de nouveaux systèmes d'imagerie apportent une aide précieuse pour le diagnostic et le traitement de lésions cérébrales. Les informations fournies par ces systèmes constituent la base de notre travail. Outre le simple fait du dépistage, l'aspect localisateur est particulièrement important pour des procédures diagnostiques ou thérapeutiques comme le stéréotaxie. Il s'agit en effet, à partir d'une lésion repérée précisément grâce à l'imagerie, de guider jusqu'à elle un outil linéaire sans sacrifice vasculaire. Cet exposé sur les techniques d'imagerie médicale rappelle brièvement les principes physiques sur lesquels elles sont fondées et permet de caractériser la qualité des données que nous manipulerons. Les critères de qualité sont pour nous essentiellement dimensionnels: résolution, précision, distorsions. Nous insisterons particulièrement sur la radiographie conventionnelle, la tomodynamométrie et l'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire à partir desquelles nous avons mis au point notre méthode de repérage et notre système informatique d'aide au repérage. L'Angiographie Digitalisée par Soustraction fournit des images de très haute définition et très contrastées: elles sont très utiles pour la définition des trajectoires d'atteinte des lésions. La tomographie d'émission est une source d'images physiologiques de faible résolution spatiale qui peuvent venir s'adjoindre aux images anatomiques.

## I.1 LA RADIOGRAPHIE CONVENTIONNELLE

### I.1.1 Détection des rayons X par effet photographique

La propriété qu'ont les rayons X d'affecter les supports photographiques constitue la base même de la radiographie, moyen d'investigation majeur en médecine depuis près d'un siècle. Elle a été combinée à la chirurgie stéréotaxique grâce aux efforts de J. Talairach. La qualité d'une image radiographique traduit la capacité de voir et de distinguer des détails structurels dans l'image. Elle dépend de quatre facteurs: la définition, la densité, le contraste et la distorsion.

La **définition** est liée à des contraintes géométriques. La netteté augmente lorsque la source tend à être punctiforme, lorsque la distance source-film augmente et la distance objet-film diminue. La netteté de l'image est affectée par le mouvement. L'influence du mouvement peut être diminuée par une immobilisation convenable de la partie du corps à examiner, par suspension de la respiration pour des parties qui le permettent (thorax) ou par des temps d'exposition courts.

Le degré de noircissement du film est appelé **densité radiographique**. Une région fortement exposée apparaît plus noire qu'une région sous-exposée. En général, le développement est standardisé en temps et température afin d'obtenir des images à densité optimum.

Le **contraste** est la capacité de distinction entre deux régions voisines et se traduit par la différence de densité entre ces deux régions. Il y a compromis entre définition et contraste. En effet, on peut améliorer la définition et obtenir ainsi une échelle de gris importante mais ceci est au détriment du contraste. Le contraste dépend également de l'épaisseur et de la nature de l'objet à observer. On a parfois recours à des agents de contraste qui sont injectés pour mettre en évidence des régions qui normalement ne se distinguent pas suffisamment (En artériographie <sup>\*1</sup>, par exemple).

La radiographie étant une projection 2D d'un objet 3D les **distorsions** existent et ne peuvent pas être éliminées. La distorsion de taille traduit l'agrandissement global de l'objet sur le film (Figure I.1). La distorsion de forme est due au mauvais alignement de l'objet avec la source et le film.

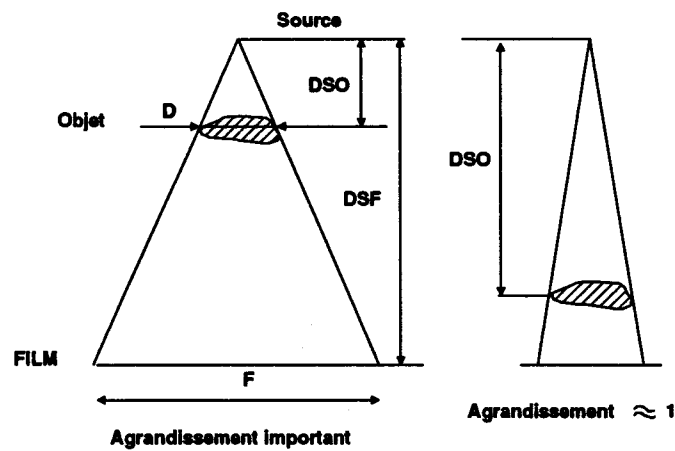


Fig I.1 grandissement

### I.1.2 Radiographie en conditions stéréotaxiques

Dans la méthodologie stéréotaxique, les radiographies sont utilisées dans la définition métrique des positions des structures. L'impératif est d'obtenir une image fidèle en grandeur réelle, avec un minimum de distorsions. Une cassette (support de film) est placée dans un plan de profil parallèle au plan médian du crâne du patient. Une autre cassette est placée dans un plan de face perpendiculairement à la première. Cette disposition permet d'obtenir une vision en pseudo 3-D de l'encéphale.

(1) Les mots suivis de \* se trouvent dans le glossaire en fin du mémoire.

Les sources X sont placées à une distance d'environ 5 m (téléradiographie). Le grandissement est voisin de 1. L'alignement source-objet-film est constamment assuré par une visée laser. Il est à noter qu'un écart angulaire de  $1^{\circ}30'$  avec l'incidence orthogonale entraîne un écart de 5 mm dans l'image d'un point situé au milieu du crâne avec la configuration de la figure I.2.

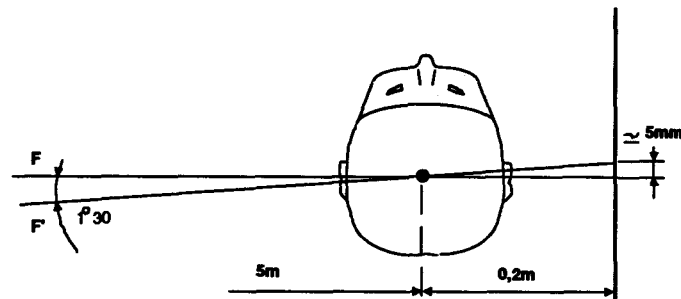


Fig I.2 Effet de l'écart dans la position de la source

Des amplificateurs de brillance permettent la visualisation en temps réel de l'image X. Les installations radiologiques sont en général capables de réaliser des clichés radiographiques en stéréoscopie.

### La radiographie stéréoscopique: principe.

Chaque oeil voit un objet sous un angle légèrement différent dépendant de la distance de l'objet et de la distance entre les pupilles des yeux. Les images sont formées sur la rétine de chaque oeil et sont transmises au cerveau séparément par le nerf optique. Les deux images sont fusionnées pour former une image tridimensionnelle qui nous permet d'apprécier les distances. A l'image du processus stéréoscopique chez l'homme, on peut obtenir des effets stéréoscopiques en radiographie en prenant deux clichés du même objet fixe sous deux angles légèrement différents (Figure I.3). Pour une vision optimum, les images stéréoscopiques doivent être placées à environ 64 cm devant les yeux. Sachant que la distance interpupille est en moyenne de 6,4 cm, le rapport est de 1/10ème et doit être conservé dans la relation qui lie le déplacement du tube  $d$  et la Distance Source-Film DSF. Pour DSF égale à 5 m,  $d$  équivaut à 50 cm ce qui correspond à un décalage angulaire de  $6^{\circ}$  environ.

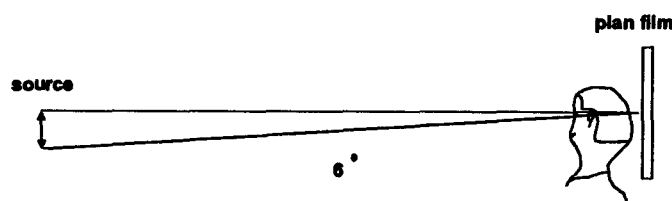


Fig I.3 Vision stéréoscopique, principe

### Observation des radiographies stéréoscopiques

Les deux images sont placées côte à côte sur un négatoscope dans les mêmes positions relatives où elles ont été vues par le tube. L'observateur croise les yeux et tente de fusionner les images pour obtenir l'effet spatial. La vision directe demande de l'entraînement, et les capacités de chacun diffèrent grandement. Des lunettes à prismes ou stéréoscopes peuvent faciliter la vision stéréoscopique. Le principe de base est de déplacer une image sur l'autre à l'aide d'un prisme à 30° ou 40°.

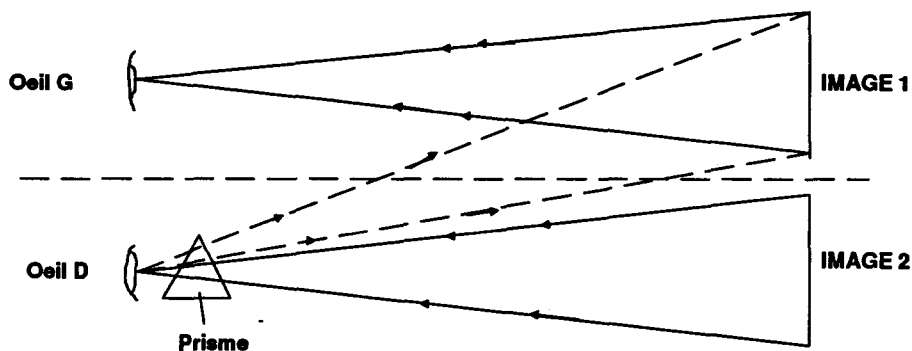


Fig I.4 Stéréoscope

Dans le cas de l'artériographie, la vision stéréoscopique permet de mieux percevoir l'agencement complexe de l'arbre vasculaire du cerveau et d'appréhender ainsi les contours d'une lésion tridimensionnellement.

## I.2 LA TOMODENSITOMETRIE

### I.2.1 Principes et techniques

Comme la radiologie conventionnelle, la tomodensitométrie ou scanographie utilise la propriété des rayons X de traverser les structures anatomiques en s'affaiblissant progressivement par les phénomènes d'absorption et de diffusion. Que ce soit par transmission de rayons X (Imagerie par transmission) ou par émission de rayonnement X ou  $\gamma$  (Imagerie par émission), les techniques d'imagerie fournissent une image à deux dimensions d'un objet qui en possède trois. En fait, les mesures expérimentales sont le résultat d'une intégration selon un axe. Les méthodes tomographiques permettent de reconstruire un objet 3D à partir de ses projections 2D.



### Principe de la reconstruction

Trois plans de référence sont associés aux trois axes de repérage ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Il s'agit des plans transverse (T), sagittal (S) et frontal (F). En tomodensitométrie, les images sont réalisées selon des plans de coupe transverses uniquement. L'axe de mesure est matérialisé par la ligne joignant la source X au détecteur. Il est déplacé par translation et, pour chaque position, la quantité de rayonnement est mesurée. Ces mesures sont réalisées pour différentes orientations de l'axe de mesure dans le plan de coupe (Figure I.5). A partir de l'ensemble de ces mesures, il est possible de calculer la valeur de l'absorption en tout point du plan de coupe et de reconstruire une image reflet de la distribution tissulaire.

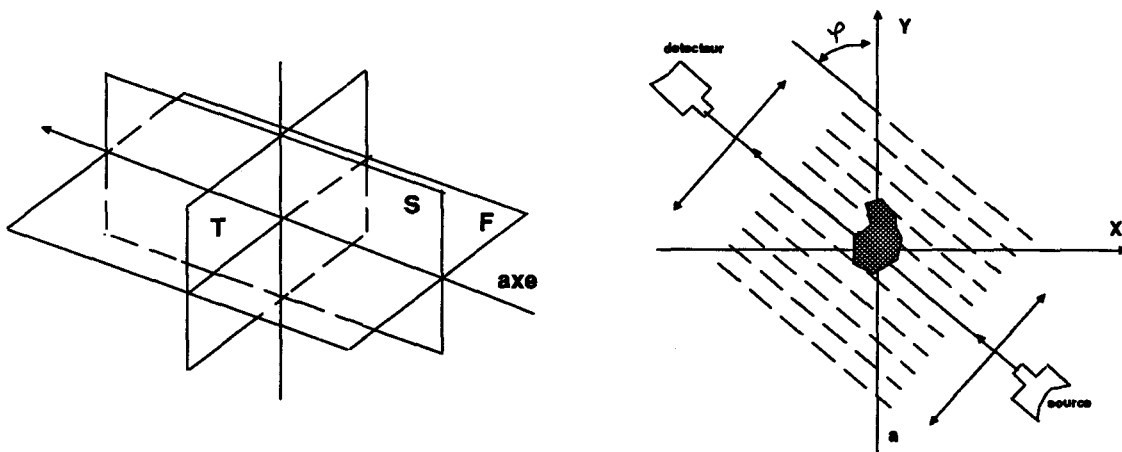


Fig I.5 Principe des mesures

Diverses méthodes ont été proposées pour la reconstruction des images. Le principe de base a été décrit dès 1917 par Radon et développé à l'origine en astronomie. Les problèmes majeurs liés aux algorithmes de reconstruction sont la rapidité (reconstruction temps réel) et le maintien d'un niveau de distorsion et de bruit faible. On peut citer l'algorithme très connu de rétroprojection (Filtered Backprojection) [HERMAN 80].

### Le scanner ou scanographe

La source de rayons X émet un faisceau diaphragmé en un triangle dont la base détermine l'épaisseur du plan de coupe (Figure I.6). L'intensité du faisceau, atténuée par la traversée du corps à étudier, est mesurée par les photodétecteurs et transmise au ordinateur. De plus, le tube est animé d'un mouvement de rotation autour du corps, ainsi les mesures sont effectuées selon plusieurs angles d'incidence de façon à reconstruire l'objet 3D à partir de ses projections 2D. Dans les appareils de première génération, le tube et le détecteur sont solidaires. L'ensemble est animé d'un mouvement de translation pendant lequel environ 160 mesures de l'atténuation du faisceau de rayons X sont

effectuées; on lui impose ensuite une rotation de  $1^\circ$  et une nouvelle translation est opérée au cours de laquelle de nouveau 160 mesures sont relevées ( $160^\circ$  de rotation au total). Ces appareils sont appelés scanographes lents (slow scanners), la durée de reconstruction d'une coupe est de 5 minutes! Dans les appareils actuels de quatrième génération, le tube seul effectue une rotation. La couronne de détecteurs (600 à 3000) est fixe. La durée de reconstruction d'une coupe passe à moins d'une seconde.

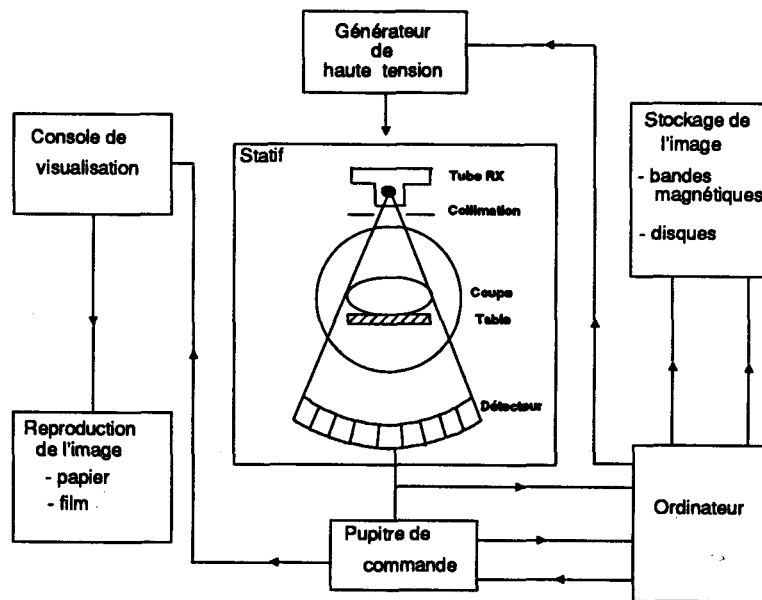


Fig I.6 Le scanographe

Les coupes obtenues sont des images de résolution pouvant atteindre  $1024 \times 1024$  points. L'épaisseur des coupes est comprise entre 1 mm et 15 mm. Les coefficients d'absorption obtenus en chacun des points, exprimés en unité HOUNSFIELD sont stockés sur disque dur. La dynamique courante est de 4096 (12 bits). Sachant qu'aucun dispositif de visualisation ne peut restituer l'ensemble de cette dynamique, il est nécessaire de sélectionner l'échelle des valeurs représentées à l'écran en fonction de ce qu'il s'agit de mettre en évidence, d'où la notion de fenêtre (Figure I.7). La fenêtre peut voir sa largeur modifiée; on peut la déplacer sur l'ensemble de la dynamique. Pour les examens de crâne, la fenêtre a communément pour largeur 130 unités Hounsfield et est centrée en 30 unités. Les images peuvent être sauvegardées sur un dispositif de mémoire de masse (disquettes ou bandes magnétiques) et rechargées ultérieurement sur le scanographe pour consultation. Elles sont également reproduites sur des supports de type film photographique.

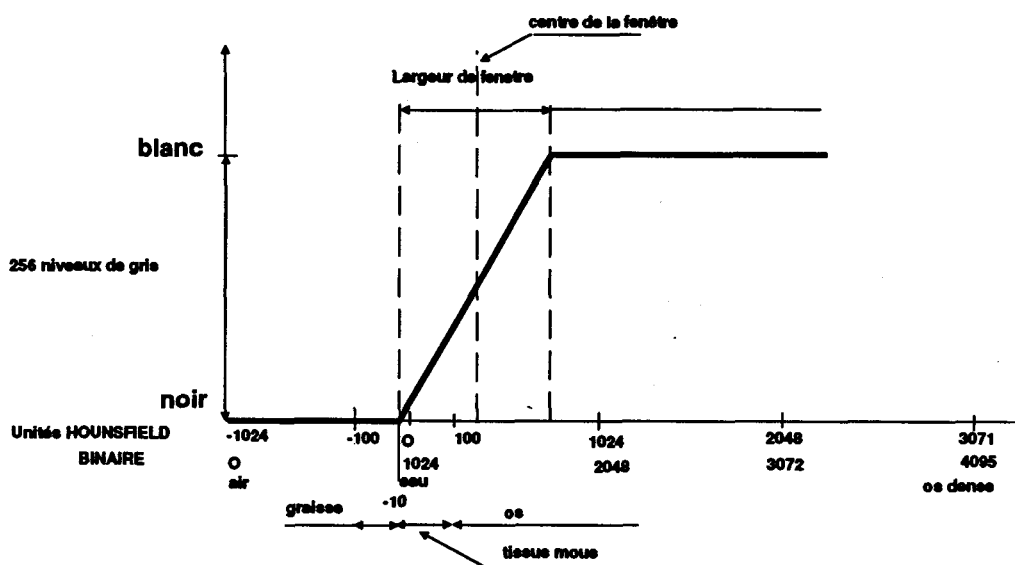


Fig I.7 Fenêtre de visualisation

### I.2.2 L'examen scanographique

Le patient est installé sur la table d'examen en décubitus dorsal. La table est déplacée dans le centre de l'appareil. Un mode radio fournit une image radiographique classique de profil afin de définir les plans de coupes qui vont être réalisés. Les paramètres de la séquence: position de la coupe de référence, inclinaison, épaisseur, nombre de coupes ou hauteur du plan de coupe sont précisés au niveau de la console. Les scanographes peuvent travailler selon deux modes: résolution spatiale ou en densité. En scanographie encéphalique, on utilise la résolution en densité car il importe surtout de faire la différence entre deux zones adjacentes sans qu'il soit indispensable que les limites du processus soient parfaitement déterminées.

L'examen dure environ 15 minutes. Il s'agit d'une procédure rapide et peu contraignante pour le malade. La proportion de radiations ionisantes qui atteignent le patient est globalement plus faible qu'en radiologie conventionnelle. L'examen scanographique est en milieu hospitalier une procédure de routine quasi-systématique d'un coût modeste qui permet de mettre en évidence assez facilement des processus lésionnels importants.

### I.2.3 Les défauts de l'image

Les défauts peuvent être liés à des mouvements du patient, ce qui nécessite le recours à des moyens de contention du patient durant le temps d'examen. De même, la présence d'opacités métalliques, tels que clips, agrafes, prothèses, plombages dentaires peuvent provoquer des artefacts pouvant gêner la lecture de l'image scanographique.

Un autre type de défauts est commun à toutes les techniques d'imagerie tomographiques. Il s'agit du phénomène de volume partiel. En effet, une coupe a une épaisseur donnée et la valeur de densité indiquée en un point d'une coupe est en réalité le résultat d'une moyenne des densités dans un volume élémentaire (voxel<sup>\*</sup>). Il peut être cause d'erreur lorsque les structures ont des dimensions inférieures à l'épaisseur des coupes (Figure I.8). Il s'agit donc de réaliser des coupes dont l'épaisseur est en relation avec la dimension de la structure à étudier, sachant que plus les coupes sont fines plus le temps d'examen rallonge. Une autre technique consiste à faire se chevaucher les coupes, par exemple en réalisant des coupes de 6 mm, décalées de 3 mm (Overlapping).

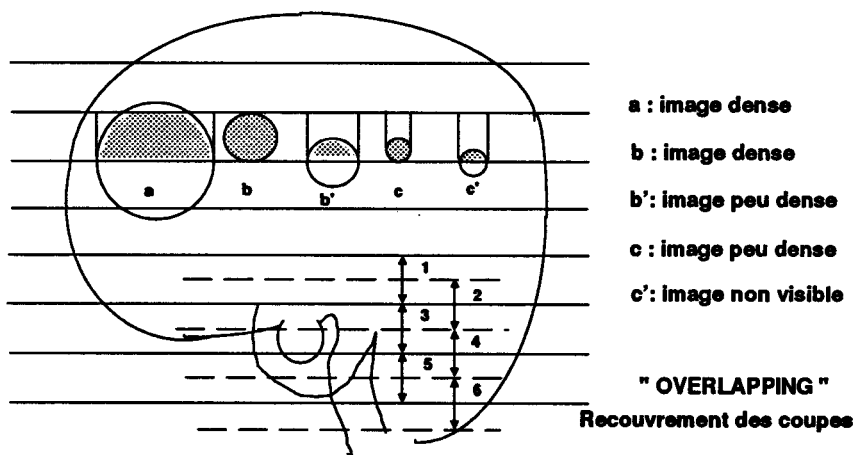


Fig I.8 Phénomène de volume partiel (d'après [BOURRIEZ 84])

Enfin, au niveau de la localisation, il faut s'assurer de la précision et de la répétabilité des réglages des différents organes mécaniques du scanner (table et portique) par une évaluation expérimentale préalable [ZAMORANO 87].

### I.3 L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE (IRM)

Après la radiologie (1900), la médecine nucléaire (1960), l'échographie (1970), la tomodesitométrie (1975), l'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (IRMN ou IRM<sup>\*</sup>) vient s'inscrire comme la méthode d'imagerie médicale tridimensionnelle de la décennie qui vient de s'achever. Si toutes ces techniques sont amenées à cohabiter, elles apportent chacune des informations qui s'ajoutent les unes aux autres et sont donc complémentaires. On cerne mieux maintenant le champ d'applications de l'IRM, et comme on peut le constater, celui-ci est large puisqu'il couvre les domaines:

- du diagnostic morphologique statique

- de l'imagerie fonctionnelle, qui traduit le fonctionnement d'un organe (IRM de diffusion, artériographie par IRM avec traceurs paramagnétiques)
- du diagnostic morpho-dynamique, qui traduit l'évolution en fonction du temps d'un organe (débitmétrie, analyse cardiaque, artériographie)
- des études physico-chimiques d'échantillons homogènes (Imagerie en spectrométrie RMN).
- du repérage stéréotaxique

### I.3.1 La physique de la RMN

#### Principe

La Résonance Magnétique Nucléaire, découverte simultanément par les équipes américaines de BLOCH et PURCELL, consiste à détecter les variations d'aimantation des noyaux d'un corps sous l'action d'un champ magnétique et d'une onde électromagnétique [BLOCH 46], [PURCELL 46].

On soumet les noyaux d'un échantillon de matière, placés dans un champ magnétique  $B_0$  dirigé selon un axe  $z$ , à l'action d'un champ magnétique radiofréquence (RF)  $B_1$  tournant autour de  $B_0$  à la vitesse angulaire  $\omega$  dans un plan perpendiculaire  $xoy$  (Figure I.9). Lorsque  $\omega = -\gamma B_0 = \omega_0$  ( $\gamma$  est une constante caractéristique des noyaux ou rapport gyromagnétique), il y a résonance. Dans ce cas, des impulsions RF permettent d'effectuer le basculement des moments magnétiques des noyaux d'un angle proportionnel à l'amplitude et à la durée de ces impulsions ( $90^\circ$  par exemple).

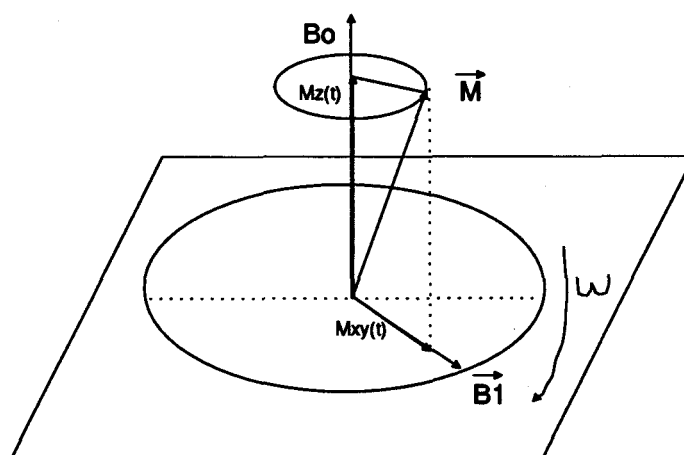


Fig I.9 Phénomène de résonance

### Les temps de relaxation T1 et T2

Lorsque l'excitation électromagnétique B1 s'arrête, les noyaux tendent à revenir vers un état d'équilibre par relaxation. On définit deux temps de relaxation T1 et T2 qui se révèlent caractéristiques de la matière étudiée:

- Le temps de relaxation T1<sup>\*</sup>, dit temps de relaxation spin-réseau, traduit le retour à Mo de la composante Mz du moment magnétique M selon une loi exponentielle de constante de temps T1 (Figure I.10).

$$M_z(t) = M_{z0} + (M_0 - M_{z0}) (1 - \exp(-t / T_1))$$

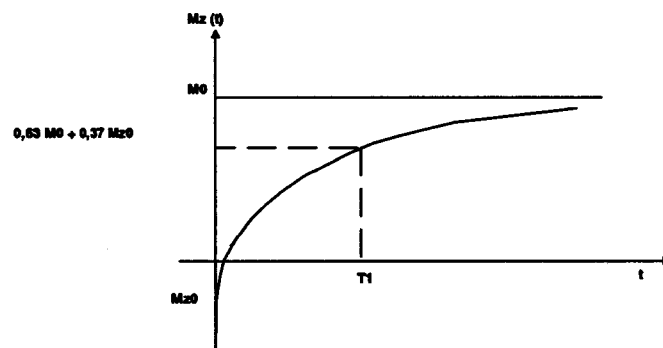


Fig I.10 Temps de relaxation T1

- Le temps de relaxation T2<sup>\*</sup>, ou temps de relaxation spin-spin, traduit la décroissance exponentielle de constante de temps T2 de la composante Mxy du moment magnétique M dans le plan xoy (Figure I.11).

$$M_{xy}(t) = M_{xy0} \exp(-t / T_2)$$

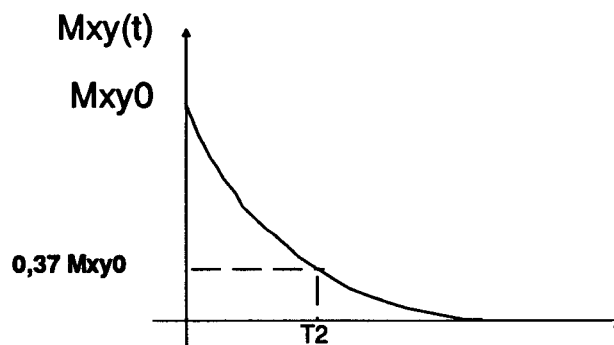


Fig I.11 Temps de relaxation T2

La mesure des temps de relaxation T1 et T2 est effectuée à partir du signal détecté dans une bobine fixe placée dans le plan xoy (Figure I.12) en appliquant des impulsions RF pour obtenir des basculements à 90° ou 180°. Le signal de précession libre ou "Free Induction Decay" (FID) est le

signal enregistré après une impulsion de  $90^\circ$ : c'est une sinusoïde amortie de fréquence  $2\pi\omega_0$  qui s'établit pour une durée de l'ordre de  $T_2$ .

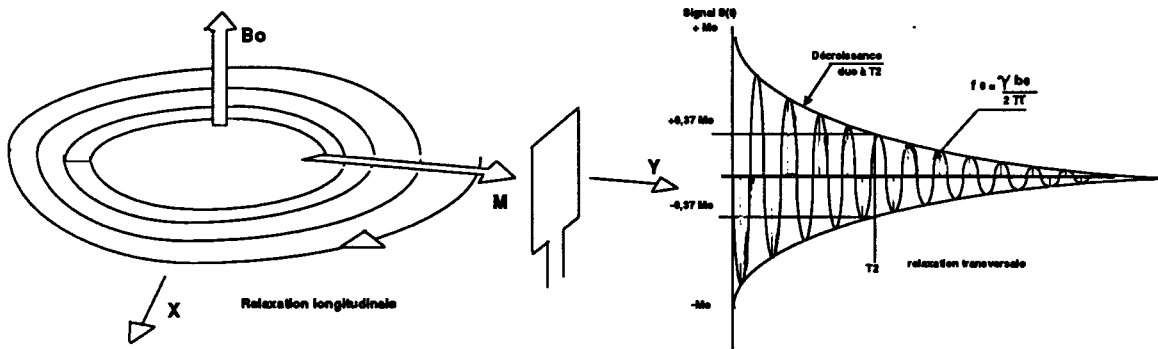


Fig I.12 Signal de précession libre (FID)

$T_1$  et  $T_2$  dépendent des tissus et sont très variables.  $T_2$  est toujours inférieur ou égal à  $T_1$ , on peut en donner un intervalle approximatif:

$$0 < T_2 < 300\text{ms}$$

$$200 < T_1 < 3000\text{ms}$$

### I.3.2 Les séquences d'impulsions en IRM

En IRM, les temps de relaxation  $T_1$  et  $T_2$  observés sont relatifs au noyau d'hydrogène: le proton. On parle ainsi d'imagerie du proton (La fréquence de résonance du proton est de 42, 58 MHz/ Tesla). Dans les tissus, l'hydrogène est présent dans l'eau et dans les lipides, abondamment et inégalement réparti dans tout l'organisme (Figure I.13). Ceci explique que l'IRM soit plus performante que la radiologie pour visualiser les tissus mous. Les paramètres de l'IRM déterminent le contraste entre les différents tissus de la région explorée, contraste lui-même lié à la nature et à l'état normal ou pathologique de ces tissus. Le signal peut être soit le reflet de la densité locale des protons, soit un reflet des différences de temps de relaxation ( $T_1$  ou  $T_2$ ) entre les différents tissus composant l'échantillon.

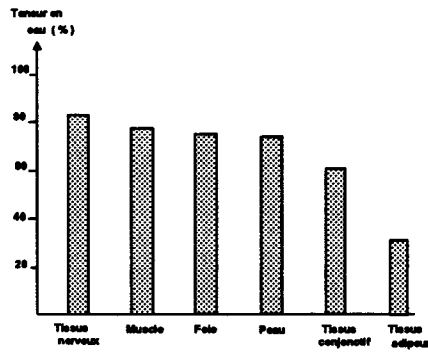


Fig I.13 Teneur en eau des organes

Pour modifier le contraste, il est possible d'agir sur l'angle de basculement  $\alpha$  du vecteur de magnétisation ( $90^\circ$  ou  $180^\circ$ ), sur le Temps de Répétition TR qui sépare deux impulsions radio-fréquence, sur les Temps d'Inversion TI et d'Echo TE. Nous limiterons notre exposé à deux séquences classiques.

### Séquence en echo de spin (Spin echo ou SE)

La séquence d'impulsions suivante permet lorsque  $TR \gg TE$  d'obtenir un signal traduisant le temps de relaxation T2:

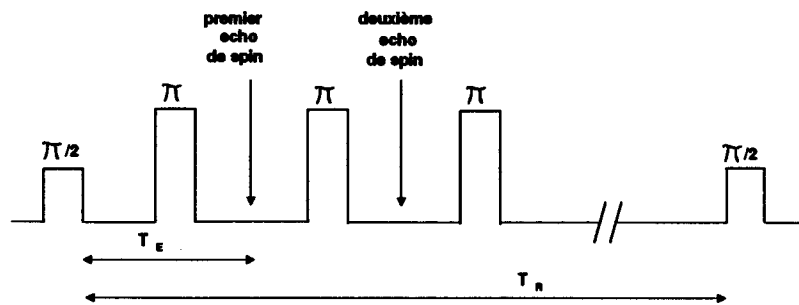


Fig I.14 séquence SE

### Séquence en écho de gradient (EG)

La séquence en écho de gradient consiste en une impulsion RF normale  $\alpha = 90^\circ$ , la remise en phase est réalisée par un gradient bipolaire qui remplace l'impulsion à  $180^\circ$  utilisée en SE. L'écho de gradient élimine certains artefacts fréquents en SE et augmente le rapport signal/bruit lorsqu'on utilise des TE courts. Cette séquence donne un contraste en T1 mais peut être utilisée en imagerie rapide pondérée en T2 avec des angles de basculement inférieures à  $90^\circ$ .



### I.3.3 Reconstruction d'une image

#### Principe

Le principe est d'introduire une inhomogénéité dans le champ  $B_0$ , permettant à chaque spin d'émettre un signal dont la fréquence et éventuellement la phase dépend de sa position. Les diverses méthodes d'imagerie utilisent des gradients linéaires de champ qui constituent une variation linéaire de  $B_0$  suivant un axe. Trois bobines de gradients permettent de faire varier le champ dans les trois axes.

#### Codage spatial du signal

##### a) Codage par la fréquence

Considérons un objet soumis à un gradient de champ d'axe  $x$ . Les spins de la bande d'abscisse  $X_1$  sont soumis à un champ  $B(X_1)$  et résonnent à la fréquence de résonance  $fr(X_1)$ , ceux de la bande d'abscisse  $-X_2$  sont soumis à un champ  $B(-X_2)$  et résonnent à la fréquence  $fr(-X_2)$  (Figure I.15). Le signal RMN recueilli est donc constitué d'un ensemble de fréquences dont la transformée de Fourier (TF) donne le spectre des fréquences, l'amplitude étant proportionnelle à la quantité de spins dans la bande d'abscisse correspondante. On obtient ainsi la projection d'un objet plan suivant un axe perpendiculaire à celui du gradient de lecture.

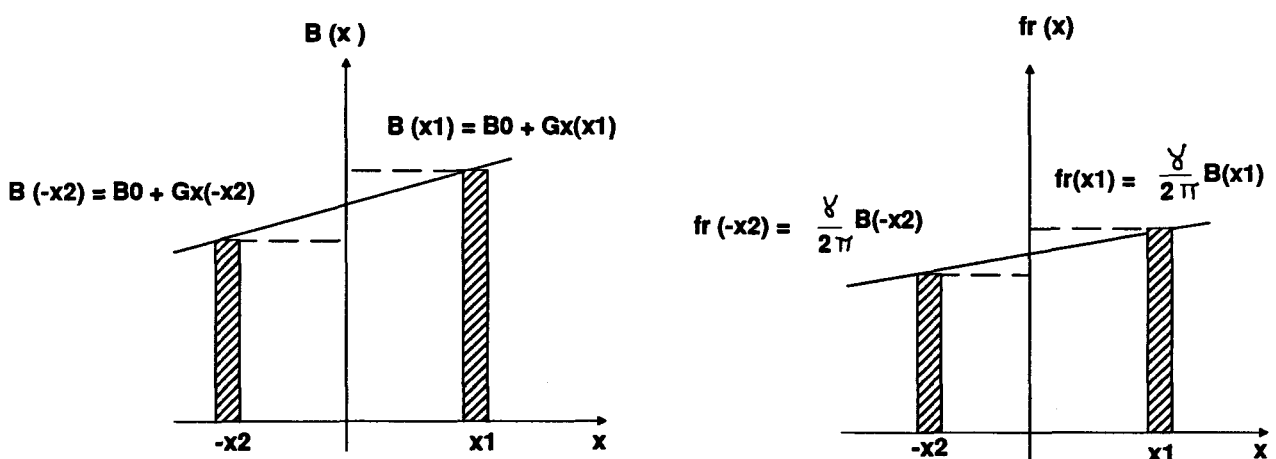


Fig I.15 Codage par la fréquence. Cas d'un gradient d'axe  $x$ .

### b) Codage par la phase

Une inhomogénéité de  $B_0$  a pour conséquence d'augmenter la vitesse de déphasage des moments magnétiques élémentaires. Le déphasage dépend de l'intensité et de la durée d'application d'un gradient de champ  $B_0$ . Si au temps  $t$ , on arrête le gradient pour se replacer en champ homogène, le signal va décroître exponentiellement et sa TF donnera une raie proportionnelle à l'intensité du signal à l'arrêt du gradient. En répétant le processus en faisant varier la durée d'application des gradients, on peut reconstruire l'évolution du signal en fonction du temps ainsi que son spectre.

### Acquisition de l'image

La méthode d'acquisition la plus répandue actuellement est la méthode par plans. Le plan de coupe est sélectionné par des impulsions de  $90^\circ$  en présence d'un gradient de direction perpendiculaire au plan de coupe voulu. Dans ce cas, seul les spins appartenant à ce plan sont basculés de  $90^\circ$ , les autres restent suivant la direction de  $B_0$ .

En faisant varier les gradients de champ, on obtient un ensemble de projections de l'image suivant différentes directions qu'il suffit de reconstruire par un algorithme de rétroprojection de type scanographique (Imagerie par projection-reconstruction ou Lauterbur).

Une autre technique dite 2DFT (Two-Dimensional Fourier Transform) consiste à coder par la phase selon un axe  $oy$  et par la fréquence selon un axe  $ox$  puis d'effectuer une double Transformation de Fourier. On obtient une image 2D dans le plan  $xoy$  des codages. C'est la technique la plus utilisée en IRM du proton.

L'IRM apparait comme la seule véritable technique d'exploration tridimensionnelle, puisqu'elle permet d'examiner sélectivement une région quelconque de l'espace dans n'importe quelle orientation, ce qui n'est pas le cas avec les techniques de tomographie où il faut d'abord procéder à une reconstruction plan par plan (Plans axiaux uniquement).

### **I.3.4 L'appareillage spécifique à l'IRM**

L'imageur à RMN comprend:

- L'aimant qui produit le champ magnétique principal  $B_0$ . Il peut être résistif (champ faible < 0,15 T), permanent ou supraconducteur (champ élevé jusqu'à 2 T).
- Le système de gradients de champ qui se compose de bobines destinées à modifier le champ  $B_0$  linéairement dans l'espace de façon à pouvoir créer une image.
- La chaîne radiofréquence qui assure l'émission des impulsions RF et la réception du signal RMN par l'intermédiaire d'antennes.
- Le calculateur, en général de type vectoriel, qui assure la gestion de l'ensemble: commutation des gradients, génération et contrôle des séquences d'impulsions, traitement des signaux reçus, reconstruction de l'image.

### **I.3.5 Repérages stéréotaxiques en IRM**

Comme nous le verrons dans le chapitre 2, des méthodes de repérage issues de la tomodesitométrie sont appliquées en IRM. En général, on a recours à des cadres référentiels de configuration particulière fixés sur la tête du patient qui présentent des repères communs avec le cadre stéréotaxique d'intervention et qui permettent d'obtenir les coordonnées (x,y,z) d'un point d'une coupe.

En IRM, tout dispositif de repérage doit être amagnétique (à cause de l'aimant), d'encombrement raisonnable et n'occasionner aucune gêne pour le malade. L'eau, utilisée comme marqueur, ne donnant pas un signal suffisant, il est nécessaire d'y ajouter une substance paramagnétique de T1 et T2 court de l'ordre de 50 ms (Sulfate de cuivre par exemple). Contrairement à la tomodesitométrie, la précision des plans et des pixels étant définie dans l'espace par la géométrie du champ statique  $B_0$ , il est nécessaire de contrôler la stabilité et l'uniformité de ce champ afin de réaliser des repérages fiables.

## I.4 LA TOMOGRAPHIE D'EMISSION

En imagerie par émission, on mesure la quantité de radioactivité induite par un radio-élément: le traceur radioactif. Celui-ci, utilisé seul ou en marquage de molécules spécifiques, est choisi de telle sorte que sa fixation dans l'organisme, par injection ou inhalation, soit sélective et entraîne une concentration plus élevée dans l'organe ou le tissu à étudier (Technetium, Indium, Iode...).

La Tomographie d'Emission (Kull & Edwards 1963-1964) peut être réalisée au moyen de radio-éléments émetteurs de photons gamma (Tomographie d'Emission de Simple Photon ou TESP\*) ou au moyen de positons (Tomographie d'Emission de Positons ou TEP\*). Le principe, la mise en oeuvre et la finalité de ces deux méthodes sont différentes, seules les techniques de reconstruction des coupes sont identiques et comparables à celles utilisées en scanographie.

### I.4.1 La Tomographie d'émission de photon unique

Les systèmes de tomographie d'émission de photon unique (TESP) consistent en une caméra à scintillation pouvant tourner autour du patient (Figure I.16). Les informations relatives aux photons détectés au cours de la rotation (360°) dans un champ d'environ 40 cm de diamètre sont transmises à un ordinateur qui reconstruit les coupes désirées.

La résolution encore faible de ces systèmes dépend des caractéristiques du ou des détecteurs, du collimateur et de sa distance par rapport au patient. Les collimateurs spéciaux utilisés corrigent normalement l'inhomogénéité de la réponse en profondeur. Les algorithmes de reconstruction doivent prendre en compte la réponse des détecteurs et la distance de l'objet (Méthode de Chang). Des contrôles de qualité doivent être réalisés périodiquement de façon à éviter les artefacts\*: calibration des caméras, corrections logicielles. Actuellement, le Tomomatic 564 (Medimatic) par exemple, machine TESP haute sensibilité, dispose de quatre ensembles de 16 détecteurs rectangulaires, de collimateurs spéciaux et permet d'obtenir 5 coupes avec une résolution de 6 mm (Temps d'acquisition minimum: 5 s).

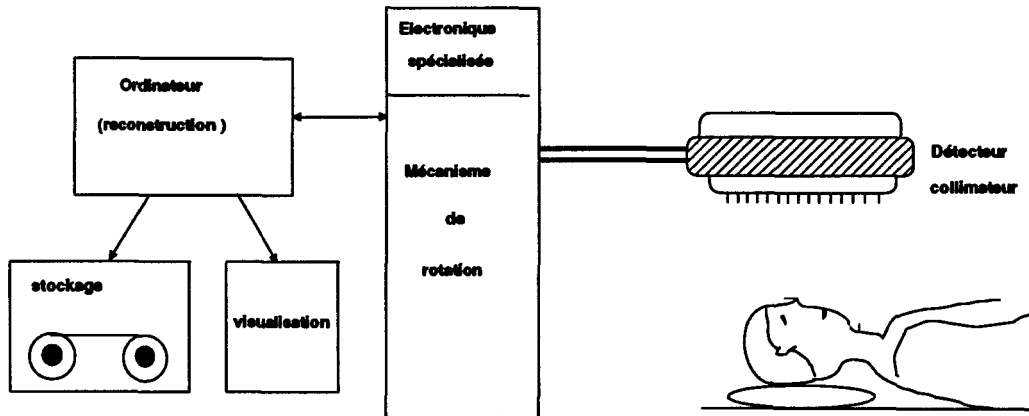


Fig I.16 Principe de la tomographie d'émission de photon unique ( $\gamma$ )

### I.4.2 La Tomographie d'Emission de Positons

La dégénérescence de photons instables d'énergie supérieure à 1,022 Mev peut entraîner une émission de positons. Après émission, les positons vont interagir avec la matière en donnant naissance par annihilation à deux raies gamma d'énergie 511 Kev émises simultanément à 180° l'une de l'autre (Figure I.17). C'est la détection de ces photons de coïncidence qui est utilisée dans les systèmes de tomographie d'émission de positons.

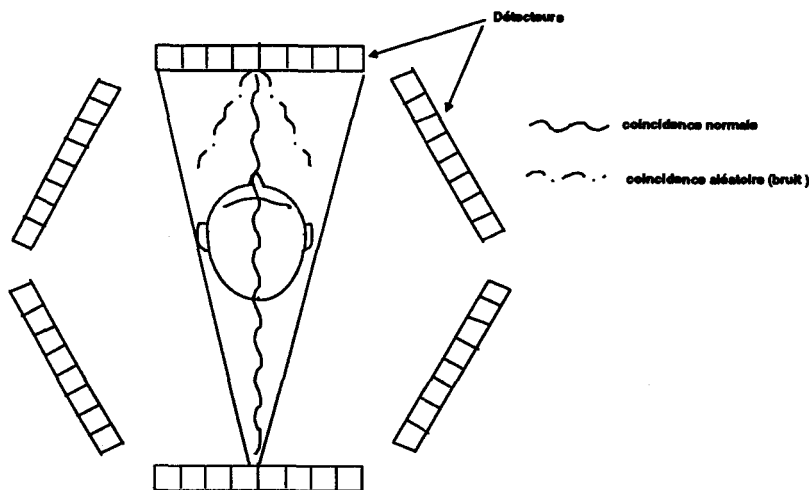


Fig I.17 Principe de la détection en tomographie d'émission de positons ( $\beta$ )

L'appareillage complexe consiste en des anneaux de détecteurs à scintillations disposés selon une géométrie circulaire ou hexagonale et entourant chaque plan à examiner (3 à 7 plans sont traités simultanément). La collimation est réalisée électroniquement. Les machines à détecteurs classiques offrent une résolution satisfaisante et une bonne sensibilité mais de faibles performances temporelles les rendent inexploitable pour des examens dynamiques. Les machines très récentes avec prise en

compte de l'effet "temps de vol" disposent de détecteurs présentant des temps de réponse de l'ordre de 0,5 ns et d'une électronique ultra-rapide permettant la localisation spatiale directe dans une région de  $7 \text{ cm}^2$ . Leur coût est toutefois nettement plus élevé. La résolution des machines TEP actuelles est comprise entre 5 et 10 mm. L'infrastructure importante nécessaire et l'essor à peine entamé de cette technique font que ces systèmes sont encore peu diffusés.

## I.5 L'ANGIOGRAPHIE DIGITALISEE PAR SOUSTRACTION

### I.5.1 Principe

L'évolution des technologies dans le domaine de l'informatique a permis d'accroître les capacités de stockage et les vitesses de traitement. La radiographie numérique a bénéficié de cette évolution. Un système de radiographie numérique se compose classiquement de cinq blocs fonctionnels [AMIEL 90] (Figure I.18):

- 1) l'émission du faisceau X
- 2) l'acquisition de l'image TV réalisée par l'ensemble amplificateur de brillance-caméra TV
- 3) le traitement des images (mémoire image, système de contrôle et de calcul, BUS de communication)
- 4) la visualisation
- 5) le stockage des images.

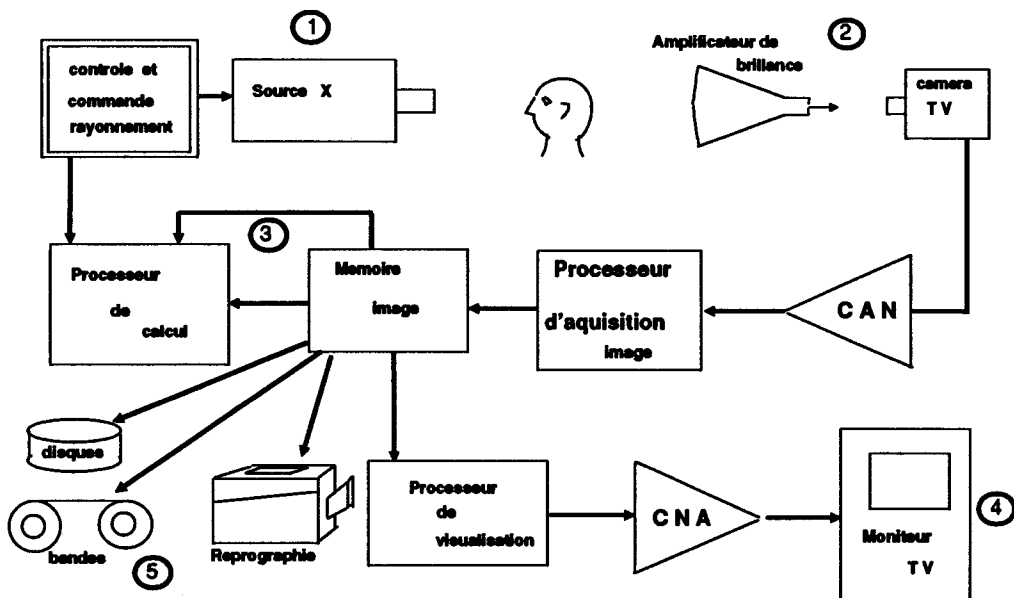


Fig I.18 schéma synoptique d'un système de radiographie numérique

---

En graphie numérique (Acquisition cadencée de l'émission des rayons X et des images) comme en scopie numérique (Emission continue de rayons X), la dose par image est très inférieure à la radiologie conventionnelle (2 à 40  $\mu\text{R}^*$ ). Les images acquises peuvent être traitées en différé par des algorithmes réalisant des opérations arithmétiques, statistiques, de filtrage, de détection de contours, de définition et d'analyse de ROI<sup>\*</sup>, de quantification... En Angiographie Digitalisée par Soustraction (ADS<sup>\*</sup>), le système effectue l'acquisition des images de la vascularisation après injection de produit de contraste et leur soustrait en temps réel l'image avant injection (masque), donnant ainsi des images plus contrastées qu'en radiographie conventionnelle et de très bonne résolution spatiale.

### **I.5.2 Angiographie Numérique Stéréotaxique**

En général, les distorsions de l'image et le durcissement du faisceau de rayons X ne sont pas pris en compte dans les logiciels des systèmes de radiologie numérique. La source de rayons X est placée très près du sujet ( $\approx 1$  m) occasionnant des grandissements de 20 à 30%. Le détecteur X n'est pas planéiforme mais légèrement incurvé sur les bords. En repérage stéréotaxique, il est nécessaire de déterminer l'agrandissement au point considéré et d'être en mesure de corriger les distorsions géométriques par l'intermédiaire d'une LUT<sup>\*</sup>, par exemple, constituée à partir de mesures expérimentales effectuées sur un fantôme [KELLY 91].

---

## Conclusion

Le tableau I.1 suivant résume les principales caractéristiques des différentes techniques d'imagerie.

L'imageur à RMN dont nous disposons est un MRMAX de General Electric - CGR à aimant supraconducteur de 0.5 T (Figure I.19). L'homogénéité spatiale, qui traduit la différence d'intensité entre deux points du champ d'examen, est de 8 ppm (1 ppm =  $10^{-6}$  en valeur relative). La stabilité temporelle, ou différence dans le temps de l'intensité du champ en un point donné de l'espace, est de 0,1 ppm / heure. Il est équipé d'une console annexe de consultation des images, d'un dérouleur de bandes magnétiques pour l'archivage des examens, d'un système de reprographie sur film.

Nous disposons également d'un tomodensitomètre de 4ème génération SOMATOM DRH de Siemens. L'appareil est équipé d'un système de reprographie et nous l'avons doté d'un dérouleur de bandes magnétiques.

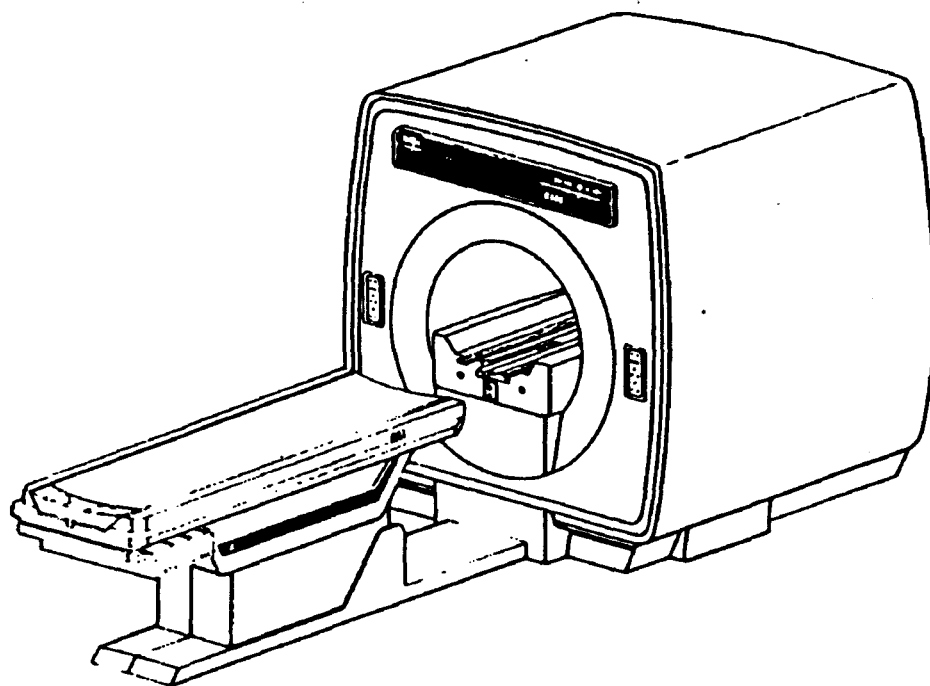


Fig I.19 Vue générale de l'imageur à résonance magnétique



TECHNIQUE d'IMAGERIE	RADIOGRAPHIE	T D M	I R M	TESP	TEP	A D S
DATE	1900	1975	1980	1965	1980	1980
TECHNOLOGIE	Rayonnement X impressionnant un film photographique	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Rayonnement X</li> <li>- Source et détecteur en rotation autour du patient</li> <li>- Reconstruction d'une série de coupes transverses</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesure du retour à l'équilibre des noyaux d'atomes placés dans un champ magnétique statique intense et excités par une onde électromagnétique</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mesure de la fixation d'un traceur radioactif</li> <li>- Reconstruction d'une série de coupes transverses par la technique scanographique</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Rayonnement X détecté par un amplificateur de brillance</li> <li>- Mesures stockées numériquement</li> </ul>	
AVANTAGES	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Matériel très courant</li> <li>- Bonne définition spatiale</li> <li>- Technique éprouvée</li> <li>- Coefficient de grandissement voisin de 1 en téléradiographie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Machines courantes</li> <li>- Technique tomographique 2 D+ (coupes axiales)</li> <li>- Bonne précision spatiale</li> <li>- Coupes fines (1mm)</li> <li>- Dose de rayonnement X reçue par le patient plus réduite qu'en radiographie conventionnelle</li> <li>- Examen rapide et peu coûteux</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Technique tomographique 3D</li> <li>- Imagerie des tissus mous de meilleure définition qu'en TDM</li> <li>- Non invasif</li> <li>- Grand nombre de paramètres qui permet une imagerie diversifiée</li> <li>- 3 plans possibles</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Technique tomographique 2D+</li> <li>- Informations fonctionnelles (non anatomiques)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Traitement d'images en temps réel et en temps différé</li> <li>- Dose de rayonnement inférieure à la radiographie conventionnelle</li> <li>- Examen dynamique (ADS)</li> <li>- Utilisation réduite de film photographique</li> </ul>	
INCONVENIENTS	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Téléradiographie (5m)</li> <li>- Imagerie en projection</li> <li>- Consommation de film photographique importante</li> <li>- Dose de rayonnement X reçue par le patient non négligeable</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Contraste ne permettant pas la mise en évidence de tous les processus tumoraux</li> <li>- Contrôle des jeux mécaniques</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Distorsion du champ magnétique principal</li> <li>- Temps d'examen long</li> <li>- Coût de l'appareillage non négligeable</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Résolution encore limitée (5mm)</li> <li>- Technique encore peu répandue pour le TEP</li> <li>- Coût appareil et examen élevé pour le TEP</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Distorsions dimensionnelles importantes (20 à 30%)</li> </ul>	

Tableau I.1 - Comparatif des différentes techniques d'imagerie utilisables pour la localisation de structures

**CHAPITRE II - STEREOTAXIE ET REPERAGE  
TRIDIMENSIONNEL EN IMAGERIE**

L'application directe de notre travail concerne la stéréotaxie cérébrale. Ce deuxième chapitre présente la stéréotaxie comme une méthode d'investigation du cerveau en évolution constante. La stéréotaxie est maintenant une technique neurochirurgicale complexe et éprouvée qui doit tirer pleinement partie des images issues des systèmes d'imagerie récents pour réaliser un geste opératoire toujours plus sécurisant. La deuxième partie de ce chapitre est une synthèse des méthodes et des systèmes de repérage stéréotaxiques. L'analyse des contraintes des méthodes classiques nous conduit à envisager d'autres solutions pouvant facilement se mettre en oeuvre sur un système informatique de moindre coût.

## II.1 LA STEREOTAXIE

Pour définir au mieux les modalités de traitement des tumeurs cérébrales, il convient d'être en mesure de préciser la localisation de la tumeur, son volume, ses voies d'extension préférentielles, sa nature histologique, ses caractéristiques physiologiques, sa densité et son environnement fonctionnel. Quelques-unes de ces données peuvent être fournies par les méthodes actuelles d'imagerie médicales, mais en aucun cas les caractéristiques physiologiques ne peuvent être définies avec certitude: c'est l'objectif essentiel de la stéréotaxie en pathologie tumorale cérébrale. De plus, à partir d'une méthodologie stéréotaxique, il est possible de planifier dans un même espace géométrique toutes les données de l'imagerie médicale dans un but de confrontation diagnostique mais également afin de mieux orienter la stratégie thérapeutique.

Après un bref rappel historique, nous montrons l'évolution des méthodes stéréotaxiques, aujourd'hui très liées aux nouvelles technologies d'imagerie médicale. Une procédure stéréotaxique classique, conforme à celle adoptée par l'école de Sainte Anne, est décrite. Enfin, nous présentons le problème et les solutions actuelles de la localisation anatomique des structures cérébrales en insistant plus particulièrement sur l'approche proportionnelle proposée par J. Talairach.

### II.1.1 Définition et historique

Le mot STEREOTAXIE signifie étymologiquement "ordonnancement dans l'espace" (du grec stereos: à trois dimensions et taxis: disposition). La stéréotaxie est un procédé de repérage rigoureux des structures cérébrales profondes, employé d'abord en neurochirurgie fonctionnelle (Traitement des mouvements anormaux, de certaines douleurs chroniques, de certaines épilepsies...)

puis en pathologie tumorale. Elle repose sur un système de contention, appelé cadre stéréotaxique, fixé sur le crâne du sujet à l'aide de pointes transcutanées ou transosseuses. L'ensemble des appareillages stéréotaxiques se caractérise par la capacité de guider un ou plusieurs instruments dans les différentes régions du cerveau, à crâne fermé.

La méthodologie stéréotaxique a vu le jour à la fin du siècle dernier pour l'étude neurophysiologique du système nerveux central en expérimentation animale. Le premier dispositif semble avoir été construit par DITTMAR en 1873. De 1908 à 1920, HORSLEY et CLARKE perfectionnent un cadre stéréotaxique polyvalent basé sur un système de coordonnées tridimensionnelles dans trois plans orthogonaux de l'espace dont le centre géométrique est situé dans le volume cérébral. Leur méthode de repérage permet d'obtenir les coordonnées spatiales d'un point du volume cérébral à partir de repères osseux crâniens. Des atlas\* anatomiques ont été réalisés à partir de cette méthode, pour situer spatialement les diverses structures cérébrales par rapport aux références du cadre (CLARKE et HENDERSON, expérimentations sur le singe).

L'intérêt des travaux réalisés sur des animaux annonce une application chez l'homme. Déjà en 1889, ZERNOV destine son encéphalomètre à des investigations dans le cerveau humain. Il est suivi par ROSSOLIMO en 1907 avec son topographe cérébral (Figure II.1.a). Mais ce sont SPIEGEL et WYCIS qui réalisent en 1947 la première intervention stéréotaxique chez l'homme au moyen d'un dispositif stéréotaxique développé à partir des techniques stéréotaxiques animales: le stéréoencéphalotome [SPIEGEL 47].

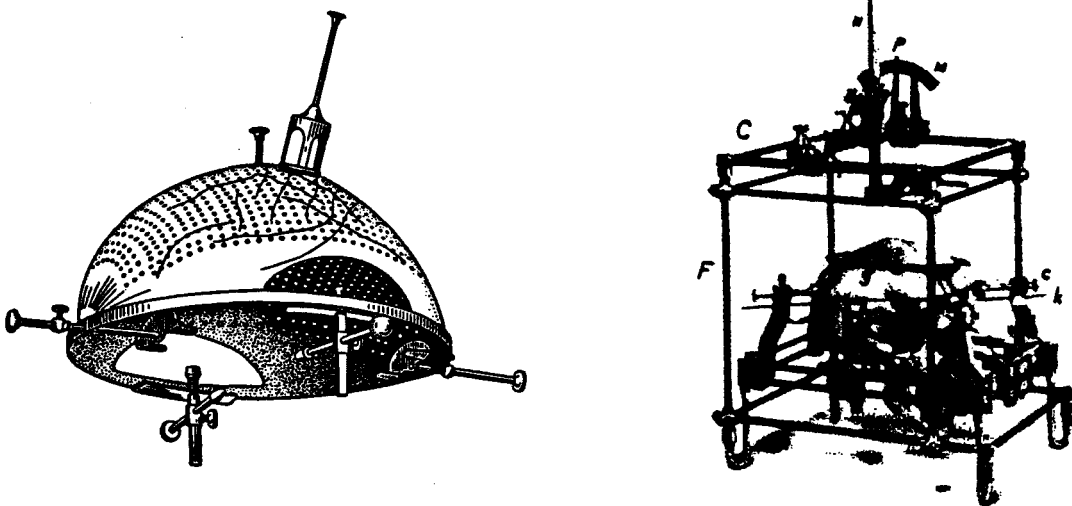


Fig II.1.a Topographe de Rossolimo II.1.b Stéréoencéphalotome de Spiegel et Wycis

## II.1.2 Evolution de la méthodologie stéréotaxique

A l'origine, la méthode a été développée pour l'exploration neurophysiologique du cerveau. L'appareillage stéréotaxique permet l'introduction d'électrodes dans le volume cérébral dans le but d'exciter des circuits fonctionnels ou d'enregistrer l'activité électrique de différentes structures.

Les cadres évoluent pour s'adapter à l'étude de structures cérébrales particulières. A partir de 1949, Jean TALAIRACH fut parmi l'un des premiers à élaborer une méthode de repérage anatomo-radiologique des noyaux gris centraux, d'un grand intérêt notamment pour le traitement du tremblement Parkinsonien. L'exploration anatomique s'élargit ensuite à l'ensemble des structures encéphaliques grâce à la comparaison des données anatomiques et téléradiographiques [TALAIRACH 54]. C'est à partir de là que se sont développés l'exploration et le traitement de certaines épilepsies sévères.

La cartographie tridimensionnelle ainsi obtenue et les progrès réalisés dans la localisation des structures cérébrales se sont révélés d'un grand secours dans la définition, la caractérisation histologique et le traitement de certaines tumeurs.

Au niveau diagnostique, l'angiographie spatiale, stéréotaxique et stéréoscopique [SZIKLA 80], permet la visualisation directe des surfaces du cerveau par l'étude bidimensionnelle de son enveloppe vasculaire. La corrélation des données anatomiques et angiographiques permet dans certain cas la mise en évidence d'une zone pathologique. La technique des biopsies stéréotaxiques étagées [DAUMAS 82], qui consiste à réaliser des prélèvements consécutifs de faible volume dans des sites lésionnels, a été mise au point dans le double but de déterminer la nature histo-pathologique et de préciser l'extension spatiale des zones lésionnelles avant de décider d'une stratégie curative. Les systèmes d'imagerie récents, Tomodensitométrie (TDM<sup>\*</sup>), Imagerie par Résonance Magnétique (IRM<sup>\*</sup>), et Tomographie d'Emission apportent des renseignements anatomiques et physiologiques complémentaires permettant la découverte précoce d'anomalies situées dans des zones critiques.

Au niveau thérapeutique, la précision de la méthode stéréotaxique est particulièrement bien adaptée à des traitements efficaces et peu traumatisants des petites lésions. La neurochirurgie

stéréotaxique permet en particulier la vidange de lésions kystiques sans grands risques. Dans le cas de tumeurs inopérables par la neurochirurgie conventionnelle, on peut avoir recours à la technique de l'implantation interstitielle d'isotopes radioactifs [MUNDINGER 66], [SZIKLA 84]. De façon à pallier le caractère invasif de l'introduction d'un outil dans le cerveau, le neurochirurgien Suédois Lars LEKSELL propose l'irradiation par faisceaux externes des tumeurs radio-sensibles en 1951 [LEKSELL 51]. La radiothérapie multifaisceaux consiste à concentrer sur la lésion plusieurs faisceaux irradiants judicieusement répartis de façon à épargner au maximum les zones critiques et diminuer globalement l'irradiation des structures traversées par un faisceau. Elle peut s'effectuer grâce à des sources à rayonnements gamma (Leksell Gamma Unit) ou avec un faisceau de photons X, issu d'un accélérateur linéaire (LINAC), en rotation centrée sur la tumeur. Combiné à un repérage stéréotaxique précis de la cible, cette technique semble très intéressante, comme en témoigne actuellement le grand nombre de publications sur ce sujet.

### **II.1.3 La procédure stéréotaxique de routine**

La méthode stéréotaxique s'appuie sur un matériel spécifique: cadre de contention et installation radiologique, dont il convient d'énoncer les caractéristiques. L'examen suit un protocole que nous nous proposons de décrire.

#### **II.1.3.1 Description de l'unité stéréotaxique**

La spécificité de ce type d'intervention implique que la salle d'opération y soit entièrement consacrée. Dans l'environnement de la salle d'opération, on trouve une chambre noire pour le développement des films radiographiques, une salle de commande et éventuellement d'autres pièces pour le matériel concernant les examens électrophysiologiques par exemple. En général, la salle d'opération est blindée pour assurer la protection du personnel contre les rayons X.

Au CHR de Lille, le bloc de stéréotaxie vient s'intégrer dans le complexe de l'hôpital neurologique A. La disposition des locaux est illustrée sur la figure suivante:

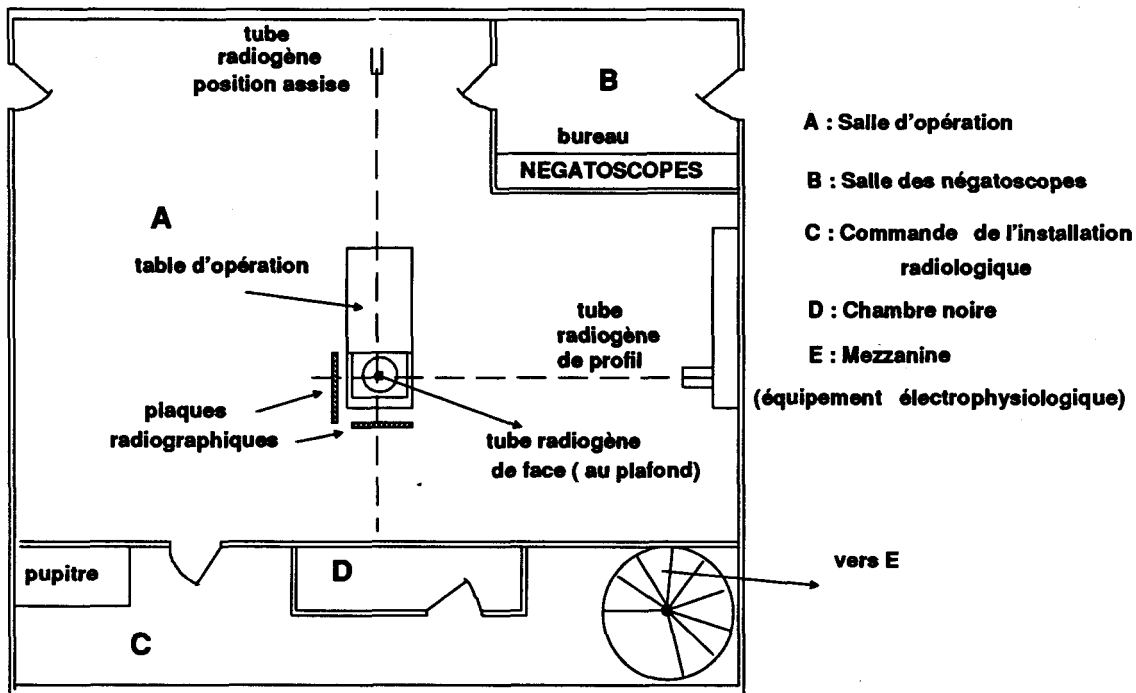


Fig II.2 Bloc opératoire de stéréotaxie

#### II.1.3.1.1 La table d'opération

La table d'opération, sur laquelle le patient est installé, sert également de support pour la fixation du cadre stéréotaxique.

#### II.1.3.1.2 L'installation radiologique

Des clichés radiographiques de face et de profil sont pris en cours d'intervention. Pour cela, deux, voire trois tubes à rayons X, montés sur rails, sont installés en salle d'opération tels que la distance foyer-plaque radiographique soit d'environ 5 m. On assure ainsi un grandissement voisin de 1 et un minimum de distorsion sur les documents. Des amplificateurs de brillance, sensibles aux rayons X, répercutent le signal reçu sur des moniteurs de visualisation.

De façon à assurer une parfaite coïncidence entre les différents clichés, que l'on dit "pris en conditions stéréotaxiques", on contrôle en permanence l'alignement du rayon sur les plaques radiologiques grâce à un dispositif de visée laser.

Enfin, un changeur de film (Sériographe) réalise l'avance automatique de films lors de la prise des clichés artériographiques. En effet, cette procédure doit mettre en évidence l'évolution en fonction du temps du parcours du produit de contraste injecté (Temps artériel, temps veineux, temps vasculaire) qui permet de reconstruire en totalité l'arbre vasculaire cérébral.

### II.1.3.1.3 Le cadre stéréotaxique

Il existe plusieurs types d'appareillages stéréotaxiques. Ces appareils doivent répondre à des exigences imposées par la précision demandée lors de l'acte stéréotaxique : il s'agit en effet d'insérer à crâne fermé dans le cerveau un instrument chirurgical pour atteindre, avec un maximum de précision et de sécurité, la cible choisie.

Un cadre doit pouvoir se fixer solidement au crâne du patient de façon à garantir un rapport constant entre le crâne et l'appareil. S'il est enlevé il faut pouvoir le reposer dans les mêmes conditions de façon à être en mesure de répéter les mêmes réglages. Il permet l'introduction d'un ou plusieurs instruments dans le cerveau avec une précision espérée de plus ou moins 0,5 mm. Il permet la prise des clichés radiologiques de contrôle en conditions stéréotaxiques et sert de support aux plaques radiographiques et à différents instruments. On demande parfois qu'il soit compatible avec les tomodensitomètres ou les imageurs à résonance magnétique nucléaire.

Pour la localisation tridimensionnelle des cibles, le cadre présente un point d'origine parfaitement défini sur lequel est construit le repère orthonormé de référence. A partir de ce repère, la position d'une cible est déterminée soit par rapport à un système de coordonnées cartésiennes (X,Y,Z) soit par rapport à un système de coordonnées polaires (R,  $\Theta$ ,  $\Phi$ ).

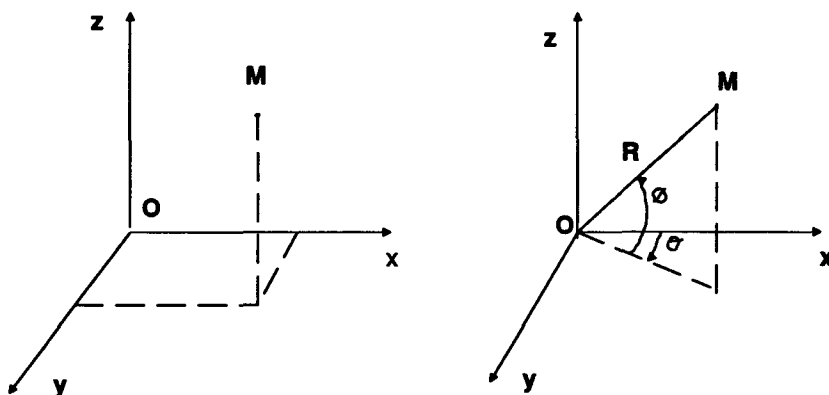


Fig II.3 les systèmes de coordonnées cartésiennes et polaires



Parmi les systèmes stéréotaxiques les plus connus, on peut citer le cadre BROWN-ROBERT-WELLS<sup>1</sup> (cadre BRW, adaptation du cadre TODD-WELLS) qui est basé sur un système de coordonnées angulaires [BROWN 80]. Sur sa base circulaire, on peut adapter un système d'arc destiné à supporter l'outil qui va être guidé vers la cible par la définition de quatre angles avec une précision annoncée de 0,25 mm sur la totalité des angles possibles. Plusieurs accessoires sont adaptables, en particulier un dispositif de repérage destiné au scanner X. Un micro-ordinateur portable et un programme de calcul permettent de calculer les trois coordonnées (X,Y,Z) par rapport à l'origine du cadre d'une cible repérée sur les images tomодensitométriques. L'avantage important du système BRW est que le système d'arc peut être enlevé de son support ce qui facilite considérablement la préparation de la peau (nettoyage, incision). L'inconvénient majeur du système est qu'il ne peut supporter qu'une seule sonde à la fois.

Le neurochirurgien suédois Lars Leksell a mis au point un cadre basé sur un système de coordonnées cartésiennes. Le cadre de Leksell<sup>2</sup> est souvent utilisé pour la stéréotaxie appliquée à la radiochirurgie. Le système OBT<sup>3</sup> est dérivé de celui de Leksell et est destiné à minimiser les artefacts en imagerie tomодensitométrique ou RMN\*. Le cadre de Laitinen est un cadre de Leksell modifié pour lequel l'anneau de base est circulaire. Laitinen a créé un adaptateur TDM\* et IRM\* qui vient se fixer sur le nez et dans les conduits auditifs externes du patient [LAITINEN 87] (Voir également [HITCHCOCK 87] pour un autre adaptateur).

Pour le cadre de Riechert<sup>4</sup>, les coordonnées d'un point cible sont obtenues en adaptant le système d'arc sur un simulateur de point cible qui donne les trois coordonnées X,Y,Z après réglage mécanique et permet le repositionnement précis sur le crâne du patient. Le modèle "universel"

- 
- (1) Système BRW fabriqué par Trent Wells Inc., Californie. Distribué par Radionics Inc., Burlington, Massachusetts, USA et RDG Electro Medical Equipment, Croydon, Surrey, UK.
  - (2) Elekta Instruments, Montreal, Canada
  - (3) Tipl Instruments, Montreal, Canada
  - (4) Fischer MET GmbH, Schopfheimer Strasse 6, D-7800 Freiburg, Allemagne

permet de réaliser des biopsies, des implantations d'électrodes, des implantations d'isotopes radioactifs; un calculateur portable effectue les calculs de trajectoires en complément du simulateur. Il combine un système de coordonnées cartésiennes pour la définition de la cible et du point d'entrée de l'outil dans le crâne, un système de coordonnées sphériques pour la définition de la direction d'une trajectoire (quatre angles). Des adaptateurs pour l'imagerie tomодensitométrie et IRM\* (Mundinger et Birg) sont également disponibles.

L'appareil stéréotaxique de Talairach<sup>5</sup> est basé sur un système de coordonnées orthogonales. Il est fixé dans la voûte osseuse par des tenons mis en place après trépanation trans-cutanéο-osseuse au foret. Ceci permet de repositionner le cadre dans une situation topographique strictement superposable d'une séance opératoire à l'autre en tenant compte des coordonnées relevées sur les vis micrométriques. Cependant, lorsqu'il n'est pas prévu de procéder à plusieurs séances stéréotaxiques, le cadre peut être fixé par des pointes qui sont fichées dans l'os en transcutané. Des grilles doubles sont utilisées pour les approches orthogonales, qu'elles soient frontales, occipitales ou latérales droite et gauche. Les grilles sont percées de 837 trous dont l'entre-axe est de 3 mm et le diamètre de 2,3 mm (Figure II.4).

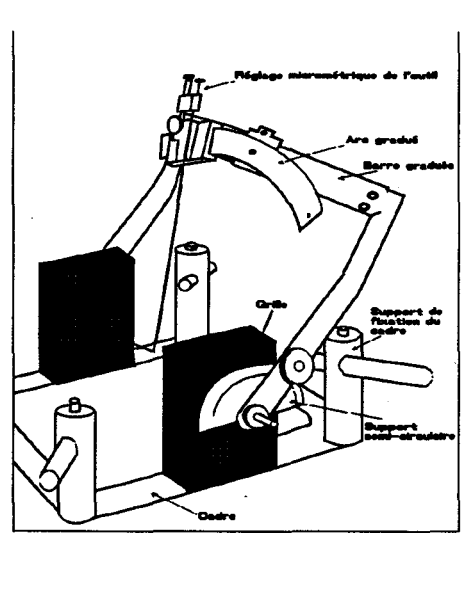


Fig II.4 Cadre de Talairach et arc de Scerrati

(5) General Electric CGR: 100, rue Camille Desmoulins 92130 Issy-les-Moulineaux, France

Les grilles peuvent être positionnées de telle manière qu'elles puissent couvrir la totalité du champ opératoire. Deux séries de fixation permettent un décalage des grilles d'un demi trou (1,5 mm), lorsque de petits décalages latéraux doivent être opérés. Des grilles orientables peuvent être utilisées pour des approches obliques simples. Pour des approches en double obliquité, un système d'arc, développé par SCERRATI et *al.*, s'adapte au cadre de Talairach [SCERRATI 84]. Il présente néanmoins l'inconvénient de donner des clichés radiologiques de profil très artéfactés par les grilles de profil qui servent à sa fixation. Le cadre de Talairach permet aisément l'introduction simultanée de plusieurs outils grâce aux grilles.

De nombreuses adaptations ponctuelles ont été réalisées par les neurochirurgiens eux-même visant à combiner les avantages des différents systèmes [SEDAN 87], [MAULA 90].

#### II.1.3.1.4 Configuration de notre installation stereotaxique

La figure II.5 schématise la configuration de l'installation radiologique stéréotaxique (General Electric CGR).

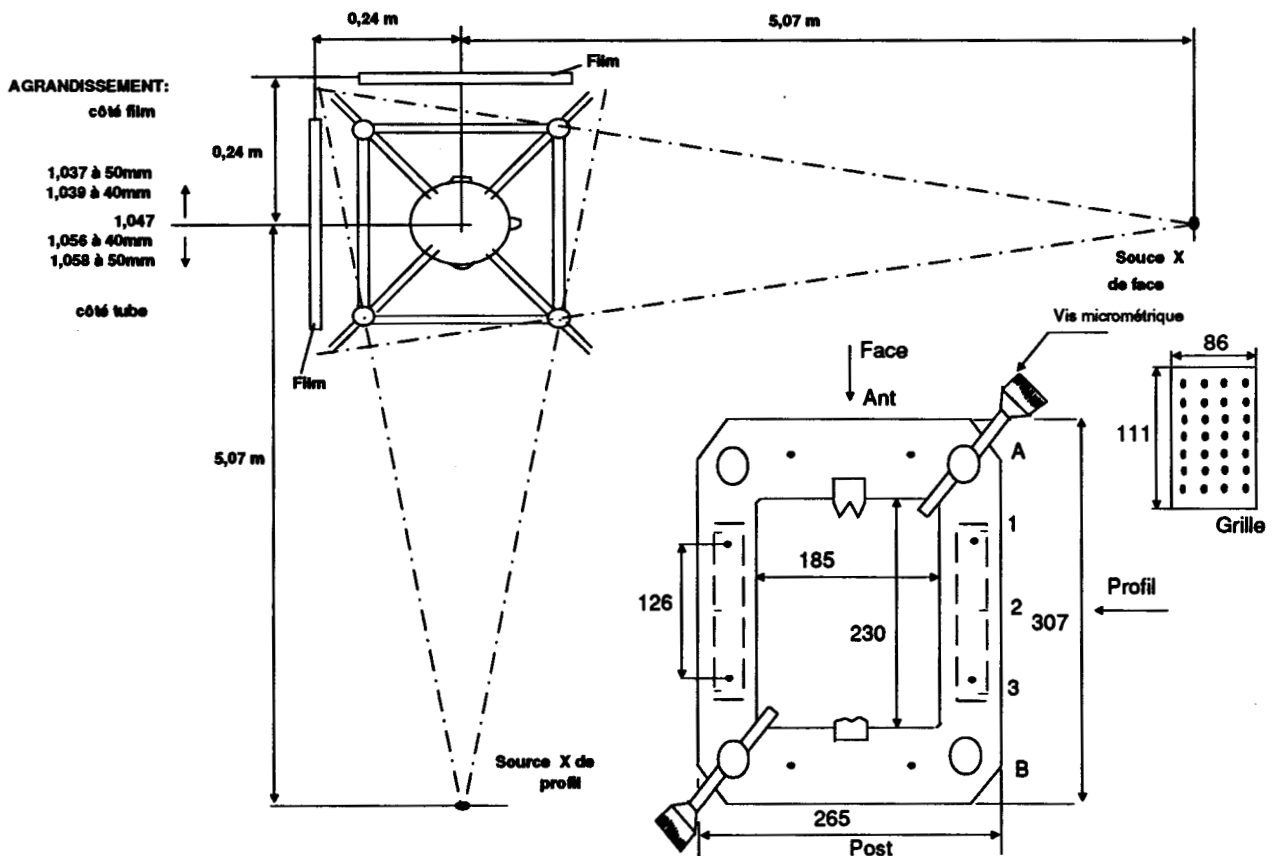


Fig II.5 Configuration de l'installation radiologique stéréotaxique

Elle comprend 3 tubes radiogènes (un de face et de profil en position couchée et un tube additionnel de face en position assise), le cadre de Talairach et ses accessoires (portes-films, grilles...), les dispositifs d'alignement laser, des amplificateurs de brillance. La distance source-plan médian du cadre stéréotaxique est de 5,07 m et l'agrandissement correspondant de 1,047. Il est possible de prendre des clichés stéréoscopiques de face et de profil. Un changeur de films rapide permet la prise des clichés artériographiques en conditions stéréotaxiques (Agrandissement équivalent).

Pour les approches en double obliquité, un arc d'intervention, mis au point par Scerrati et *al.* est adapté sur le cadre [SCERRATI 84].

#### II.1.3.2 La procédure stéréotaxique [SZIKLA 80], [BLOND 90]

Le malade anesthésié a la tête maintenue fixe dans le cadre stéréotaxique. La rigoureuse orthogonalité entre le faisceau des rayons X et les cassettes radiologiques étant vérifiée, des clichés standards en face et en profil sont réalisés. Le bilan angiographique est effectué soit par cathétérisme sélectif de l'artère carotide interne, soit par reflux huméral, soit encore par voie fémorale. L'interprétation tridimensionnelle à partir de deux clichés face-profil est possible puisque la coordonnée hauteur est identique dans les deux projections orthogonales. Couramment, les installations radiologiques permettent de réaliser des clichés stéréoscopiques, le tube étant déplacé d'un angle d'environ 6°. Par observation simultanée des deux clichés stéréoscopiques, soit directement, soit à l'aide de lunettes ou d'un stéréoscope, on obtient une vision en relief qui peut permettre une interprétation tridimensionnelle plus aisée.

Une ventriculographie peut être réalisée, par ponction de la corne frontale avec injection d'air et d'un contraste positif (Iopamiron) sous contrôle scopique. Les clichés permettent de reconstruire les contours ventriculaires et d'objectiver les Commissures Antérieures (CA) et Postérieures (CP) qui sont des repères anatomiques essentiels servant de base à la méthodologie de repérage introduite par Talairach exposée dans le prochain paragraphe.

A ce stade de l'examen, le neurochirurgien possède déjà un certain nombre de données sur l'anatomie cérébrale plus ou moins modifiée par l'insertion d'un processus lésionnel. Parfois, ces clichés permettent déjà l'objectivation d'une tumeur par l'observation d'un déplacement anormal

des grands axes artériels ou veineux, ou par la visualisation des contours de tumeurs juxtaventriculaires.

Les images issues des techniques d'imageries modernes (TDM\*, IRM\*, ADS\*, TEP\*) apportent des informations complémentaires destinées à préciser davantage la configuration spatiale de la zone lésionnelle dans des cas complexes ou même à dépister des lésions de petites dimensions. Dans la transposition des données entre ces images et les images stéréotaxiques, il apparaît nécessaire de définir des repères communs. Plusieurs méthodes peuvent être envisagées, nous en proposons une dans ce mémoire adaptée à la transposition des données des techniques d'imagerie tomographiques (IRM et TDM) et le système stéréotaxique.

Une fois le volume cible parfaitement défini, il convient d'identifier le type de la lésion afin de pouvoir adopter une thérapie adaptée. C'est l'objet des biopsies étagées. Le neurochirurgien définit le point de pénétration et le trajet du trocart à biopsies à l'aide des différentes images et en particulier des images de l'artériographie qui sont absolument indispensables pour définir une trajectoire avasculaire. Il s'appuie pour cela sur sa connaissance des structures anatomo-fonctionnelles du cerveau et de leur situation, éventuellement en ayant recours à un atlas d'anatomie.

Le biopseur est positionné sur l'appareillage stéréotaxique en fonction du trajet choisi. On réalise une série de prélèvements étagés le long du trajet allant du tissu sain, à travers la zone pathologique, jusqu'au tissu normal situé au delà de la lésion. Les prélèvements analysés, permettent d'appréhender certains caractères lésionnels: tumeur de structure homogène ou polymorphe, bien limitée ou au contraire infiltrante et de définir plus précisément le volume tumoral, ses contours et ses voies d'extension préférentielle. La stéréo-électro-encéphalographie, qui consiste à introduire des électrodes dans le cerveau, permet dans certain cas, par observation des activités recueillies, de parfaire la définition du volume lésionnel.

La cartographie lésionnelle ainsi établie a pour but de déterminer la conduite thérapeutique la mieux adaptée et la moins traumatisante: intervention à ciel ouvert, radiothérapie conventionnelle, radiothérapie interstitielle ou multifaisceaux etc...

### II.1.3.3 Données statistiques et économiques

L'intervention stéréotaxique dure de 1 heure 30, pour un simple repérage, à plus de 3 heures pour une stimulation thalamique. (Une stimulation thalamique consiste à implanter une électrode dans la thalamus reliée à un stimulateur extérieur destiné à enrayer des tremblements notamment chez des patients atteints de la maladie de Parkinson).

En début de séance, le neurochirurgien procède à la pose des fixations du cadre sur le crâne du patient. L'intervention proprement dite est précédée par une étape préparatoire où le neurochirurgien réalise l'artériographie, consulte les images, détermine sa cible et la trajectoire pour y parvenir (durée de 30 minutes à une heure).

Le personnel impliqué est nombreux et divers: neuroradiologistes, anesthésistes, infirmiers et anatomo-pathologistes pour l'analyse des prélèvements biopsiques.

La répartition quantitative selon le type d'interventions pratiquées au CHR de Lille est la suivante:

**- Tumeurs:**

442 patients du 19/12/84 au 18/06/91

**- Parkinson, Dyskinésies (Fonctionnel):**

102 patients du 11/06/85 au 14/05/91

**- Repérages pour l'Unité de Multifaisceaux d'Irradiations Convergentes (UMIC):**

134 patients du 28/02/85 au 25/06/91

**- Stimulation Thalamique (Douleur):**

37 patients du 23/09/87 au 21/05/91

**- Tractotomie pédonculaire:**

14 patients du 14/01/87 au 18/03/91

**- Kyste avec ventriculo cysternostomie:**

11 patients du 21/05/87 au 28/02/91

La durée d'hospitalisation est de 8 jours en moyenne. La salle d'opération est estimée à plus de 5MF.

Les interventions stéréotaxiques représentent environ 10% de l'activité du service de neuro-chirurgie.

**II.1.4 Méthodes de repérage anatomique [MAZOYER 88]**

La localisation anatomique des structures est de première importance dans les études visant à établir des corrélations anatomo-fonctionnelles. Il en est de même au niveau du diagnostic ou de la thérapie.

Les principales difficultés dans l'analyse anatomique des images cérébrales résident d'une part dans l'extrême complexité architecturale du cerveau et d'autre part dans la grande variabilité individuelle dans les dimensions et la forme des cerveaux.

Pour le repérage des structures, on peut disposer comme référence d'un atlas de neuroanatomie qui est constitué d'un ensemble de photographies de coupes fines du cerveau. On sélectionne la coupe de l'atlas qui semble se rapprocher le plus de l'image TDM\* ou RMN\* choisie, par comparaison et en établissant des points de repères communs. Cette méthode, très subjective, ne fait pas intervenir les variations individuelles de l'architecture cérébrale.

Une autre solution consiste à recourir à des atlas\* numérisés qui sont obtenus en général par digitalisation des coupes anatomiques [BOHM 89] ou d'un atlas déjà existant [BANKS 87]. La mise à une taille standard du cerveau se résume à établir un modèle raisonnable de déformation des structures cérébrales qui permette de passer d'un cerveau d'une certaine taille à un cerveau de taille différente. Trois approches principales reposant sur trois modèles différents ont été proposées:

- Un modèle proportionnel basé sur la ligne de base bicommissurale CA-CP

- Un modèle géométrique
- Un modèle physique inspiré de la théorie de la déformation des solides.

Nous nous contentons ici de décrire l'approche proportionnelle qui a pour base les travaux de Jean TALAIRACH [TALAIRACH 57, 67]. Elle suppose l'existence d'un système d'axe universel permettant un repérage proportionnel des structures. Le repère utilise comme ligne de base anatomique la droite joignant le bord supérieur de la Commissure blanche Antérieure CA et le bord inférieur de la Commissure blanche Postérieure CP (ligne bicommissurale). Pour construire le quadrillage proportionnel, on considère le plan interhémisphérique ou médian, le plan passant par la ligne bicommissurale et perpendiculaire au plan médian, les deux plans VCA et VCP perpendiculaires au plan bicommissural et passant par CA et CP (Figure II.6). Les dimensions maximales du cerveau sont prises en compte selon les plans stéréotaxiques (parallèles ou perpendiculaires au plan médian et à la ligne de base CA-CP) et limitent la surface à quadriller. La longueur horizontale est définie comme la distance fronto-occipitale établie entre les points extrêmes frontal et occipital, la longueur verticale comme la distance vertex-plancher de la fosse temporale, la dimension transversale comme la distance entre les points les plus latéraux. On parvient ainsi à un premier quadrillage: 6 rectangles en vue sagittale ou horizontale, 4 rectangles en vue de face. Celui-ci est à nouveau divisé proportionnellement pour donner le quadrillage proportionnel de référence à partir duquel il a été possible de situer statistiquement l'emplacement des structures cérébrales importantes avec une approximation inférieure à 5 mm pour un cerveau normal. Chaque parallélépipède est référencé par trois coordonnées, par exemple: F4b (2 lettres et un chiffre).

La ligne bicommissurale a été introduite comme référence en stéréotaxie par Talairach et *al.* en 1952 et adoptée ensuite par Shaltenbrand et *al.* et Szikla et *al.* du fait de son rapport le plus constant avec les structures cérébrales. Cette référence a fait sa preuve vis à vis des autres repères anatomiques ou osseux existants notamment en neurochirurgie fonctionnelle.

Le quadrillage proportionnel individuel d'un patient peut être directement comparé aux planches de l'atlas\* stéréotaxique proportionnel qui ont été réalisées pour des dimensions de cerveau normalisées [TALAIRACH 67, 88].



Le passage d'un quadrillage proportionnel individuel à un quadrillage proportionnel normalisé est intéressant pour effectuer des études statistiques et comparatives; on parle alors d'anamorphose. Une solution de type électronique a été proposée dans [PECKER 79] avec le procédé NACRE. Dans un premier temps, on superpose à l'image radiologique ou anatomique un quadrillage proportionnel en générant des lignes sur le moniteur TV. Dans un deuxième temps, l'opérateur agit directement sur les réglages des signaux de balayage ligne et trame du moniteur TV de telle façon à faire coïncider très précisément le quadrillage individuel avec un quadrillage normalisé adapté sur le moniteur TV.

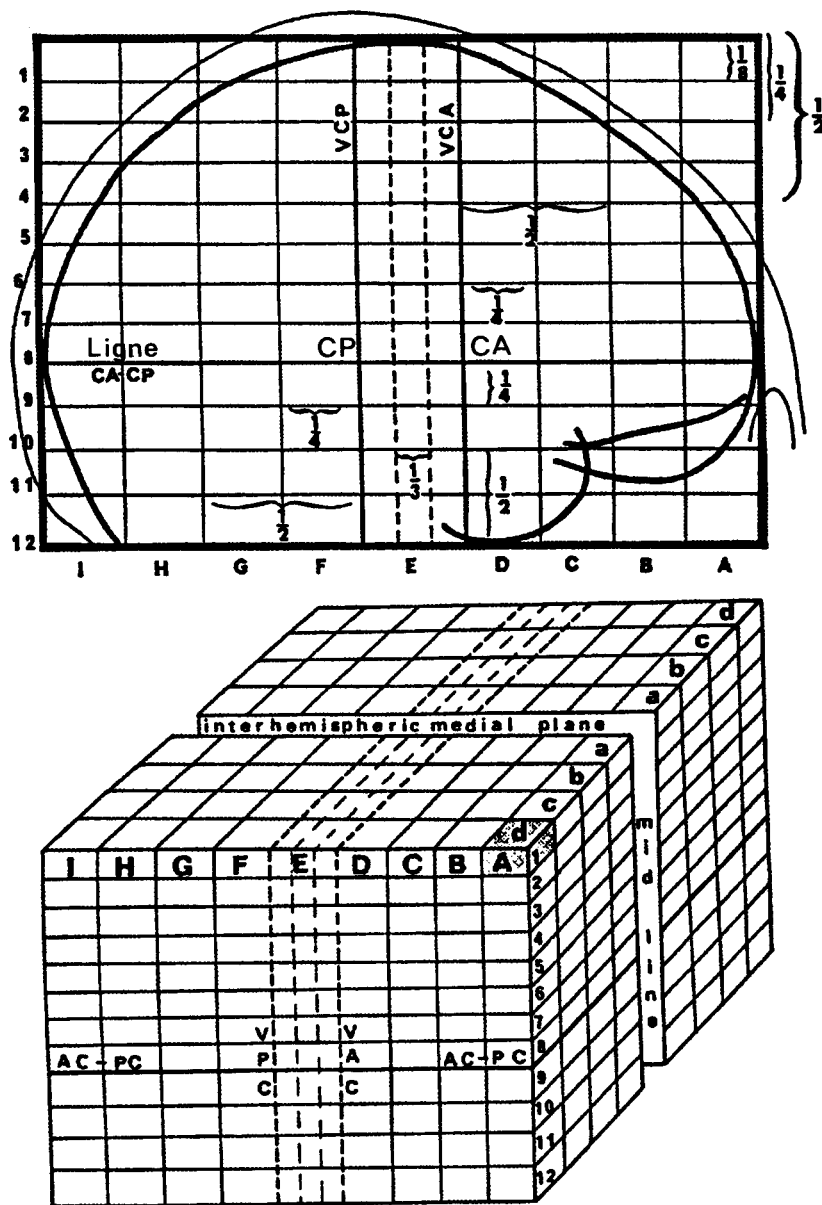


Fig II.6 Quadrillage Proportionnel (d'après [TALAIRACH 88])

## II.2 METHODES ET SYSTEMES DE REPERAGE STEREOTAXIQUE

La réussite du geste stéréotaxique dépend de la finesse avec laquelle on a été capable de définir spatialement la cible. Dans la méthode initiale d'investigation, basée sur une observation attentive des clichés artériographiques par le neurochirurgien, sur son expérience et sa connaissance de la structure intime du cerveau, l'informatique et ses techniques n'avaient pas encore leur place.

La tomodensitométrie a permis pour la première fois le repérage direct des tumeurs. Il devenait donc nécessaire de mettre au point des méthodes de transposition de données entre l'imagerie tomodensitométrique et le repère lié à l'appareillage stéréotaxique. Bergström et Greitz ont proposé d'aligner les deux systèmes de repères [BERGSTRÖM 76]. Pour cela, un anneau, ancré sur la tête du patient, et destiné en outre à recevoir le cadre stéréotaxique d'intervention, était fixé sur l'ouverture du scanographe. On s'assurait ainsi de conditions à peu près constantes pour tous les examens; dans ce sens, les auteurs précisent les critères que doit satisfaire tout dispositif de fixation destiné au repérage stéréotaxique en tomodensitométrie:

- 1- être suffisamment efficace pour éviter les mouvements de tête du patient
- 2- assurer un positionnement reproductible lors de procédures longues ou répétées dans le temps
- 3- assurer une relation constante entre la position de la tête du patient et les divers appareils diagnostiques ou thérapeutiques de façon à permettre un calcul simple et précis des coordonnées d'un point.

Plusieurs méthodes ont été développées pour éviter la contrainte que représente pour le patient la fixation de l'anneau sur l'imageur. La nécessité de mettre en évidence de petites lésions ou des tumeurs non visibles en tomodensitométrie a naturellement posé le même problème de transposition des données avec l'IRM\*. Comme nous l'avons mentionné, les problèmes qui se posent en IRM sont différents de ceux qui peuvent se poser en TDM\*: cadre aimantique de dimensions réduites, distorsion du champ, choix de l'antenne à utiliser.

Quelques systèmes opérationnels mettant en oeuvre ces méthodes sont également présentés.

## II.2.1 Les méthodes de repérage

### II.2.1.1 Les méthodes en tomographie

La tomodensitométrie a rendu possible le dépistage précoce de petites lésions qui demandent à être investiguées par un repérage biopsique en condition stéréotaxique. La transposition des données de l'image TDM dans l'espace stéréotaxique doit s'effectuer avec une précision d'autant plus grande que la lésion est de petite taille. Par convention, nous prendrons l'axe X comme l'axe orienté de la droite vers la gauche, l'axe Y orienté de l'arrière vers l'avant, l'axe Z orienté vers le sommet du crâne (Figure II.7). Les scanners sont capables de donner des coordonnées x et y très précises. Plusieurs méthodes ont été proposées pour évaluer la coordonnée hauteur z. On distingue les méthodes de transposition manuelles et les méthodes nécessitant un calcul informatique.

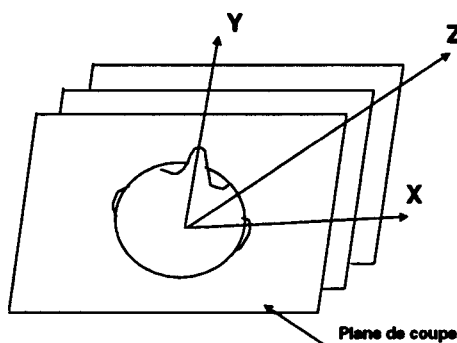


Fig II.7 Convention de représentation des axes

Les premières prennent pour référence des repères anatomiques et consistent essentiellement en des reports graphiques; les secondes s'appuient généralement sur des repères externes fixés sur le crâne du patient, les coordonnées étant calculées par un programme. Si les méthodes informatiques se révèlent à l'usage plus précises, les méthodes manuelles peuvent se concevoir lorsque la tumeur est de taille importante; elles sont d'un grand secours lorsque le tunnel du scanner est trop étroit pour permettre le passage du dispositif de repérage, lorsque le malade refuse le port du cadre ou que sa fixation est difficile ou encore lorsque l'on veut exploiter d'anciens examens.

#### II.2.1.1.1 Méthodes manuelles appliquées à la tomodensitométrie

Cohadon et *al.* [COHADON 77] écartent d'ores et déjà la référence anatomique constituée par la ligne de base classique orbito-méatale sujette à des variations importantes (incertitude angulaire  $8^\circ$ , incertitude linéaire  $\pm 5$  mm).

Musolino et al. [MUSOLINO 87] définissent un repère idéal ainsi:

- être identifiable sans hésitation en TDM et en stéréotaxie
- avoir un contraste TDM élevé
- présenter des limites nettes et régulières dans la direction axiale
- ne pas être trop étendu dans le sens antéro-postérieur ou médio-latéral
- être orienté le plus perpendiculairement possible à la direction axiale des coupes TDM.

Ils proposent une liste des structures pouvant servir de repère, en déplorant toutefois les variations dans la présence et/ou la visibilité de ces structures.

Dans leur méthodologie de transposition, les plans de coupes (15-20 coupes) sont reportés, sous forme de lignes parallèles, sur un papier millimétré transparent en tenant compte de l'agrandissement (Figure II.8). Chaque ligne est numérotée et représente le plan moyen de la coupe correspondante d'épaisseur donnée (3 à 9 mm). Les contours des repères osseux sont soulignés sur la radiographie orthogonale de profil. Deux repères, l'un antérieur (Sinus frontal par exemple), l'autre postérieur (Calcification Pinéale par exemple) sont identifiés. On procède à l'orientation de la grille millimétrée sur le cliché de profil en considérant toutes les coupes TDM présentant les repères anatomiques choisis et, par rectifications successives, on parvient à une orientation finale satisfaisante. De façon à réduire la marge d'erreur de la méthode, il est souhaitable de choisir des repères de petite taille et de réaliser des coupes TDM fines d'inclinaison constante. Par des mesures de distance sur chaque coupe TDM, on calcule le facteur d'agrandissement moyen FA qui fournit également un moyen de détecter une mauvaise orientation de la grille ou un bouger du malade durant l'examen.

Les limites antérieure et postérieure de la lésion, mesurées sur l'axe médian de chaque coupe TDM concernée, sont reportées sur les lignes correspondantes de la grille fixée au cliché de profil compte tenu du FA. La ligne de base du cadre étant une référence commune aux clichés radiographiques de face et de profil, la coordonnée hauteur est identique sur les deux incidences. On est alors en mesure de reporter l'extension médio-latérale de la lésion sur le cliché de face. L'erreur a été évaluée en calculant l'écart entre les dimensions issues de la transposition TDM et les dimensions fournies par le bilan biopsique considérées comme les dimensions réelles. En raison de l'extrême variabilité du volume lésionnel, l'erreur est exprimée en pourcentage par rapport à l'extension lésionnelle réelle. Le pourcentage global moyen d'erreur a été estimé dans cette étude à  $3,7\% \pm 2,3$ .

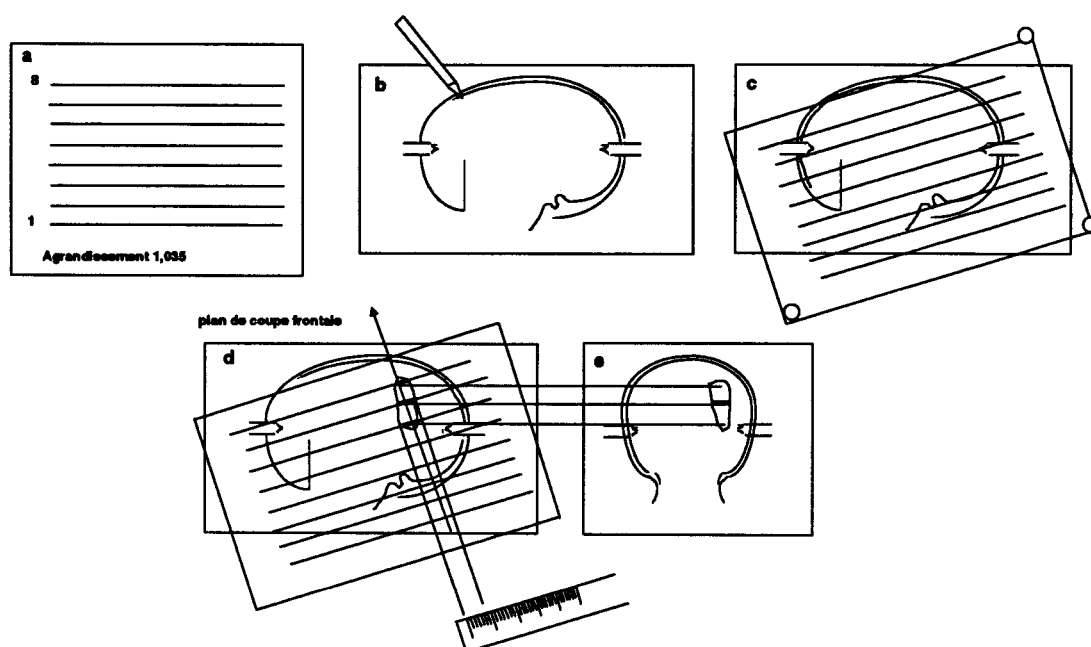


Fig II.8 a: Report des plans de coupes sur papier calque sous forme de lignes parallèles (Facteur d'Agrandissement de 1.035). b: Tracé des contours osseux sur la radiographie de profil. c: Superposition du calque sur la radiographie. d: Report de l'extension antéro-postérieure de la lésion sur chaque plan de coupe compte-tenu du FA et définition du plan de coupe frontale. e: Report de l'extension médio-latérale de la lésion sur le cliché de face.

Les méthodes de transposition manuelles sont relativement longues à mettre en oeuvre. Parfois, les repères anatomiques espérés ne sont pas visibles. Il faut alors en choisir d'autres et adapter la méthode. Couramment, et faute de temps, une transposition plus subjective et plus directe est adoptée par simple observation et confrontation des images lorsque la taille et la configuration de la tumeur le permettent. Ces méthodes peuvent être appliquées dans les cas extrêmes exposés précédemment.

Notons enfin, que certains scanners permettent le report de régions d'intérêt (ROI\*) définies sur les coupes axiales sur un topogramme de profil au même grandissement que les radiographies stéréotaxiques [SEDAN 87].

## II.2.1.1.2 Méthodes assistées par ordinateur

Une bonne synthèse de ces méthodes est présentée dans [ALKE 84]. Mise à part la méthode proposée par Pen et *al.*, où les contours des repères osseux sont reconstruits dans un plan sagittal puis agrandis pour être superposés à une radio de profil, et la méthode de Gildenberg et Kaufman qui utilise un topogramme de profil fournit par le scanner pour évaluer la coordonnée z, ces méthodes utilisent des repères externes fixés plus ou moins solidement au crâne du patient (Grilles acryliques, fils métalliques...).

En fait de repères, il s'agit, pour les méthodes réputées précises, de cadres stéréotaxiques simplifiés adaptés à l'examen scanographique ou de systèmes référentiels adaptés à des cadres stéréotaxiques existants. Ces méthodes ont en commun l'utilisation d'un dispositif de repérage formé de trois éléments plastiques (fibre de carbone pour éliminer les artefacts\* sur les images) en forme de N placés habituellement sur les côtés de la tête et devant (Figure II.9). Cet ensemble est adapté à un support commun au cadre stéréotaxique, fixé sur le crâne du patient.

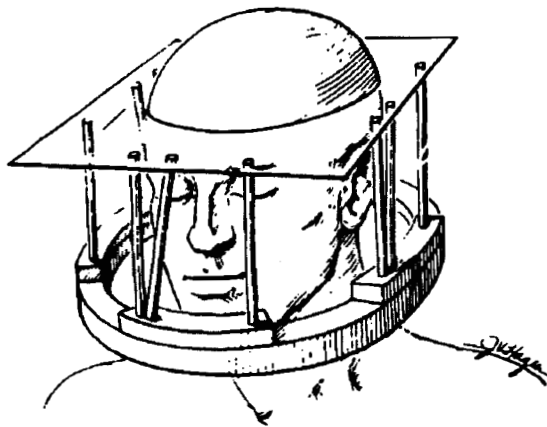


Fig II.9 dispositif en N (D'après [KELLY 91])

Le principe du calcul des 3 coordonnées (x, y, z) d'un point d'une coupe TDM est le suivant: chaque "N" produit sur une coupe TDM trois ellipses. Les positions relatives de leurs centres permettent de calculer les coordonnées dans l'espace stéréotaxique du point d'intersection de la barre diagonale avec le plan de coupe (Figure II.10).

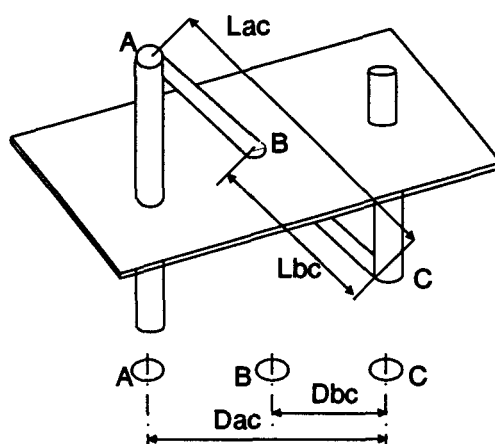


Fig II.10 principe du calcul des centres

D'après le schéma, la longueur  $Lbc$  s'obtient par la formule:

$$\frac{Lbc}{Lac} = \frac{Dbc}{Dac} \quad (\text{Triangles semblables})$$

et on déduit les coordonnées  $B'$  par rapport au cadre du point  $B$  de la coupe. Les points  $B$  et  $B'$  sont déterminés pour chacun des trois  $N$ , les trois points  $B'$  définissant l'orientation du plan de coupe par rapport au plan de référence.

Ainsi, tout point d'une coupe, qui pour simplifier sera prise dans un plan  $z = 1$ , est transformé en un point de coordonnées  $(x', y', z')$  dans l'espace stéréotaxique par le calcul matriciel suivant:

$$(x', y', z') = (x, y, 1) \cdot [F]$$

$$[F] = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & 1 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} x_1' & y_1' & z_1' \\ x_2' & y_2' & z_2' \\ x_3' & y_3' & z_3' \end{pmatrix}$$

$(x_i, y_i, z_i)$  étant les coordonnées des points d'intersection des diagonales dans le plan de coupe,  $(x_i', y_i', z_i')$  les coordonnées de ces mêmes points dans l'espace stéréotaxique.

La transformation inverse, qui calcule les coordonnées dans la coupe à partir des coordonnées stéréotaxiques s'écrit:

$$(x'', y'', z'') = (x', y', z') \cdot [S]$$

avec  $S = [F]^{-1}$

La précision du transfert est limitée par la difficulté d'estimation du centre des ellipses sur l'image scanographique. Une étude a montré que cette erreur restait en moyenne égale à un pixel ( $\approx 1\text{mm}$ ) et qu'elle entraînait une erreur encore plus faible sur le transfert d'un point de l'image scanographique dans l'espace stéréotaxique [BROWN 79 B].

Dans cette méthode, chaque coupe TDM a son propre système de coordonnées, elle est indépendante des coupes voisines. De même, les coupes n'ont pas besoin d'être parallèles entre elles ou au plan du cadre. Cette solution évite la fixation de l'anneau du cadre sur l'imageur et minimise les effets de mouvements de la tête du patient. Sur vingt cas, la moyenne des erreurs sur des mesures de distances a été évaluée à 2 mm avec un écart-type de 0,5 mm. La fixation rigide du dispositif sur le crâne du patient ainsi que son encombrement posent encore des problèmes pratiques, néanmoins il s'agit de la méthode la plus répandue pour le repérage stéréotaxique informatisé actuellement.

Les différentes implémentations de ce système s'appliquent aux nombreuses géométries de construction des cadres, on en trouvera des illustrations dans [RHODES 82] pour un cadre en Delrin construit par Glen, [LIROV 86], [SAW 87] pour le cadre BRW.

#### II.2.1.1.3 Repérage en IRM et en tomographie d'émission

Plusieurs études ont confronté la TDM et l'IRM dans le bilan des tumeurs cérébrales. On peut admettre la supériorité de l'IRM dans le diagnostic positif des tumeurs [LE BAS 87], [BAZILLE 89]. Sans être irradiant, l'examen IRM offre un bilan d'extension et de localisation plus précis qu'en TDM; il permet, en imagerie pondérée en T2\* ou avec produit de contraste, de mieux évaluer le caractère infiltrant d'une tumeur bien qu'il ne soit pas toujours possible de distinguer entre oedème périlésionnel et tumeur.

Ces avantages vont de pair avec quelques inconvénients: les calcifications sont moins bien repérées qu'en TDM, les patients ne doivent pas présenter de matériels ferromagnétiques tels que clips ou agrafes sous peine d'artefacts\* dans les images. L'examen est en général plus long et plus coûteux, mais l'évolution des technologies tend à réduire les écarts à ce niveau.

L'IRM se révèle d'un grand intérêt pour le repérage stéréotaxique. Une des premières solutions proposées pour le repérage a naturellement consisté à adapter le dispositif de repérage en N. Dans [THOMAS 86], les barreaux en fibre de carbone sont remplacés par des tubes dans le même matériau remplis d'une solution de Gd-DTPA\* de T1 court, également utilisé dans le diagnostic des tumeurs. Une antenne tête réceptrice spéciale a été conçue pour s'adapter au dispositif de repérage. Les séquences d'inversion-récupération et spin-echo ont été utilisées. Les applications diffèrent par



l'agent de contraste utilisé: solution de Conray visible à la fois en TDM et en IRM [OLIVIER 87] ou de sulfate de cuivre [KALL 87]. Ces dispositifs ont en général une forme cubique, ils sont munis de marqueurs additionnels pour le repérage à partir de coupes sagittales et coronales [HEILBRUN 87].

Les auteurs assurent en général une précision millimétrique dans le plan de coupe et une précision de l'ordre de la moitié de l'épaisseur des coupes dans la direction perpendiculaire aux plans des coupes. Ils s'accordent également pour admettre les nombreuses difficultés du repérage en IRM: distorsion de l'image, choix des antennes, des séquences et les nombreuses exigences du dispositif de repérage. En imagerie d'émission, le principe du repérage est identique, le marqueur utilisé est en général du Germanium. Il faut toutefois rappeler la résolution spatiale encore faible de ces techniques limitant la précision.

Une autre méthode est proposée par Waltregny et *al.* pour le cadre de Talairach [WALT REGNY86]. Cette équipe a choisi comme référence entre les différents systèmes d'imagerie le plan de fixation du cadre stéréotaxique. Les quatre trous de fixation sont percés dans la table osseuse. Lors de l'examen RMN, des petits réservoirs contenant un coton imbibé d'eau sont enfilés dans des supports disposés dans les orifices de fixation du cadre. Ces repères donnent un hypersignal sur les images RMN permettant d'identifier le plan de référence et de réaliser des coupes par rapport à ce plan. Le point d'intersection des diagonales des quatre repères définit le zéro référentiel. Ces seules conditions devraient permettre la localisation tridimensionnelle d'une cible. Celle-ci s'effectue cependant dans cette étude par l'intermédiaire d'un dispositif de repérage fixé dans les trous de fixation du cadre.

Une méthodologie de fondement plus mathématique modélise les données de la tomographie par des fonctions où le niveau de gris en un point est défini par  $d = f(x, y, z)$ . Dans [CINQUIN 87], ces fonctions sont des splines tricubiques. On établit des transformations élastiques (Matching 3D) entre les données des différents systèmes d'imagerie à partir de repères anatomiques comme les ventricules par exemple. Cette méthode est intéressante en ce qu'elle ne nécessite pas la pose préalable d'un cadre. Dans [PELIZZARI 89], la corrélation entre les images est effectuée par approximation de la surface du crâne obtenue à partir de l'extraction des contours sur les coupes successives.

### II.2.1.2 Repérage en ADS

En ADS\*, on utilise généralement une boîte de repérage fixée sur l'anneau de base du cadre dont les côtés faces et profils présentent quatre marqueurs radio-opaques (Figure II.11). Les quatre marqueurs les plus proches de la source forment un rectangle plus grand que les quatre marqueurs les plus éloignés. Cette différence de taille permet de calculer la position et le facteur de grandissement d'une cible (Précision de 0,3 mm sur la position et 0,5 % sur l'agrandissement) [SIDDON 87]. Les films ne doivent pas nécessairement être parallèles ou perpendiculaires aux côtés de la boîte de repérage.

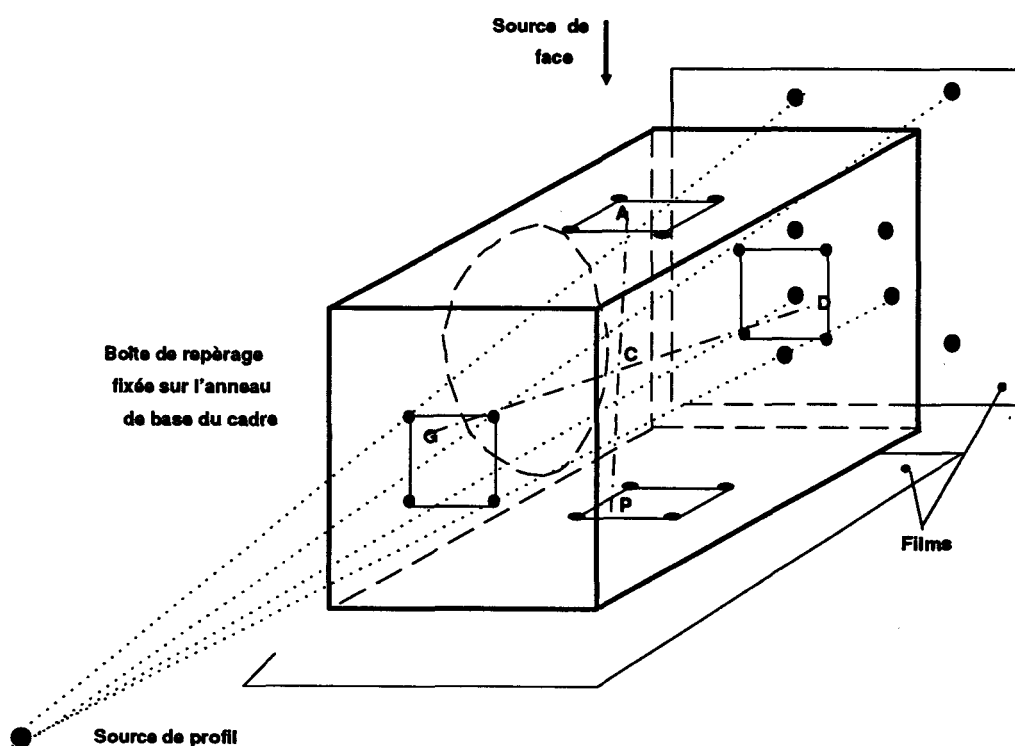


Fig II.11 Repérage ADS

### II.2.1.3 Autres exigences du repérage stéréotaxique

Le premier problème des applications de neurochirurgie stéréotaxique vient d'être exposé. Il s'agit de la localisation de la cible où un point d'une image doit être transformé en un point  $(x, y, z)$  de l'espace stéréotaxique.

Le second problème, fortement conditionné par la géométrie du cadre, consiste à définir la trajectoire d'atteinte d'une cible en termes de paramètres de réglage à reproduire sur le matériel d'intervention. De même, on peut envisager la définition de trajectoires multiples mutuellement séparées dans l'espace d'une distance donnée [LIROV 86].

Ensuite, il est nécessaire de pouvoir spécifier indépendamment le point d'entrée de la trajectoire sur le crâne, lequel a été choisi de façon à éviter au mieux les zones critiques. Il est également intéressant de visualiser le point de passage de la trajectoire sur les différentes coupes tomographiques en guise de contrôle préalable du trajet choisi.

Ces quelques points ne constituent pas une liste exhaustive des problèmes liés aux applications de stéréotaxie neurochirurgicale, mais une base constante des différents systèmes de stéréotaxie assistée par ordinateur que nous allons présenter.

### **II.2.2 Les systèmes d'aide au repérage stéréotaxique**

Ces systèmes regroupent des images issues des différentes techniques d'imagerie et permettent un accès facile à l'information. Ils automatisent certaines procédures longues et fastidieuses comme l'extraction des repères externes sur les images, les calculs de coordonnées, des paramètres de réglage des instruments, etc... Le but est d'améliorer la précision du repérage, la qualité du geste stéréotaxique et de diminuer le temps global de l'intervention en réduisant la part de la préparation. Leur grand intérêt est aussi de réaliser une simulation pré-opératoire et d'augmenter ainsi la sécurité de la procédure.

Néanmoins, les systèmes de stéréotaxie assistée par ordinateur se heurtent d'abord à la grande hétérogénéité des matériels et des techniques. Au niveau matériel, on trouve une grande diversité de cadres et d'imageurs qui ont leurs spécificités propres. Au niveau technique, les méthodes de repérage et la procédure stéréotaxique varient suivant les équipes ou les écoles. Il s'agit bien ici de la conjonction de deux disciplines: la Médecine et les techniques médicales ou biomédicales. Le neurochirurgien apporte sa technique et sa compétence clinique, l'ingénieur biomédical met sa maîtrise des outils technologiques de pointe au service du protocole médical. Il en résulte un grand nombre de systèmes. Chacun d'entre eux s'applique à une configuration matérielle particulière et possède son domaine d'applications propre.

Les premières tentatives ont vu le jour au début des années 80. Elles s'appuient sur une méthode de repérage permettant la transformation de coordonnées entre la tomodensitométrie et l'espace stéréotaxique:

- [BROWN 79 A], cadre Todd & Wells, système de repérage en N

- [SHELDEN 80], cadre Riechert-Mundinger modifié, détermination sommaire du z par des repères perpendiculaires au plan du cadre, reconstruction 3D de la tumeur

- [RHODES 82], cadre de Glen, système de repérage en N, extraction automatique des repères, calcul de la trajectoire.

Dans [SHAO 85], la trajectoire est définie et les paramètres de réglage calculés à partir du point cible et d'un point d'entrée choisi sur le crâne (cadre Lexan). Une solution alternative au repérage à partir du système en N et basée sur un calcul 2D (évitant l'inversion et la multiplication de matrices 3D) est également proposée. La preuve incomplète de cette solution est reprise dans [LIROV 86]. Ces auteurs présentent un système très complet et interactif sur Apple Macintosh pour le cadre BRW. La définition de trajectoires parallèles multiples est également possible.

Apparaissent ensuite des systèmes d'imagerie multimodalité. Le système décrit dans [PETERS 86] et [OLIVIER 87] intègre ADS, IRM, TDM et TEP\* sur un même ordinateur VAX 750 avec calculs de coordonnées, mesures de distance, calculs d'angles et report de données d'une coupe à une autre (Cadre OBT). Ce système intègre un dispositif de vision en stéréoscopie et a été également implémenté sur compatible AT [PETERS 89 A-B]. Cette équipe a également développé un module de planification pour l'irradiation multifaisceaux à partir d'un accélérateur linéaire [PIKE 90].

Le dispositif de l'équipe de Kelly et *al.* est conséquent [KELLY 91] (Système COMPASS). Le matériel occupe une salle spéciale (Treatment planning room) et comprend un terminal connecté à une station de traitement d'images VICOM (2 M0 de RAM, 400 M0 de mémoire de masse, 8 M0 de mémoire image...), 4 moniteurs de visualisation, un lecteur de code barre pour identifier le patient, un microscope opératoire... Le cadre a été équipé d'un moteur et peut être commandé par le calculateur de façon à orienter l'outil chirurgical perpendiculairement à la sphère définissant le système de coordonnées du cadre. Le neurochirurgien peut également tracer les contours des tumeurs; les volumes sont interpolés sous forme de voxel de 1 mm de côté et représentés sous forme de surfaces ombrées.

Un groupe californien propose un système similaire pour le cadre OBT autour d'une VAX Station II/GPX [ZHAN 90]. Les différentes images sont visualisées simultanément sur un écran 19

pouces. Des fonctions permettent la définition de Régions d'Intérêt (ROI<sup>\*</sup>) et leur analyse ainsi que quelques procédures de traitement d'images (Soustraction, correction des niveaux de gris, zoom).

Dans le système de l'équipe Belge de Louvain, les images sont transmises par PACS<sup>\*</sup> sur une station de travail [SUETENS 87], [VERBECK 90]. De plus, un système de vision stéréoscopique, sous forme de lunettes à obturateurs commandés électroniquement, est utilisé pour l'observation tridimensionnelle des images de l'ADS. Un curseur 3D, sous forme de stylet, permet le positionnement de la trajectoire dans l'espace cérébral à partir des images de la vascularisation vues en stéréoscopie. Ces auteurs discutent également de l'intégration de l'angiographie par IRM dans la procédure stéréotaxique qui présente l'avantage d'obtenir simultanément des images 3D de la vascularisation et des tissus cérébraux sans injection de produit de contraste.

Une tentative intéressante consiste à faire le repérage stéréotaxique sans faire appel à un cadre stéréotaxique [FRIETS 89]. Des repères sont dessinés sur la peau du crâne du patient et des pastilles de verre (en TDM) sont placées sur ces repères. Ces marqueurs sont visibles sur les images et introduisent une relation entre le système de coordonnées de l'imageur, les points externes au patient et l'espace de la salle d'opération. Un système de navigation à ultrasons positionne le microscope opératoire. Les images apparaissent superposées au champ opératoire dans le microscope avec le grandissement voulu. L'étude fait état d'une précision de l'ordre de 5 mm dans des applications cliniques, ce qui limite le système au traitement de grosses lésions pour l'instant.

Enfin, le système décrit dans [LAVALLEE 89], intègre des données de l'IRM, du scanner X et de l'ADS en mettant en oeuvre entre elles des transformations élastiques et commande l'outil terminal d'un robot 6 axes en fonction de la trajectoire choisie.

## **II.3 PROPOSITIONS POUR L'ELABORATION D'UN NOUVEAU SYSTEME**

Plusieurs constatations nous ont amené à proposer une nouvelle méthode de repérage et envisager l'élaboration de notre propre système. Au niveau du repérage des cibles, il nous a semblé que la méthode classique présentait quelques inconvénients pratiques:

- Dispositif volumineux
  
- fixation difficile, dans certains cas impossible
  
- gêne pour le patient
  
- cadre à adapter pour chaque technique d'imagerie

En ce qui concerne les méthodes séduisantes utilisant la mise en correspondance de repères anatomiques, la puissance de calcul nécessaire demande l'utilisation d'un système informatique conduisant à des investissements trop lourds pour la majorité des services intéressés.

C'est pourquoi, dans le chapitre III, nous présentons une méthode de repérage tendant à apporter une solution à ces problèmes. Cette méthode, nous le pensons, peut s'adapter sans aménagement majeur à beaucoup de cadres stéréotaxiques existants et aux diverses techniques d'imagerie intéressant la stéréotaxie.

Dans le chapitre IV, nous présentons le système informatique de traitement basé sur cette méthode. Il permet de mener intégralement la planification des procédures stéréotaxiques classiques (Biopsies, Repérages...) en automatisant certaines tâches longues et fastidieuses. Il a été résolument souhaité simple d'emploi, directement opérationnel et d'un coût raisonnable pour un service de neurochirurgie impliqué dans la stéréotaxie.

Les résultats expérimentaux obtenus sur des fantômes et sur des cas cliniques sont consignés dans le chapitre V ainsi que les nombreuses perspectives d'application et voies ouvertes par ce système.

**CHAPITRE III - METHODE DE REPERAGE  
POUR L'IMAGERIE TOMOGRAPHIQUE**



La nouvelle méthode de repérage proposée est basée sur une idée simple et originale. Cette méthode a été développée à l'origine pour l'IRM\*, c'est pourquoi un problème majeur auquel nous avons été confronté est celui des distorsions de nature et de causes différentes. Les principes généraux de mise en oeuvre de cette méthode sont décrits dans ce chapitre. Nous concluons par l'application de la méthode à la tomodensitométrie.

## III.1 EXPOSE DE LA METHODE

### III.1.1 Séquence d'imagerie [ROUSSEAU 91]

Comme dans [WALTREGNY 86], le plan de référence choisi, commun aux différentes techniques d'imagerie, est le plan du cadre. Il est porté par deux axes coplanaires, issus des dispositifs de fixation du cadre, qui se coupent au point de référence du cadre: l'origine stéréotaxique (Figure III.1). Afin d'identifier ce plan, il est nécessaire de repérer au moins trois points visibles aussi bien en IRM qu'en téléradiographie. L'idée d'installer des repères au niveau des fixations du cadre nous a semblé intéressante: les trous sont percés en condition stéréotaxique de façon rigoureuse et des petits marqueurs visibles en IRM permettent d'identifier le plan de référence et, compte-tenu de la géométrie du cadre, d'établir une relation entre les deux systèmes de coordonnées. En fait, si trois repères suffisent, l'utilisation d'un quatrième repère ajoute une contrainte supplémentaire permettant d'affiner la détermination du plan.

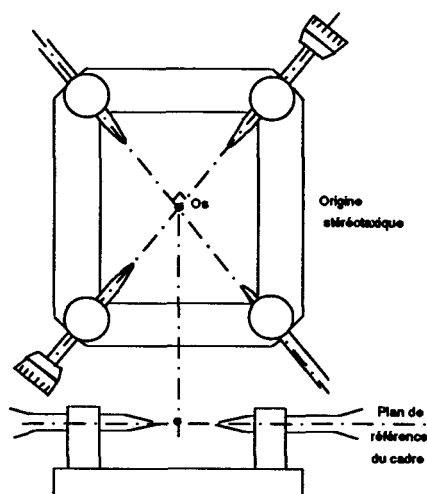


Fig III.1 Définition du plan de référence commun aux différentes techniques d'imagerie

On convient donc d'utiliser des repères externes disposés dans les quatre trous de fixation du cadre. Notre dispositif de repérage consiste en un support en ertalon en forme de T, dont l'axe central

de diamètre 3 mm est percé en son milieu d'un trou de diamètre 2 mm (Figure III.2). Ces quatre supports sont positionnés en condition stéréotaxique lors de la première installation du cadre sur le crâne du patient; les axes des supports sont donc situés dans le même plan, et, par construction mécanique, ils se coupent au point d'origine du repère stéréotaxique et forment deux à deux un angle de 90°.

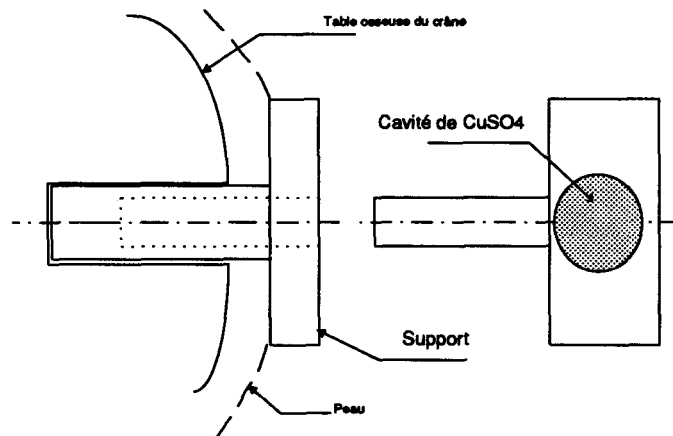


Fig III.2 support et réservoir

Lors de l'examen en IRM, quatre petits réservoirs remplis d'une solution de  $\text{CuSO}_4$  (0.15 ml) sont insérés dans les supports. Ils sont maintenus en position par une bande enroulée autour du crâne. On réalise des coupes sagittales en écho de gradient ( $\text{TR} = 400$  ms,  $\text{TE} = 12$  ms, matrice:  $256^2$ , champ: 250 mm, dimension du pixel: 0,977 à 1,033 mm, temps d'acquisition 1 min 42 s). La calibration en fréquence et en amplitude est effectuée une seule fois pour les premières séries. Trois séries de 10 coupes jointives de 7 mm d'épaisseur couvrent l'ensemble du crâne ainsi que les repères externes ( $\text{CA}^*$  et  $\text{CP}^*$  ainsi que la tumeur. Deux séries de 10 coupes axiales parallèles à la ligne de base  $\text{CA-CP}$  (5 mm tous les 6 mm) sont réalisées avec le même type de séquence qu'en sagittal du sommet du crâne au point le plus bas entre  $\text{CA}$ ,  $\text{CP}$ , les repères ou la lésion. L'acquisition tridimensionnelle globale dure de 10 à 12 minutes. S'il s'avère nécessaire de préciser davantage les contours et l'environnement de la lésion, on peut effectuer des coupes complémentaires d'orientation quelconque, pondérées en  $\text{T}_2^*$  ou avec injection de produit de contraste.

Les images sont transférées par l'intermédiaire d'une bande magnétique sur un micro-ordinateur équipé d'une carte de mémoire d'images et d'un moniteur de visualisation haute résolution. Un programme permet d'effectuer la reconnaissance semi-automatique de chaque repère sur les images axiales puis sagittales, plusieurs coupes pouvant contenir la trace d'un même repère (Figure

III.3). Le barycentre pondéré par les niveaux de gris est calculé pour les quatre marqueurs. La localisation du centre des marqueurs dans les images permet d'évaluer le plan passant au plus près des quatre marqueurs, de calculer la position de l'origine stéréotaxique et de construire le trièdre du repère stéréotaxique. On obtient une matrice de transformation  $S$  qui permet de calculer les coordonnées dans l'espace stéréotaxique d'un point d'une coupe IRM. La transformation inverse est définie par la matrice  $R$ , inverse de  $S$ .

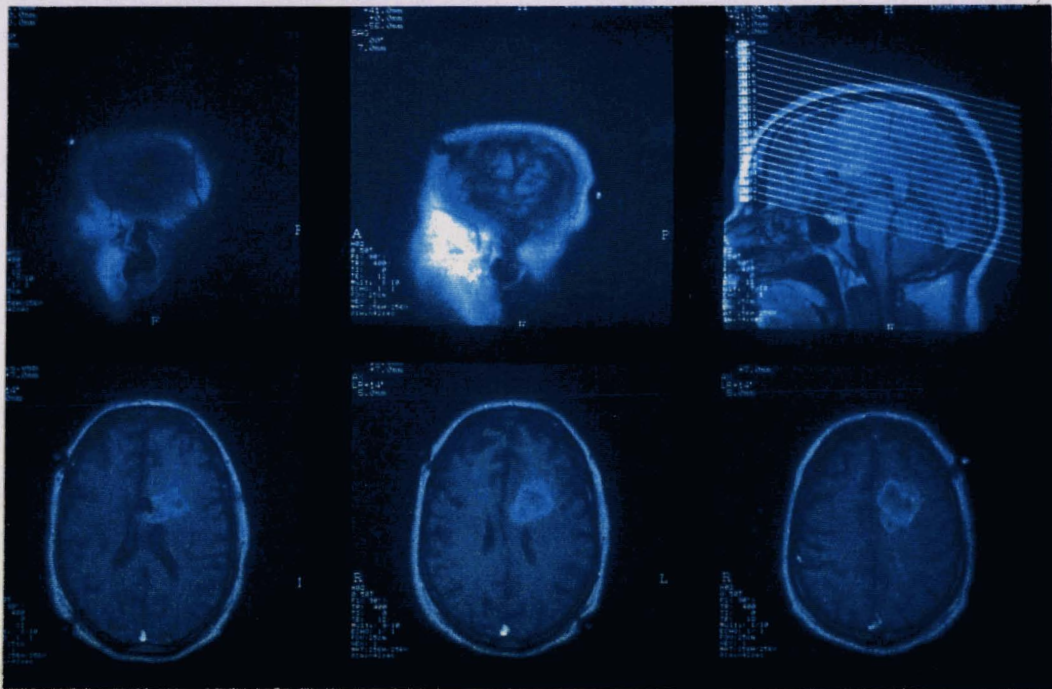


Fig III.3 Coupes sagittales et axiales avec la trace des marqueurs

Aucune condition restrictive sur l'orientation des coupes ou la position de la tête du patient n'est posée. La précision des calculs est toutefois conditionnée par la finesse du repérage des marqueurs en IRM. Il faut pour cela étudier les sources d'erreurs et les procédures permettant de les contrôler. C'est l'objet du paragraphe suivant.

### III.1 .2 Procédures de contrôle d'erreurs

#### III.1.2.1 Distorsions géométriques en IRM

Les distorsions géométriques de l'IRM affectent la mesure des coordonnées et donc la précision du repérage.

##### a) distorsions dues à l'imageur

- l'environnement magnétique de l'imageur
- la technique de reconstruction des images
- inhomogénéité du champ magnétique principal
- imperfection des séquences d'impulsions
- non-linéarité des gradients et des offsets
- présence de courants de Foucault induits

L'étude rapportée dans [SCHAD 87 A] met en évidence ces distorsions et propose une méthode de correction. Un fantôme 2D permet la correction polynomiale des distorsions dans le plan image. La procédure de correction 3D, destinée à assurer la position et l'orientation du plan image est réalisée de façon itérative par des mesures sur un fantôme 3D selon la procédure suivante:

- 1- Mesures et corrections 2D
- 2- Mesures sur fantôme 3D
- 3- Reconstruction du plan image
- 4- Si le plan est incliné, on agit sur les réglages des bobines de shim\* et on retourne en 1

Des bobines de shim\* correctement réglées évitent les déformations et l'inclinaison du plan image. Cette procédure est lourde à mettre en oeuvre en routine. De plus, l'appareillage a considérablement évolué en impliquant de meilleures performances des imageurs. C'est pourquoi nous avons recherché une solution simple apportant une correction suffisante de ces distorsions systématiques.

Pour évaluer ces erreurs systématiques, nous avons, dans un premier temps, utilisé un fantôme destiné à contrôler la linéarité, les distorsions locales et la taille des pixels (Inserts de linéarité, modèle MRI/LN\_I de Data Spectrum Corporation<sup>1</sup>). Trois inserts C1, C2, C3 sont disposés dans un support C (Figure III.4).

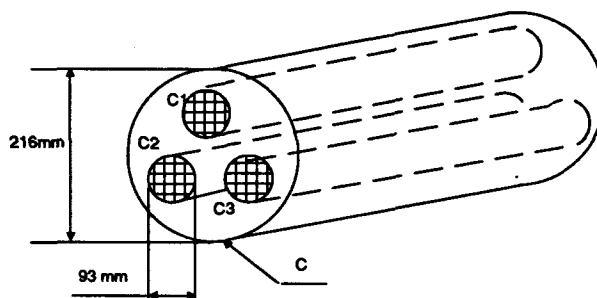


Fig III.4 Fantôme de contrôle des linéarités et des distorsions

Les séquences d'imagerie suivantes ont été réalisées (21 images, angle de basculement 90°):

Séquence	TR (ms)	TE (ms)	Plan	Inclinaison °
EG	400	12	AX	0
VE	1800	25 / 100	AX	0
VE	1800	25 / 100	SAG	0
EG	400	12	AX	0
SE	1800	4 x 25	AX	0
EG	400	12	AX	0
EG	400	12	COR	0
SE	1800	4 x 25	COR	0
EG	400	12	AX	14
SE	1800	4 x 25	AX	14

EG: Echo de Gradient    AX: Axiale    AP: Antéro-Postérieur    TR: Temps de Répétition  
 VE: Variable Echo    SAG: Sagittale    DG: Droite-Gauche    TE: Temps d'Echo  
 SE: Spin Echo    COR: Coronale    HB: Haut-Bas

(1) Data Spectrum Corporation, distribué par MEDI-TEST, 1, Av. d'Assas 78470 St Rémy les Chevreuse

Grâce à un scénario<sup>\*</sup>, écrit avec l'interpréteur de commande du logiciel de traitement et d'analyse d'images Visilog<sup>2</sup>, nous avons mesuré les diamètres selon les directions horizontale et verticale des petits et du grand cylindre, la position de leur barycentre, l'angulation du quadrillage sur chaque image. Les tableaux III. 1, III.2 et III.3 donnent les résultats obtenus par plan et par séquence. Notons tout d'abord, que l'incertitude est de l'ordre du pixel soit environ 1 mm<sup>3</sup> et qu'un écart de cet ordre n'est donc pas significatif. Le tableau III.4 fait apparaître les écarts entre les dimensions mesurées et les dimensions mécaniques réelles. On constate une bonne régularité des résultats pour une direction donnée; les gains moyens obtenus sont très proches de 1 pour les axes DG (0,999) et AP (0,995, gain de 1,018), par contre selon l'axe HB du champ magnétique principal Bo, l'écart est important (4,5 mm) et l'agrandissement de 1,018. On ne remarque pas de distorsions dimensionnelles selon la position de C1, C2 ou C3 dans l'image, ce qui signifie que si les non-linéarités dues aux inhomogénéité du champ existent, on n'est pas en mesure de les détecter et qu'elles se traduisent par des distorsions dimensionnelles inférieures au millimètre pour le champ et la matrice utilisés.

Le tableau III.5 donne les décalages de l'origine des coupes en fonction des séquences et des plans avec les positions obtenues en EG 400/12 prises comme référence. Les offsets sont pour la majorité largement inférieurs au millimètre; on observe cependant des écarts notables en SE selon l'axe AP et un décalage très important pour le deuxième écho de la séquence en échos asymétriques selon l'axe DG (+3,1 mm).

Les résultats fournis par cette première étude ont été précisés lors d'une seconde série de tests. Nous avons construit un fantôme constitué d'un cube de 93 mm de côté placé dans un cube de 180 mm de côté (Figure III.5). L'espace entre les deux cubes est rempli d'une solution de CuSO<sub>4</sub>. L'examen a fait intervenir des séquences dans les trois plans en échos de gradient (TR = 40ms, TE = 12ms et TR = 400ms, TE = 12ms), en SE (TR = 1800ms, échos 4 x 25ms), en VE (TR = 1800ms, 2 échos à 25 et 100ms). Nous avons mesuré sur les images les dimensions des cubes intérieur et

- 
- (2) Visilog est un logiciel mis au point par l'INRIA et l'école des mines de Paris, il est distribué par la société Noésis.
- (3) Voir p.56 les séquences choisies.

extérieur, les déplacements relatifs du centre des cubes par rapport à la séquence en EG ( $TR = 40\text{ms}$ ,  $TE = 12\text{ms}$ ) entre les différentes orientations, les différentes séquences et échos réalisés.

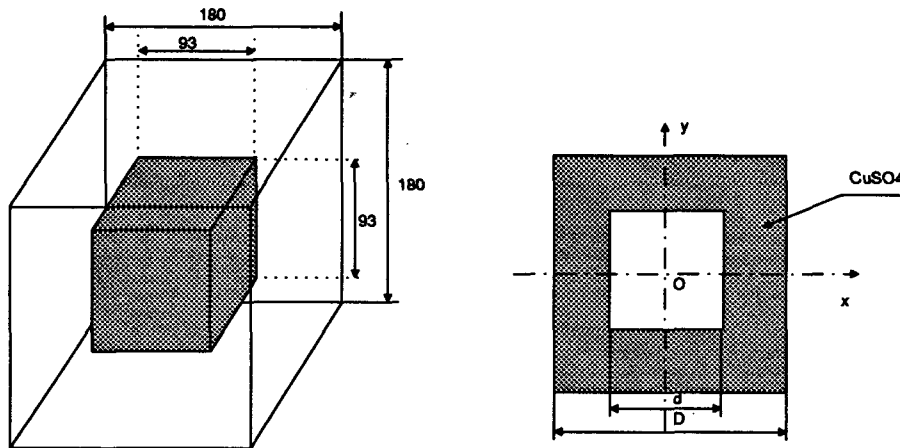


Fig III.5 Cube test

Le tableau III.6 donne les facteurs de grandissement obtenus pour les trois axes. Les distorsions sont très faibles dans les axes AP (1,006) et DG (1,0) mais plus importantes selon l'axe HB du champ magnétique principal  $B_0$  (0,987).

Au niveau des offsets (tableau III.7), les écarts les plus significatifs sont enregistrés en SE (+1,7 mm) et en VE pour le second écho (+2,4mm) selon l'axe DG.

De ces résultats, nous pouvons conclure que les non-linéarités géométriques, considérées comme stables dans le temps, sont corrigées de manière satisfaisante par des matrices de correction définies par le constructeur de l'imageur. Par contre, les gains et les offsets des gradients varient au cours du temps; ils sont réglés lors des opérations de maintenance de la machine mais on ne peut garantir leur stabilité temporelle. Ainsi les deux études présentées ont été effectuées à des périodes différentes et donnent des valeurs différentes pour les gains et les offsets: gain de 1,018 pour l'étude N°1, 0,987 pour l'étude N°2 pour l'axe HB, offset de +1mm selon l'axe AP pour l'étude N°1, +1,7mm selon l'axe DG pour l'étude N°2 (SE).

Ceci démontre la nécessité de soigner la calibration en fréquence, d'utiliser des séquences à échos courts de préférence en écho de gradient. Les séquences en SE asymétriques sont à proscrire pour des examens stéréotaxiques du fait des forts décalages entre les deux échos. Il faut également prendre en compte les valeurs des gains et des offsets des gradients au moment de l'examen. Pour

cela, on fait l'acquisition en EG (TR = 40ms, TE = 12ms) du fantôme cubique précédemment décrit en début ou en fin d'examen IRM stéréotaxique. Les dimensions de celui-ci ont été calculées de façon à venir se positionner exactement dans l'antenne tête\*. On effectue une acquisition par plan sans bouger le cube, après avoir pris soin de régler le zéro machine. Les trois images sont ensuite traitées automatiquement par un programme qui fournit les coefficients d'agrandissement dans les trois axes et les décalages Antéro-Postérieur en axial, Droite-Gauche et Haut-Bas en coronal, l'image sagittale étant prise comme référence pour les axes AP et HB, l'image axiale pour l'axe DG. Ces coefficients sont utilisés comme facteurs de correction pour les coordonnées IRM.

**b) distorsions introduites par le patient:**

- variation de la susceptibilité magnétique dans le cerveau
- déplacements chimiques et couplage spin-spin
- flux sanguin
- présence d'éléments ferromagnétiques dans le cerveau
- bouger du patient

Les distorsions produites par la variation de la susceptibilité magnétique sont difficilement quantifiables par les techniques actuelles. Dans [CZERVIONKE 87], les effets des artefacts\* dus à la susceptibilité magnétique sont mis en évidence. Ces effets sont non négligeables avec un champ magnétique statique intense (> 1 T) et des séquences en écho de gradient. La présence de clips, d'agrafes dans le cerveau, les appareils dentaires provoquent des distorsions de champ incontrôlables. De même, le patient peut parvenir à bouger la tête durant l'examen, malgré la contention. Les procédures de validation 'a posteriori' sont destinées à détecter de tels cas.

**c) distorsions introduites par le dispositif de repérage**

Le système de support réservoir est en ertalon; il ne provoque pas d'artefacts\* dans l'image. Le sulfate de cuivre utilisé comme marqueur donne un bon hypersignal dans toutes les séquences en évitant le phénomène de décalage chimique qu'engendrerait de l'huile par exemple. Il faut toutefois insister sur la difficulté de réalisation de ces repères; la fixation doit être rigide, la forme doit être aussi sphérique que possible (utilisation d'un outil de forme) et le remplissage des réservoirs doit s'effectuer dans le liquide pour éviter toute bulle d'air dans le marqueur. Les supports ont été



---

réalisées à la demande du Professeur A. Waltregny de l'université de Liège, nous avons usiné nous mêmes les réservoirs contenant le sulfate de cuivre.

### III.1.2.2 Contrôle 'a posteriori' de la validité du repérage

Le degré de confiance que le neurochirurgien peut accorder aux coordonnées que l'ordinateur lui fournit est un facteur particulièrement important car il s'agit de définir aussi précisément que possible les coordonnées (x, y, z) d'une cible qui vont servir à guider un outil chirurgical dans le cerveau du patient. Il est raisonnable d'espérer, compte tenu de la résolution des images<sup>4</sup>, une précision millimétrique dans les trois axes. Le millimètre constitue donc notre objectif et il nous a semblé capital d'être en mesure d'avertir l'utilisateur dans les cas où, lors d'exams, des problèmes pourraient survenir et entacher les résultats d'erreurs.

Malgré le temps relativement court de l'examen et la contention de la tête dans l'antenne tête<sup>\*</sup>, le patient peut bouger. De même, la présence d'éléments ferromagnétiques dans le cerveau peut entraîner des distorsions géométriques dans les images. Les procédures de contrôle 'a posteriori' sont destinées à détecter de telles situations. Nous vérifions tout d'abord que l'angle entre les deux diagonales principales du cadre ne s'écartent pas de plus de 1° de l'angle droit, valeur réelle mécanique de construction. La reconnaissance des marqueurs étant réalisée à partir des coupes axiales et sagittales, on contrôle que la coordonnée commune redondante antéro-postérieure est identique à 2 mm près. Enfin, on vérifie que les marqueurs ne s'éloignent pas de plus de 1 mm du plan de référence calculé. Si ces trois conditions sont remplies, l'examen est considéré comme viable, sinon la plus grande prudence est de mise. Notons que le centre d'un marqueur s'écartant de sa position théorique de 1 mm engendre dans le pire des cas un écart angulaire de 0,51° pour une distance inter-marqueurs de 16 cm. Pour des tumeurs de dimensions importantes (circonférence < 10 mm), l'erreur commise sur les coordonnées peut être négligeable. Dans le cas de repérage très précis (Stimulation, par exemple), il sera sans doute raisonnable de recommencer l'examen.

---

(4) voir p.56 les séquences choisies.

TABLEAU III.1

Diam C (mm)	Gd cercle C		C1		C2		C3		P		P1		P2		P3		Angle en °
	DG	AP	DG	AP	DG	AP	DG	AP	DG	AP	DG	AP	DG	AP	DG	AP	
EG/0°	214,9	213,8	90,9	90,9	90,9	90,9	90,9	91,9	128	115,5	77,6	85,1	178	85,6	127,4	173,6	89,9
VE/0°/25ms	215,9	214,9	90,9	90,9	91,9	90,9	90,9	91,9	127,7	115,3	77,6	84,8	178,3	85,4	127,2	173,6	89,1
VE/0°/100ms	217	214,9	91,9	90,9	91,9	91,9	91,9	91,9	124,4	115,1	74,8	84,7	176	85,3	123,3	173,6	90,4
SE/0°/25ms	215,9	214,9	91,9	91,9	91,9	90,9	90,9	91,9	118,3	115,5	62,5	96,5	161	75,4	130,3	172,5	89,8
SE/0°/50ms	215,9	214,9	91,9	91,9	91,9	90,9	90,9	91,9	118,2	115,5	62,5	96,6	161	75,4	130,3	172,5	91,4
SE/0°/75ms	214,9	214,9	91,9	91,9	91,9	91,9	91,9	91,9	118	115,5	62,2	96,7	160,6	75,3	130	172,4	91,4
SE/0°/100ms	215,9	215,9	90,9	90,9	90,9	90,9	90,9	90,9	118,6	115,2	62	96,7	160,7	75,5	130	172,4	91
EG/0°	215,9	215,9	90,9	90,9	91,9	91,9	91,9	91,9	118,5	115,7	62	97	160,8	75,6	130,5	172,7	89,8
EG/14°(*c1,c2)	215,9	215,9	91,9	91,9	91,9	91,9	91,9	91,9	126,7	123,6	130,3	67	72,4	148	174,7	157	90,1
SE/14°/25(*c1)	216,9	216,9	91,9	91,9	91,9	91,9	91,9	91,9	126,6	124,9	130	66,9	72,5	149,5	174,9	158	90,6
SE/14°/50	215,9	216,9	92,9	91,9	91,9	90,9	91,9	91,9	126,6	125	130,5	66,8	72,5	150	175	158	90,8
SE/14°/75	215,9	215,9	92,9	91,9	91,9	91,9	91,9	91,9	126,6	124,6	130,5	66,6	72,5	149,6	175	158	90,3
SE/14°/100									126,6	123	130,5	66,8					

\* - Ces images présentent une zone de flou dans la forme Cx, l'évaluation de certains paramètres est difficile ou impossible

Résultats concernant les séries axiales pour les différentes séquences d'imagerie sur le fantôme de contrôle des linéarités et des distorsions de Data Spectrum Corporation.

TABLEAU III - 2 SERIES SAGITTALES

Diam C (mm)	Gd cercle C		C1		C2		C3		P		P1		P2		P3		Angle en °
	AP	HB	AP	HB	AP	HB	AP	HB	AP	HB	AP	HB	AP	HB	AP	HB	
VE/0°/25	215	219	91,7	93,7	91,7	93,7	91,7	92,7	126	137,4	98,5	84,1	184,4	141,4	93	186,5	86,5
VE/0°/100	214,7	220,7	91,7	93,7	91,7	94,7	91,7	93,7	125,9	137,4	98,5	84	184,4	141,9	93	187	88,5
EG/0°	214,7	220,7	92,7	93,7	91,7	92,7	91,7	92,7	126,3	137,6	98,9	84,4	184,4	141,3	93,5	186,5	90,2

TABLEAU III - 3 SERIES CORONALES

	Gd cercle C		C1		C2		C3		P		P1		P2		P3		Angle en °
	DG	HB	DG	HB	DG	HB	DG	HB	DG	HB	DG	HB	DG	HB	DG	HB	
EG/0° (*C3)	215	219	91,7	93,7	92,7	92,7	92,7	95,8	122	123,8	135,4	66	64,6	139	164,6	165	88,9
SE/0°/25ms*C3	217,7	221,7	91,7	93,7	92,7	93,7	92,7	93,7	121,9	124,4	135,4	66,4	64,3	139,5	164,7	166	89,2
SE/0°/50ms	216,7	220,7	92,7	93,7	92,7	93,7	92,7	93,7	121,9	123,5	135,3	65,5	64,3	138,9	164,3	165	87,7
SE/0°/75ms	216,7	219,7	92,7	93,7	92,7	93,7	92,7	93,7	121,9	124	135,3	66	64,4	139,5	164,3	165,9	86,5
SE/0°/100ms	216,7	219,7	92,7	94,7	92,7	94,7	92,7	94,7	121,9	123,4	135,3	65,4	64,4	138,8	164,3	165	88,9

Résultats concernant les séries sagittales et coronales pour les différentes séquences d'imagerie sur le fantôme de contrôle des linéarités et des distorsions de Data Spectrum Corporation.

TABLEAU III - 4

SEQUENCE	AX		SAG		COR	
	DG	AP	AP	HB	DG	HB
EG	Moy : 0,998 Min : 0,994 Max : 0,999	Moy : 0,996 Min : 0,99 Max : 0,999	Moy : 0,993 Min : 0,993 Max : 0,993	Moy : 1,022 Max : 1,022 Min : 1,022	Moy : 0,995 Min : 0,995 Max : 0,995	Moy : 1,014 Min : 1,014 Max : 1,014
SE	Moy : 0,999 Min : 0,994 Max : 1,004	Moy : 0,999 Min : 0,994 Max : 1,004			Moy : 1,004 Min : 1,003 Max : 1,008	Moy : 1,02 Min : 1,017 Max : 1,026
VE	Moy : 1,004 Min : 0,999 Max : 1,005	Moy : 0,994 Min : 0,994 Max : 0,994	Moy : 0,995 Min : 0,994 Max : 0,995	Moy : 1,016 Min : 1,014 Max : 1,022		
GAIN Moyen	Moy : 1,000	Moy : 0,996	Moy : 0,994	Moy : 1,019	Moy : 0,999	Moy : 1,017

Résultats concernant les mesures de grandissement (gains) dans l'étude N°1 sur le grand cylindre. Les valeurs moyennes obtenues selon une même direction sont très proches (à 0,3% près en AP).

TABLEAU III - 5 DECALAGES

SEQUENCES	AX		SAG		COR	
	DG	AP	AP	HB	DG	HB
EG-VE 1800/25	-0,05	-0,18	-0,3	-0,1		
EG-VE 1800/100	<u>+3,1</u>	-0,28	-0,33	-0,13		
EG-SE 1800/25	0,08	-0,28			-0,08	0,63
EG-SE 1800/50	0,05	-0,25			-0,2	-0,43
EG-SE 1800/75	-0,15	-0,28			-0,18	0,4
EG-SE 1800/100	-0,075	-0,3			-0,18	-0,3
EG-SE 1800/25	-0,03	<u>+0,93</u>				
EG-SE 1800/50	+0,13	<u>+1,05</u>				
EG-SE 1800/75	+0,13	+0,8				

Résultats concernant les mesures de décalages (offsets) dans l'étude N° 1. L'écart le plus important est observé pour le deuxième écho de la séquence en échos asymétriques selon l'axe DG: +3, 1 mm.

TABLEAU III - 6

	DIMENSION MECANIQUE	SAGITTAL A P	SAGITTAL H B	CORONAL D G	CORONAL H B	AXIAL D G	AXIAL A P
CUBE EXTERNE	180 mm	180,7	178,5	179,4	179	179,7	180,7
GAIN		1,004	0,992	0,997	0,994	0,998	1,004
CUBE INTERNE	93 mm	93,8	91,3	93,5	91,3	93	93,8
GAIN		1,009	0,982	1,005	0,982	1,00	1,009
GAIN MOYEN		1,006	0,987	1,001	0,988	0,999	1,006

Résultats concernant les mesures de grandissement (gains) sur le fantôme cubique. On constate à nouveau une concordance entre les deux valeurs obtenues par axe.

TABLEAU III - 7

	SAGITTAL A P X mm	SAGITTAL H B Y mm	CORONAL D G X mm	CORONAL H B Y mm	AXIAL D G X mm	AXIAL A P Y mm	Décalage A P mm	Décalage H B mm	Décalage D G mm
GE 40/12	0,2	0,5	-3,7	0,7	-3,0	-0,5	-0,7	+0,2	+0,7
GE 400/12 (Décalage)	0,0 (-0,2)	0,7 (+0,2)	-3,7 (0,0)	0,5 (-0,2)	-3,2 (-0,2)	-0,2 (0,3)	-0,2	-0,2	+0,5
SE 1800/25 (Décalage)	0,0 (-0,2)	1,7 (+1,2)	-3,7 (0,0)	1,0 (+0,3)	-2,4 (+0,6)	-0,2 (0,3)	-0,2	-0,7	+1,3
SE 1800/50 (Décalage)	0,0 (-0,2)	1,2 (+0,7)	-3,9 (-0,2)	1,5 (+0,8)	-2,2 (+0,8)	-0,2 (0,3)	-0,2	+0,3	+1,7
SE 1800/75 (Décalage)	0,0 (-0,2)	1,7 (+1,2)	-3,9 (-0,2)	1,2 (+0,5)	-2,2 (+0,8)	-0,2 (0,3)	-0,2	-0,5	+1,7
SE 1800/100 (Décalage)	-0,5 (-0,7)	1,5 (+1,0)	-3,9 (-0,2)	1,2 (+0,5)	-2,4 (+0,6)	-0,2 (0,3)	+0,3	-0,3	+1,5
VE 1800/25 (Décalage)	0,0 (-0,2)	1,5 (+1,0)	-4,4 (-0,7)	0,7 (0,0)	-2,0 (+1,0)	0,2 (0,7)	+0,2	-0,8	+2,4
VE 1800/100 (Décalage)	0,2 (0,0)	5,6 (+5,1)	-4,4 (-0,7)	6,1 (+5,4)	-1,7 (+1,3)	-0,2 (0,3)	-0,4	+0,5	+2,4

Résultats concernant les mesures de décalages (offsets) sur le fantôme cubique. Des écarts significatifs sont enregistrés en SE (+ 1, 7 mm) et surtout en VE selon l'axe DG (+ 2, 4 mm)

## III.2 MISE EN OEUVRE DE LA METHODE

### III.2.1 Calcul des coordonnées 3D d'un point d'une coupe IRM

#### III.2.1.1 Conventions et paramètres de l'IRM

Trois systèmes de coordonnées sont liés à l'IRM:

##### a) Système de coordonnées machine

C'est un système indirect\*, l'origine est située au centre du noyau magnétique (Figure III.6). L'axe X' est orienté vers la droite, Y' vers le haut et Z' est dirigé de l'avant vers l'arrière du noyau.

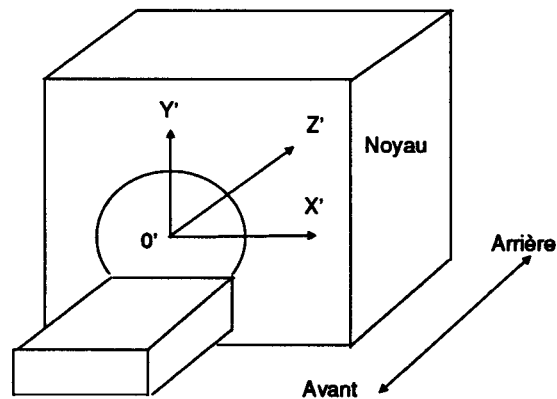


Fig III.6 système de coordonnées machine

##### b) Système de coordonnées examen

C'est un système indirect\* pour lequel l'axe x est orienté de la droite vers la gauche, l'axe y de l'arrière vers l'avant, l'axe z du bas vers le haut (Figure III.7). L'origine de ce système est défini par des translations par rapport au système de coordonnées machine lors de la mise en place du malade et des réglages de la position de la table.



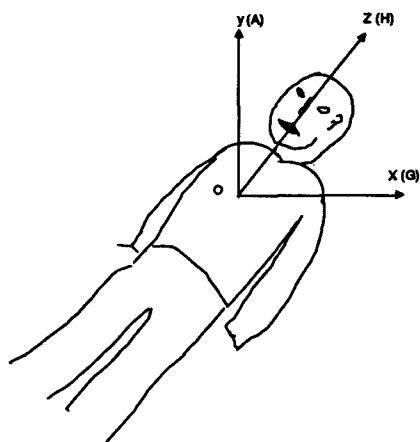


Fig III.7 système de coordonnées examen

### c) Systèmes de coordonnées écran

Ce sont des systèmes indirects\* qui définissent l'orientation des axes par rapport à l'écran de visualisation (Figure III.8).

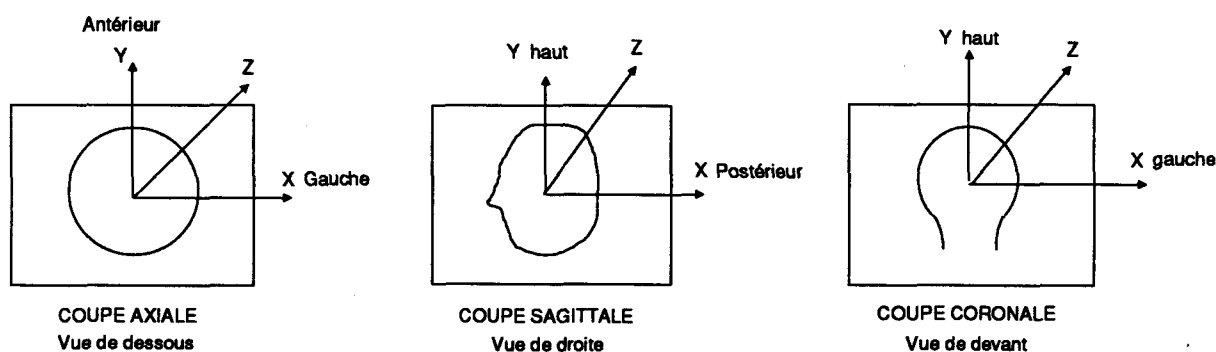


Fig III.8 systèmes de coordonnées écran

Les paramètres d'une coupe sont:

- les paramètres d'imagerie: séquence d'imagerie, TR, TE, nombre d'échos, orientation des coupes
- les paramètres de position: position du centre de coupe, orientation de l'inclinaison des coupes (Axe DG, HB ou AP), angle d'inclinaison (positif dans le sens horaire).

#### III.2.1.2 Acquisition des images IRM

Les images IRM sont relues à partir d'une bande magnétique. Les problèmes relatifs à la relecture et au format final d'exploitation des images sont précisés au chapitre IV. Les paramètres précédemment cités sont récupérés dans des fichiers.

### III.2.1.3 Coordonnées 3D d'un point d'une coupe

Nous travaillons dans le système de coordonnées examen. Examinons le cas d'une coupe axiale, inclinée selon l'axe DG d'un angle  $\theta$ . Soit  $(x_e, y_e)$  les coordonnées écran,  $(x_o, y_o, z_o)$  la position du centre de coupe, les trois coordonnées IRM du point sont données par les formules suivantes:

$$\begin{aligned} X &= x_e + x_o \\ Y &= y_e \cos \theta + y_o \\ Z &= y_e \sin \theta + z_o \end{aligned}$$

L'angulation est limitée à  $45^\circ$ ; en effet à partir de cette valeur une coupe axiale inclinée d'axe DG devient une coronale par exemple (Figure III.9). On trouvera en annexe 1 un résumé des 6 cas possibles sachant qu'en pratique on ne réalise pas de coupes à deux inclinaisons combinées.

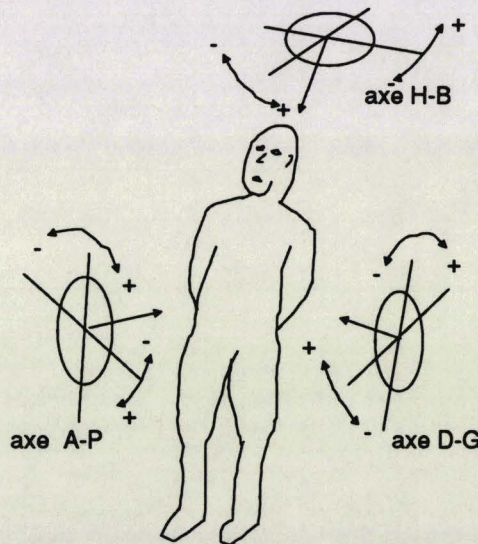


Fig III.9 les différents plans et inclinaisons

### III.2.2 Calcul des coefficients de correction de l'IRM

Il s'agit d'évaluer les coefficients de grandissement dans les trois axes  $C_x, C_y, C_z$  et les trois décalages relatifs du centre de coupe  $D_x, D_y, D_z$  à partir des trois images du fantôme cubique (Figure III.10).

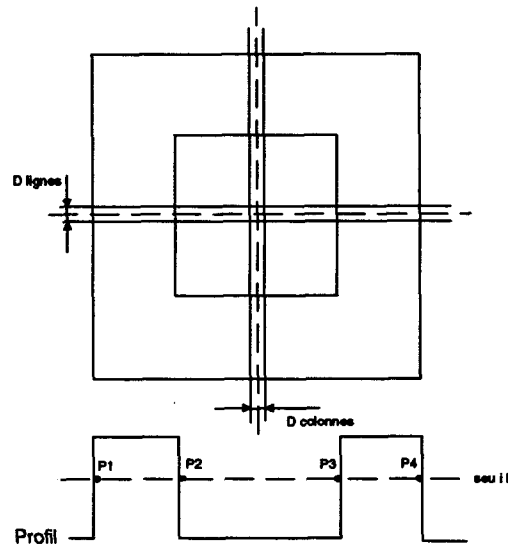


Fig III.10 traitement du fantôme cubique

Pour chaque image, l'algorithme procède comme suit:

- 1- Acquisition de D lignes horizontales autour du centre de l'image
- 2- Calcul des minimum et maximum d'intensité sur les D lignes
- 3- Détermination du seuil:  $\min + (\min + \max) / 2$
- 4- Pour chacune des D lignes

4.1- Détecter les points de transitions P1, P2, P3 et P4. Pour P1 et P4 privilégier les niveaux de gris élevés (cube extérieur), pour P2 et P3 privilégier les niveaux de gris faibles (cube intérieur)

**Fin - pour**

- 6- Calcul des  $P_i$  moyens:  $\bar{P}_i$
- 7- Calcul du grandissement dans l'axe correspondant. On effectue une moyenne sur les dimensions des petits et grands cubes:

$$G = \frac{K(\bar{P}_4 - \bar{P}_1)/180 + K(\bar{P}_3 - \bar{P}_2)/93}{2} \text{ en mm/pixel}$$

K = coefficient d'échelle en mm/pixel (dépend de la matrice et du champ).

- 8- Calcul de la position du centre du cube:

$$C = K \frac{\bar{P}_1 + \bar{P}_2 + \bar{P}_3 + \bar{P}_4}{4} \text{ en mm}$$

- 9- Répéter 1 à 8 pour les colonnes et les deux autres images

Pour les coefficients de grandissement, on effectue la moyenne entre les deux valeurs obtenues par axe de recherche. Pour les décalages, on prend comme référence la coupe sagittale pour les axes HB et AP, la coupe axiale comme référence pour l'axe DG. Les décalages antéro-postérieur en axial, haut-bas et gauche-droite en coronal sont calculés relativement par rapport aux coupes de référence. Ces coefficients sont appliqués aux coordonnées 3D calculées.

### III.2.3 Calcul des matrices de transformation de coordonnées entre l'IRM et l'espace stéréotaxique

#### III.2.3.1 Evaluation des barycentres des marqueurs

La précision du repérage dépend essentiellement de la finesse avec laquelle on calcule le barycentre des marqueurs. Pour repérer les trois coordonnées des centres, on prend en compte les images axiales et sagittales. Un même marqueur peut apparaître sur plusieurs coupes. L'algorithme semi-automatique d'obtention des coordonnées du barycentre d'un marqueur est le suivant:

- 1- Ordonner les N coupes concernant le marqueur: axiales puis sagittales
- 2- Prépositionner, sur la coupe axiale N°1, le curseur dans le quart d'image où se situe logiquement le marqueur
- 3- Procédure manuelle de démarrage: l'utilisateur pointe le marqueur à l'aide du curseur
- 4- Pour  $i = 1$  à N

4.1 Essai = 1 /\* 3 essais d'extraction de la forme du marqueur sont autorisés \*/

#### 4.2 Faire

4.2.1- Rechercher le pixel de niveau de gris le plus élevé  $A_{max}$  (Figure III.11) dans une fenêtre de dimension  $L \times L$  centrée sur le curseur

4.2.2- Centrer la fenêtre  $L \times L$  sur  $A_{max}$

4.2.3- Parcourir en spirale les pixels autour du point central. Un pixel est considéré comme appartenant au marqueur si son intensité est supérieure à  $C \cdot A_{max}$ ,  $C$  est un coefficient inférieur à 1 déterminé empiriquement et dépendant de  $A_{max}$

4.2.4- Calculer le barycentre 3D pondéré par les niveaux de gris  $N(i, j)$  pour la coupe considérée:

$$x = \frac{m_{01}}{m_{00}} \quad y = \frac{m_{10}}{m_{00}} \text{ en pixels}$$

$$m_{01} = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} [j N(i, j)] \quad m_{10} = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} [i N(i, j)]$$

$$m_{00} = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} [N(i, j)]$$

Calculer (x', y', z') correspondants en mm

4.2.5 Essai = Essai + 1

**Jusqu'à** Extraction correcte ((surface du marqueur <= surface maximum d'un marqueur ET indice de compacité >= indice de compacité minimum fixé) OU Essai > 3)

**4.3- Si** Extraction correcte ET Essai <= 4 alors

4.3.1- Calculer le barycentre global pondéré par les niveaux de gris des i premières coupes. La coordonnée droite-gauche est évaluée grâce aux coupes axiales, la coordonnée hauteur grâce aux coupes sagittales. La coordonnée antéro-postérieure est la moyenne pondérée des coordonnées issues des deux types de coupes:

$$X_m = X_{ax}, \quad Y_m = (K_{ax} * Y_{ax} + K_{sag} * Y_{sag}) / (K_{ax} + K_{sag}), \quad Z_m = Z_{sag}$$

**Si non** Contribution de la coupe i nulle

4.4 Positionner le curseur sur le barycentre global dans la coupe suivante

**Fin-Pour**

5- Fin du calcul du barycentre global sur les N coupes

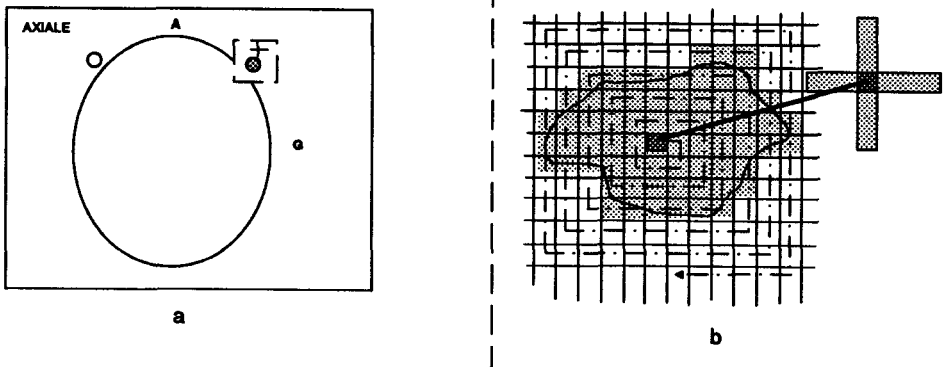


Fig III.11 Principe du calcul du barycentre d'un marqueur. a: prépositionnement du curseur. b: recherche du point de niveau de gris le plus élevé et parcours du marqueur en spirale

### III.2.3.2 Changement de coordonnées

A partir des coordonnées des barycentres des quatre marqueurs, on calcule le meilleur plan P passant à proximité des marqueurs. Sur ce plan, qui correspond au plan de référence du cadre stéréotaxique, on détermine l'origine stéréotaxique ainsi que les trois vecteurs unitaires du repère

orthonormé stéréotaxique qui permettent d'évaluer la matrice de passage de l'espace stéréotaxique à l'espace IRM.

### III.2.3.2.1 Conventions

#### a) Numérotation des marqueurs (Figure III.12)

M1 est le marqueur antérieur gauche, M2 le postérieur gauche, M3 le postérieur droit, M4 l'antérieur droit. Ainsi sur une coupe axiale vue sur l'écran, la disposition est la suivante:

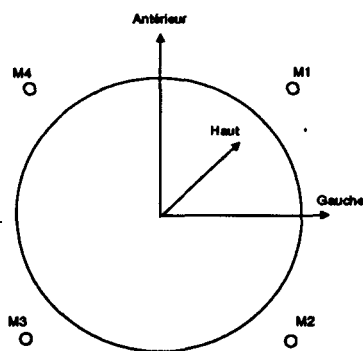


Fig III.12 Disposition des marqueurs sur une coupe axiale

#### b) Définition des repères

Le système de coordonnées de l'IRM est celui défini au III.2.1.1 b) (système de coordonnées examen). Le repère stéréotaxique a son axe X orienté en sens inverse par rapport à l'IRM, positif de la gauche vers la droite (Figure III.14).

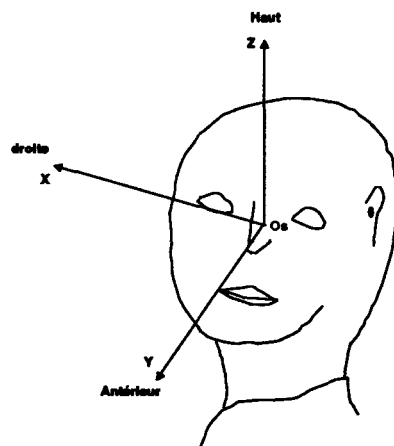


Fig III.14 Système de coordonnées stéréotaxiques

Nous convenons de noter  $O_r$  l'origine IRM,  $O_s$  l'origine stéréotaxique.

## III.2.3.2.2 Détermination du meilleur plan

On se propose de calculer le meilleur plan P passant à proximité des quatre marqueurs.

$$P: X + aY + bZ + c = 0 \quad (1)$$

Notons que cette forme ne permet pas de traduire de plan du type  $y = \text{cte}$  ou  $z = \text{cte}$ .

Le problème se traduit par quatre équations à trois inconnues qu'on écrit sous la forme:

$$Ax = B \quad (2)$$

où

$$A = \begin{pmatrix} y_1 & z_1 & 1 \\ y_2 & z_2 & 1 \\ y_3 & z_3 & 1 \\ y_4 & z_4 & 1 \end{pmatrix} \text{ de dimension } (4 \times 3) \quad B = \begin{pmatrix} -x_1 \\ -x_2 \\ -x_3 \\ -x_4 \end{pmatrix} \quad x = \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

$(x_i, y_i, z_i)$  sont les coordonnées du marqueur  $M_i$

Un système de  $M$  équations à  $N$  inconnues  $Ax = B$  ne possède pas, en général, de solution. On cherche  $x$  qui minimise la norme euclidienne  $\|Ax - B\|$ . On montre qu'une condition nécessaire et suffisante pour que  $x \in \mathbb{R}^N$  réalise le minimum de la forme quadratique  $E(x) = \|Ax - B\|^2$  est que:

$$A^t A x = A^t B \quad (3)$$

$A^t A$  est une matrice carrée de dimension  $N \times N$ . Ce système admet toujours au moins une solution. Si  $A^t A$  est régulière, la solution est unique.

Les équations (3) s'appellent les équations normales. Une façon de résoudre le problème des moindres carrés est donc de calculer la matrice  $A^t.A$ , le second membre  $A^t.B$ , puis de résoudre ce système linéaire par une méthode classique. Cependant, si on utilise certaines transformations orthogonales élémentaires, comme celles de Householder ou Givens, les erreurs d'arrondi perturbent moins la solution et il est plus facile de tenir compte de la nullité des coefficients de A.

Nous avons choisi de décomposer la matrice A en un produit d'une matrice Q orthogonale de dimension MxM avec une matrice R de dimension MxN triangulaire supérieure par la méthode de Householder (Figure III.13). Cette décomposition est appelée factorisation  $A = QR$  par la méthode de Householder.

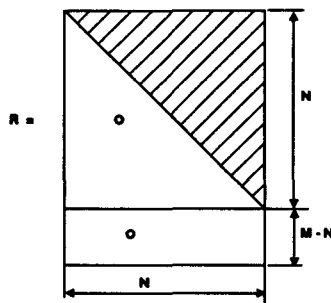


Fig III.13 Matrice triangulaire supérieure

A partir de:

$$A = Q R \quad (4)$$

(3) devient:

$$R^t Q^t Q R x = R^t Q^t B$$

soit  $R x = Q^t B \quad (5)$

Tout vecteur x qui vérifie (5) minimise la forme quadratique  $E(x)$ . Dans le cas où  $\text{rang}(A) = N$ , la solution est unique et facile à obtenir puisque R est triangulaire [LASCAUX 86]. Ce résultat nous permet d'obtenir les meilleurs approximations des paramètres a, b et c du plan P au sens des moindres carrés.



## III.2.3.2.3 Obtention des matrices de transformation (Figure III.14 et annexe 2)

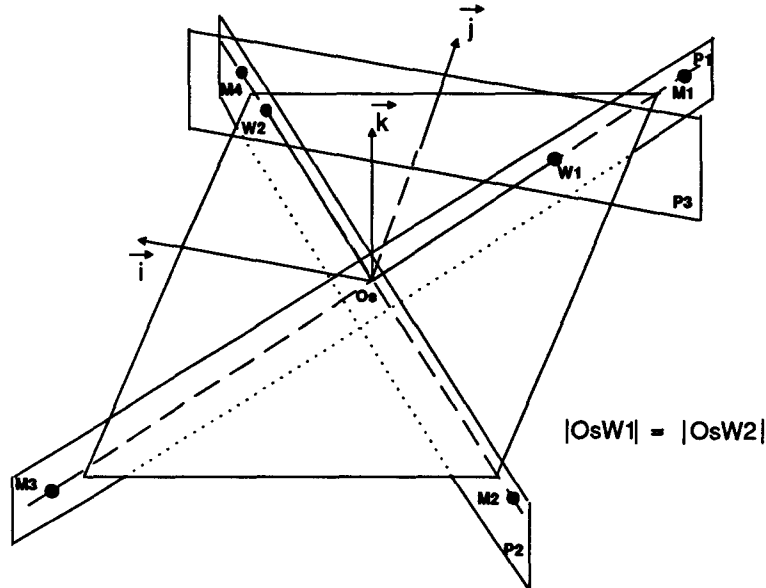


Fig III.14 Calcul de changement de repère

a) Le vecteur  $k$  du repère stéréotaxique est orthogonal au plan  $P$  et a pour coordonnées:

$$k = (1, a, b) \quad (6)$$

b) Le plan  $P1$  d'équation  $x + a_1 y + b_1 z + c_1 = 0$  passant par  $M1$  et  $M3$ , orthogonal à  $P$  vérifie:

$$\begin{pmatrix} a & b & 0 \\ y_1 & z_1 & 1 \\ y_3 & z_3 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a_1 \\ b_1 \\ c_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 \\ -x_1 \\ -x_3 \end{pmatrix} \quad (7)$$

c) Le plan  $P2$  d'équation  $x + a_2 y + b_2 z + c_2 = 0$  passant par  $M2$  et  $M4$ , orthogonal à  $P$  vérifie:

$$\begin{pmatrix} a & b & 0 \\ y_2 & z_2 & 1 \\ y_4 & z_4 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a_2 \\ b_2 \\ c_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 \\ -x_2 \\ -x_4 \end{pmatrix} \quad (8)$$

d) L'origine stéréotaxique  $O_s$  est le point d'intersection des plans  $P$ ,  $P1$  et  $P2$ . Ses coordonnées vérifient les équations de ces trois plans:

$$\begin{pmatrix} 1 & a & b \\ 1 & a_1 & b_1 \\ 1 & a_2 & b_2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} O_{sx} \\ O_{sy} \\ O_{sz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -c \\ -c_1 \\ -c_2 \end{pmatrix} \quad (9)$$

e) Calcul d'un point W1 appartenant à P et P1 et tel que OW1 = OP1 = d. Un calcul analytique conduit aux deux solutions W11 et W12. On choisit le point le plus proche du marqueur M1.

f) Calcul d'un point W2 appartenant à P et P2 et tel que OW2 = d. Le calcul est le même qu'au e), on choisit le point le plus proche du marqueur M4.

g) On détermine le plan P3 passant par W1 et W2 et orthogonal à S grâce au système:

$$\begin{pmatrix} a & b & 0 \\ W_{1y} & W_{1z} & 1 \\ W_{2y} & W_{2z} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a_3 \\ b_3 \\ c_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 \\ -W_{1x} \\ -W_{2x} \end{pmatrix} \quad (10)$$

Le vecteur j stéréotaxique orthogonal à P3 a pour coordonnées:

$$j = (1, a_3, b_3) \quad (11)$$

h) Le vecteur i = (1, a4, b4) est orthogonal à j et k et vérifie:

$$1 + a_4 a + b_4 b = 0 \quad (12)$$

$$1 + a_4 a_3 + b_4 b_3 = 0$$

i) Les trois vecteurs sont normalisés, et leur sens défini tel que:

i soit orienté dans le sens opposé à l'axe x IRM  $i = (i_x, i_y, i_z)^T$

j soit orienté dans le même sens que l'axe y IRM  $j = (j_x, j_y, j_z)^T$

k soit orienté dans le même sens que l'axe z IRM  $k = (k_x, k_y, k_z)^T$

k) Constitution des matrices. La matrice R qui permet de calculer les coordonnées IRM d'un point stéréotaxique s'écrit:

$$R = \begin{pmatrix} i_x & j_x & k_x \\ i_y & j_y & k_y \\ i_z & j_z & k_z \end{pmatrix} \quad (13)$$

Ainsi étant donné  $M_s(x_s, y_s, z_s)$ , un point de l'espace stéréotaxique, ces coordonnées dans l'espace IRM  $M_r$  sont données par:

$$M_r = M_s R + O_s \quad (14)$$

où  $O_s$  représente les coordonnées IRM de l'origine stéréotaxique.

La matrice  $S$  permettant le calcul inverse est définie par:

$$S = R^{-1} \quad (15)$$

Dans ce cas, le point  $M_r(x_r, y_r, z_r)$  aura pour coordonnées stéréotaxiques  $M_s(x_s, y_s, z_s)$  calculées par:

$$M_s = (M_r - O_s) S \quad (16)$$

#### III.2.4 Paramètres de confiance

a) L'écart entre la coordonnée antéro-postérieure issue des coupes sagittales d'une part et des coupes axiales d'autre part est affiché pour chaque marqueur.

b) Angle antérieur entre les diagonales des plans P1 et P2

$$\cos\alpha = \frac{O_s M_1 \cdot O_s M_4}{|O_s M_1| |O_s M_4|}$$

$$\alpha = \text{Arctg} \left| \frac{1 - \cos^2 \alpha}{\cos^2 \alpha} \right|^{1/2}$$

La valeur théorique de cet angle est 90°.

c) Distance des marqueurs  $M_i$  par rapport au plan de référence P:  $X + aY + cZ + d = 0$ :

$$d = \frac{M_{ix} + aM_{iy} + bM_{iz} + c}{|1 + a^2 + b^2|^{1/2}}$$

Les distances des quatre marqueurs par rapport à P sont affichées ainsi que l'erreur quadratique moyenne réalisée sur le calcul d'approximation sur P:

$$P_{moy}^2 = \frac{\sum_{i=1}^4 |A_i - B_i|^2}{4}$$

d) Valeur approchée de l'erreur commise sur les coordonnées

L'incertitude sur les coordonnées a été évaluée par une simulation des variations sur les coordonnées des quatre marqueurs traitant 4096 cas ( $2^{12}$ ). Avec des incertitudes ( $\pm\Delta_x, \pm\Delta_y, \pm\Delta_z$ ) sur les coordonnées RMN des marqueurs, le programme de simulation évalue les ( $\Delta'_x, \Delta'_y, \Delta'_z$ ) sur les coordonnées stéréotaxiques ainsi que les distances entre les positions réelles et calculées de quelques points clés de la zone de rayon utile 8 cm. Le tableau III.8 présente, pour des points situés dans le plan de référence à des distances différentes autour du centre stéréotaxique, les valeurs moyennes, maxima et les écarts types pour les incertitudes, les distances et l'angle entre les marqueurs antérieurs (Variations de 1 mm sur les coordonnées des marqueurs). La distance est en moyenne de 1 mm dans la zone d'intérêt.

### III.2.5 Compléments

Deux fonctionnalités ont été ajoutées à l'algorithme de base:

**a) Cas où il n'y a que trois marqueurs**

Il peut arriver que, pour des raisons techniques, le neurochirurgien n'ait pu poser que trois supports de repère. Ce cas est pris en compte par le programme. L'angle entre les diagonales des marqueurs est bien sûr de  $90^\circ$  et la distance des marqueurs par rapport au plan de référence est nulle.

**b) Cas où les marqueurs sont dans un plan  $z = cte$**

Ce cas a peu de chance de se produire en pratique. Il n'est intéressant que pour effectuer des tests en forçant les coordonnées des marqueurs.

Rayon (mm)	10	20	40	60	80
$\Delta x_{max}(mm)$	2,07	2,08	2,08	2,09	2,1
$\Delta y_{max}(mm)$	2,07	2,08	2,08	2,09	2,1
$\Delta z_{max}(mm)$	1,6	1,63	1,67	1,68	2,02
$(\Delta x, \Delta y, \Delta z)_{moy}$	0	0	0	0	0
$\sigma \Delta x_{max}(mm)$	0,71	0,71	0,73	0,75	0,79
$\sigma \Delta y_{max}(mm)$	0,71	0,71	0,73	0,75	0,79
$\sigma \Delta z_{max}(mm)$	0,49	0,51	0,56	0,63	0,71
Distance max(mm)	2,16	2,17	2,19	2,2	2,22
Distance moy (mm)	1,04	1,05	1,09	1,14	1,21
$\sigma(Distance)(mm)$	0,4	0,4	0,4	0,4	0,42

**TABLEAU III.8 - Résultats de la simulation de la variation des marqueurs:**  
 $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \pm 1mm$ , pour des points situés dans le plan de référence sur des cercles de rayon variant de 10 à 80 mm. L'écart angulaire maximum est de 1,49° (écart type 0,6°). L'écart de distance reste en moyenne égal à 1,1 mm (Ecart type de 0,4 mm).

### III.3 APPLICATION A LA TOMODENSITOMETRIE

Les examens TDM sont quasi-systématiques dans la pratique hospitalière et la prise en compte des images TDM a été envisagée dès le départ. La technique employée est la même qu'en IRM. Les marqueurs sont ici constitués par les supports eux-mêmes dont la matière plastique est radioopaque. Un topogramme (radiographie classique de profil) permet de définir la position et l'orientation des coupes, limitée en TDM au plan transverse. Les acquisitions s'effectuent en champ étroit et en définition basse (256 x 256). Le protocole d'imagerie consiste à réaliser une série de coupes jointives de 1 mm d'épaisseur sur les supports. D'autres coupes d'orientation quelconque sont ensuite réalisées sur la cible selon la pathologie. Les images sont transmises à un ordinateur par l'intermédiaire d'un bande magnétique. Certaines données (Positions de table, hauteurs de table, inclinaisons du noyau et centres de reconstruction (x,y)), nécessaires pour le calcul des coordonnées d'un point d'une coupe, sont sauvegardées en fichier (Figure III.15).

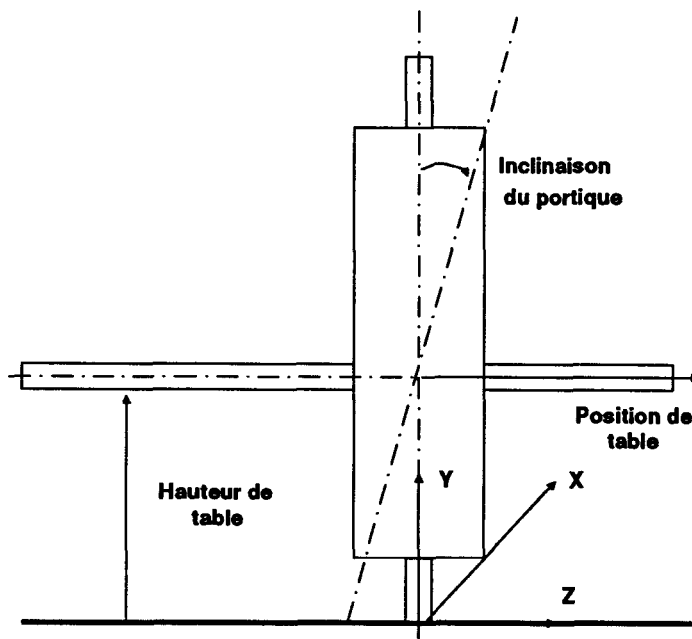


Fig III.15 Définition des grandeurs principales en tomographie assistée par ordinateur

Les différentes images présentant les supports sont identifiées et sur chacune d'elles on valide avec le curseur un point de l'axe du support (Figure III.16).

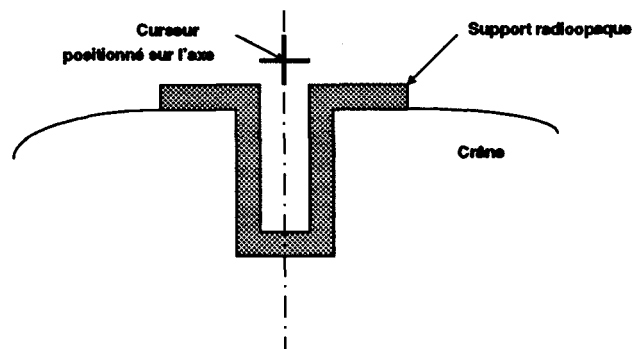


Fig V.9 Pointage en TDM

On effectue ensuite la moyenne des pointages et la transformation est calculée de la même façon qu'en IRM. Cette procédure ponctuelle est moins automatique qu'en IRM pour l'instant. Le fait de ne disposer que de coupes axiales justifie la réalisation de coupes de 1 mm sur les supports.

---



## Conclusion

La méthode que nous proposons est simple et facile à mettre en oeuvre. Elle se situe en tant qu'alternative entre les méthodes classiques à cadre de repérage, avec les inconvénients que l'on sait, et les méthodes plus récentes de mise en correspondance de données, grandes consommatrices de calculs. Ses seules contraintes sont la pose préalable des supports de marqueurs en condition stéréotaxique et l'immobilité totale de la tête du patient pendant la durée relativement courte de l'examen. Ce dernier point constitue un léger désavantage par rapport aux méthodes classiques. La séquence d'imagerie rapide choisie (Echo de gradient) permet de réaliser l'examen stéréotaxique de repérage en un temps très court (une dizaine de minutes) par rapport au protocole habituel sans détérioration de la qualité des images.

Le problème des distorsions de l'IRM a été étudié, et on tente d'y apporter une solution simple par l'acquisition, dans les trois dimensions de l'espace, d'un cube destiné aux calculs de coefficients de correction. Ces coefficients ont été réduits ici à trois valeurs de gain et trois valeurs de décalage correspondant aux trois axes de gradients de l'imageur. Pour cela, on a conclu d'après les tests, que les non linéarités des gradients étaient corrigées de manière satisfaisante par les matrices de correction internes définies par le constructeur. Nous faisons également l'hypothèse que les maintenances régulières de l'imageur règlent correctement les bobines de shims.

La méthode peut s'appliquer facilement à d'autres géométries de cadres stéréotaxiques étant donné que la plupart d'entre eux se fixent sur la boîte crânienne en quatre points. L'adaptation à d'autres imageurs RMN ne devrait pas poser de problèmes. L'adaptation à la tomodynamométrie a été réalisée avec succès. Les résultats concernant la précision de la méthode sont présentés et discutés au chapitre V.

**CHAPITRE IV - SYSTEME D'AIDE  
AU REPERAGE: ARTIS**

La méthode de repérage présentée au chapitre III nécessite un minimum de calculs informatiques. La faisabilité a d'abord été testée en estimant les coordonnées du barycentre des marqueurs à l'aide d'un curseur sur la console de l'imageur RMN. Il était ensuite nécessaire de réintroduire ces données manuellement dans un ordinateur pour calculer les transformations et les coordonnées des cibles. Ainsi présentée, la méthode n'était pas exploitable en routine, rendait illusoire les objectifs de précision et augmentait les risques d'erreurs lors des saisies manuelles. La concertation entre neurochirurgien et informaticiens a fait apparaître le besoin de concevoir un système d'aide proposant:

- d'intégrer sur une même station de travail toutes les données nécessaires à l'intervention;
  - de faciliter les calculs des transformations, des cibles et des trajectoires d'atteinte de ces cibles;
  - d'apporter une précision suffisante dans les ciblage,
- une réduction du temps nécessaire à la phase préparatoire de l'intervention,
- un outil de contrôle per-opératoire.

Le cahier des charges a permis d'établir une architecture matérielle respectant la contrainte majeure: un coût raisonnable. Le logiciel d'Aide au Repérage Tridimensionnel en Imagerie Stéréotaxique que nous avons développé est présenté dans ce chapitre ainsi que le traitement type d'une intervention assistée par ARTIS.

## IV.1 CAHIER DES CHARGES

La simulation d'une procédure stéréotaxique assistée par ordinateur a permis de présenter au neurochirurgien l'enchaînement des opérations envisagé. Dans ce sens, cette simulation a servi de base de dialogue avec l'expert (neurochirurgien). De plus, elle a permis de mettre en évidence et d'éclaircir certains points importants de la procédure stéréotaxique de routine:

- nécessité de regrouper sur le système des images d'origine différentes: les images RMN\* servent au diagnostic et au repérage des cibles, les artériographies sont nécessaires pour la définition des trajets, les ventriculographies permettent la localisation des points CA\* et CP\*. Dans un second temps, les images TDM\* peuvent également servir au diagnostic et au repérage;

- 
- possibilité de définir ponctuellement des cibles sur une image et de les reporter sur des images d'origine différente avec une précision millimétrique dans les trois axes. La méthode mise en oeuvre pour le repérage est celle décrite au chapitre II. Les procédures de traitement des marqueurs, de correction et de calcul des transformations sont automatisées au maximum;
  
  - intérêt de délimiter le volume d'une lésion pour les besoins du traitement par des techniques radiochirurgicales (essentiellement modélisation avec représentation sommaire);
  
  - possibilité de définir un trajet selon l'un des trois abords possibles: abord orthogonal de face, de profil et en double obliquité. Une telle définition doit permettre le choix du point d'entrée de l'outil dans le crâne et se traduire en termes de paramètres de réglage directement applicables à l'appareillage stéréotaxique;
  
  - possibilité de corréler les données de l'imagerie et les données statistiques de l'atlas stéréotaxique de Talairach [TALAIRACH 88] selon la méthode proportionnelle à partir des points CA et CP.

Le système intégrant ces fonctionnalités se doit d'être d'un usage accessible à tout manipulateur peu ou pas initié aux notions élémentaires de l'informatique. Ceci suppose par exemple une gestion de clavier simplifiée, une aide contextuelle, des messages d'invite ou d'avertissement clairs, une gestion efficace des erreurs de manipulation...

Enfin, il nous faut mentionner les contraintes de coût et le souci de concevoir un ensemble évolutif, deux aspects qui ne sont pas forcément antagonistes. La figure IV.1 représente le synoptique de ce que l'on peut considérer comme l'avant projet.

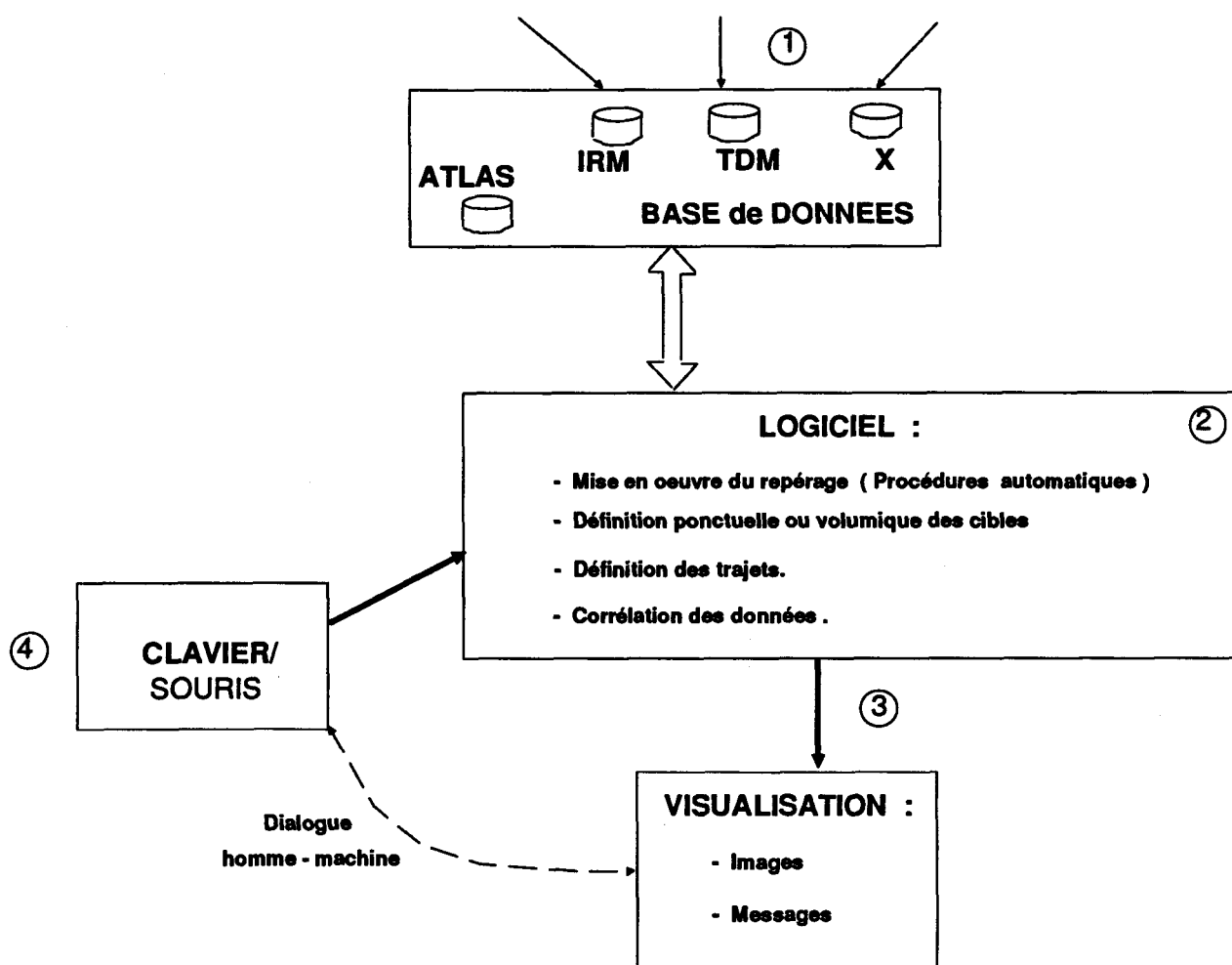


Fig IV.1 Synoptique de l'avant projet (issu de la simulation)

---

## IV.2 ARCHITECTURE DU SYSTEME

Le choix d'une configuration est motivé non seulement par le budget disponible mais aussi par les applications envisagées. En ce qui nous concerne, le budget étant limité, la difficulté a été de proposer une configuration de relativement bas de gamme permettant de montrer la faisabilité et l'intérêt du système mais susceptible d'évoluer par la suite en fonction de nouvelles exigences. Les choix effectués ne sont nullement irréversibles et la configuration de base a su évoluer au fur et à mesure des nouveaux développements.

### IV.2.1 Choix matériels

La figure IV.1 met en évidence quatre blocs:

- 1) l'acquisition des données
- 2) le système informatique de traitement
- 3) le système de traitement et de visualisation
- 4) les périphériques

#### IV.2.1.1 Acquisition des données

##### a) images stéréotaxiques

Parmi toutes les radiographies (artériographies, ventriculographies) réalisées en conditions stéréotaxiques, seules certaines sont utilisées dans la définition des cibles et des trajets. Nous avons convenu de permettre l'acquisition d'une sélection de ces images par l'intermédiaire d'une caméra CCD montée sur une potence, un négatoscope éclairant le film par le dessous<sup>1</sup>.

##### b) Images RMN et TDM

Une méthode d'acquisition identique à celle des images stéréotaxiques a d'abord été envisagée. Il s'est vite avéré que l'acquisition manuelle d'un nombre important d'images (parfois plus de

---

(1) De nombreux modèles, pouvant répondre à ce besoin, existent sur le marché. Notre choix s'est porté sur une caméra PULNIX<sup>®</sup> TM560 d'un bon rapport qualité-prix. Elle est équipée d'un objectif de 16 mm.

100) posait des problèmes de positionnement qui rendait la procédure à la longue fastidieuse voire insupportable. Le mode d'acquisition le plus simple, en attendant le développement des réseaux PACS\*, nous a semblé être la bande magnétique: les imageurs sont communément équipés d'un dérouleur de bandes magnétiques, le format d'écriture est standardisé (1600 bpi). De plus une bande a une capacité de stockage importante bien adaptée pour archiver plusieurs examens<sup>2</sup>.

Toutes les images ont un format maximum de  $256^2$  pour un champ maximum de 250 mm, ce qui assure une dimension de pixel millimétrique pour toutes les modalités d'imagerie tout en conservant une bonne définition.

#### IV.2.1.2 Système informatique de traitement

Le choix est en premier lieu conditionné par les applications immédiates et futures envisagées. Ceci fait référence à la capacité d'adaptabilité de la machine à des applications différentes: calculs mathématiques, gestion de données, gestion temps réel... Pour une application liée à la neurochirurgie stéréotaxique, les aspects majeurs du futur système sont la précision des calculs et la qualité du dialogue homme-machine puisque la manipulation doit être faite par des utilisateurs non-informaticiens. La vitesse de calcul n'est pas capitale dans des calculs ponctuels de cible, c'est un critère important dans les calculs et la représentation des volumes. Le nombre de patients à traiter plus ou moins simultanément ainsi que le volume moyen d'informations nécessaires pour un examen sont deux autres informations qui influent sur la capacité de mémoire de masse du système. Il ne faut pas non plus négliger les temps moyens d'accès aux données qui conditionnent la rapidité de la procédure et le confort d'utilisation.

Certains auteurs préconisent les mini-systèmes [KELLY 91]. Ils sont polyvalents, efficaces, rapides et évolutifs. L'équipe de Montréal a développé la même procédure sur deux types de matériel: mini et micro [PETERS 89 B]. Pour nous, le problème s'est posé différemment. La contrainte budgétaire étant forte, notre choix s'est orienté de-facto vers les micro-ordinateurs compatibles PC compte tenu également de l'ouverture de ce type de matériel, de la variété des extensions et des programmes existants. Le système est construit autour d'un compatible PC/AT 386, 16 Mhz, 1M0 de RAM (bus ISA) avec coprocesseur mathématique 80387. Il est équipé d'un disque dur de grande capacité (110 M0). La taille mémoire maximum nécessaire à un examen a été

---

(2) Le dérouleur qui sert à la relecture des images RMN et TDM est un modèle M891 de Cipher Data Product Inc.®

---

estimée à 10 M0 (soit 150 images en  $256^2$  environ). Il est donc possible dans ces conditions de disposer en permanence sur le système d'une dizaine d'examens.

#### IV.2.1.3 Système de traitement d'images

Cet ensemble doit réaliser l'acquisition des images issues de la caméra CCD et la visualisation des images sur un moniteur haute-résolution. Les traitements envisagés concernent essentiellement la lecture et l'écriture de points et de segments, l'affichage de texte, ainsi que quelques opérations spécifiques sur les images comme la normalisation et l'anamorphose.

La carte PIP 640B de Matrox Electronic Systems<sup>®</sup> convient parfaitement pour ce type d'application. Elle est dotée d'1 M0 de mémoire image sur 8 bits de profondeur, d'un zoom câblé et permet d'afficher une image 512x512 sur un moniteur RVB haute résolution. De plus, elle échantillonne le signal vidéo TV issu de la caméra de telle sorte que la majorité des images constituant un examen, images tomographiques à pixel carré, sont visibles sans distorsion X-Y. Un petit désavantage provient du fait qu'elle n'a pas de plan graphique, l'affichage en surimpression ne peut donc se faire qu'en dégradant la dynamique de gris.

#### IV.2.1.4 Périphériques

Comme dispositif d'entrée de données, la souris ou le track-ball constituent un moyen convivial de déplacer un curseur sur une image, l'usage du clavier restant malgré tout possible.

L'interfaçage avec le dérouleur de bande magnétique est réalisé simplement par une carte rapide de 8 bits.

L'imprimante matricielle classique est utilisée pour garder la trace écrite des résultats. Une imprimante vidéo<sup>3</sup> permet d'obtenir une copie de l'écran du moniteur TV utile pour agrémenter un compte-rendu opératoire.

La figure IV.2 illustre la configuration matérielle adoptée pour cette étude.

---

(3) <sup>®</sup> Mitsubishi Video Copy Processor Model P60B



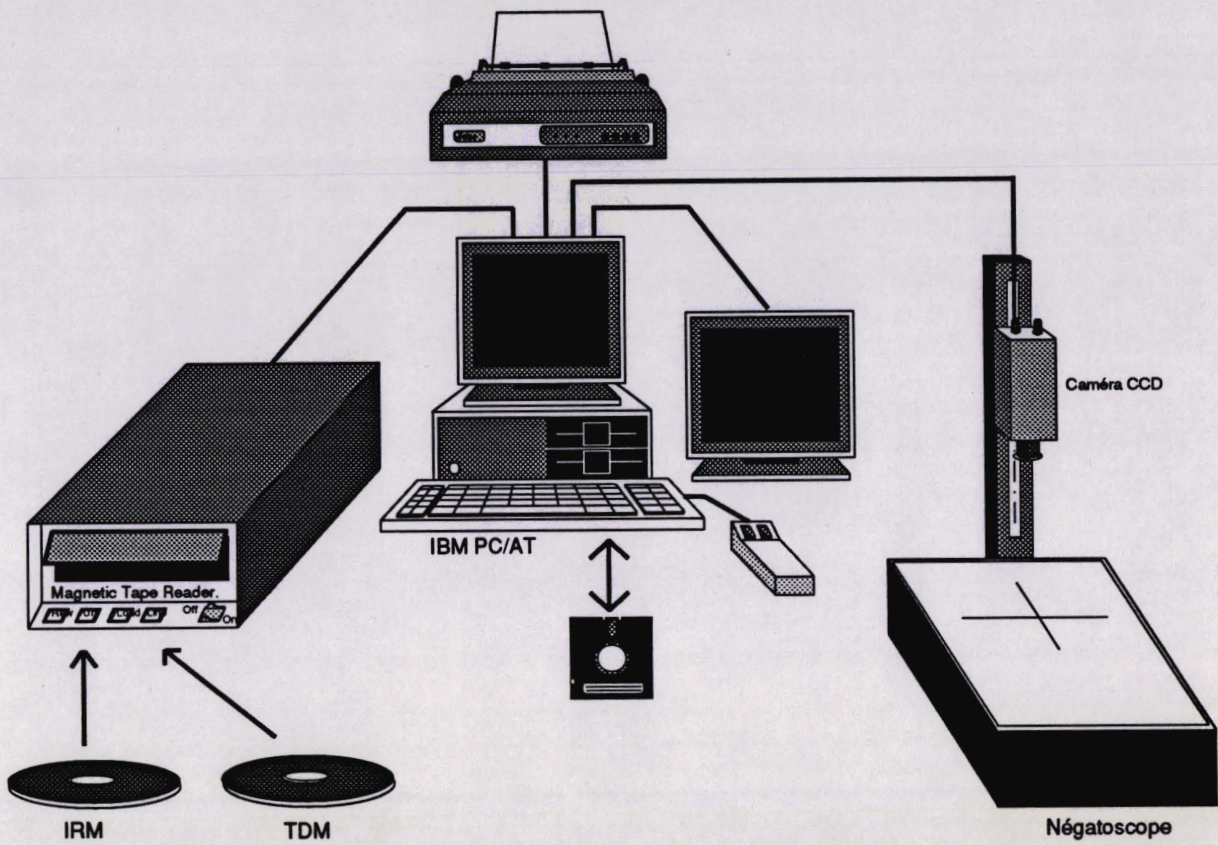


Fig IV.2 a: Architecture matérielle adoptée. b: Photographie du système tel qu'il est installé au bloc opératoire

## IV.2.2 Choix logiciels

### IV.2.2.1 Le langage

Le programme a été développé en langage C Microsoft<sup>®</sup> version 5 puis 6 sous DOS 3.3 ou 4.01. Cette dernière version du compilateur présente en outre un véritable environnement de programmation (Programmer's WorkBench) adapté au développement d'applications complexes. De nombreuses bibliothèques existent pour ce langage et la portabilité vers le monde Unix est garantie.

### IV.2.2.2 Organisation logicielle

L'application regroupe en réalité trois programmes distincts:

- Le programme d'aide au repérage ARTIS
- Le programme d'installation et de configuration INST
- Le programme de gestion du dérouleur de bandes magnétiques DUMPTAPE

Pour faciliter les développements dans cet environnement, nous avons été conduits à établir une organisation performante et à construire des outils d'aide au développement. D'autre part, la spécification des besoins a mis en évidence certaines caractéristiques du logiciel que nous nous sommes efforcés de respecter [THERON 88].

#### IV.2.2.2.1 Au niveau développeur

Les propriétés suivantes garantissent l'ouverture du logiciel, sa maintenabilité et un gain de temps appréciable lors des phases de développements:

##### a) Homogénéité et efficacité de l'environnement de développement

L'arborescence adoptée pour le développement et présentée figure IV.3 a été étendue à la plupart de nos applications dans un souci d'homogénéisation.

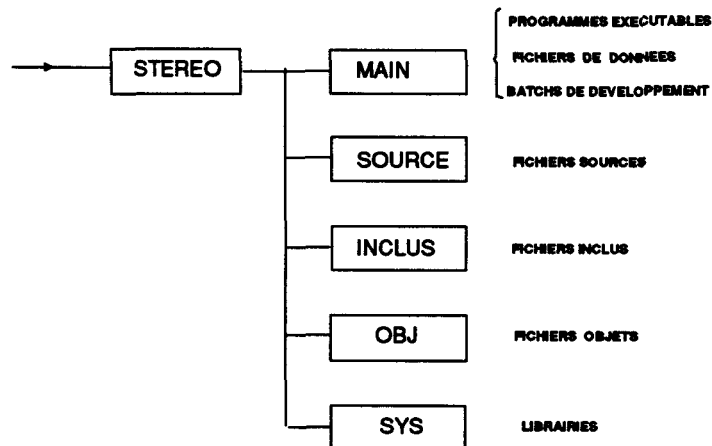


Fig IV.3 Arborescence de développement

### b) Mise au point d'outils d'aide à la conception

Une librairie indépendante (GENERAL.LIB) a été créée pour gérer un écran monochrome, hercule ou couleur en mode texte et le système de menus déroulants. Elle comprend en outre une gestion de fichiers en accès direct, une gestion des entrées clavier et de la souris, un système d'aide contextuelle, d'affichage de messages et de gestion d'erreurs (Mécanisme Setjmp/Longjmp, contrôle des allocations et désallocations dynamiques de mémoire). Elle propose également un ensemble de fonctions mathématiques dont certaines ont été adaptées de [NOWAKOWSKI 86] et [LEON 88].

Un mini générateur d'applications (GENEAPP) a été écrit avec cette librairie pour créer rapidement une interface utilisateur pour une configuration vidéo donnée. Il permet de générer des fichiers de menus, de messages, de fonts et d'aide au format compatible avec GENERAL.LIB. Celui-ci a été utilisé pour générer le programme INST d'installation et de configuration de l'application stéréotaxique et le programme de gestion du dérouleur de bandes magnétiques DUMPTAPE.

Des batchs permettent de générer automatiquement l'application avec compilation des fichiers mis à jour (utilitaire MAKE), mise à jour des librairies, édition de liens et compte-rendu. Différentes versions prennent en compte la présence d'un coprocesseur ou la génération d'un exécutable compatible avec le programme de mise au point Codeview.

### c) Exploitation de ressources logicielles existantes

La librairie de fonctions fournie avec la carte Matrox<sup>®</sup> a servi à développer un module d'acquisition et de traitement d'image [COIN 91]. Ces méta-fonctions sont de plus entièrement

compatibles avec le logiciel de traitement et d'analyse d'images Visilog. Les primitives fournies avec la carte d'interface du lecteur de bandes magnétiques ont été exploitées dans les programmes de relecture des bandes.

#### **d) Extensibilité**

L'ajout de nouvelles fonctions est simplifié grâce à l'utilisation du générateur de menus. On fait appel au mécanisme de recouvrement (Overlays) pour s'affranchir de la limite théorique des 640K0 de RAM du DOS. Une partie réduite du programme (racine) reste en permanence en mémoire et les différentes fonctions viennent recouvrir le même espace mémoire en fonction des besoins. Une telle gestion est plus délicate mais convient mieux à notre application.

#### **e) Rigueur dans l'écriture des programmes**

- modularité
- efficacité de rangement des données: gestion dynamique de la mémoire
- homogénéité dans les notations
- documentation des programmes

La figure III.4 présente les composants logiciels de l'application et leurs interconnexions.

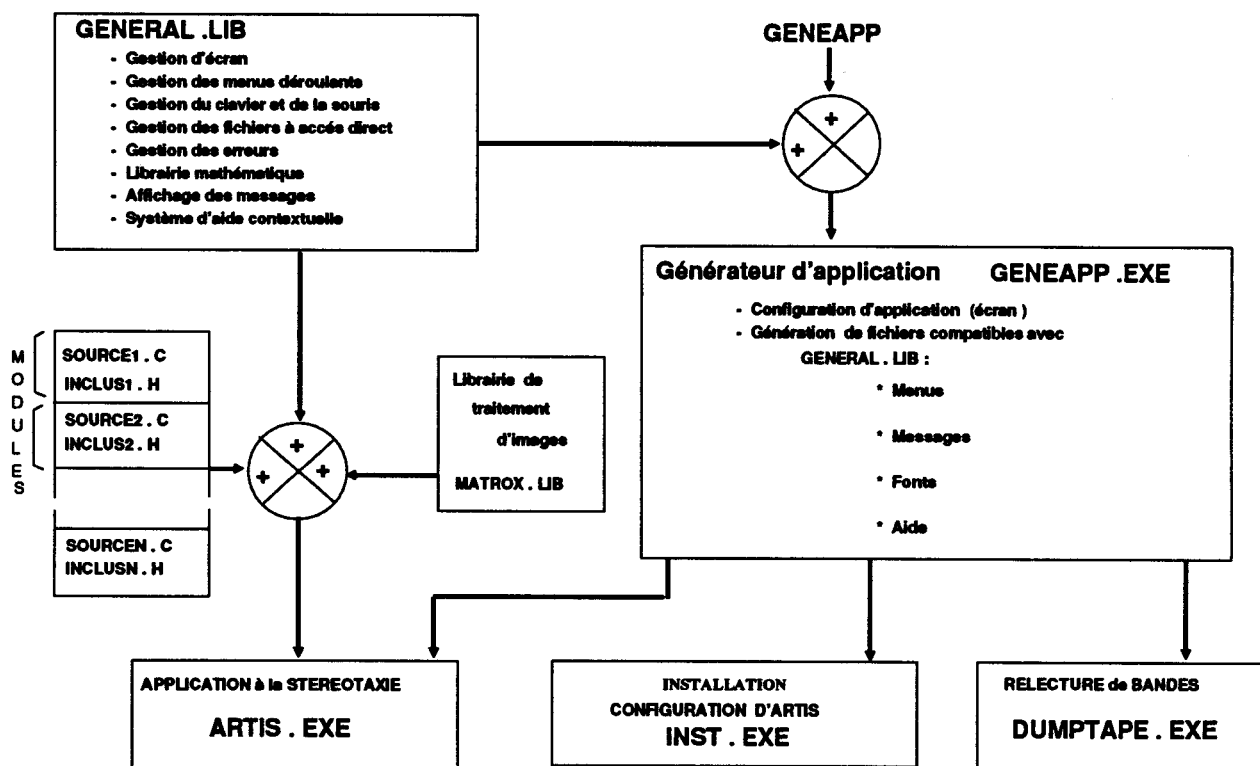


Fig IV.4 Composants logiciels de l'application

## IV.2.2.2.2 Au niveau utilisateur

Les propriétés suivantes confèrent au niveau logiciel convivialité et souplesse d'utilisation:

- ergonomie: comme nous le verrons, l'interface utilisateur se présente sous forme de menus déroulants aisément manipulables
- homogénéité dans l'utilisation du logiciel
- précision: les calculs sont effectués en double précision
- tolérance aux fautes: une erreur de manipulation ou de saisie entraîne l'affichage d'un message et la continuité ou l'abandon définitif de l'opération
- indépendance matérielle (dans une certaine mesure): la configuration carte/écran de l'ordinateur n'est pas imposée, la carte de traitement d'image est au choix la PIP 640B ou 1024B
- documentation: l'utilisateur peut consulter la notice d'utilisation ou une aide contextuelle intégrée dans le logiciel.



## IV.3 AIDE AU REPERAGE TRIDIMENSIONNEL EN IMAGERIE STEREOTAXIQUE

Le programme ARTIS (Aide au Repérage Tridimensionnel en Imagerie Stéréotaxique) intègre toutes les fonctionnalités nécessaires au repérage stéréotaxique conduit suivant la méthode exposée au chapitre III [CLARYSSE 91]. Le système a été installé au bloc opératoire en Février 1990, la responsabilité de l'examen IRM passant progressivement sous le contrôle du service de neuroradiologie. La mise en place d'une telle procédure nécessite une bonne organisation entre les différents services concernés (Neuroradiologie, neurochirurgie, anesthésie, informatique). Nous présentons notre méthodologie de traitement d'une procédure de neurochirurgie stéréotaxique assistée par ordinateur. Après quelques précisions sur l'organisation intime du logiciel, les fonctionnalités sont décrites.

### IV.3.1 Planification de l'intervention stéréotaxique assistée par ordinateur

Notre méthodologie suit les étapes suivantes (voir organigramme de la figure IV.7):

**ETAPE N°1:** le neurochirurgien procède au forage des fixations du cadre stéréotaxique dans la salle opératoire. Généralement, le patient a le crâne rasé et l'intervention s'effectue sous anesthésie locale. La tête est maintenue en position à l'intérieur du cadre, les quatre fixations étant en appui cutané (Figure IV.5). Les pointes venant habituellement s'insérer dans le crâne sont remplacées par un dispositif creux par où passe le foret (3 mm). Lorsque les quatre trous sont percés, les quatre supports de repère sont insérés dans le crâne "sous pointes", le serrage étant réalisé par des vis micrométriques. Cette intervention dure environ 30 minutes. Le patient peut alors subir l'examen en IRM immédiatement après ou le lendemain.

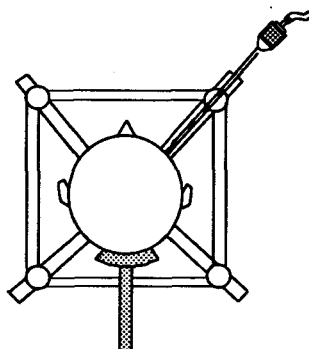


Fig IV.5 Forage des trous de fixation du cadre stéréotaxique

**ETAPE N°2:** juste avant l'examen en IRM, on vient placer les repères dans leur support. L'examen est alors conduit selon le protocole décrit au chapitre II. Le cube de correction est placé dans l'antenne tête\* en début ou en fin d'examen. A la suite des séries sagittales et axiales du protocole (environ 10 minutes), il est toujours possible de réaliser des séquences supplémentaires d'orientation quelconque ou avec injection de produit de contraste. Il est impératif que le patient ne bouge pas la tête durant toute la durée de l'examen si l'on veut utiliser les images pour un repérage. Pour cela, la tête est maintenue dans le logement de l'antenne tête\* par des bandes velcro (Figure IV.6). L'examen terminé, les repères sont ôtés et les images sont archivées sur une bande magnétique.

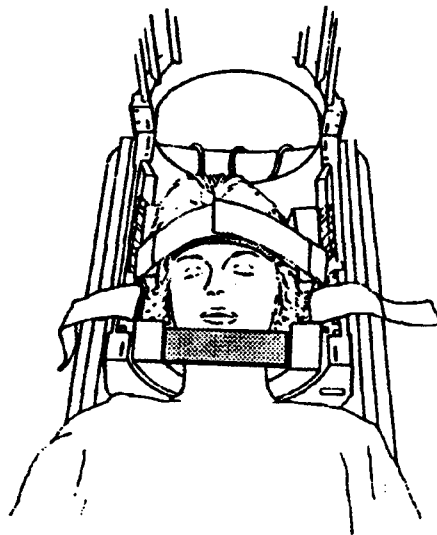
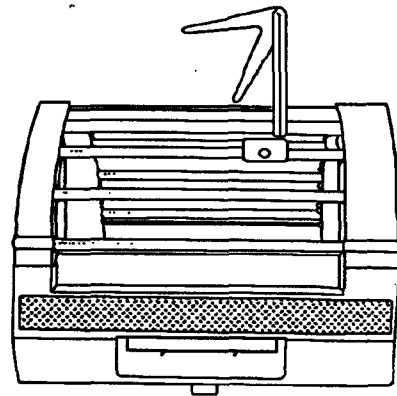


Fig IV.6 Antenne tête\* et positionnement de la tête dans l'antenne

**ETAPE N°3:** la relecture des images s'effectue soit dans le service d'IRM, on récupère alors un jeu de disquettes contenant les images au bon format à transférer sur le système, soit par l'intermédiaire du dérouleur connecté à la station de travail (de 10 à 20 minutes).

**ETAPE N°4:** l'utilisateur (neurochirurgien ou manipulateur) vient traiter interactivement et individuellement chaque repère sur le système informatique qui calcule les matrices de transformation correspondantes. Les paramètres de contrôle sont affichés, le neurochirurgien peut alors décider de la validité de l'examen et éventuellement renoncer à l'intervention (5 minutes).

**ETAPE N°5:** le neurochirurgien choisit interactivement la ou les cibles en déplaçant un curseur sur les images RMN et obtient simultanément les coordonnées stéréotaxiques correspondantes. La position de ces cibles est marquée par une croix sur les images stéréotaxiques affichées sur le moniteur.

**ETAPE N°6:** le jour de l'opération, presque toutes les données nécessaires sont déjà présentes sur le système. Le cadre est réadapté sur le crâne du patient placé maintenant sous anesthésie générale. Les radiographies stéréotaxiques per-opératoires (clichés de contrôle, artériographies, ventriculographies) sont acquises par l'intermédiaire de la caméra CCD après calibration du dispositif d'acquisition.

**ETAPE N°7:** le trajet d'accès aux cibles (orthogonal de face, de profil ou en double obliquité) est défini interactivement et directement sur les images. Les paramètres de réglage de l'appareillage stéréotaxique sont affichés, mémorisés et imprimés (angles, profondeur d'outil, erreurs). Il est possible d'obtenir la trace du passage de la trajectoire dans les différentes coupes IRM (Simulation du trajet).

**ETAPE N°8:** ces réglages sont reproduits sur l'appareillage stéréotaxique. L'outil est placé en contact avec la peau pour permettre la prise des radiographies de contrôle. Cette vérification constitue la phase ultime précédant le geste chirurgical. Il est toujours possible au fur et à mesure de l'avancée de l'outil (cas d'une biopsie) de reporter la position de l'extrémité sur les images RMN.

**ETAPE N°9:** le neurochirurgien réalise le geste chirurgical. Il peut ensuite imprimer un compte-rendu détaillé des résultats et archiver l'examen sur bande magnétique ou sur disquettes.



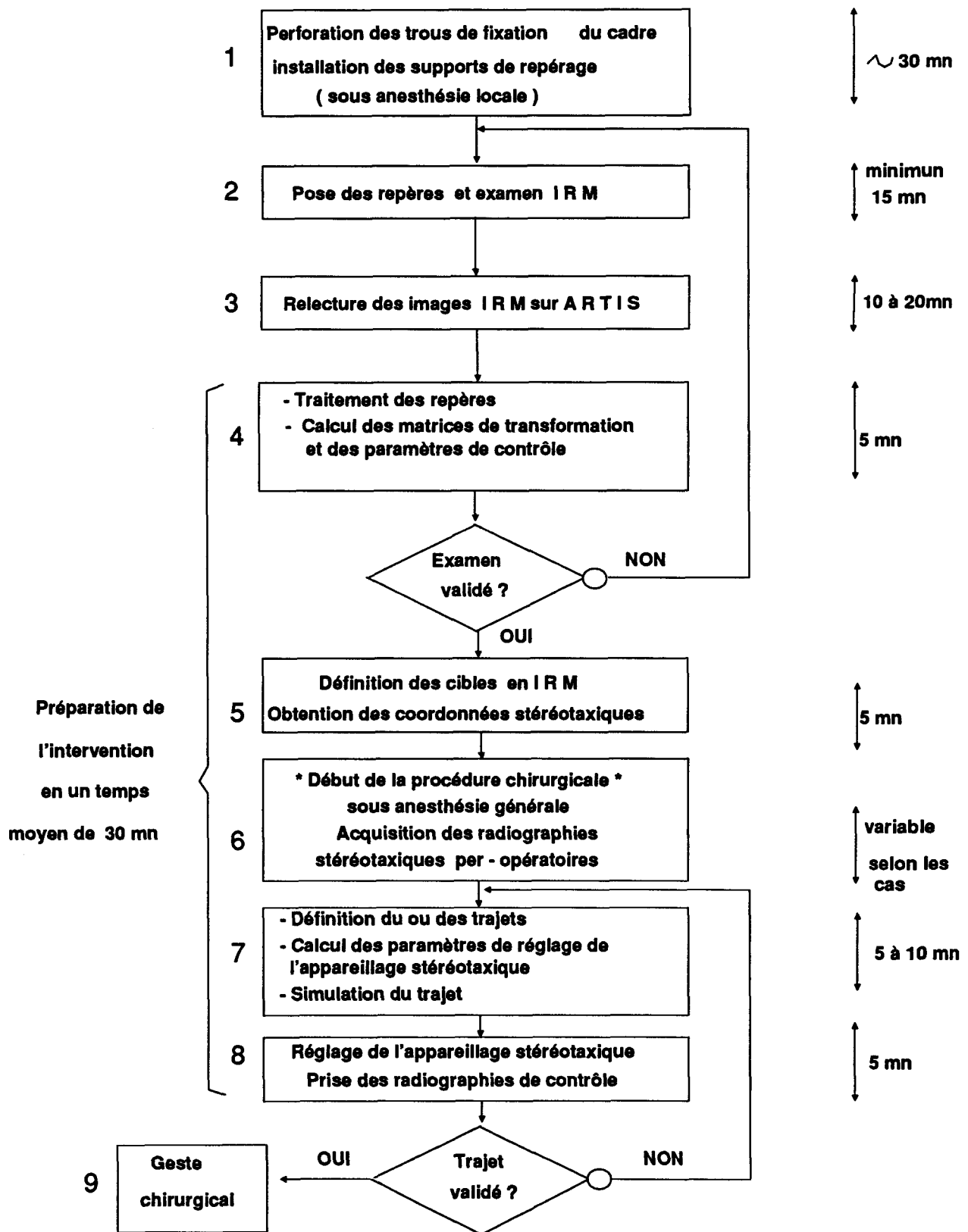


Fig IV.7 Méthodologie de la procédure stéréotaxique assistée par ordinateur

## IV.3.2 Organisation d'ARTIS

### IV.3.2.1 Organisation interne et présentation

L'ensemble des données relatives à un patient est regroupé dans un répertoire (Figure IV.8). Cette base de données est constituée des images issues des examens IRM, TDM, stéréotaxiques et des données annexes (identification du patient, fichiers de points cibles, fichier de trajet, matrices de correction...). Les fichiers d'identification et de définition des transformations de tous les patients sont regroupés dans le répertoire EXAMEN. Un fichier d'environnement sauvegarde l'état du système à la sortie du programme et permet de reprendre le même examen dans les mêmes conditions.

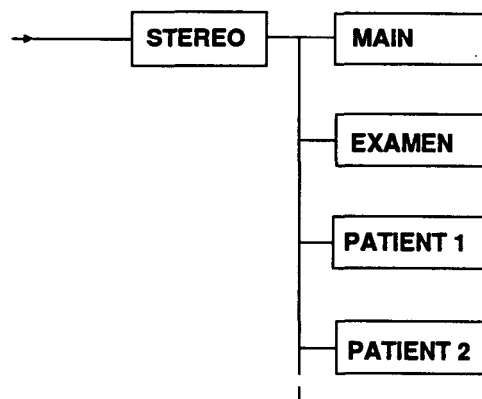


Fig IV.8 Arborescence d'ARTIS

#### IV.3.2.1.1 Base d'images associée à un examen

##### a) structure des images

Tous les fichiers images ont une structure identique compatible avec le système de traitement et d'analyse d'images Visilog (Figure IV.9). Un fichier comporte un en-tête image de 76 octets, un en-tête utilisateur de longueur variable et les données de l'image à raison d'un octet par pixel sur une dynamique de 248 niveaux de gris. La dynamique a été réduite à 248 de façon à permettre l'accès à 8 pseudo-plans graphiques. Les différences résident dans la taille des images et la structure de l'en-tête utilisateur (Les informations nécessaires sont différentes selon la technique d'imagerie). En IRM, toutes les images appartenant à une même série (selon un plan par exemple) comportent un certain nombre de paramètres identiques sauvegardés dans un fichier séparé SERIEXX.RMN (XX est le numéro de la série, compris entre 01 et 99). Seules les informations propres à l'image sont gardées dans l'en-tête utilisateur. En TDM, les coupes sont indépendantes et les paramètres peuvent complètement changer d'une image à la suivante, la taille de l'en-tête utilisateur est ainsi plus grande.

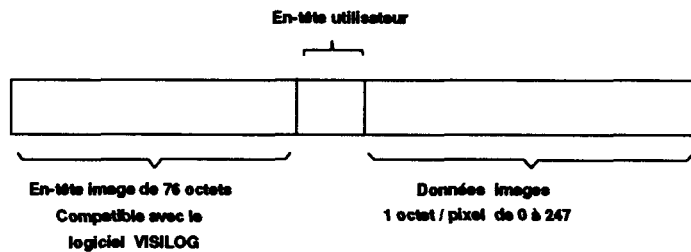


Fig IV.9 Structure des fichiers images

### b) Identification des images

Les noms des fichiers sont formés d'un préfixe (lettre = R pour RMN, X pour TDM, V ou A pour Ventriculographie ou Artériographie) suivi d'un numéro. En IRM, le numéro est composé de 6 chiffres: 2 pour le numéro de série, 2 pour le numéro d'image, 2 pour le numéro d'écho. Par exemple, R031002 fait référence au 2ème écho de la 10ème image de la série 3. Les notations reprennent dans la mesure du possible celles des imageurs.

### c) Acquisition des images

#### - Acquisition par caméra CCD

L'utilisateur dispose la radiographie sur le négatoscope en faisant coïncider les repères radiologiques du film avec ceux reproduits sur le négatoscope et sur l'écran (Figure IV.10a). L'acquisition s'effectue en 512 x 512, l'image est ensuite recopiée en 256 x 256 et normalisée entre 0-247. Le champ couvert par la caméra, dont l'objectif de 16 mm est placé à 55 cm de hauteur, est d'environ 270 x 200 mm (Capteur rectangulaire, figure IV.10b). Ce champ étant échantillonné en 256x256, la définition est approximativement de 0,7 mm / pixel en x, 0,55 mm / pixel en y.

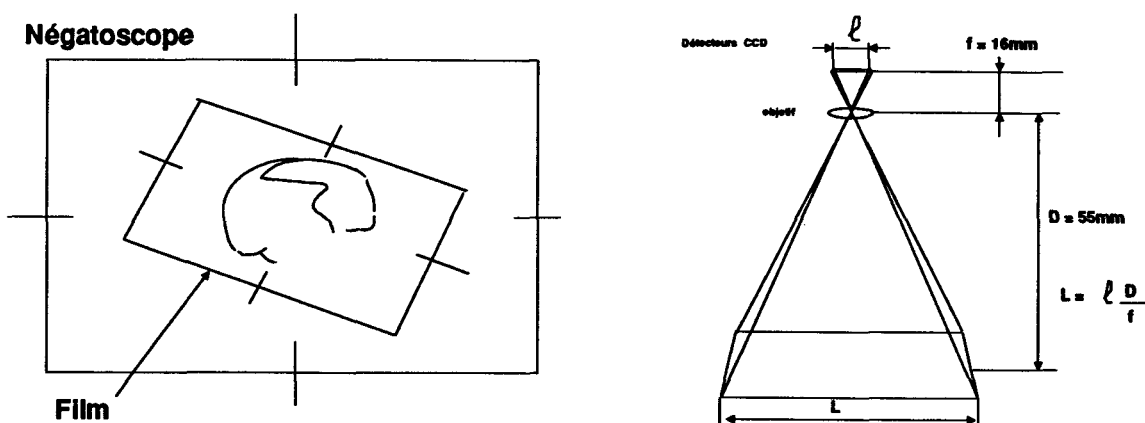


Fig IV.10 a: Acquisition des images par mise en correspondance des repères. b: Champ couvert par la caméra.

De façon à résoudre les problèmes de dépendance matérielle, on effectue une calibration dimensionnelle en faisant l'acquisition et la reconnaissance automatique d'un cercle de 97 mm de

diamètre (Figure IV.11). On obtient un coefficient en x et un coefficient en y rangés dans l'en-tête utilisateur de l'image acquise, chaque image étant ainsi indépendante du système sur laquelle elle a été acquise.

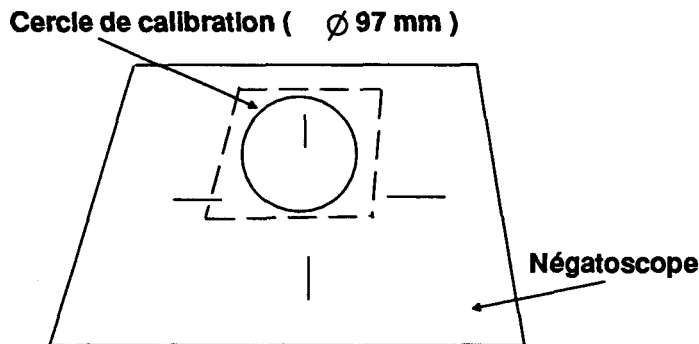


Fig IV.11 Phase de calibration du dispositif d'acquisition par caméra CCD

L'échantillonnage sur la carte d'acquisition s'effectue au format 1/1 et non au format TV habituel 4/3, il en résulte une distorsion visuelle de l'image acquise. Il est possible de corriger cette distorsion en appliquant aux pixels de l'image un modèle de déformation du premier ordre du type:

$$p' = M p$$

$$\text{où } M = \begin{pmatrix} a & b & c \\ a' & b' & c' \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad p = \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \text{ le pixel d'origine, } p' = \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{pmatrix} \text{ le pixel résultant.}$$

Nous avons convenu d'effectuer une distorsion en y et telle que  $y' = y \frac{\text{coef\_en\_y}}{\text{coef\_en\_x}} = \frac{y}{K}$ . Il en résulte  $a = 1, b = c = 0, a' = \frac{256(1-K)}{255}, b' = 0, c' = \frac{256K-1}{255}$ . En appliquant ce modèle de déformation combiné à une interpolation bilinéaire, on obtient une image sans distorsion visuelle avec un coefficient identique en x et en y (coefficient en x). Cette restitution est facultative et laissée à l'appréciation de l'utilisateur. Le mode d'affichage (déformé, non déformé) est conservé dans l'en-tête utilisateur ainsi que la moyenne des pixels de l'image normalisée entre 0-247 pour des analyses de ROI\* ultérieures.

Le grandissement du système radiologique a été dans un premier temps fixé à 1,05 (voir configuration de l'installation radiologique, chapitre II). Le programme prenant en compte la variation de ce coefficient (entre 1,02 et 1,08) est en cours de développement. Dans la phase de calibration, on pointe avec un curseur la face interne des 4 pointes du cadre projetées sur le plan du

film en vue de face et de profil (Figure IV.12). On déduit les distances respectives entre les pointes appartenant au même plan et on détermine ainsi 2 coefficients par vue qui sont les grandissements à des distances connues de part et d'autre du cadre. En vue de profil, la coordonnée  $x$  stéréotaxique ( $y$  pour une vue de face) d'une cible définit le plan de la structure projetée avec un grandissement  $G_x$  ( $G_y$  en face) évalué par extrapolation linéaire. Les coordonnées yécran (xécran) et zécran sont multipliées par  $G_x$  ( $G_y$ ).

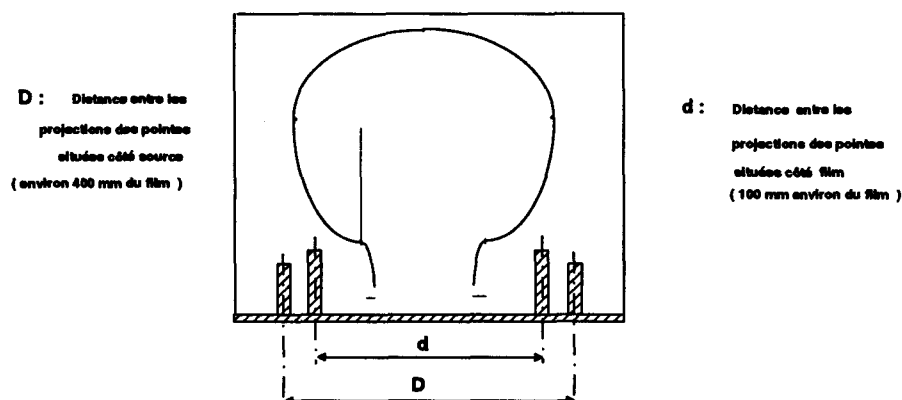


Fig IV.12 Prise en compte du grandissement du système radiologique

Si l'image est acquise par l'intermédiaire d'un amplificateur de brillance, comme c'est le cas en ADS\* par exemple, il faudrait en outre tenir compte de la distorsion non linéaire due à la forme convexe du détecteur. L'acquisition d'une mire constituée d'un ensemble de billes radioopaques placées à des positions connues (Figure IV.13) est une solution possible au problème. L'ensemble des mesures de position permet de modéliser cette déformation et de déduire les coefficients de correction à appliquer dans les calculs de coordonnées d'une cible projetée sur le plan des films.

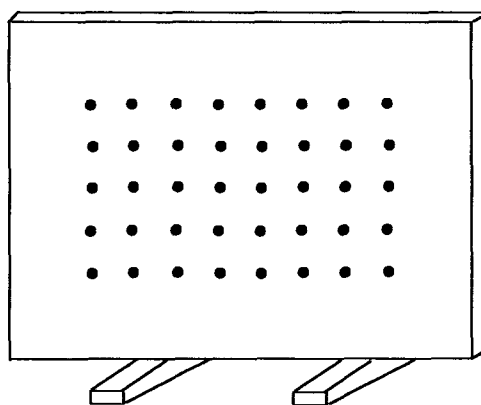


Fig IV.13 Mire de calibration

#### - Acquisition par lecture de bande magnétique

Un programme indépendant (DUMPTAPE) mais pouvant être appelé à partir d'ARTIS permet de relire un examen IRM ou TDM à partir d'une bande magnétique. L'utilisateur choisit dans une liste le ou les examens à relire puis de la même façon les images à transférer pour chaque examen. Les formats d'archivage sur bande nous ont été gracieusement fournis par GE-CGR pour l'IRM, par Siemens pour la TDM. Du fait des corrections internes des distorsions, les images RMN ont des dimensions en X-pixels et Y-pixels variables ( $242^2$  à  $256^2$ ). Elles sont de plus compactées avec une technique de codage différentiel. Les images TDM sauvegardées en  $512^2$  sont relues en  $256^2$ . La fenêtre de relecture (largeur et centre) est demandée préalablement. Toutes les informations nécessaires sont récupérées dans les en-têtes utilisateurs pour les informations propres à l'image et dans des fichiers annexes.

#### d) Accès aux images

Toutes les informations relatives à une image sont accessibles par une fonction unique qui remplit une structure image commune. La manipulation des images (affichage, traitement) s'effectue par des instructions similaires à celles du logiciel Visilog. Dans cet environnement, toute image doit être d'abord ouverte, puis traitée et enfin fermée comme l'est un fichier. Les bibliothèques MATROX.LIB et ARTIS.LIB fournissent les outils nécessaires à la manipulation des images, à la gestion des examens et des affichages, à la consultation des images et aux transformations de coordonnées.

#### e) Configuration d'ARTIS

Le programme d'installation et de configuration INST permet d'installer l'application sur un disque dur, de fixer le type de caméra CCD utilisée (PIP 640 ou 1024), de préciser si un dérouleur est connecté et si les images acquises par caméra doivent être remises en forme ou non.

##### IV.3.2.1.2 Présentation

Comme le montre la figure IV.14, l'écran de présentation du logiciel définit 4 zones: le bandeau de version (1), la fenêtre principale ou zone de travail (2), la fenêtre de messages (3) et le bandeau des touches de fonctions (4). Les fenêtres ont un titre et peuvent fournir un texte d'aide dans la ligne inférieure du cadre permettant d'indiquer les touches valides dans une situation donnée ou tout autre indication. La fenêtre principale indique l'examen courant et la date courante. Les

messages d'erreur, d'avertissement et d'invite sont affichés dans la fenêtre des messages. A tout instant, il est possible d'obtenir une aide contextuelle qui vient s'afficher dans une fenêtre en surimpression par l'appui sur la touche de fonction F1. L'accès aux fonctions du logiciel s'effectue par des menus déroulants manipulés simplement à l'aide des touches de déplacement du curseur ou de la souris. Le menu et l'option sélectionnée restent affichés pour garder la trace du cheminement. Les sélections s'effectuent par la touche ENTREE, en cliquant sur le bouton gauche de la souris, ou par la touche FIN dans le cas d'une sélection multiple. L'abandon d'une fonction s'effectue par la touche d'échappement. L'apprentissage en est ainsi facilité et les commandes uniformisées [SOMMERVILLE 88].



Fig IV.14 Ecran de présentation d'ARTIS

Le moniteur de visualisation permet d'afficher simultanément 4 images 256 x 256 parmi les 16 possibles contenues dans la mémoire image. L'accès aux images s'effectue soit par sélection dans une liste, soit par affichage 4 par 4 puis sélection. Le format courant est de  $256^2$  excepté dans quelques cas particuliers (Acquisition, zoom soft) où il est de  $512^2$ . Un zoom hard permet de zoomer instantanément sur la totalité de l'écran l'une des 4 images affichées.

## IV.3.2.2 Les fonctionnalités d'ARTIS

Les fonctions sont réparties en 4 groupes (Figure IV.15a):

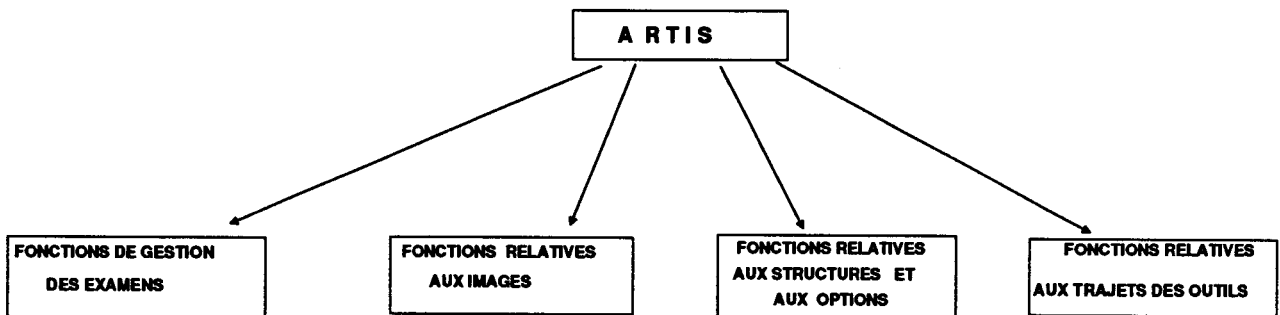


Fig IV.15 a- Les quatre groupes de fonctions d'ARTIS

- les fonctions de gestion des examens: liste des examens, changement d'examen, création d'un examen, informations concernant l'examen courant ou l'état du système, édition/impression d'un compte-rendu opératoire, archivage des examens sur bande magnétique ou sur disquettes, accès DOS, fin de travail sous ARTIS et sauvegarde du contexte (Figure IV.15b).

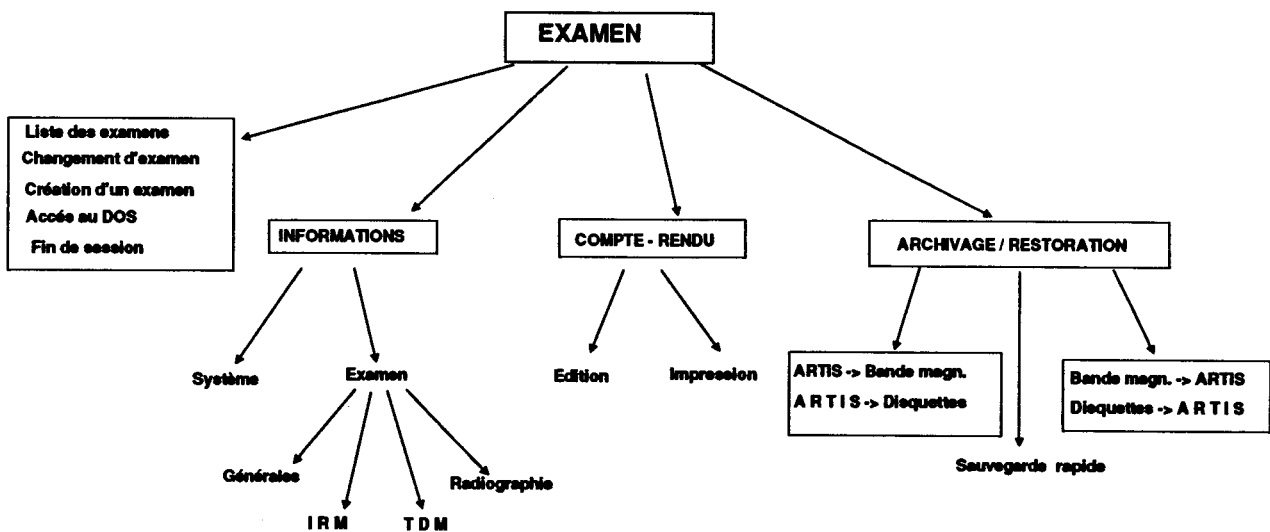


Fig IV.15 b- Les fonctions de gestion des examens



- les fonctions relatives aux images: acquisition des images, liste des images et sélection éventuelle des images de travail, calcul des transformations de coordonnées, calcul et report des cibles, consultation du contenu de la mémoire image (Figure IV.15c).

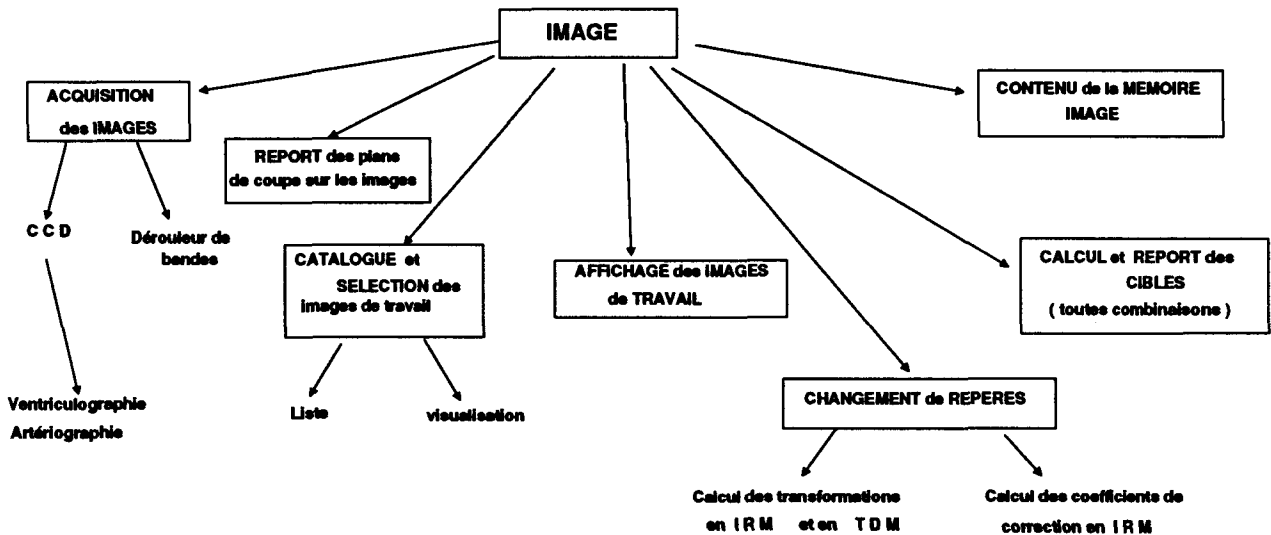


Fig IV.15 c- Les fonctions relatives aux images

- les fonctions relatives aux structures et aux options: établissement/suppression des relations entre les images et les structures de l'atlas, définition du quadrillage proportionnel, obtention de la place disponible sur le système, calibration du système d'acquisition par caméra CCD, définition des préférences (Figure IV.15d).

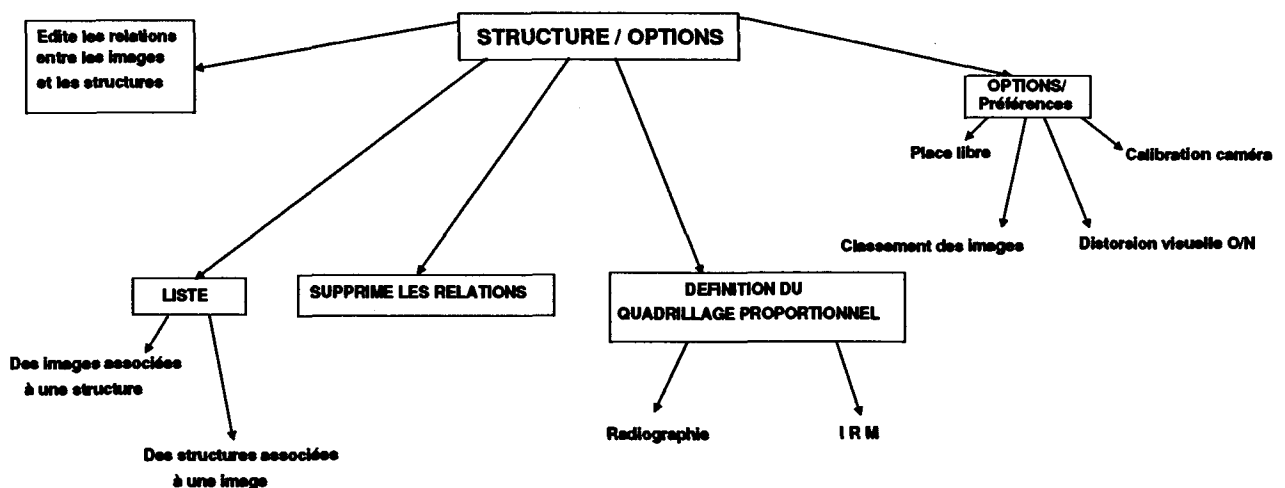


Fig IV.15 d- Fonctions relatives aux structures et aux options

- les fonctions concernant les trajets: définition, visualisation, impression, suppression de trajets, calcul du passage de l'outil dans les images tomographiques (Figure IV.15e).

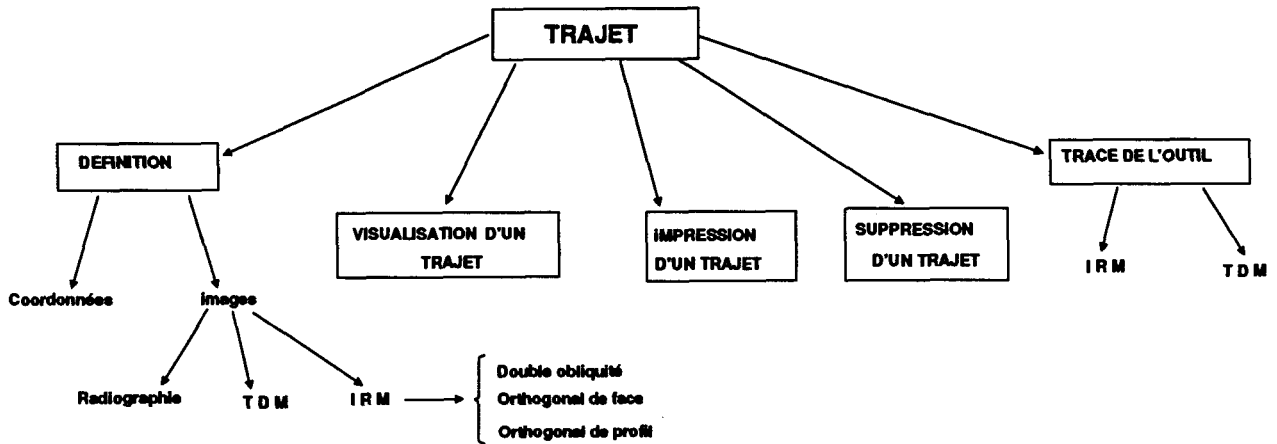


Fig IV.15 e- Les fonctions concernant les trajets.

## IV.4 INTERFACAGE AVEC L'OPERATEUR

Nous proposons de démontrer l'interactivité du logiciel dans l'un des cas cliniques traité avec ARTIS. Il s'agit du cas de Monsieur B. Sullivan, âgé de 10 ans, présentant des troubles moteurs (D'après le compte rendu opératoire). La pose du cadre a eu lieu le Mercredi. Les examens IRM et Scanner ont été réalisés, selon le protocole stéréotaxique, respectivement le lendemain et le surlendemain (Figure IV.16). Les images ont été relues sur le système le Samedi suivant en 15 minutes environ (100 images, Figure IV.17). Le Lundi, l'assistante de chirurgie a procédé au calibrage du système d'acquisition et au traitement des repères (Figure IV.18). Les deux fonctions principales d'ARTIS qui permettent la définition des cibles et des trajectoires sont maintenant détaillées.

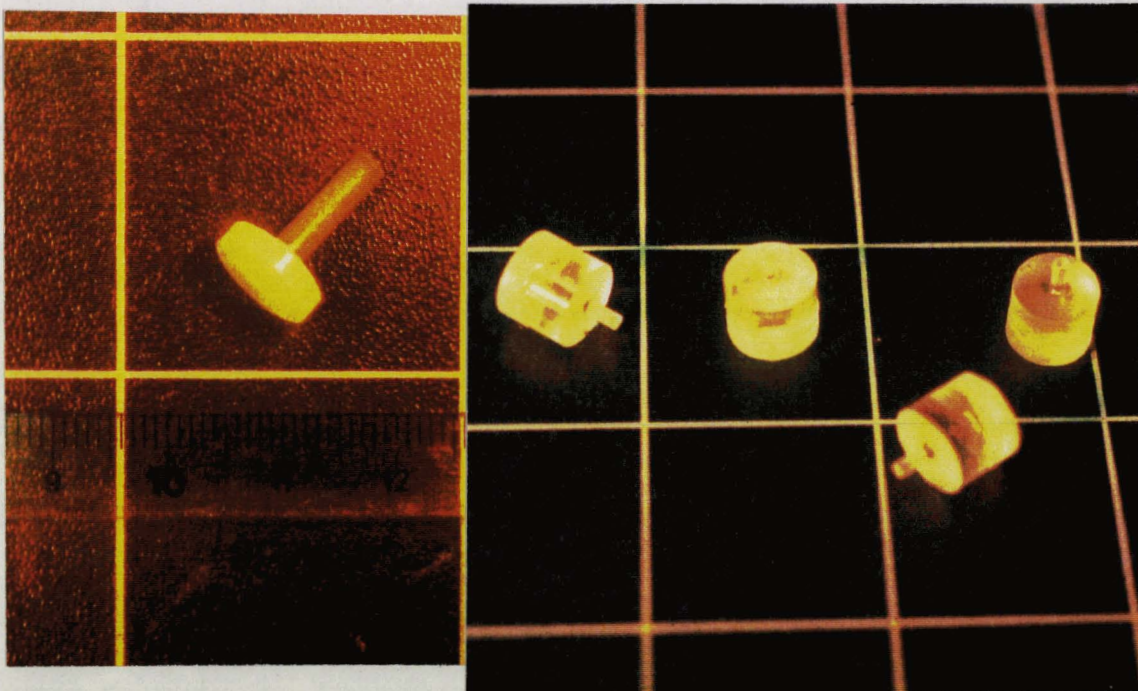


Fig IV.16.a Photo des supports destinés à être placés dans les trous de fixation du cadre. Ils servent au repérage en TDM (Voir Chapitre IV) et on y insère les marqueurs en IRM (b)

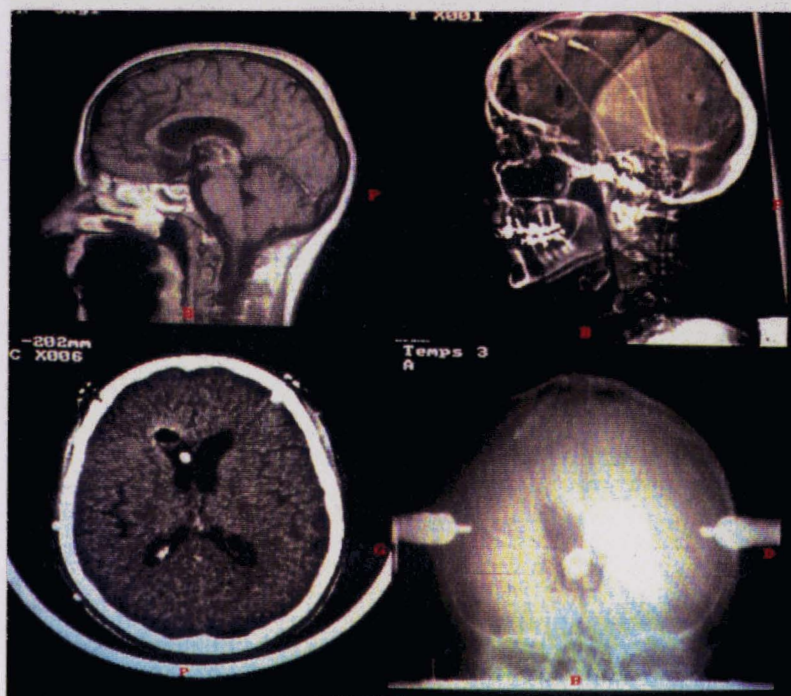


Fig IV.17 Choix des images dans la base: Image RMN sagittale, topogramme et coupe TDM, stéréoradiographie de face

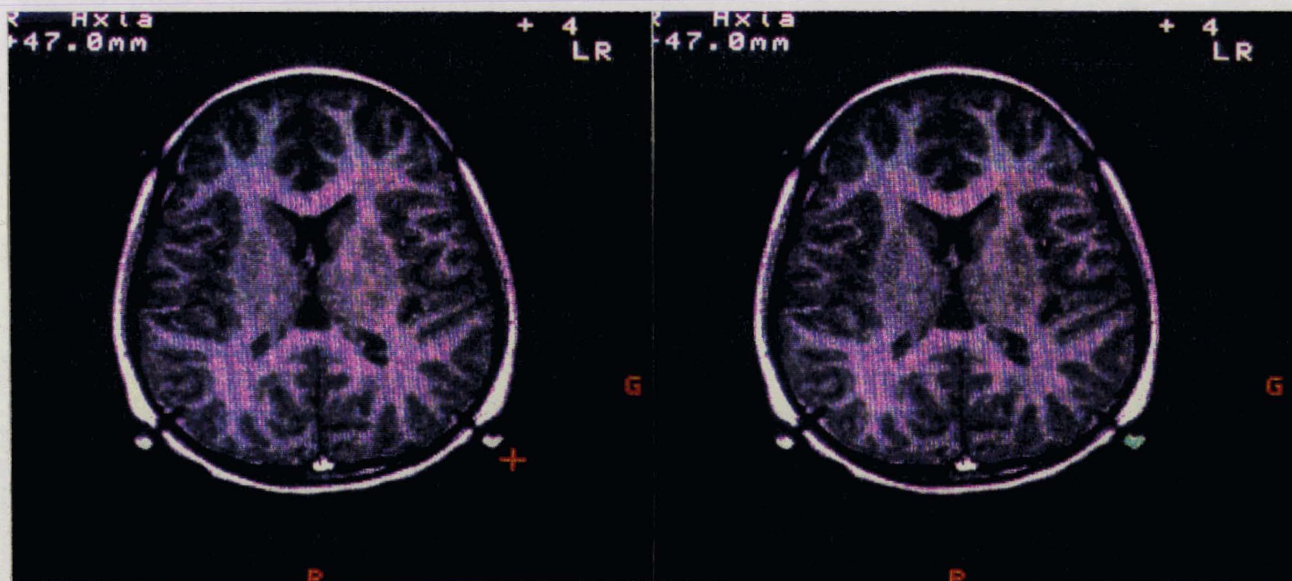


Fig IV.18 Les marqueurs sont traités successivement (Les images concernées par un marqueur sont précisées de manière simple grâce à un éditeur de relations structures-images). Le placement manuel du curseur n'intervient que sur la première image concernant un marqueur, la procédure est ensuite automatique. Un message d'avertissement s'inscrit si les trois conditions de validation de l'examen ne sont pas simultanément remplies. Les résultats des calculs sont sauvegardés.

#### IV.4.1 Définition et report des cibles

L'examen scanographique a révélé une lésion hyperdense, post-centrale moyenne droite. La topographie lésionnelle est confirmée par l'IRM. L'aspect évoque vraisemblablement un angiome caverneux. Le système ARTIS permet la définition exacte de la cible. Pour cela, le neurochirurgien choisit d'abord ses images de travail dans la base d'images (16 au maximum, figure IV.17). La présence des images en mémoire lui évite d'aller chercher régulièrement dans la liste de la base ou de faire défiler les images une à une. Les accès sont ainsi beaucoup plus rapides. Parmi cette sélection, il choisit l'image de référence qui va lui servir à définir la cible (fonction "Calcul sur images"). Le système demande le type des images sur lesquelles il désire reporter la cible (Figure IV.19 a). Sur l'image d'origine, l'utilisateur déplace un curseur à l'aide des touches de déplacement du curseur ou de la souris. Les coordonnées dans tous les systèmes d'imagerie s'inscrivent simultanément si les différentes transformations ont été préalablement calculées (Figure IV.19 b). Dans le cas où les images de destination sont des radiographies, celles-ci sont directement affichées et le curseur se déplace en même temps sur l'image d'origine et les deux projections face et profil choisies (Figure IV.19 c).



Fig IV.19 a- L'image d'origine étant fixée, le système demande le type des images sur lesquelles on désire reporter la cible.



Fig IV.19 b- L'utilisateur obtient les coordonnées dans les différents systèmes d'imagerie en écho sur le moniteur.

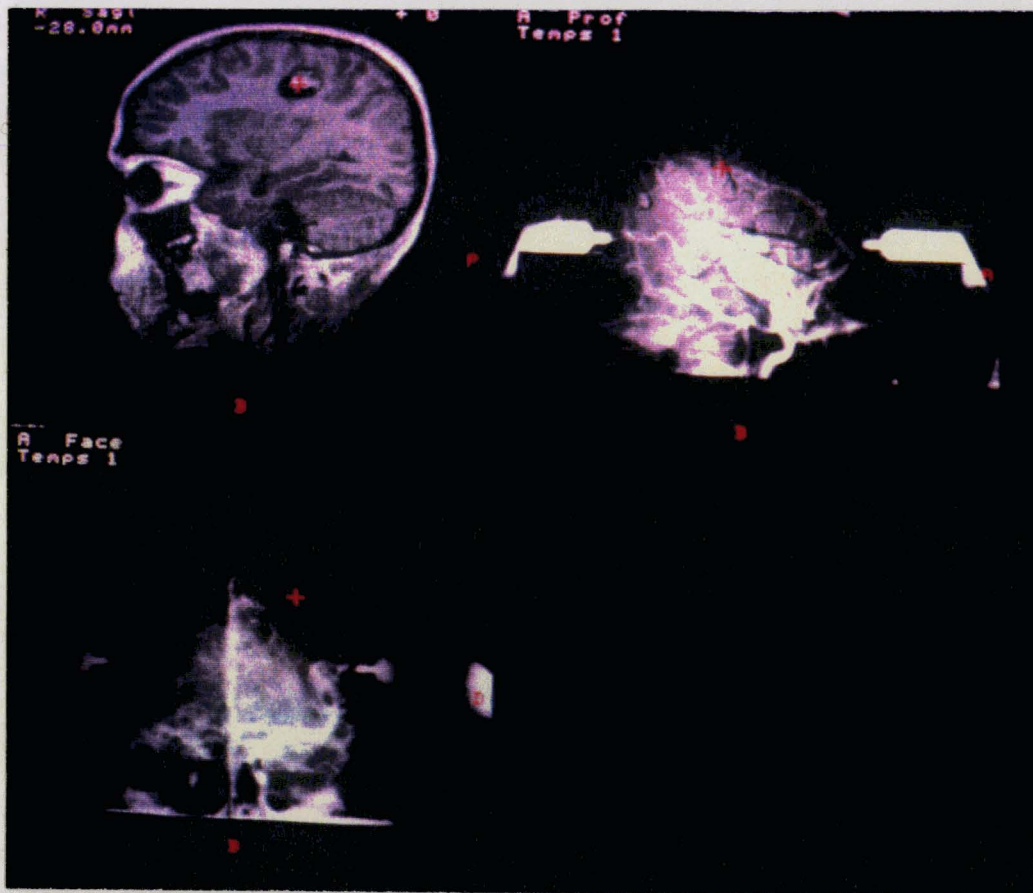


Fig IV.19 c- Cas où les images de destination sont des radiographies. Le curseur évolue simultanément sur l'image d'origine (image RMN sagittale ici) et sur les deux projections face et profil.

S'il s'agit d'un report sur des images tomographiques, la ou les deux images les plus proches de la cible sont affichées et les distances respectives entre le point cible et le point correspondant de la coupe sont inscrites (Figure IV.19 d). Lorsque la définition d'une cible s'effectue à partir d'images radiographiques, deux des coordonnées sont définies sur une projection (Face ou profil), la troisième est définie sur la projection complémentaire où l'une des dimensions est fixée. La cible qui convient peut être enregistrée (accès par une touche de fonction). Elle servira à la définition d'un trajet. Tous les points cibles ainsi définis et mémorisés peuvent être instantanément projetés sur un couple de clichés radiographiques. Cela constitue un moyen élémentaire de définir un contour (Figure IV.19 e). Notons qu'une même cible peut être indifféremment reporté sur des images d'origine différentes, c'est à dire qu'il est possible, par exemple, d'obtenir le report d'une cible définie en TDM à la fois sur des images IRM axiales, sagittales, coronales et radiographiques quelconques.

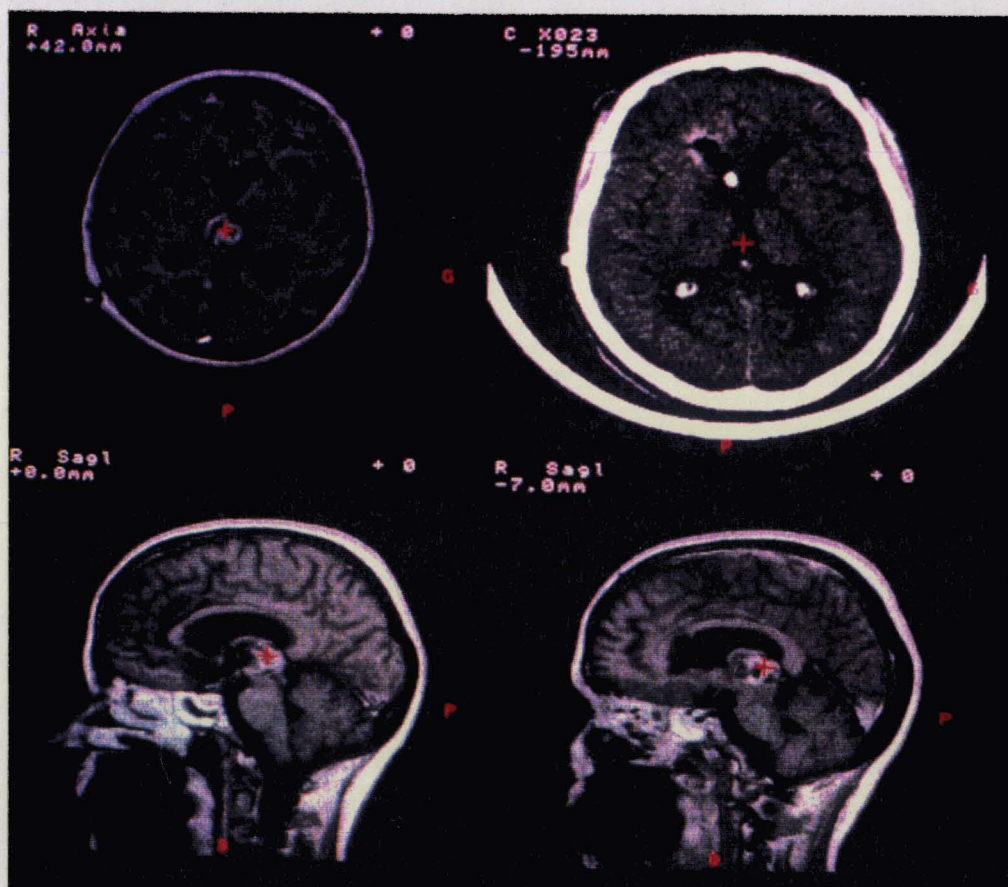


Fig IV.19 d- Cas d'un report IRM -> TDM. La coupe TDM affichée est la plus proche du point cible défini sur une IRM axiale. Les distances entre les points sont également affichées

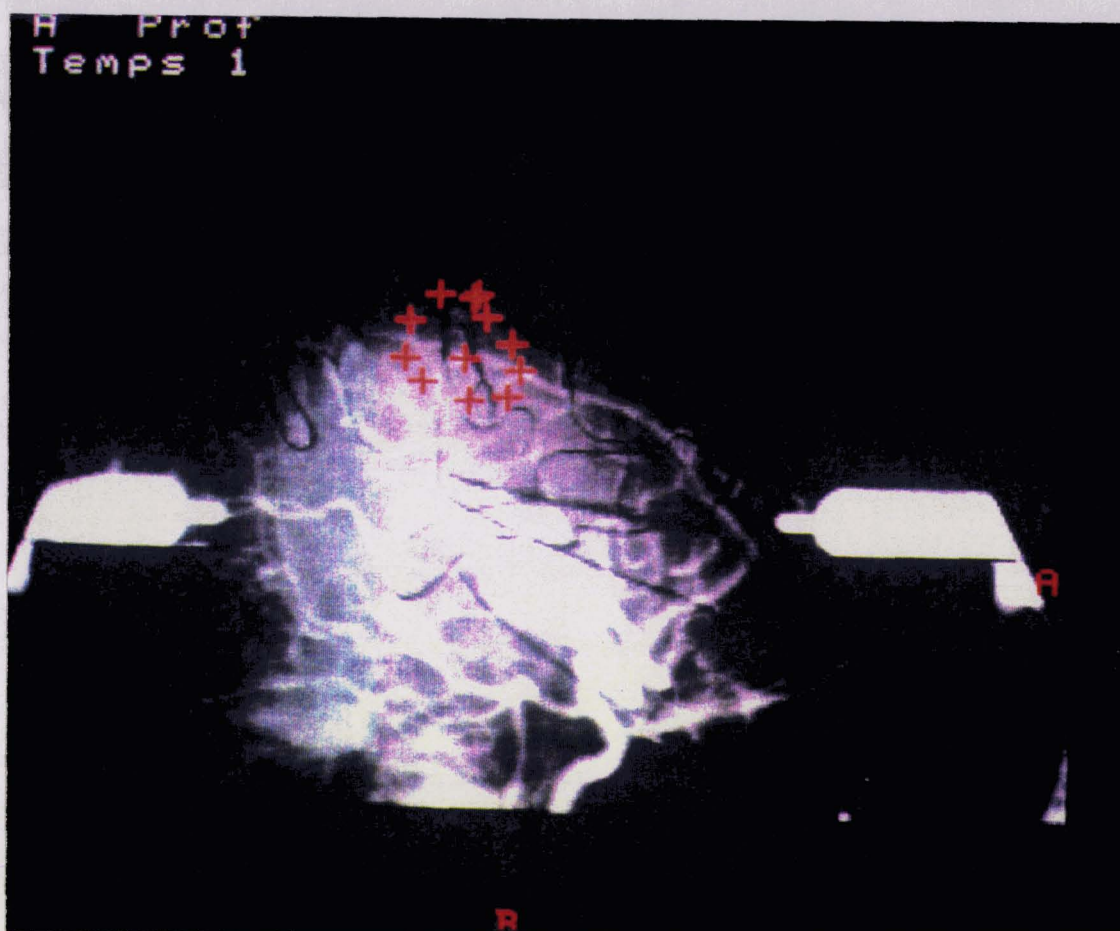


Fig IV.19 e- Report de toutes les cibles définies pour représenter de façon sommaire un contour de la tumeur sur une paire radiographique.

Quelques outils, aisément accessibles par les touches de fonction, aident à la définition d'une cible. Ils permettent de faire varier l'intensité et le contraste de l'image, de zoomer une image quelconque parmi les quatre affichées (x 2) et de cacher ou montrer le curseur.

Cette phase de définition de la cible permet, grâce à la possibilité de report entre images de différentes modalités, de déterminer la position exacte de la cible et son contexte. Dans le cas présent, celle-ci, supposée initialement post-rolandique, est en réalité post-centrale, ce qui implique le choix d'un trajet postérieur et non antérieur comme il avait été envisagé au départ. La définition de la trajectoire d'atteinte de la cible est l'objet du paragraphe suivant.



#### IV.4.2 Définition et calculs des trajets [GIBON 90]

La fonction "Définition" du menu "Trajet" demande d'abord la façon dont on va définir la cible. La cible peut être définie directement en déplaçant un curseur sur les images, ou en fournissant explicitement les coordonnées de la cible ou, enfin, en réutilisant une cible préalablement enregistrée au cours des manipulations décrites au paragraphe IV.4.1. L'utilisateur choisit ensuite le type d'approche de la cible (Figure IV.20 a).

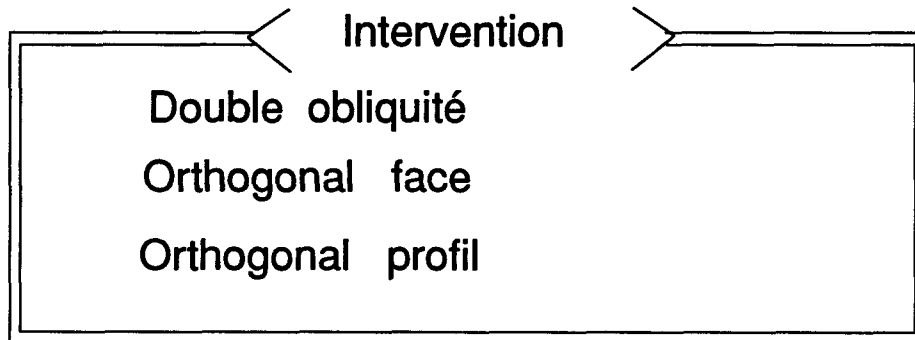


Fig IV.20 a- Choix de l'approche

Pour un trajet orthogonal de face ou de profil, le système calcule la position de la grille et le trou optimum pour atteindre la cible au plus près. Pour un trajet en double obliquité, les angulations de face et de profil de l'arc de Scerrati sont simulées à l'écran par une droite réglée interactivement par l'utilisateur (Figure IV.20 b). Un menu intermédiaire permet de préciser le mode de positionnement de l'isocentrisme. Dans le mode automatique, on cherche à minimiser l'erreur dans l'atteinte de la cible et aucune contrainte n'est donnée pour le positionnement de l'isocentrisme. Dans le mode manuel, l'utilisateur indique au système le nombre de rangées à partir du bas de la grille pour lesquelles le système va calculer le meilleur isocentrisme. En général, lors de biopsies, on cherche à forcer l'isocentrisme de l'arc le plus bas possible, près du plan du cadre (1 ou 2 rangs) de façon à ne pas être en bout d'outil lors des prélèvements successifs. Au contraire, dans le cas des stimulations, on place l'isocentrisme le plus proche possible de la cible (Mode Cible, Figure IV.20 c). Pour ce cas clinique, le neurochirurgien a choisi une approche en double obliquité postéro-anérieure en mode "manuel" de rang 1.

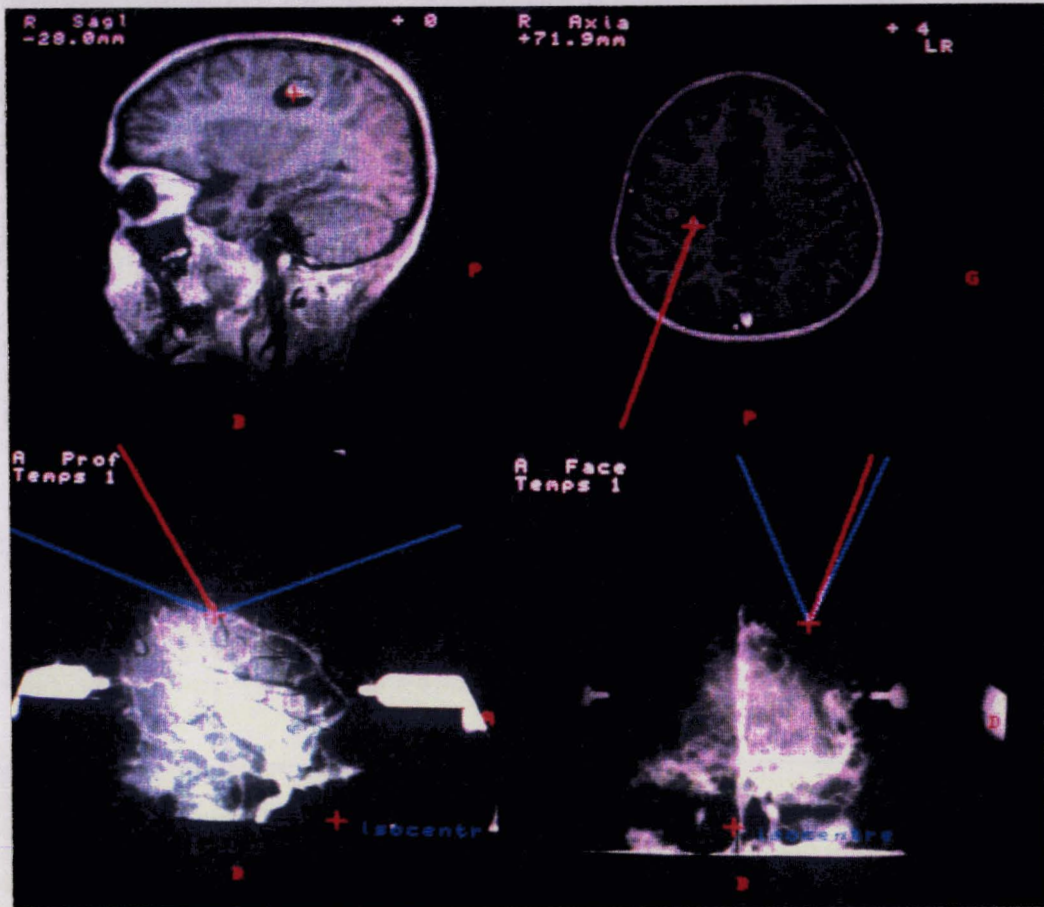


Fig IV.20 b- Définition des angulations de face et de profil du trajet en double obliquité, en mode manuel (1 rang). L'isocentrisme du système est ainsi placé très bas. Il s'agit du trajet adopté pour l'intervention.

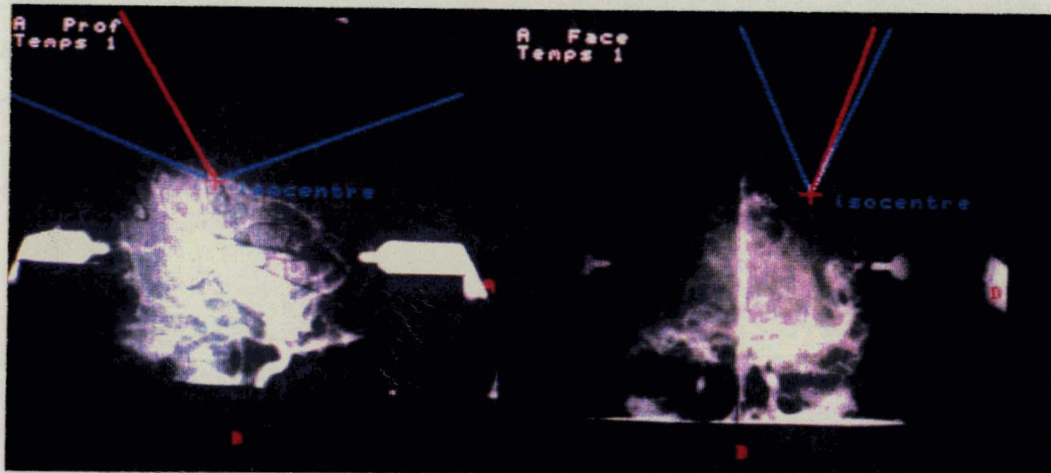


Fig IV.20 c- Cible et angulations identiques en mode Cible. La cible se trouve en bout d'outil.

Les paramètres de réglage de l'appareillage stéréotaxique sont calculés. Ainsi pour un trajet en double obliquité, on obtient l'angulation de profil A, de face B, l'angulation de face corrigée C (Correction de la projection  $\tan C = \tan A \cdot \cos B$ ), la position de la grille (1, 2 ou 3; A ou B), la position de l'isocentrisme de l'arc, la distance entre l'extrémité de l'outil et la cible, la profondeur d'outil (Figure IV.20 d).



Fig IV.20 d- Résultats du trajet en double obliquité pour le cas clinique considéré: grille de profil en 1 avec cale; isocentrisme en antérieur 14, inférieur 1; angle de profil: 32°; angle de face corrigé: 21,6°; ligne médiane: 10 mm à gauche; profondeur de la cible: 113 mm.

Les paramètres d'un trajet sont sauvegardés dans un fichier dont on indique le nom. On peut également en imprimer le contenu. L'option "Trace" permet d'obtenir l'intersection d'un trajet avec des coupes tomographiques IRM ou TDM successives. Le nom du trajet est précisé et on choisit le type des images sur lesquelles doit s'effectuer le report. Les images traversées par la trajectoire sont affichées consécutivement sur l'écran et une croix symbolise le point d'intersection (Figure IV.20.e)

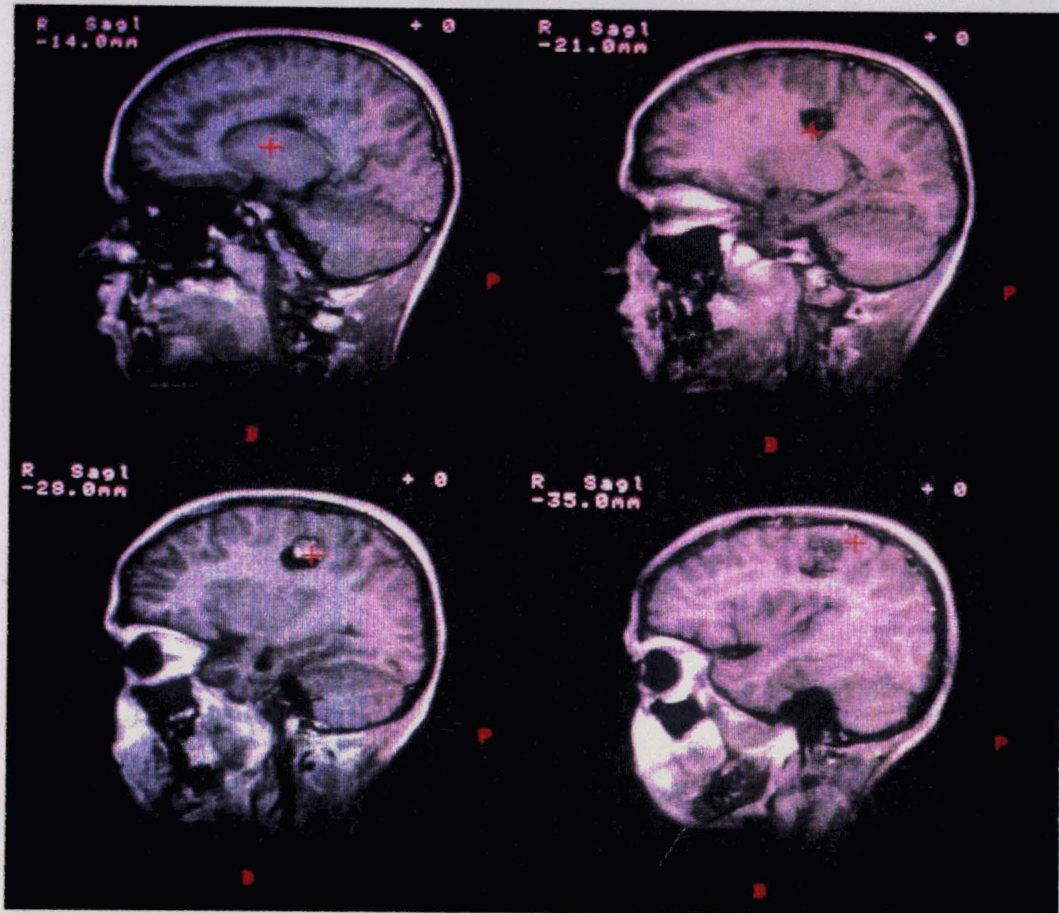


Fig IV.20 e- Intersections successives du trajet avec les coupes IRM axiales.

La figure IV.21 illustre le réglage de l'appareillage stéréotaxique suite aux résultats fournis par le système. La parfaite superposition de la trajectoire définie et du biopseur sur les radiographies de contrôle acquises sur le système valide le trajet (Figure IV.22). Cette dernière vérification précède le geste chirurgical. Dans le cas d'une biopsie, différents prélèvements sont effectués le long du trajet. Les radiographies correspondantes aux prélèvements successifs sont acquises. Il est ainsi possible de savoir par un report sur des images anatomiques où se trouve exactement l'extrémité du biopseur et éviter ainsi d'atteindre des zones vitales.

Cette procédure préparatoire à l'intervention a duré une dizaine de minutes et s'est déroulée pendant l'installation du malade dans le bloc de stéréotaxie. La trajectoire définie a servi également à la mise en place d'un "fil d'ariane" qui a permis l'exérèse complète de la lésion sans "sacrifice" vasculaire.

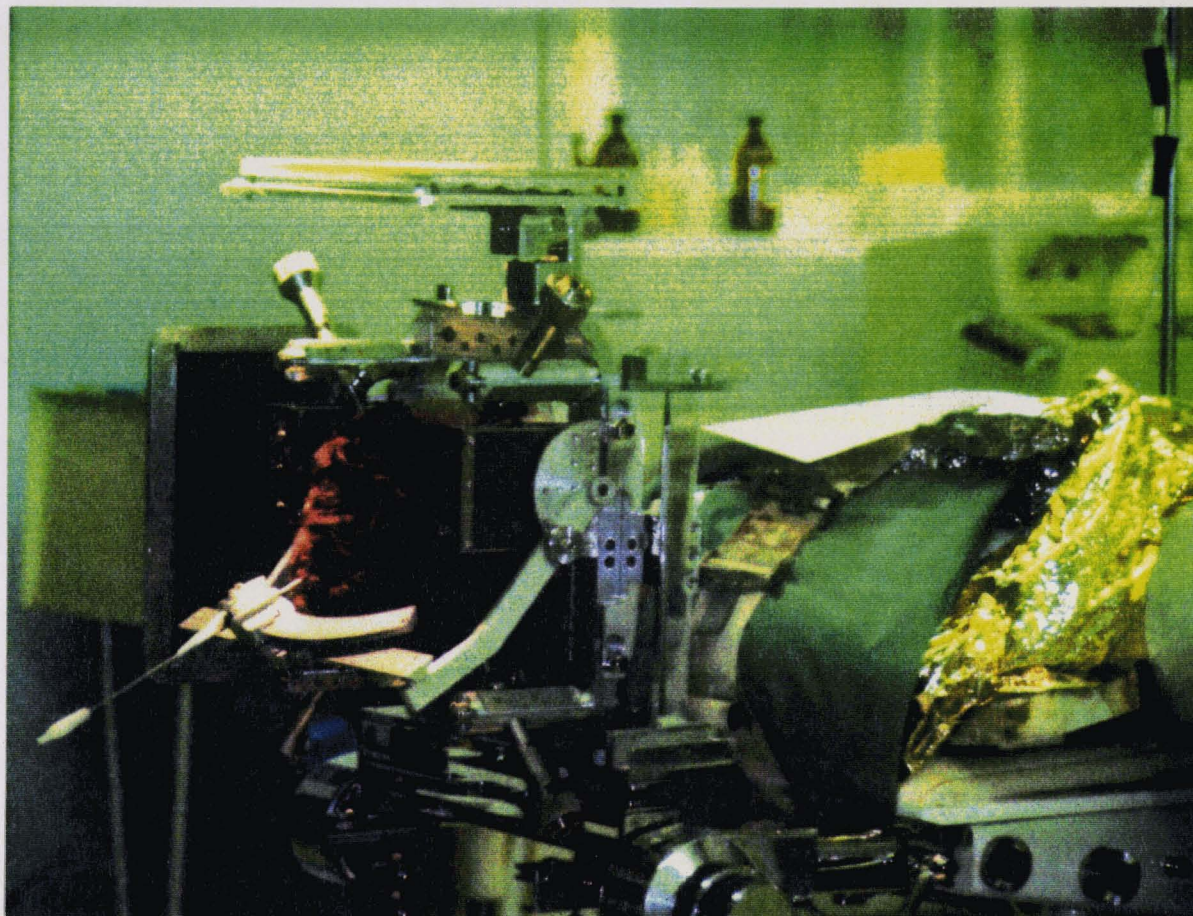


Fig IV.21 Réglage de l'appareillage stéréotaxique conformément au trajet défini.

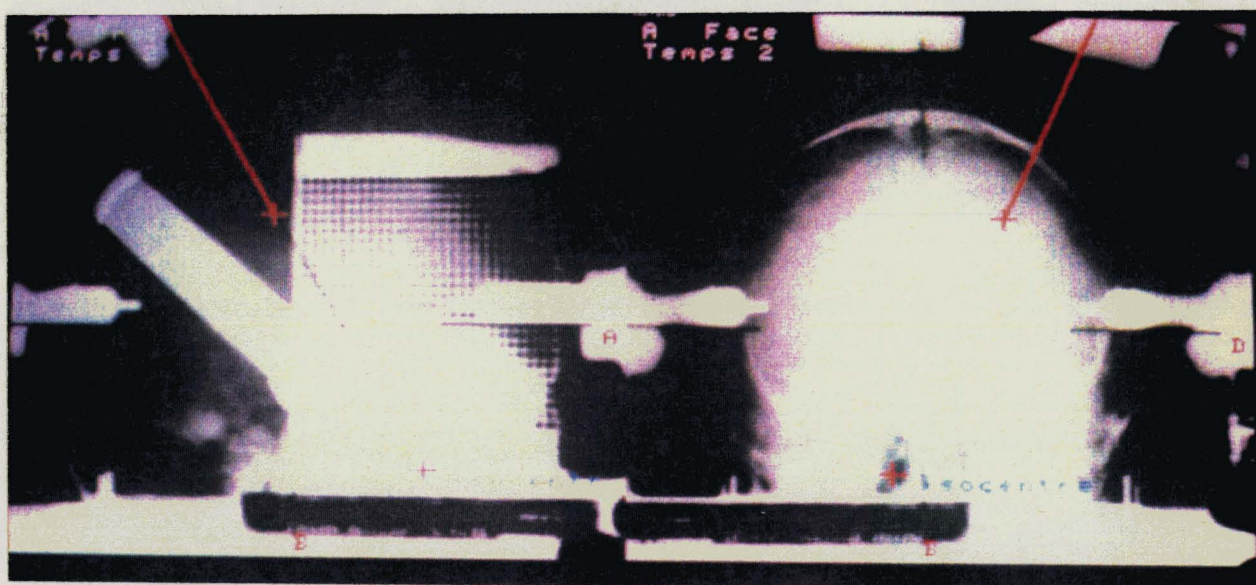


Fig IV.22 Contrôle de la validité du trajet.

## IV.5 TRAITEMENT ET ANALYSE D'IMAGES CEREBRALES

L'analyse d'images cérébrales a pour but de reconnaître des structures cérébrales et/ou d'estimer des paramètres physiques ou physico-chimiques de la fonction cérébrale (Débit, métabolisme...) au sein de ces structures [MAZOYER 88]. Appliquée en stéréotaxie, elle peut aider à identifier la nature d'une lésion, à sa classification (voir classification de l'OMS), à préciser l'environnement lésionnel et ainsi orienter les choix thérapeutiques. Enfin, elle permet le suivi de l'évolution durant et après le traitement. Dans [EBNER 90], on trouve quelques résultats sur le suivi en IRM de la régression de tumeurs traitées par radiothérapie. Dans [TOENNIES 90], l'objet de l'étude est de comparer le volume avant et après greffe osseuse.

Les prétraitements appliqués aux images sont essentiellement des filtrages: gradients, laplaciens, fréquentiels, morphologiques...[PRATT 78]. Ils sont en général destinés au rehaussement des contours précédant la phase délicate de segmentation. Les segmentations d'images tomographiques peuvent être soit 2D par classification des pixels coupe par coupe [KENNEDY 89], [RAMAN 91] (Utilisation de l'opérateur laplacien du gaussien sur des images RMN cérébrales), ou 3D pour laquelle l'ensemble des données (voxels) du volume est considéré et fait intervenir des extensions 3D d'opérateurs 2D [BOMANS 90], [MERICKEL 86], des méthodes de classification de type probabiliste [CLINE 90] ou de remplissage de région 3D [UDUPA 81]. Cette procédure est plus ou moins interactive étant donné la complexité des images traitées.

L'analyse d'images consiste à extraire des paramètres caractéristiques dimensionnels (périmètre, surface, barycentre, grands axes, compacité...) ou qualitatifs (moyenne et variance des niveaux de gris, analyse de texture[ROSENFELD 88]). La visualisation tridimensionnelle des structures est un aspect de plus en plus considéré. Différentes techniques de modélisation d'images sont utilisées: modélisation de surfaces par des produits tensoriels de splines [CINQUIN 87], [DIERCKS 88], modélisation de surfaces par triangulation [BOIS 88], représentation par la méthode des éléments finis [XU 88], modélisation de volume de type arbre octal [MEAGHER 82] pour laquelle il existe des algorithmes très rapides d'affichage [FRIEDER 85]. Certaines études visent à automatiser l'analyse des images [NEWELL 88]. Le système décrit dans [BANKS 87], basé sur une approche système expert et la connaissance d'un atlas, est destiné à analyser directement les images TDM et à fournir une liste diagnostique de toutes les lésions rencontrées.

L'analyse des images nous semble particulièrement importante afin de disposer simultanément de tous les outils nécessaires non seulement à la localisation mais aussi aux choix diagnostiques

et thérapeutiques et au suivi de la procédure stéréotaxique. C'est pourquoi nous avons développé un logiciel de définition et d'analyse de ROI\* (Region Of Interest) [COIN 91]. Les Régions d'intérêt sont définies coupe par coupe sur n'importe quel type d'images du même format que celles manipulées par ARTIS. La suite des opérations appliquées aux images peut être enregistrée (Macros) et exécutée automatiquement sur d'autres images.

### a) Définition de ROI

Cette définition s'effectue avec le clavier ou la souris en validant des points de contour (description polygonale), ou par des formes géométriques prédéterminées (rectangle, ellipse...), ou par des contours déformables de type courbes B-splines. Dans cette dernière représentation, la courbe du contour est définie par un polygone et une équation vectorielle de la forme [FARIN 90], [DONY 86], [BÖHM 84]:

$$P(x) = \sum_{i=0}^n P_i \cdot N_{i,j}(x)$$

où les  $P_i$  sont les  $n+1$  sommets du polygone,  $j$  l'ordre de la spline ( $2 \leq j \leq n+1$ ). Les  $N_{i,j}(x)$  sont les fonctions B-splines définies par:

$$N_{i,0}(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } x_i \leq x \leq x_{i+1} \\ 0 & \text{partout ailleurs} \end{cases}$$

$$N_{i,j}(x) = \frac{(x - x_i)}{x_{i+j} - x_i} \cdot N_{i,j-1}(x) + \frac{(x_{i+j+1} - x)}{x_{i+j+1} - x_{i+1}} \cdot N_{i+1,j-1}(x)$$

avec la convention  $\frac{0}{0} = 0$

Pour générer la courbe passant à proximité des  $n + 1$  sommets, il suffit de calculer les fonctions  $N_{i,j}(x)$  sous forme d'une table. Ceci est réalisé par un algorithme dû à Cox et De Boor. Puis il faut calculer l'équation vectorielle pour  $x$ ,  $y$  et éventuellement  $z$  si on est en 3D (Figure IV.23).

Les contours définis sont fermés et orientés. En général, une spline de degré 4 fournit un bon résultat. Un grand avantage des splines est que si l'on déplace un des sommets du polygone, la courbe se déforme localement, il n'est donc pas nécessaire d'effacer et de redessiner toute la courbe. L'éditeur de contours permet d'insérer des sommets, de capter des sommets pour déformer le contour, d'augmenter la multiplicité d'un sommet pour donner des angles à la courbe et mieux approcher les contours de la lésion.

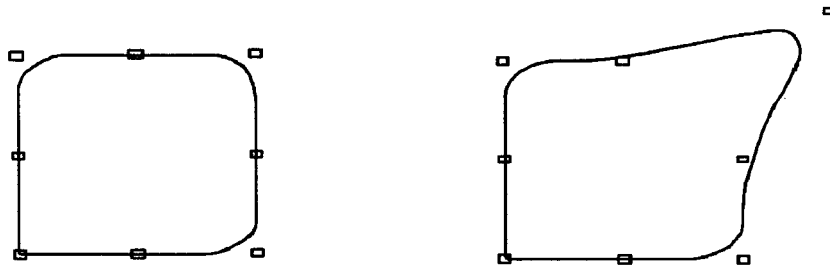


Fig IV.23 Définition d'une ROI par courbe spline (ordre 3) et déformation locale due au déplacement d'un point du contour (D'après [DONY 86])

### b) Sauvegarde des ROI

Les Régions d'intérêt ainsi définies sont sauvegardées sous forme de contours dans un fichier de type image à raison de 8 ROI par image. Chaque ROI est codée par une puissance de 2, ce qui permet de réaliser simplement des opérations logiques entre les ROI. La description du type contour s'avère pratique, une fonction de remplissage permettant de constituer un masque à partir d'un contour (Figure IV.24).

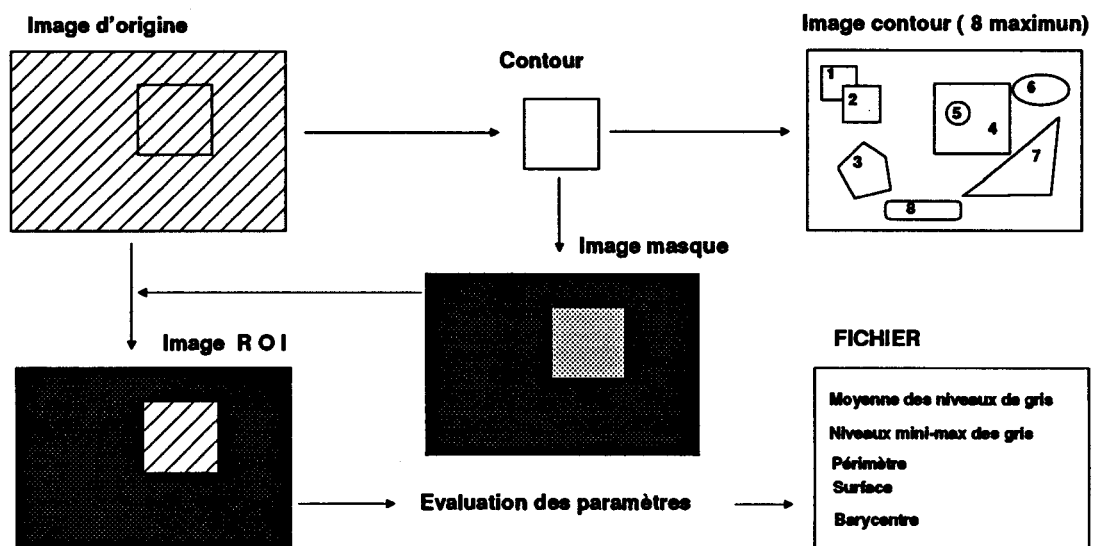


Fig IV.24 Masquage à partir des ROI

### c) Opérations sur les ROI

Les opérations définies sont classiques: déplacements, copie, déformation, masquage, opérations logiques AND, OR, XOR entre les ROI...



**d) Analyse du contenu des images masquées par un ou plusieurs ROI**

Il s'agit du calcul de périmètre, surface, barycentre, intégrale, moyenne et variance des niveaux de gris...

**e) Extension 3D**

La visualisation tridimensionnelle très évoluée avec rendu de surface et éclairage ne nous semble pas nécessaire dans l'immédiat [DILLENSEGER 91]. Il existe des matériels sur PC permettant d'obtenir ce type de représentation (PG1281+SM1281 de Matrox, Real World Graphics PC4000), mais leur coût est encore élevé et ils sont consommateurs de temps CPU, et ceci pour obtenir une représentation approximée de la réalité pas vraiment exploitable. Il est toutefois possible de regrouper plusieurs contours dans une même entité et de les visualiser simultanément en projection sur les images (Figure IV.25). Cette représentation permet d'avoir une perception sommaire mais dans bien des cas suffisante de la configuration lésionnelle.

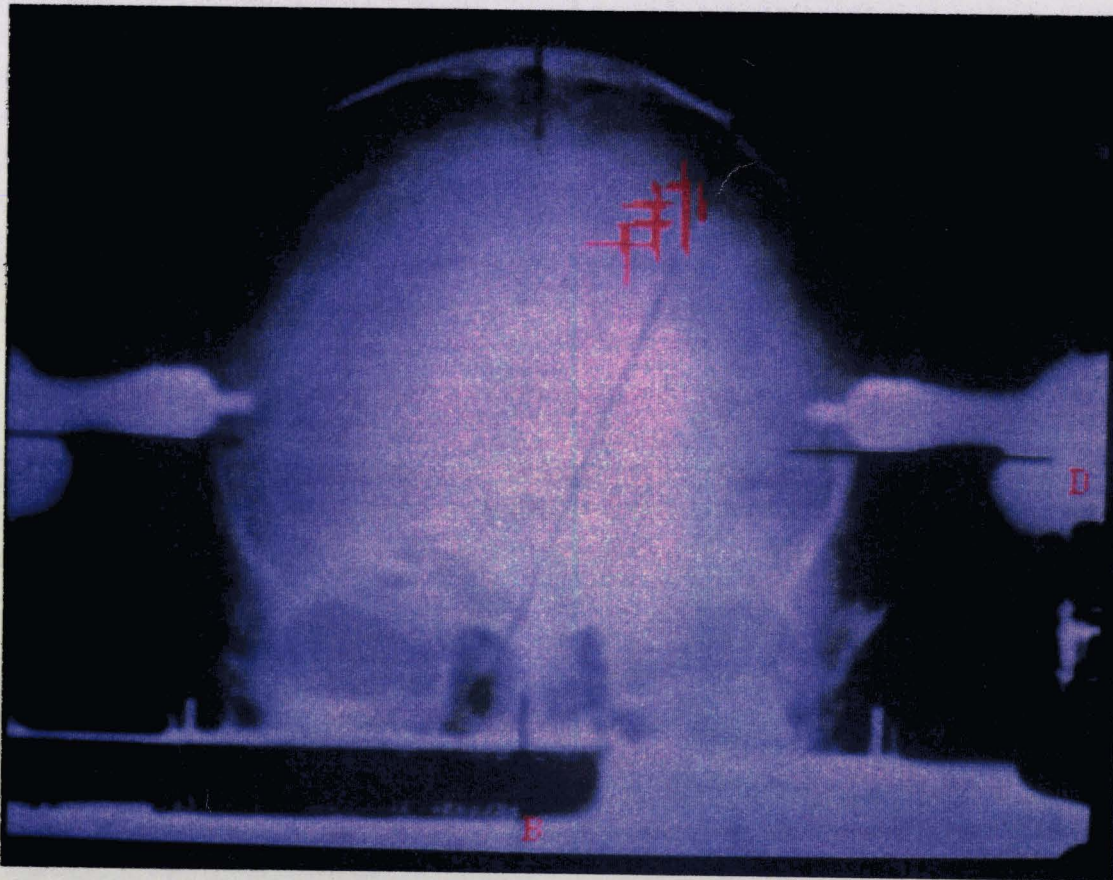


Fig IV.25 Projection des contours d'une lésion sur une stéréoradiographie de face

Des calculs d'approximation des paramètres 3D correspondants (Volume, barycentre...) ne sont pas encore implémentés.

## Conclusion

Au cours de la trentaine d'examens traités, ARTIS a montré qu'il permet un gain de temps appréciable lors de la planification de la stratégie opératoire en particulier grâce à sa simplicité d'emploi. La démarche strictement calquée sur la procédure stéréotaxique classique a permis de ne pas désorienter les principaux utilisateurs c'est à dire les neurochirurgiens et les assistants du bloc opératoire. Leurs remarques et leurs réactions face à l'outil informatique nous ont d'ailleurs aidés à améliorer l'interface homme-machine. D'autre part, bien qu'il soit basé sur une architecture matérielle modeste, c'est un système évolutif. Le programme compte actuellement plus de 10000 lignes de code source et l'exécutable dépasse les 640 KO. Il présente encore quelques limitations. Il est impossible, en l'état actuel, de définir explicitement le point d'entrée de l'outil chirurgical sur les images tomographiques. Dans sa version de base, ARTIS effectue un calcul ponctuel des cibles. Les outils de définition tridimensionnelle des lésions ne sont pas encore pleinement exploités. Les évolutions ultérieures visent à améliorer ces points comme nous le verrons au chapitre V.

**CHAPITRE V - RESULTATS ET  
PERSPECTIVES**

Dans ce cinquième chapitre sont exposés les résultats concernant la méthode de repérage du chapitre III et le bilan de plus d'une année d'expérience clinique avec le système ARTIS. Quelques améliorations notables ont été d'ores et déjà intégrées à la version de base comme la gestion des images tomodynamométriques, la définition et l'analyse de régions d'intérêt. Nous présentons d'autres perspectives intéressantes à plus long terme pour lesquelles nous précisons notre approche.

## V.1 RESULTATS

### V.1.1 Vérifications expérimentales sur fantômes

La précision de la méthode de repérage a été évaluée grâce à des fantômes. Un premier fantôme est constitué d'une plaque de PVC dans laquelle quatre marqueurs ont été insérés à chaque sommet d'un carré de 150 mm de côté (Figure V.1). Au point d'intersection des diagonales, c'est à dire au point d'origine du repère stéréotaxique, on a placé une cible (petit réservoir de  $\text{CuSO}_4$ ). L'examen IRM a été conduit selon le protocole proposé pour différentes positions du fantôme dans l'antenne tête. On a fait subir à la cible centrale un traitement similaire à celui utilisé pour le calcul du barycentre d'un marqueur. Les coordonnées données par le système, dans le pire des cas, sont respectivement 0,2; -0,4; 0,6 mm, compte-tenu des corrections géométriques. L'écart de distance de 0,75 mm correspond à la précision de positionnement de la cible. L'angulation entre les diagonales varie entre  $89,7^\circ$  et  $90,3^\circ$ , la distance des marqueurs par rapport au plan de référence est dans tous les cas inférieure au dixième de millimètre.

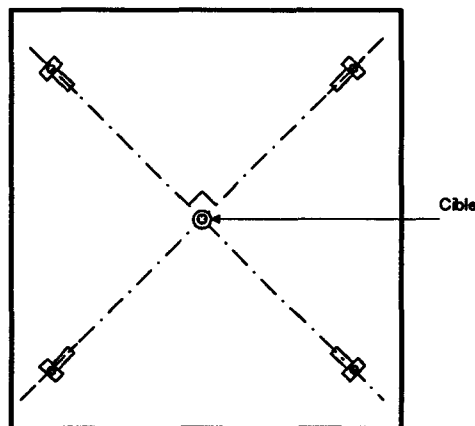


Fig V.1 Fantôme N°1

Le second fantôme (Figure V.2) est un cylindre de PVC de 16 cm de diamètre dans lequel on

a fixé trois cibles fictives (petites sphères de 0,15 ml de  $\text{CuSO}_4$ ). Les trous de fixation du cadre ont été percés en condition stéréotaxique et les marqueurs insérés dans les supports pour l'examen en IRM selon le protocole mis au point. Les coordonnées du barycentre des tumeurs ont été calculées par l'ordinateur à partir de l'examen en IRM. Les distances entre les marqueurs, entre les tumeurs, entre les tumeurs et les marqueurs ont été calculées et comparées aux dimensions mécaniques mesurées à l'aide d'un compas. Le tableau V.1 regroupe ces résultats. Il faut considérer ces valeurs avec précaution étant donnée la précision toute relative de la mesure mécanique des distances, ce qui explique sans doute l'écart de 3 mm trouvé dans un cas. La majeure partie des résultats se trouve également répartie entre -2 et +2 mm avec une moyenne de -0,23 mm. L'angle formé par les diagonales est de  $90,5^\circ$ . Les écarts des marqueurs par rapport au plan de référence sont 0,0; 0,9; -0,9 et 0,0 mm respectivement.

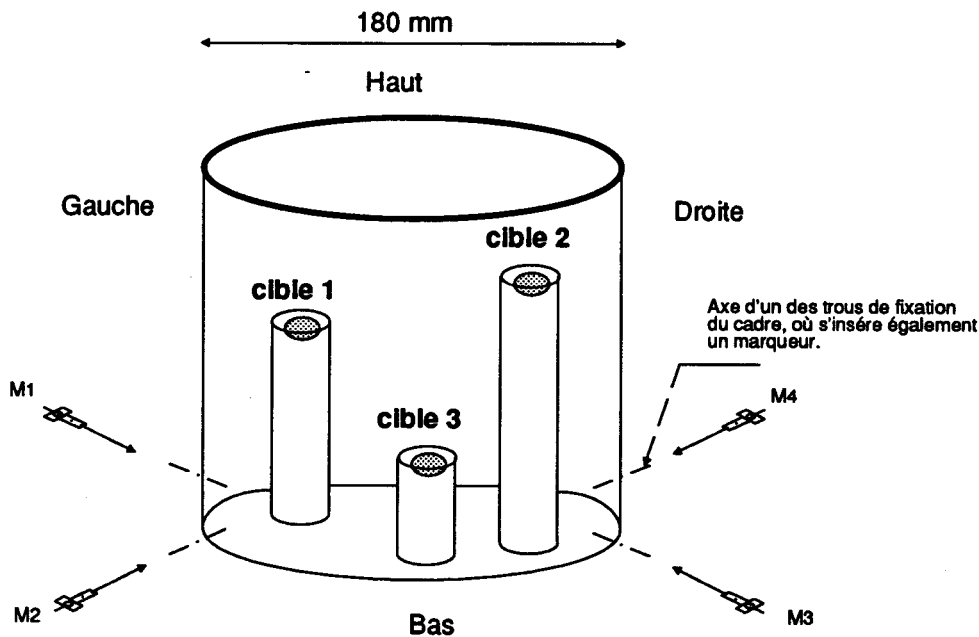


Fig V.2 Fantôme N°2

Le réexamen du fantôme N°2 est réalisé périodiquement. Le tableau V.2 regroupe les résultats fournis par le système pour quatre examens en IRM différents. Dans ce tableau sont reportés l'inclinaison des coupes axiales (Les coupes sagittales ne sont pas inclinées), la moyenne des écarts des coordonnées redondantes antéro-postérieures, la distance maximale des marqueurs par rapport au plan de référence, l'angle entre les diagonales des marqueurs. Concernant l'examen N°4, les distances respectives entre les marqueurs et les cibles ont été mesurées à la fois en IRM et en TDM (tableau V.3). Les cibles sont constituées en TDM par de petites billes de plomb placées au dessus des réservoirs des cibles en IRM. Ceci entraîne une relative imprécision dans la détermination de la coordonnée z. Une version améliorée de ce fantôme est en cours de réalisation avec des cibles

amovibles identiques adaptées à l'IRM ou à la TDM. L'écart maximum observé entre les techniques d'imagerie est de 1,86 mm.

### V.1.2 Applications cliniques

Les performances sur fantômes ont montré la précision millimétrique de la méthode dans les trois axes, précision jugée satisfaisante pour des applications cliniques. Depuis l'installation de la première version du système au bloc opératoire, 27 examens ont été traités à partir des données de l'IRM. Même s'il est encore trop tôt pour se prononcer sur le succès clinique de certains examens, les résultats techniques fournis par le système et reproduits dans le tableau V.4 apportent des précisions intéressantes (Mêmes informations que dans le tableau V.2 avec en plus l'intervention subit par le patient). Dans le cas N°19, les résultats ont permis de détecter qu'un des supports de marqueur (antérieur gauche) avait été mal posé (+3,03°). Dans les cas N°17 et 14 le patient a bougé entre les séries sagittales et axiales (+ 3,8 mm d'écart AP et + 1,96° d'angle). Ces examens ont du être recommencés. Le neurochirurgien n'a pu installer que trois supports dans les cas N°4 et 6. On constate que l'écart angulaire entre les diagonales des marqueurs est systématiquement supérieur à 90° comme si l'effort mécanique exercé sur les marqueurs postérieurs avait tendance à ouvrir cet angle. De même, l'écart sur les coordonnées antéro-postérieures traduit de façon quasi-systématique que la coordonnée AP issue des coupes axiales est supérieure à la coordonnée AP issue des coupes sagittales. Nous avons émis plusieurs hypothèses pour tenter d'expliquer ce phénomène. D'abord la possibilité d'une distorsion à l'interface air-liquide a été évoquée, mais nous n'avons pas constaté les mêmes écarts sur fantômes. D'après [CZERVIONKE 87] ces distorsions apparaissent pour un champ statique élevé (1,5T) et des séquences en écho de gradient rapide à échos longs ce qui n'est pas notre cas. La présence de bulles d'air peut entraîner un glissement de l'origine stéréotaxique comme le montre la figure V.3.

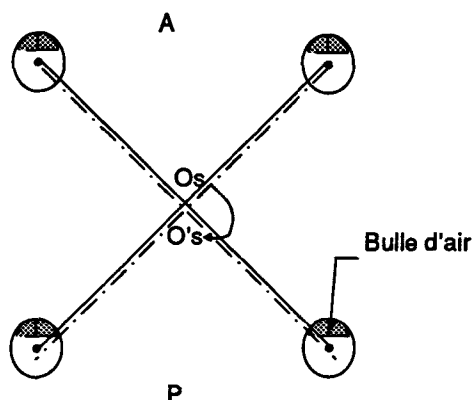


Fig V.3 Glissement de l'origine stéréotaxique dû aux bulles d'air dans les marqueurs

De même, la forme des réservoirs est en réalité cylindrique et non sphérique, mais celle-ci ne peut expliquer à elle seule le phénomène puisque, comme le montre le graphique de la figure V.4, la position Antéro-postérieure du centre du marqueur sur les coupes sagittales n'évolue pas de manière significative et unilatérale par rapport au centre réel.

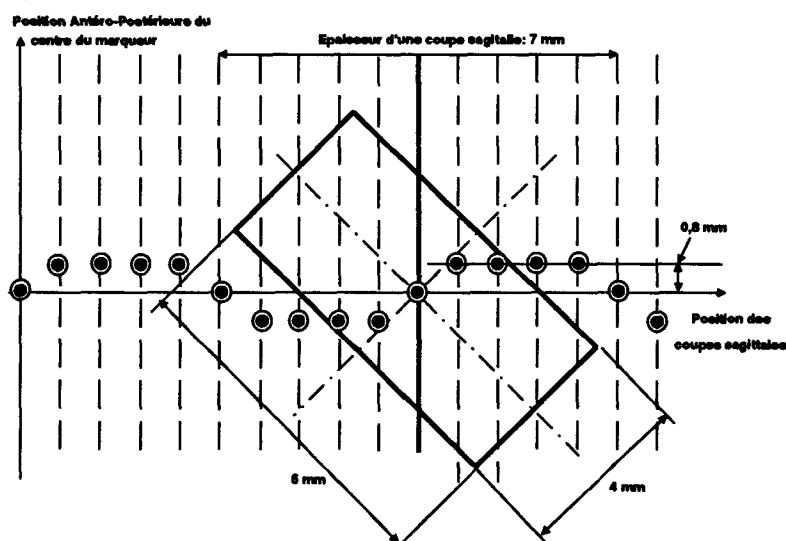


Fig V.4 Evolution de la position AP du barycentre en fonction de la position des sagittales

Nous envisageons également une distorsion due à l'inclinaison des coupes axiales qui ne serait pas prise en compte par la procédure de correction. Des études sont en cours afin de tester cette hypothèse.

Pour limiter ce problème, nous proposons de réaliser des coupes jointives. En effet, dans les conditions du protocole actuel (coupes de 5 mm tous les 6 mm), l'incertitude sur la position AP du centre peut atteindre 0,7 mm avec un marqueur de 5 mm de diamètre (Figure V.5) et plus de 1 mm avec un marqueur de 7 mm de diamètre.

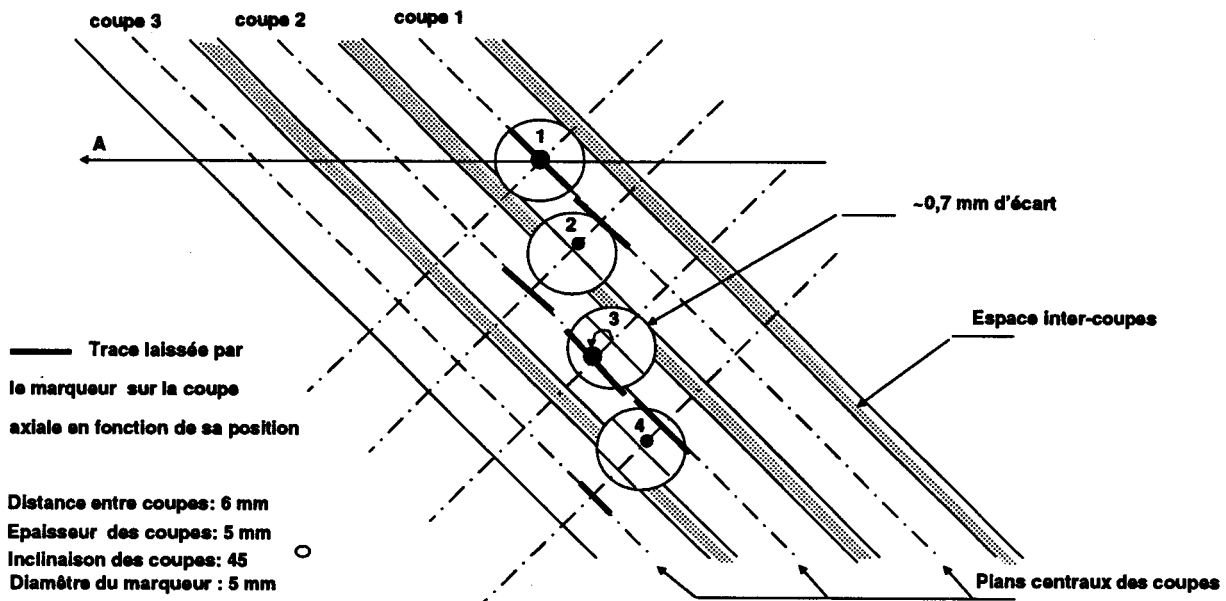


Fig V.5 Différents cas de figure représentant l'incertitude sur la position du centre avec des coupes axiales non jointives inclinées de 45°, en fonction de la position réelle du marqueur par rapport aux plans centraux des coupes pris comme référence.

Les marqueurs doivent avoir une forme aussi sphérique que possible et un diamètre inférieur ou égal à l'épaisseur des coupes axiales (5 mm). Il est, bien sûr, nécessaire d'éviter toute bulle d'air et de contrôler régulièrement leur apparition éventuelle, de même qu'il est souhaitable de fabriquer des supports en matériau composite plus rigide. Nous avons pris en compte ces remarques et des essais sont en cours pour évaluer les améliorations.

L'incertitude sur la position d'une cible située dans le plan de référence est représentée figure V.6 (D'après II.3.4.d).

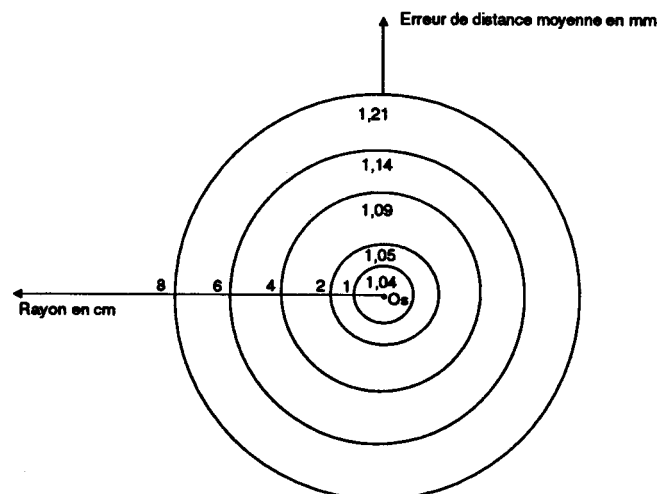


Fig V.6 Ecart moyen de distance pour des cibles situées autour de l'origine stéréotaxique en admettant une incertitude de 1 mm sur les coordonnées des marqueurs (angle maximum: 1,5°)



Cette incertitude reste en moyenne égale à  $\pm 1$  mm dans la zone utile et ceci confirme la précision millimétrique attendue de la méthode.

Les examens réalisés à partir de l'imagerie tomodensitométrique donnent de très bons résultats et confirment la réputation de précision de cette technique d'imagerie (Tableau V.5). Quelques expériences ont tenté de mettre en évidence d'éventuels jeux mécaniques. Aucune erreur significative n'a été relevée, le seul réglage non reproductible est la hauteur de table mais celle-ci reste habituellement fixe durant tout l'examen.

TABLEAU V - I

Valeurs en mm	M1 M4	M3 M4	M1 M2	M2 M3	Cible 1 Cible 2	Cible 1 Cible 3	Cible 2 Cible 3	M4 Cible 2	M3 Cible 2	M3 Cible 3	M1 Cible 2	M2 Cible 2	M2 Cible 3
Distance mécanique	164	152	152	135	109	121	81	139	147	173	67	96	172
Distance mesurée	167	150	151	134	110	121	81	141	145	171	69	95	170
Ecart	+3	-2	-1	-1	+1	0	0	+2	-2	-2	+2	-1	-2

Ecart entre les distances mécaniques et mesurées sur le deuxième fantôme (Examen IRM seulement). Ces distances ont été mesurées entre les marqueurs Mx, entre les cibles et entre les cibles et les marqueurs. Il faut noter la précision toute relative de la mesure des distances mécaniques, ce qui explique sans doute l'écart de +3 mm.

TABLEAU V - 2

EXAMEN	Inclinaison coupes axiales (°)	Ecart A P moyen (mm)	Distance Marqueur - Plan maximale (mm)	Angle entre les diagonales des marqueurs (°)	Ecart angulaire (°)
1	-9	+1,45	0,08	90,73	+ 0,73
2	-7	+0,86	0,03	90,49	+ 0,49
3	+9	+0,46	0,05	90,59	+0,59
4	0	+0,12	0,3	89,92	- 0,08

Résultats obtenus sur fantômes en IRM. On a reporté l'inclinaison des coupes axiales, l'écart moyen entre les coordonnées antéro-postérieures, la distance maximale des marqueurs par rapport au plan de référence et l'angle calculé entre les diagonales des marqueurs.

	<b>CIBLE 1</b>	<b>CIBLE 2</b>	<b>CIBLE 3</b>
<i>X (IRM)</i>	- 8,5	42,5	- 31,6
<i>X (TDM)</i>	- 9,2	42,3	- 32,2
<i>X (Radio)</i>	-7,4	41,3	-
<i>Y (IRM)</i>	43,1	- 12,5	- 29,8
<i>Y (TDM)</i>	41,9	- 12,1	- 29
<i>Y (RADIO)</i>	41,9	-12,9	-
<i>Z (IRM)</i>	15,3	64,5	85,2
<i>Z (TDM)</i>	15,6	65,2	85,3
<i>Z (RADIO)</i>	16,1	64	-
<b>Distances :</b>			
<i>IRM / TDM</i>	1,42	0,84	1,02
<i>IRM / RADIO</i>	1,81	1,36	-
<i>TDM / RADIO</i>	1,86	1,75	-

**TABLEAU V-3**

*Tableau comparatif des résultats du repérage obtenus par les différentes techniques d'imagerie sur le fantôme N°2. L'écart de distance maximum est de 1,86 mm.*

Tableau V. 4 Résultats cliniques (Examens IRM)

	Inclinaison coupe axiale (°)	Ecart A P moyen (mm)	Distance marqueur /plan maxi (mm)	Angle entre diagonales et marqueurs (°)	Ecart angulaire (°)	Intervention
1	0	1,82	0,04	91,66	+1,66	Biopsie
2	1	0,77	0,78	90,78	+0,78	Repérage UMIC
3	28	1,66	0,54	91,79	+1,79	Repérage UMIC
4	6	0,8		90,0	3 marqueurs	Biopsie
5	15	1,26	0,91	91,19	+1,19	Repérage UMIC
6	11	1,06		90,0	3 marqueurs	Biopsie
7	-	-	-	-	-	Biopsie
8	35	1,36	0,13	91,41	+1,41	Repérage UMIC
9	14	0,92	0,13	91,43	+1,43	Biopsie
10	3	1,42	0,10	91,26	+1,26	Biopsie
11	0	0,00	0,38	90,79	+0,79	Biopsie
12	0	-0,40	0,35	90,62	+0,62	Biopsie
13	2	0,96	0,11	91,24	+1,24	Biopsie
14	-12	1,16	0,13	91,96	+1,96*	Biopsie
15	7	0,80	0,08	90,96	+0,96	Biopsie
16	2	1,73	0,09	91,26	+1,26	Repérage UMIC
17	-7	3,80*	0,27	91,88	+1,88*	Biopsie
18	13	1,38	0,13	91,07	+1,07	Biopsie
19	23	1,30	0,36	93,03	+3,03*	Repérage UMIC
20	13	1,64	0,29	91,32	+1,32	Biopsie
21	23	1,63	0,26	91,08	+1,08	Biopsie
22	0	-0,49	0,17	90,43	+0,43	Biopsie
23	2	1,10	0,48	90,84	+0,84	Biopsie
24	12	1,9	0,13	91,27	+1,27	Biopsie
25	15	2,15	0,34	91,63	+1,63	Biopsie
26	8	1,9	0,34	91,48	+1,48	Repérage UMIC
27	4	0,85	1,30*	91,11	+1,11	Biopsie

Repérage UMIC: Repérage en conditions stéréotaxiques pour l'Unité Multifaisceaux d'Irradiations Convergentes

TABLEAU V - 5

EXAMEN	Inclinaison coupes (°)	Marqueur - Plan maximale ( mm )	Angle entre les diagonales des marqueurs (°)	Ecart angulaire (°)
1	0	0,31	90,00	+ 0,00
2	-3	0,78	90,12	+ 0,12
3	-20	0,29	92,16*	+2,16*
4	-6	0,11	90,52	+0,52
5	-24	0,28	90,04	+0,04
6	0	0,39	90,20	+0,20

Résultats obtenus en TDM. Seul l'examen N° 3 affiche un angle nettement supérieur à 90°. Il correspond à l'examen N° 19 du tableau IV.4 pour lequel nous avons détecté un problème dans la pose d'un des supports. Ces bons résultats confirment la bonne précision de la technique d'imagerie.

## V.2 PERSPECTIVES

Nous envisageons des développements importants de la méthodologie initiale de la procédure stéréotaxique assistée par ordinateur proposée Chapitre IV, figure III.1 et III.7. Cette nouvelle méthodologie se veut une approche plus globale couvrant l'ensemble des grandes étapes du suivi d'un patient:

- 1) Examen
- 2) Localisation des cibles
- 3) Diagnostic
- 4) Traitement
- 5) Suivi du traitement

Cette démarche est illustrée en détail sur le synoptique de la figure V.7. Elle prend en compte quatre autres sources d'informations: l'ADS, la TEP / TESP\*, l'atlas stéréotaxique et la base de règles utilisée par un système expert d'aide à l'identification de la tumeur, au choix du traitement et à la définition des trajectoires. Le module de définition et d'analyse de ROI\* sert à l'identification de la tumeur ainsi qu'au suivi de l'évolution du processus tumoral grâce à la prise en compte d'images post-opératoires. Au niveau thérapeutique, on distingue les procédures classiques (Vidange de kystes, stimulation, irradiation interstitielle [BOURRIEZ 84]) de la radiothérapie multifaisceaux. Enfin, nous avons également intégré un dispositif de réglage automatique de l'appareillage stéréotaxique. Les parties fonctionnelles, les modules en cours d'intégration (Analyse de ROI et radiothérapie multifaisceaux) et les projets à l'étude sont clairement mis en évidence.

Quelques axes de recherche qui nous semblent présenter un intérêt certain dans l'amélioration de la planification de la procédure stéréotaxique sont maintenant exposés. L'application à la radiothérapie multifaisceaux constitue notre principal objectif. Elle est en cours de développement au laboratoire. Nous discutons également du très intéressant et très crucial problème de la modélisation de l'arbre vasculaire cérébral. La localisation automatique des structures cérébrales et le positionnement automatique de l'outil chirurgical font également l'objet d'un paragraphe.

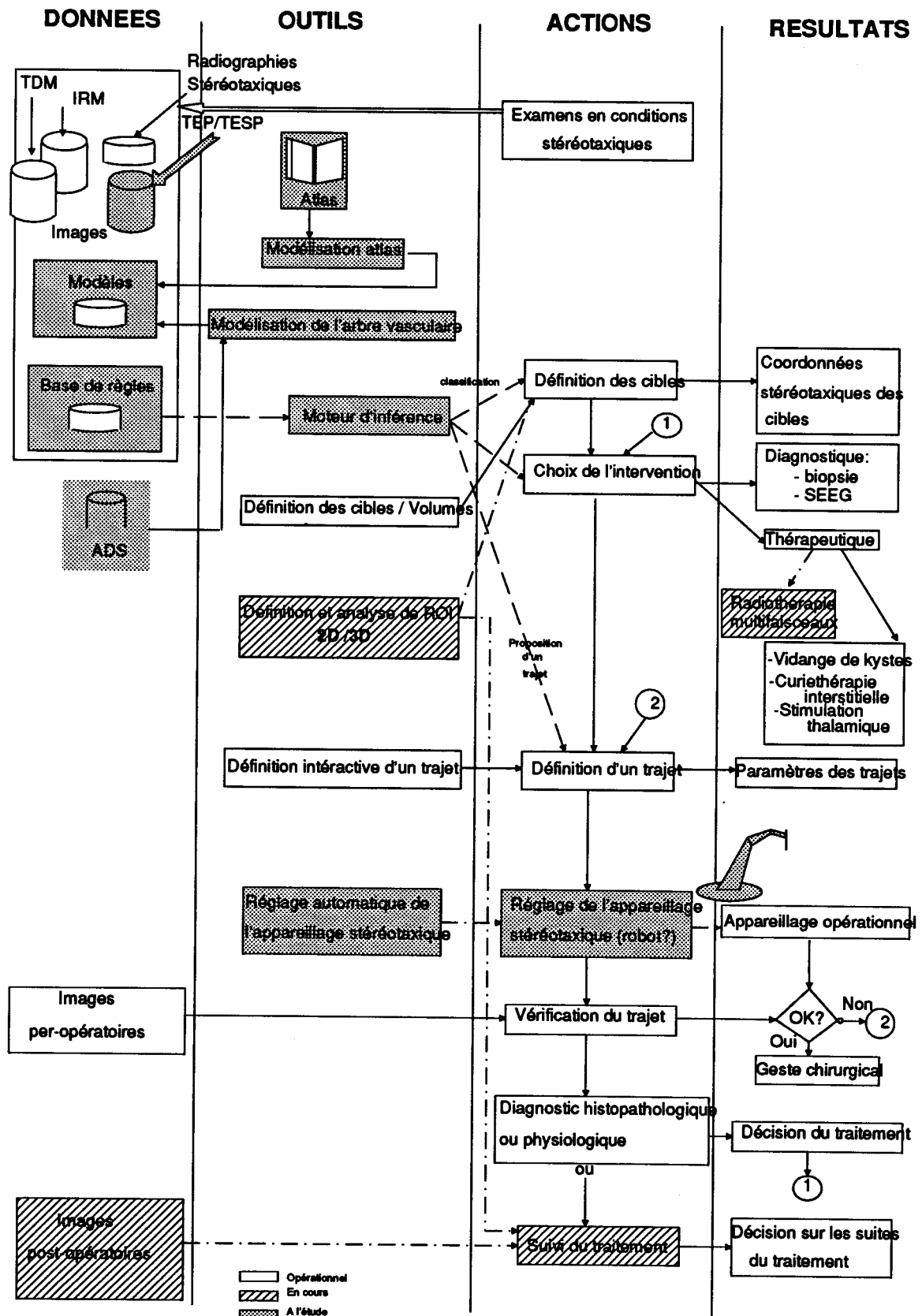


Fig V.7 Méthodologie globale envisagée de la procédure stéréotaxique assistée par ordinateur



### V.2.1 Application à la radiothérapie multifaisceaux

La radiochirurgie multifaisceaux est une méthode d'irradiation encéphalique externe par une source de photons de haute énergie délivrés par un accélérateur linéaire, effectuée selon la méthodologie neurochirurgicale stéréotaxique de Jean Talairach [DEVAUX 90]. Développée par Betti et al. en 1981, cette méthode permet l'irradiation de lésions intracrâniennes de petit volume, inaccessibles à la neurochirurgie conventionnelle. Les principes de la méthode multifaisceaux exposés ci-après sont tirés de [DEVAUX 90]:

- irradiation externe d'un petit volume lésionnel (1 à 3 cm de diamètre en moyenne)
- irradiation en une seule séance, la dose délivrée pour obtenir le même effet biologique étant moindre qu'en cas d'étalement des doses dans le temps (irradiation fractionnée)
- précision dans la localisation de la cible et lors de son irradiation grâce à la méthodologie stéréotaxique commune
- importance des gradients de dose entre la lésion et les tissus sains qui l'entourent
- convergence et cumulation des effets des faisceaux à la cible. Ceci permet de réduire la dose par faisceau et ainsi les effets sur les tissus traversés par un faisceau.

Ce processus thérapeutique est surtout utilisé dans le traitement de Malformations Artérioveineuses (MAV) et pour certaines tumeurs (Neurinomes, tumeurs hypophysaires).

L'appareillage spécifique mis au point par O. Betti et al., dont il existe un exemplaire à Lille, est appelé UMIC (Unité Multifaisceau d'Irradiations Convergentes) [BETTI 83]. Il se compose d'un accélérateur linéaire (Saturne 18 CGR-MEV), d'un système de positionnement et de basculement du cadre de Talairach et d'un siège à bascule pour que le corps du patient accompagne le mouvement de rotation de la tête (Figure V.8).

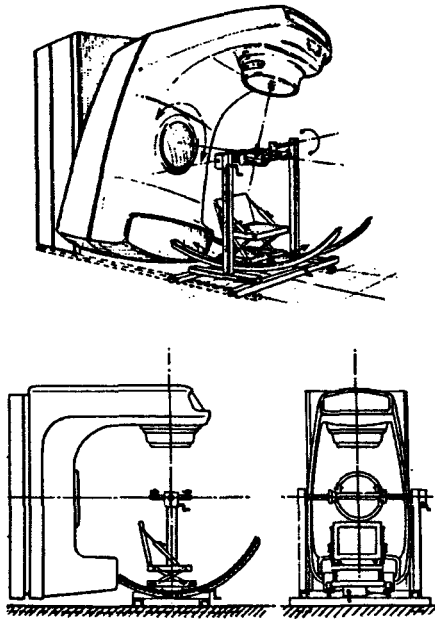


Fig V.8 Système d'irradiations stéréotaxique combinant accélérateur - chaise à bascule

La radiochirurgie s'effectue en condition stéréotaxique, la tête du patient est positionnée dans le cadre de façon à faire coïncider l'isocentre de l'appareil avec le centre de la tumeur. On procède à l'irradiation de la tumeur par la combinaison de la rotation de l'accélérateur linéaire selon un axe Antéro-Postérieur et de la rotation du cadre selon un axe Droite-Gauche, les deux rotations étant centrées sur la tumeur (Chaque mouvement de rotation de l'accélérateur, correspondant à une position donnée du cadre, détermine un diadème). La procédure de traitement par radiochirurgie multifaisceaux suit les étapes suivantes:

- 1- Repérage précis de la cible en conditions stéréotaxiques selon la procédure décrite au chapitre I
- 2- Planification du traitement. Compte-tenu de la position de la cible et de son environnement, il s'agit d'évaluer les meilleurs paramètres du protocole d'irradiation permettant à l'isodose 70% de circonscrire au mieux la lésion. Cette planification nécessite plusieurs simulations et peut demander jusqu'à 48h de préparation.
- 3- Séance d'irradiation (1h à 1h30)

Jusqu'à présent, les informations fournies par le neurochirurgien aux radiothérapeutes sont les coordonnées de la cible et les stéréoradiographies des diadèmes. Ces données permettent d'évaluer par une méthode longue et fastidieuse les distances entre la cible et la peau du crâne (DCP) nécessaires au calcul des paramètres du protocole d'irradiation. Le calcul de dosimétrie prévisionnelle est réalisé par un programme développé par D. Galmarini [BETTI 88] qui reporte les contours des isodoses sur papier calque superposable aux deux clichés face et profils standards. Ce logiciel

a montré toute son efficacité mais il présente toutefois deux inconvénients: d'une part, il n'est pas possible de reporter les contours sur les images diagnostiques IRM ou TDM; d'autre part, il nécessite un grand nombre de saisies manuelles par l'opérateur augmentant ainsi le risque d'erreur et le temps nécessaire à la détermination du protocole d'irradiation final.

Le logiciel ARTIS sert, dès à présent, au repérage des cibles pour la radiochirurgie. Un module d'aide à la planification de la radiothérapie multifaisceaux est en cours de développement. Il permet la définition de la ou des cibles avec toutes les fonctionnalités et l'interactivité de l'environnement d'ARTIS. Le calcul des DCP est réalisé automatiquement: le crâne est modélisé par un nuage de points issus de l'extraction des contours sur les images RMN sagittales et axiales; pour chaque protocole, les distances DCP sont interpolées à partir de ce modèle (Figure V.9).

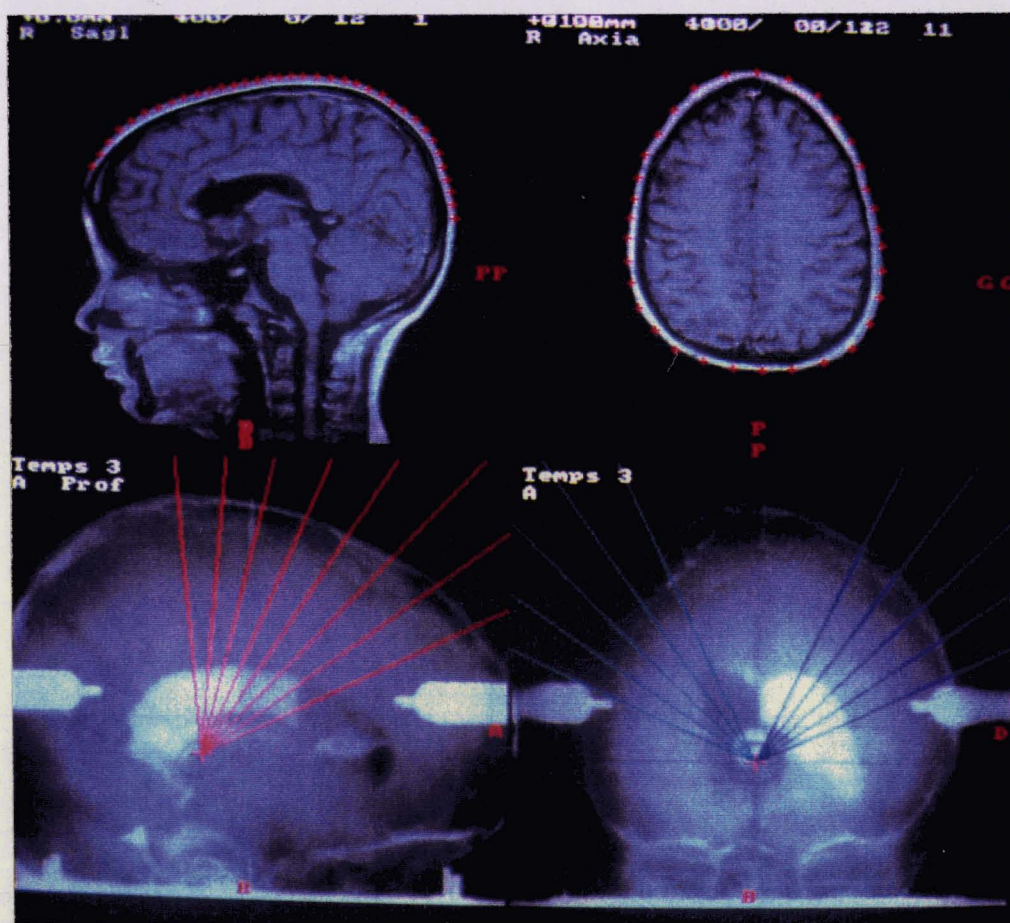


Fig V.9 Extraction automatique des contours du crâne sur les images RMN sagittales et axiales

Le logiciel permet la définition interactive du protocole d'irradiation ainsi que le calcul des contours des isodoses dans un plan quelconque en mono et multi-cibles et le report de ces contours

sur les images (Figure V.10) [GIBON 91]. Les premiers tests réalisés ont montré la parfaite concordance des isodoses avec celles fournies par le programme de référence. La définition intégrée du protocole permet un gain de temps appréciable.

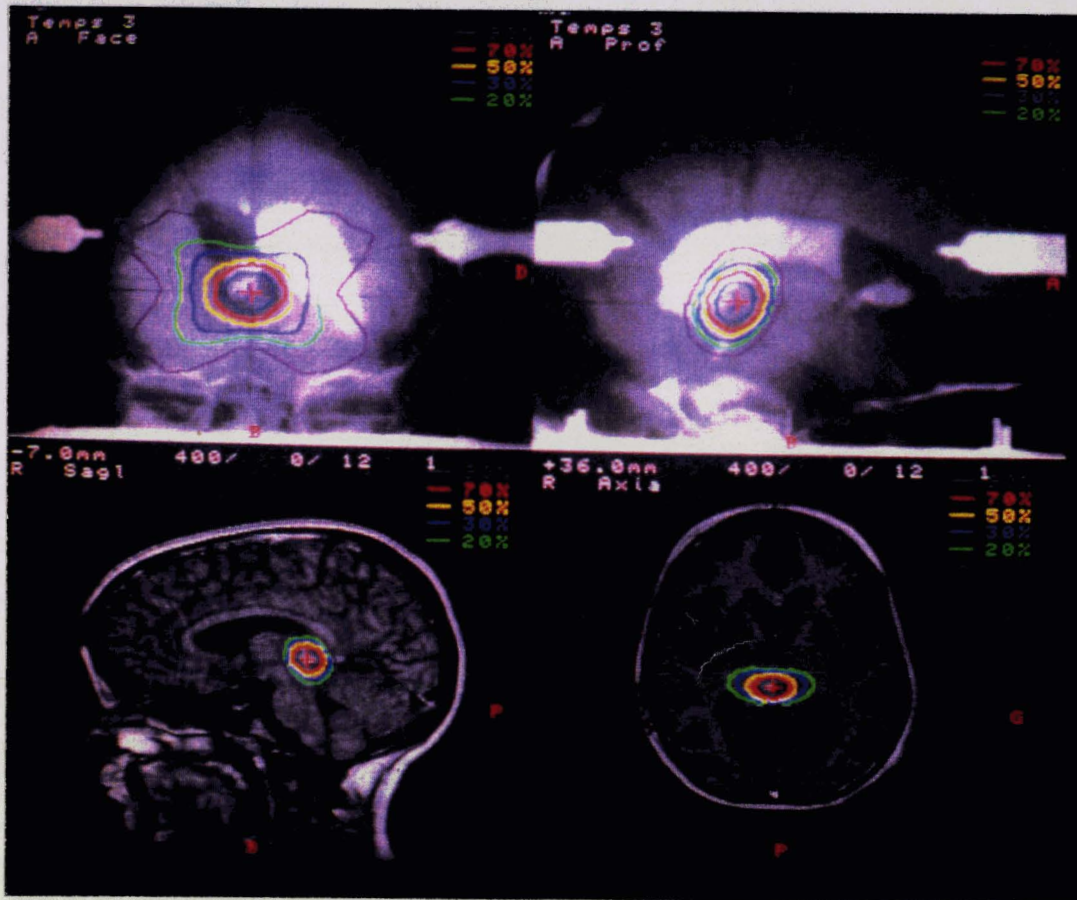


Fig V.10 Report des contours des isodoses sur les images stéréotaxiques et RMN

La suite de l'étude consiste à définir le protocole permettant d'optimiser les contours d'isodoses avec les contours de la lésion (connu sous le nom de problème de dosimétrie inverse), problème difficile, compte tenu du nombre de paramètres à prendre en compte. Les connaissances de l'expert (Thérapeute) sont irremplaçables, et les techniques d'intelligence artificielle sont, de ce point de vue, un outil intéressant d'aide à la décision.

Quelques systèmes opérationnels permettent la localisation des cibles et le calcul des contours des isodoses sur les images mais aucun ne résoud actuellement le problème inverse [SCHAD 87B], [PHILLIPS 89], [PIKE 90]. La technique présentée ici n'est pas la seule technique d'irradiation externe. Dans [MAZAL 90], on trouvera une synthèse des différentes techniques et dans [PODGORSK 89] une comparaison de ces différentes méthodes.

### V.2.2 Modélisation de l'arbre vasculaire cérébral

L'angiographie\* est absolument indispensable à la définition de trajets atraumatiques. Son intégration dans un système de stéréotaxie assistée par ordinateur pose plusieurs problèmes. D'abord, il faut choisir le type d'images vasculaires à prendre en compte: angiographie téléradiographique ou Angiographie Digitalisée par Soustraction. Les premières sont acquises en conditions stéréotaxiques selon les deux projections parfaitement définies face et profil, soit par l'intermédiaire d'une caméra CCD, on se limite alors à quelques vues, soit par un dispositif d'acquisition informatique grâce à un amplificateur de brillance (Angiographie numérique stéréotaxique). Les secondes, issues du service de radiologie, sont directement récupérées par l'intermédiaire d'un support informatique (Bandes magnétiques). Leur définition est bonne mais leur exploitation demande la mise en oeuvre de techniques de repérage particulières. Peu de blocs de stéréotaxie peuvent actuellement prétendre s'équiper d'une ADS\* stéréotaxique pour leur seul besoin, c'est pourquoi la solution ADS standard est en général préférée. Les méthodes de repérage mises en oeuvre, comme nous l'avons mentionné dans le chapitre I, font appel à des dispositifs de repérage [SIDDON 87], [VANDERMEULEN 87].

On cherche idéalement à reconstruire la vascularisation 3D à partir des projections. Suetens et al. précise qu'il n'est pas possible de reconstruire la vascularisation avec seulement deux projections orthogonales sans hypothèse a priori [SUETENS 83] (Plusieurs projections, référence à un atlas...). La plupart des systèmes opérationnels résolvent le problème partiellement en proposant une représentation visuelle par fusion des paires stéréoscopiques [OLIVIER 87B]. Des matériels commercialisés permettant la vision en relief sont constitués d'un écran à fréquence de balayage doublée (100 à 120 Hz) et de lunettes munies d'un mécanisme complexe d'obturateurs mécaniques ou électro-optiques (Système Cristal eyes de Stereographics et SGS 635 de Tektronix). La reconstruction 3D réelle débute par la phase d'acquisition dynamique des images soumises aux distorsions dues en particulier aux mouvements respiratoires du patient et surtout à la courbure de l'amplificateur de brillance. La phase de détection des vaisseaux peut être réalisée interactivement [BARILLOT 85], de manière algorithmique par des procédures de filtrage (pour le rehaussement des contours et/ou la détection) [CHAUDHURI 89], en faisant appel à des méthodes syntaxiques ou de morphologie mathématique. D'autres méthodes sont combinées à une approche système expert [GARREAU 91]. La phase de reconstruction 3D consiste à appairer les points correspondants sur les deux projections. Ces procédures, plus ou moins interactives, sont encore du domaine de la recherche et sont consommatrices de temps calcul.

L'angiographie est un phénomène dynamique, des images dans les deux plans doivent être acquises simultanément à une cadence élevée permettant de reconstruire la totalité de la vascularisation (Temps artériel, temps veineux, temps vasculaire). Nous avons testé l'acquisition dynamique sur notre matériel en nous donnant comme objectif une cadence de 3 images / s / plan. En l'état actuel, la cadence de transfert ne permet pas d'acquérir plus de 2 images / s. Il semble qu'on pourrait parvenir à notre objectif avec une machine à bus EISA pour laquelle les temps de transfert en mode "rafale" sont plus de 10 fois supérieurs. Des essais sont en cours à ce sujet. Si la cadence peut être maintenue, il serait ainsi possible de réaliser une pseudo-angiographie numérisée opérant en condition stéréotaxique de faible coût. Toutefois, nous n'écarterons pas la possibilité de récupérer également des images de l'ADS\* de qualité nettement supérieure, avec un contraste autorisant une extraction plus aisée de la vascularisation. On peut envisager, par exemple, de reconstruire la vascularisation par une procédure de parcours débutant d'un point commun aux deux projections (Artère carotide interne) et remontant l'arborescence simultanément dans les deux projections en répertoriant chaque bifurcation dans une structure arborescente (Figure V.11).

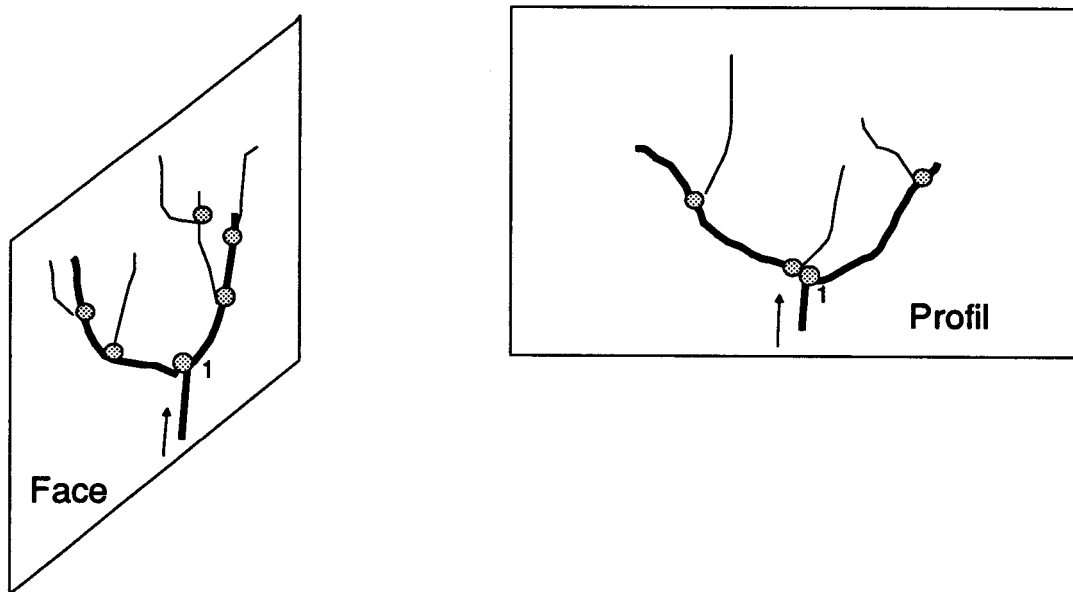


Fig V.11 Parcours de l'arborescence vasculaire

Les récents développements des séquences de flux en IRM permettent dès à présent d'obtenir des images angiographiques par RMN. Cette technique n'a pas encore une résolution suffisante pour distinguer les vaisseaux les plus fins. Mais on peut penser disposer d'images angiographiques par RMN de meilleure définition dans un futur proche. L'étude décrite dans [EHRI 90] concerne le problème de la fusion des images anatomiques et vasculaires. Dans [FESSLER 91], une approche orientée objet de la reconstruction est donnée en Angiographie par RMN à partir de quatre projections.

### V.2.3 Corrélation à un atlas

L'atlas\* est la somme des connaissances anatomiques établies pour un cerveau non pathologique de taille standard. La corrélation des images d'un patient avec un atlas est utile pour savoir par exemple quelle structure est traversée par un trajet. Cette comparaison est rendue difficile par les variations individuelles rencontrées dans la taille et l'architecture du cerveau. Le premier problème concerne la modélisation de l'atlas qui est obtenue en général par digitalisation de coupes anatomiques du cerveau [GREITZ 91] ou d'un atlas déjà existant [BANKS 87], [KIKUCHI 90]. Le modèle choisi pour représenter l'atlas influe directement sur les procédures algorithmiques qui vont assurer le recalage entre le cerveau et les images du patient. On rencontre des représentations de type arbre octal [BANKS 87], voxels, surfaces [GREITZ 91], splines de surfaces [LAVALLEE 89]. Le recalage est obtenu soit géométriquement en réalisant des coupes d'orientation déterminées (parallèles à CA-CP par exemple) [VANIER 85] ou en estimant les paramètres de changement de repère par minimisation d'un critère, soit par déformation élastique combinant des transformations rigides (translations, rotation, mise à l'échelle) et des déformations élastiques locales [BAJCSY 89] (Matching global), [LAVALLEE 89] (matching des structures ventriculaires). Cette dernière approche suppose que tous les cerveaux ont une structure topologique identique, mais différent par certains détails de forme. Ces méthodes sont très puissantes mais les temps de calculs sont très importants.

Notre approche est basée sur le repérage des points anatomiques CA\* et CP\*, facilement visibles en IRM, et le système de repérage proportionnel. Lors de l'examen IRM, on identifie ces points sur les coupes sagittales et on réalise les coupes axiales parallèlement à la ligne bicommissurale [VANIER 87]. Un programme interactif permet actuellement de définir les limites osseuses extrêmes du crâne sur les clichés radiographiques per-opératoires. Cette procédure pourrait être avantageusement automatisée puisque l'extraction automatique du contour du crâne est réalisée pour l'application à la radiothérapie. Il est alors possible de plaquer le quadrillage proportionnel sur les stéréoradiographies (Figure V.12). En déplaçant un curseur sur l'écran, on obtient simultanément les coordonnées proportionnelles correspondantes.

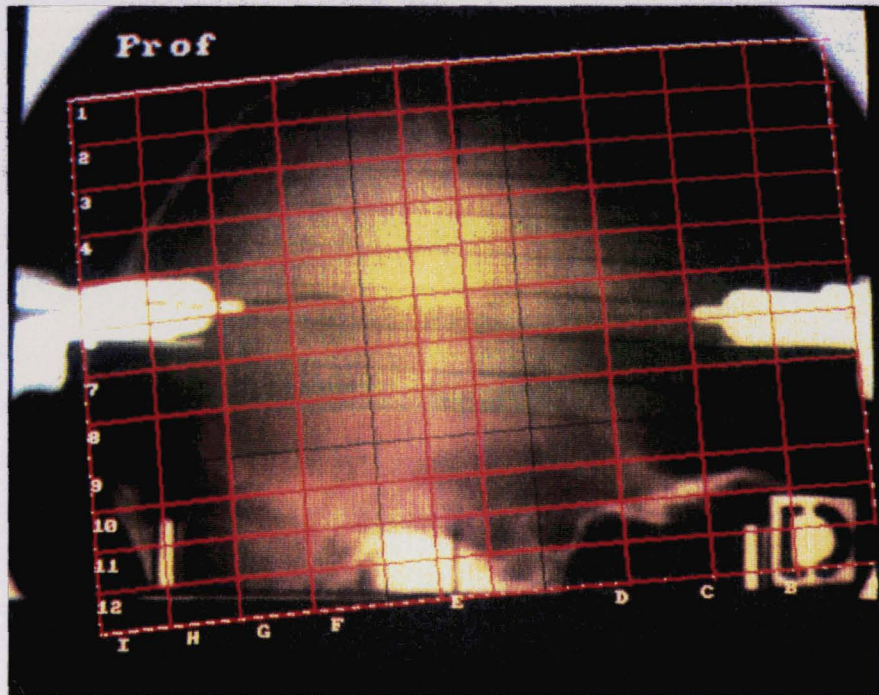


Figure V.12 Report du quadrillage proportionnel sur une stéréoradiographie de profil

Une amélioration consiste à réaliser le lien avec l'atlas stéréotaxique de Talairach. Une méthode simple est d'enregistrer dans une base de données les positions des différentes structures ainsi que les numéros de pages correspondantes de l'atlas tels qu'ils sont répertoriés dans l'index de l'atlas. La base peut être organisée de telle façon que l'accès s'effectue directement grâce aux coordonnées proportionnelles. Ainsi, étant donné un point cible, il est possible de sortir la liste des structures à proximité de ce point et les renvois aux pages de l'atlas. Inversement, si on propose une structure, il est possible de colorier le volume correspondant sur les images.

Cette méthode proportionnelle, combinée à la modélisation de l'arbre vasculaire, se révèle extrêmement intéressante pour inférer un trajet optimal atteignant la cible en épargnant les zones dangereuses. Certaines cibles particulières ont une localisation précise et générale par rapport à CA-CP traduites sous forme de règles. Par exemple, en neurochirurgie fonctionnelle, le noyau VIM (Ventral InterMédiaire) a une position définie par la règle de Guiot. L'approche système expert semble bien adaptée à la résolution du problème d'optimisation des trajets. La méthode proportionnelle suppose toutefois qu'il est possible de voir CA et CP sur les images, ce qui n'est pas toujours possible, et que la tumeur n'est pas juxta-ventriculaire, ce qui tend à déformer les ventricules et fausser l'analyse.



### V.2.4 Positionnement de l'outil chirurgical

Jusqu'à présent, nous nous sommes intéressés à la définition des cibles, au choix de la stratégie opératoire. Nous avons vu qu'en tenant compte des informations d'un atlas et de la modélisation de la vascularisation du cerveau, on pouvait espérer à terme proposer automatiquement un trajet atraumatique pour atteindre une cible. Le réglage du trajet s'effectue actuellement de façon manuelle.

Ce dernier volet aborde les problèmes liés à un dispositif de guidage plus ou moins automatique de l'outil chirurgical susceptible d'éviter les manoeuvres de montage/démontage et de limiter les risques d'erreur. Le terme "dispositif de guidage" fait référence commune aux robots, télémanipulateurs ou autres matériels similaires.

Les propriétés d'un tel système sont principalement:

- un nombre de degré de liberté suffisant et adapté à la réalisation de toutes les trajectoires envisagées
- une précision inférieure à 0,5 mm reproductible
- la fiabilité assurant des procédures de dégagement en cas de panne
- la prise en compte de l'environnement
- la possibilité d'adapter plusieurs instruments
- un encombrement réduit

La calibration intrinsèque du robot s'avère souvent nécessaire. Il s'agit d'estimer les expressions des changeurs de coordonnées dans le repère robot  $R_r$  établissant les relations entre les variables articulaires et la position de l'outil terminal. Une synthèse de ces méthodes est présentée dans [HOLLERBACH 89]. Le calibrage extrinsèque consiste à établir la relation entre le repère du bloc opératoire  $R$  et  $R_r$  obtenue sous la forme d'une matrice homogène  $4 \times 4$  (voir la méthode par mire de calibrage dans [LAVALLEE 89]). La sécurité est un aspect très important, toutefois il n'existe pas actuellement de normes en milieu médico-chirurgical. Pour assurer la sécurité, il faut pouvoir détecter les "faux mouvements" par des mesures permanentes sur de nombreux capteurs. Les vitesses doivent être également contrôlées et les forces juste suffisantes pour le portage de l'outil. Il est nécessaire de circonscrire une zone interdite au personnel correspondant au volume atteignable du système. De plus, le matériel doit être stérilisé. D'autre part, l'intégration d'un outil tel qu'un robot dans l'environnement médical ne va pas sans poser quelques problèmes d'éthique et psychologiques [FINLAY 88]. Les chirurgiens peuvent exprimer la crainte de se voir remplacer par une machine, bien que cela soit technologiquement impossible. L'utilisateur doit dominer le système.

Ainsi, l'ergonomie est très importante pour permettre à l'utilisateur non-informaticien d'accéder sans crainte à toutes les fonctionnalités du logiciel. Du point de vue du patient, il n'est pas encore d'usage courant de se faire opérer par un robot.

L'intégration dans le bloc opératoire d'un nouvel outil performant pose des problèmes et suscite quelques réticences. Pourtant plusieurs systèmes ont vu le jour et certains d'entre eux sont opérationnels. L'équipe de la Mayo Clinic utilise depuis quelques années un système simple de positionnement automatique de l'outil [GOERSS 87]. Le patient a la tête maintenue dans le cadre. Les coordonnées de la cible sont transmises au système de positionnement qui agit sur 3 axes de translations pour faire coïncider le centre de la cible avec l'isocentre du système. Le processus agit en boucle fermée jusqu'à coïncidence des deux points. Un arc à deux degrés de liberté, angle de face et angle de profil, porte l'outil qui pointe toujours l'isocentre quelque soit la valeur des angles.

Dans l'étude décrite dans [ADAMS 90], l'examen TDM est réalisé avec quatre petits marqueurs en céramique collés sur la tête du patient. La position de ces marqueurs est déterminée interactivement sur les coupes TDM. Lors de l'intervention, un palpeur électromécanique à 6 degrés de liberté est fixé rigidement à la table d'opération. Le chirurgien pointe avec l'extrémité du palpeur les quatre repères céramiques sur le crâne du patient établissant ainsi le calibrage entre le repère de la salle d'opération et l'imagerie TDM. Dès lors, s'il met en contact le stylet avec un os, une coupe reformatée TDM vient s'afficher en temps réel sur un moniteur. Une soixantaine de patients a été traitée avec cette technique dans des chirurgies faciales.

Les systèmes actifs (par opposition aux systèmes passifs qui viennent d'être décrits), caractérisés par leur grande autonomie et adaptabilité, semblent être la tendance actuelle. Les robots intelligents et les télémanipulateurs avancés rentrent dans cette catégorie. Le système mis au point par Kwoh et al. [KWOH 88] est considéré comme un précurseur. Il utilise un robot industriel 6 axes combiné à un repérage en TDM classique avec un cadre de repérage en N. La précision annoncée est sub-millimétrique lorsque la calibration intrinsèque est réalisée (5 mm sinon).

Le système de l'équipe grenobloise met aussi en oeuvre un robot 6 axes AID [BENABID 87, 88], [LAVALLEE 89, 91]. La Méthodologie des Gestes Médicaux ou Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) qu'ils proposent, consiste en l'acquisition et la modélisation des informations pré-opératoires IRM/TDM par des fonctions splines tricubiques, la définition de la stratégie

opérateur (Simulation), le matching élastique des informations pré et per-opératoires (système ventriculaire) et enfin le positionnement de l'outil par le robot. Environ 200 interventions ont été réalisées avec ce système pour des biopsies, stimulations thalamiques, SEEG, curiethérapies interstitielles.

Ce type de robot pourrait s'adapter à d'autres applications cliniques. Les mêmes auteurs mentionnent également: le vissage pédiculaire, la ponction vertébrale, et même des gestes complexes comme la chirurgie plastique et maxillo-faciale, la micro-chirurgie laser. Une équipe de notre laboratoire a mis au point un micro-télémanipulateur adapté à la micro-chirurgie de l'oeil: vitrectomie oculaire et kératotomie radiaire [VIDAL 88], [HAYAT 90]. Celui-ci présente 7 degrés de liberté (Figure V.13), l'organe porteur est positionné par trois translations ( $T_x$ ,  $T_y$ ,  $T_z$ ), le poignet travaille en coordonnées sphériques ( $R$ ,  $\theta$ ,  $\varphi$ ). La commande du manipulateur est organisée autour d'un ordinateur PS2 selon une structure décentralisée en étoile. Le positionnement de l'outil (Laser, fibre optique, seringue, capteurs...) peut se faire manuellement à l'aide d'un joystick, en mode automatique (Commande référencée capteur) ou en mode mixte. La décision incombe toujours à l'opérateur, partie intégrante du système. La faisabilité de ce système appliqué à la stéréotaxie a été étudiée [DIAZ 85]. Nous pensons que l'architecture de ce télémanipulateur avancé est bien adapté pour ce problème et qu'il serait intéressant de compléter les travaux par une étude précise sur les pré-requis et les conséquences d'une intégration de ce système qui viendrait se positionner en aval d'ARTIS.

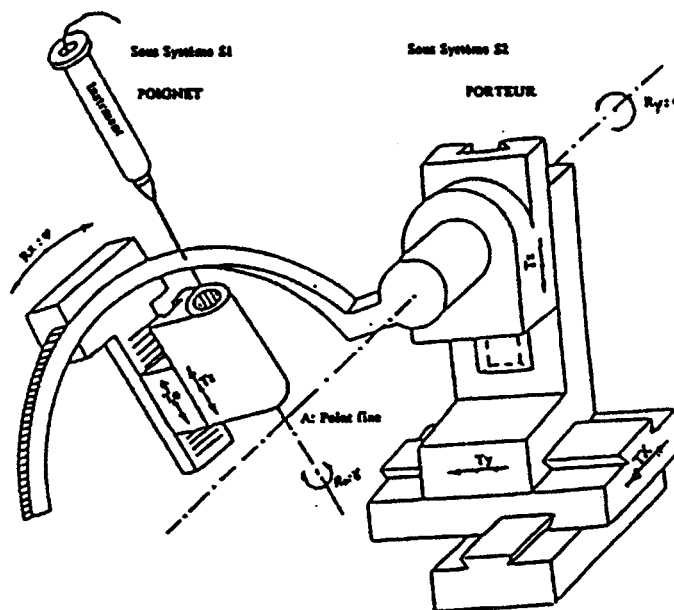


Fig V.13 Le micro-télémanipulateur de Vidal et al. destiné aux opérations chirurgicales de l'oeil

## Conclusion

Les résultats obtenus sur fantômes et dans les cas cliniques montrent la bonne précision de la méthode. Les paramètres de contrôle a posteriori (angle antérieur entre les diagonales des marqueurs, distance des marqueurs par rapport au plan de référence, écart des coordonnées Antéro-Postérieures des marqueurs) donnent également des indications importantes. En tout état de cause, ils constituent un excellent moyen de prévenir les incidents qui peuvent se produire lors des examens d'imagerie: bouger du patient, artefacts\* dus à la présence d'éléments ferromagnétiques dans le cerveau.

Les résultats obtenus en TDM confirment la réputation de bonne précision de cette méthode d'imagerie. En IRM, l'angle est systématiquement supérieur à  $90^\circ$ . Cela proviendrait selon nous de la combinaison de deux facteurs: l'effort mécanique sur les marqueurs postérieurs et l'effet d'une distorsion non prise en compte par la procédure de correction.

Si les conditions de validation d'un examen sont respectées ( $89^\circ < \text{angle} < 91^\circ$ , distance par rapport au plan de référence  $< 1 \text{ mm}$ ,  $\Delta AP = \pm 2 \text{ mm}$ ), la précision du ciblage est de l'ordre de 1 mm en moyenne.

Le survol de quelques axes de recherche a permis de présenter quelques aspects diversifiés touchant l'évolution de la méthodologie stéréotaxique. Ces développements tendent à couvrir la procédure stéréotaxique de la phase diagnostique à la phase du suivi du traitement. L'étape importante est celle où toutes les données per et pré-opératoires modélisées collaborent à la définition d'un trajet atraumatique. ARTIS est un logiciel en constante évolution. C'est un noyau autour duquel se sont déjà greffées plusieurs applications. Les projets en cours visent à étendre les compétences d'ARTIS en proposant une meilleure prise en compte de l'information vasculaire et cérébrale, et l'application à la technique d'irradiation multifaisceaux.



## CONCLUSION GENERALE

L'intégration des données issues des techniques d'imagerie récentes dans la planification stéréotaxique exige la mise en oeuvre de méthodes de repérage précises et fiables. Pour être utilisées en routine, ces méthodes doivent être également simples et non contraignantes autant pour les radiologues qui les mettent en oeuvre dans les examens cliniques, que pour les neurochirurgiens pour lesquels elles doivent être "transparentes". De plus elles ne doivent pas être gênantes pour le patient.

La méthode que nous proposons dans ce rapport présente ces qualités et vient se placer en alternative entre les méthodes classiques, utilisant des cadres volumineux, et les méthodes complexes de mise en correspondance de repères anatomiques. Bien que mise en oeuvre, dans le cadre de cette étude, pour un système stéréotaxique de Talairach, elle peut s'adapter facilement à d'autres configurations géométriques de cadre fixés sur le crâne en quatre points.

En IRM, nous avons été confrontés au problème des distorsions et nous proposons une méthode de correction simple utilisable en routine. Les résultats des différentes procédures de validation réalisées montrent une tendance générale à l'ouverture de l'angle entre les marqueurs antérieurs qui proviendrait de l'effet combiné de l'effort mécanique sur les marqueurs postérieurs et d'une distorsion non prise en compte par la procédure de correction. Des tests complémentaires sont en cours pour préciser ce point important qui toutefois n'entraîne pas, en l'état actuel, d'erreurs supérieures au millimètre dans la zone utile. Les premiers résultats en TDM sont très corrects.

Le système informatique réalisé a suscité beaucoup d'intérêt de la part des personnels médicaux et paramédicaux. Il a apporté entière satisfaction lors du traitement des cas cliniques. Les améliorations demandées ont été apportées dans la mesure du possible grâce à une étroite collaboration entre le milieu hospitalier et l'équipe de recherche. Le choix d'une configuration bas de gamme de faible coût architecturée autour d'un ordinateur personnel s'est révélé un facteur positif lors de nos contacts avec des personnes extérieures intéressées par nos travaux.

La démarche d'ARTIS qui veut calquer la procédure stéréotaxique de routine est, de l'avis même des principaux utilisateurs, une de ses qualités. Les fonctions de définition de cibles et de

trajectoires offrent une souplesse d'utilisation fort appréciée. Toutes les données images sont disponibles sur le système après une acquisition standardisée. L'acquisition des stéréoradiographies, même si elle a donné satisfaction jusqu'à présent, constitue le maillon faible du dispositif. Un système d'acquisition directe ou via une bande magnétique permettrait sans doute d'acquérir plus d'images de l'évolution artérielle avec une meilleure qualité. Quelques fonctions de la boîte à outils se sont révélées très utiles comme par exemple le zoom, la fonction d'obtention des plans de coupe, l'enregistrement des cibles. Les fonctions de définition volumique des cibles devrait compléter avantageusement l'ensemble.

Nous pouvons conclure que le système de stéréotaxie assistée par ordinateur ARTIS, basé sur une méthodologie de repérage originale, constitue une approche nouvelle donnant accès à une précision millimétrique dans les ciblage de lésions et contribue à simplifier considérablement la phase préparatoire de l'intervention stéréotaxique avec un gain de temps significatif. Il permet le retour d'informations en per-opératoire et le suivi de la procédure stéréotaxique. Les nombreuses voies de recherche font partie d'une approche plus globale de la stéréotaxie assistée par ordinateur couvrant toutes les étapes de l'intervention, de la préparation au suivi du traitement. Ainsi, l'intégration d'un atlas et de l'ADS sont deux aspects intéressants qui, combinés à un système expert, apporterait une aide appréciable dans la définition des trajectoires d'atteinte des cibles. De même, le positionnement automatique de l'outil chirurgical donnerait souplesse, rapidité et limiterait les risques d'erreurs de réglage de l'appareillage.

Actuellement, notre principal travail concerne le problème de la dosimétrie inverse appliquée à la radiothérapie multifaisceaux qui consiste à déterminer les paramètres du protocole d'irradiation permettant de circonscrire au mieux la lésion. Déjà les calculs des isodoses et la définition interactive des protocoles d'irradiation ont été intégrés, permettant par une automatisation poussée de réduire considérablement le temps mis pour définir de manière satisfaisante la dosimétrie prévisionnelle. La recherche d'une solution au problème d'optimisation du calcul dosimétrique devrait sans doute constituer une avancée notable et apporter un complément majeur à ARTIS.

## ANNEXE 1

### Transformations de coordonnées 3D

#### Transformation Plan-Espace

Ces transformations expriment le changement de coordonnées à appliquer au couple  $(x_e, y_e)$  du plan de coupe pour calculer les coordonnées  $(x, y, z)$  3D dans le repère examen. On expose les 6 cas possibles de transformation dans le cas habituel d'une seule et unique angulation du plan.  $(t_x, t_y, t_z)$  exprime la position du centre de coupe,  $\theta$  l'inclinaison du plan de coupe.

#### - Coupe sagittale inclinée d'axe AP

$$x = y_e \sin \theta + t_x$$

$$y = -x_e + t_y$$

$$z = y_e \cos \theta + t_z$$

#### - Coupe sagittale inclinée d'axe HF

$$x = x_e \sin \theta + t_x$$

$$y = -x_e \cos \theta + t_y$$

$$z = y_e + t_z$$

#### - Coupe axiale inclinée d'axe AP

$$x = x_e \cos \theta + t_x$$

$$y = y_e + t_y$$

$$z = -x_e \sin \theta + t_z$$

#### - Coupe axiale inclinée d'axe LR

$$x = x_e + t_x$$

$$y = y_e \cos \theta + t_y$$



$$z = ye \sin \theta + tz$$

- Coupe coronale inclinée d'axe HF

$$x = ye \cos \theta + tx$$

$$y = -ye \sin \theta + ty$$

$$z = ye + tz$$

- Coupe coronale inclinée d'axe LR

$$x = xe + tx$$

$$y = -ye \sin \theta + ty$$

$$z = ye \cos \theta + tz$$

### Transformation espace-plan

Cette transformation peut être assimilée à la combinaison d'une translation  $(-tx, -ty, -tz)$  et d'une rotation de l'axe correspondant à la coupe. Ainsi pour une coupe axiale d'axe DG, la transformation s'écrit avec la matrice homogène:

$$H = R_{-\theta, x} \cdot T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -tx \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta & -ty \cos\theta - tz \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta & +ty \sin\theta - tz \cos\theta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Pour trouver la coupe la plus proche d'un point  $M(x, y, z)$ , on calcule  $H.M$  pour toutes les coupes et on cherche  $M'(x', y', z')$  qui minimise  $z'$ . On a alors  $xe = x'$  et  $ye = y'$ .

## ANNEXE 2

### Changement de repère

#### Résolution de systèmes linéaires

L'algorithme de résolution QR est utilisé pour la résolution du système surdéterminé de 4 équations à trois inconnues, ainsi que pour les systèmes d'équations 3x3.

**Calcul analytique des points W appartenant à P:  $x + ay + bz + c = 0$  et P1:  $x + a_1y + b_1y + c_1z + d = 0$  et situés à une distance D de l'origine stéréotaxique Os**

Les deux solutions sont données par:

$$W=(W_x, W_y, W_z)$$

$$W_z = \frac{-B \pm \sqrt{\Delta}}{A}, \quad W_y = \frac{\Delta b W_z - \Delta c}{-\Delta a}, \quad W_x = -a W_y - b W_z - c,$$

$$\text{avec } \Delta = B^2 - AC$$

$$A = 1 + h^2 + \left(\frac{\Delta b}{\Delta a}\right)^2, \quad B = hh' + \frac{\Delta b \Delta c}{\Delta a^2} - h O_{s_x} + \frac{O_{s_y} \Delta b}{\Delta a} - O_{s_z},$$

$$C = -2 O_{s_x} h' + \frac{2 \Delta c O_{s_y}}{\Delta a} + h^2 + \left(\frac{\Delta c}{\Delta a}\right)^2 + O_{s_x}^2 + O_{s_y}^2 + O_{s_z}^2 - D^2,$$

$$h = \frac{a \Delta b}{\Delta a} - b, \quad h' = \frac{a \Delta c}{\Delta a} - c,$$

$$\Delta a = a_1 - a, \quad \Delta b = b_1 - b, \quad \Delta c = c_1 - c$$

#### Calcul de la compacité

Une mesure de la compacité est le rapport  $\frac{P^2}{S}$ , nombre sans dimension, minimum pour un disque. Cette valeur est calculée facilement à partir de la description du contour de la forme. Pour un objet petit, une autre mesure est l'énergie de courbure des contours de l'objet:

$E = \frac{1}{P} \int_0^P |K(s)|^2 ds$ , où  $K$  est la courbure,  $P$  le périmètre,  $s$  la longueur de l'arc. Cette mesure

est minimale pour un cercle.

Le principe de notre calcul consiste simplement à affecter plus de poids aux pixels centraux qu'aux pixels extérieurs. Dans la fenêtre  $L \times L$  centrée en  $(x_0, y_0)$ , les pixels centraux se voient affectés le poids  $L/2$ , les pixels immédiatement voisins le poids  $L/2 - 1$ , ...

$$I_c = \frac{1}{S} \sum_{x=x_0-\frac{L}{2}}^{x_0+\frac{L}{2}} \sum_{y=y_0-\frac{L}{2}}^{y_0+\frac{L}{2}} \left( \frac{L}{2} - |x - x_0| \right) \left( \frac{L}{2} - |y - y_0| \right) \quad S \text{ est la surface}$$

Le seuil est déterminé empiriquement. Cette mesure donne de bons résultats en détectant la majorité des cas où l'extraction d'un marqueur est incorrecte.

## ANNEXE 3

### Protocoles d'imagerie stéréotaxique

#### a) IRM

- Mettre les quatre marqueurs dans les trous de fixation.
- Abord veineux et GADO d'entrée.
- Antenne Tête, champ 25 cm, définition 256x256, Fast-Scan 400x12, 90, 1 exc.
- 3 séries sagittales 7 mm jointives avec décalages -105 mm (calibration sur la 10ème coupe), -35 mm, + 35 mm.
- 2 séries axiales de 5 mm jointives, parallèles à CA-CP devant contenir les marqueurs et la cible.
- 1 série de 10 coupes frontales de 5 mm jointives sur la cible.
- Acquisition du fantôme cubique (Fast-Scan 40x12, 5 mm, 1 exc.): 1 axiale, 1 sagittale, 1 frontale
- Sauvegarde de l'ensemble sur bande magnétique

#### b) TDM

- Topogramme
- Acquisition en champ étroit, 256x256 (basse définition).
- Coupes de 1 mm jointives sur les points de fixation du cadre.
- Coupes quelconques ensuite sur la cible selon la pathologie.
- Sauvegarde de l'ensemble sur bande magnétique.

## ANNEXE 4

### Extrait des informations récupérées dans les en-têtes d'images

#### a) Images RMN

Structure de l'en-tête propre à chaque image:

```
struct RMN_HEADER
{
    float x;      /* Centre de coupe x, y, z */
    float y;
    float z;
    float pixel_size; /* Taille du pixel en mm */
    int min;      /* Niveau de gris minimum de l'image d'origine entre 0-4095 */
    int max;      /* Niveau de gris maximum de l'image d'origine entre 0-4095 */
    float moy_reelle; /* Moyenne des niveaux de gris de l'image d'origine */
    float moy_imag; /* Moyenne des niveaux de gris de l'image normalisée entre 0-247 */
    float non_use; /* non utilisé */
}
```

Structure du fichier commun à une série d'images IRM, bénéficiant de paramètres d'acquisition identiques:

```
struct SERIE_RMN
{
    int plan;      /* Plan de coupe: sagittal, axial ou coronale */
    int orient;    /* Orientation de l'inclinaison des coupes */
    float angle;   /* Angle d'inclinaison des coupes */
    float champ;   /* Dimension du champ d'examen en cm */
    float ec;      /* Epaisseur des coupes en mm */
    float intv;    /* Intervale entre les coupes */
}
```

```
long refcoupe; /* Numéro de la première coupe de la série */
int nb_coupes; /* Nombre de coupes dans la série */
int TR; /* Temps de Répétition en ms */
int TI; /* Temps d'Inversion en ms */
int TE; /* Temps d'écho en ms */
char sequence [3]; /*Séquence IR, SE, VE, ... */
}
```

### b) Images tomодensitométriques

Struct SCAN\_HEADER

```
{
    int num_coupe; /* Numéro de coupe */
    int numima; /* Numéro de l'image */
    int scan_mode; /* Mode de scan (topogramme ou coupe) */
    int factech; /* Facteur d'échelle = nombre de pixel pour 10 cm */
    int slice_angle; /* Angle d'inclinaison des coupes */
    int gantry_tilt; /* Inclinaison du portique */
    int tab_pos; /* Position de la table */
    int tab_haut; /* Hauteur de la table */
    int thick; /* Epaisseur des coupes */
    float zoom_factor; /* Facteur de zoom */
    float RX; /* Coordonnée X de reconstruction */
    float RY; /* Coordonnée Y de reconstruction */
    int max; /* Niveau de gris maximum de l'image */
    int min; /* Niveau de gris minimum de l'image */
    long max_vrai; /* Niveau de gris maximum de l'image d'origine entre 0-4095 */
    long min_vrai; /* Niveau de gris minimum de l'image d'origine entre 0-4095 */
}
```

---

```
float moy_reelle; /* Moyenne des niveaux de gris de l'image d'origine */  
float moy_imag; /* Moyenne de l'image normalisée entre 0-247 */  
}
```

### c) Images radiographiques

Struct RADIO\_HEADER

```
{  
    double coef_en_x; /* Coefficient de grandissement en x */  
    double coef_en_y; /* et en y (cm/pixel) */  
    float moy_imag; /* Moyenne des niveaux de gris de l'image */  
    unsigned carte:1; /* Type de la carte d'acquisition, 0=PIP640B, 1=PIP1024B */  
    unsigned visu:1; /* 1: Visualisation en vraie grandeur */  
}
```

## ANNEXE 5

### Résumé des publications et des communications de l'équipe

#### a) Publications

- Rousseau J., Clarysse P., Blond S., Gibon D., Vasseur C., Marchandise X., "Validation of a new method for stereotactic localization using MR Imaging", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol.15, N°2, pp.291-296, March/April 1991.

- Clarysse P., Gibon D., Rousseau J., Blond S., Vasseur C., Marchandise X., "A computer assisted system for 3-D frameless localization in stereotaxic MRI", acceptée pour publication, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 10, N° 4, Décembre 1991.

#### b) Communications

- Rousseau J., Clarysse P., Gibon D., Dubois P., Marchandise X., "Method for stereotaxic localisation using MRI", *European Congress of NMR in Medicine and Biology*, Strasbourg, 2-5 mai 1990.

- Rousseau J., Clarysse P., Gibon D., Marchandise X., "Méthode IRM de repérage stéréotaxique", *XXIXème Congrès de la Société Française des physiciens d'hôpital*, Lille, Juin 1990.

- Rousseau J., Clarysse P., Blond S., Gibon D., Dubois P., Marchandise X., "A new accurate method for stereotaxic localisation using MRI", *9th annual meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, New-York, August 18-24, 1990.

- Clarysse P., Rousseau J., Blond S., Gibon D., Dubois P., Marchandise X., "Méthode de repérage par IRM", *IIème Congrès sur la recherche en Imagerie Médicale*, Bordeaux, 10-12 Octobre 1990.

- Rousseau J., Clarysse P., Gibon D., Blond S., Marchandise X., "Repérages stéréotaxiques en IRM - Difficultés et méthodes", *Irradiations Cérébrales en conditions stéréotaxiques*, 3ème Workshop, Hôpital Tenon, 25 Janvier 1991.



- Rousseau J., Clarysse P., Gibon D., Marchandise X., "Repérage stéréotaxique en IRM - Difficultés, méthodes, résultats, perspectives", 4ème Congrès du Groupe de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine, Marseille, 4-5 Mars 1991.
  
- Rousseau J., Clarysse P., Gibon D., Soto-Ares G., Blond S., Marchandise X., " Repérages stéréotaxiques en IRM, difficultés et méthodes", XIIIème congrès de la Société Française de Neuroradiologie, Lyon, 25-27 Mars 1991.
  
- Clarysse P., Rousseau J., Gibon D., Marchandise X., "MRI-based stereotaxic imaging device in neurosurgery", 8th Annual Congress of the European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology, Zürich, April 18-21, 1991.
  
- Gibon D., Clarysse P., Rousseau J., Blond S., Decool R., Marchandise X., "Station d'imagerie stéréotaxique en neurochirurgie et radiothérapie multifaisceaux", XXXème Congrès de la Société Française des Physiciens d'hôpital, 6-8 Juin 1991.
  
- Rousseau J., Clarysse P., Gibon D., Blond S., Bradai N., Marchandise X., "Stereotaxic localisation by MRI", European Congress of Radiology, Vienne, 15-20 septembre 1991.

---

**BIBLIOGRAPHIE**

- [ADAMS 90]Adams L., Krysbus W., Meyer-Ebrecht D., Rueger R., Gilsbach J. M., Moesges R., Schloendorff G., "Computer assisted surgery", IEEE computer graphics of applications, May 1990.
- [ALKER 84]Alker G., Kelly P. J., "An overview of CT based stereotaxic systems for the localization of intracranial lesions", Computerized Radiol., Vol.8, N°4, pp. 193-196, 1984.
- [AMIEL 90]Amiel M., Odet C., Pinaudeau D., "L'angiographie numérique en cardiologie: aspects physiques et techniques. Analyse critique et revue", Rev. Im. Med., Vol.2, pp. 79-88, 1990.
- [AYRES 73]Ayres F., Theory and problems of matrices, Mac Graw Hill, 1973
- [BAJCSY 89]Bajcsy R., Kovacic S., "Multiresolution elastic matching", Computer vision, Graphics and image processing, Vol.46, pp.1-21, 1989.
- [BANKS 87]Banks G., Vries J. K., "Radiologie Automated Diagnosis (RAD)", Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol.25, pp. 157-168, 1987.
- [BARILLOT 85]Barillot C., Gibaud B., Scarabin J. M., Coatrieux J. I., "3D Reconstruction of cerebral blood vessels", IEEE Computer Graphics and Applications, pp.13-19, December 1985.
- [BAZILLE 89]Bazille-Bornèque A., IRM des gliomes cérébraux, corrélation anatomo-pathologique. A propos de 14 patients biopsiés en condition stéréotaxique. Thèse de Doctorat en médecine, Lille, 1989.
- [BERGSTROM 76]Bergström M., Greitz T., "Stereotaxic Computed Tomography", Am. J. Roentgenol., Vol.127, pp. 167-170, 1976.
- [BENABID 87]Benabid A. L., Cinquin P., Lavalée S., Le Bas J. F., Demongeot J., De Rougemont J., "Computer-driven robot for stereotactic surgery connected to CT Scan and magnetic resonance imaging", Proceedings of the meeting of the American Society for stereotactic and functional neuro surgery, Montréal, Appl. Neurophysiol., Vol.50, pp.151-158, 1987.
- [BENABID 88]Benabid A. L., Lavalée S., Cinquin P., Demongeot J., "Robot chirurgien: application à la neurochirurgie stéréotaxique", Congrès IRIAM, Productique hospitalière ou l'automatisation des tâches en milieu hospitalier, Marseille, 27/28 Octobre 1988.
- [BERNARD 88]Bernard A.M., De Certaines J.D., Le Jeune J.J., Résonance Magnétique Nucléaire. Applications biomédicales, Ed. Masson Abrégés, 1988.

- [BETTI 83]Betti O., Derechinski V., "Irradiation stéréotaxique multifaisceaux", Neurochirurgie, Vol.29, pp.295-298, 1983.
- [BETTI 88]Betti O., Derechinski V., Galmarini D., "Radiosurgery of arterio-venous malformations", Advanced Technology in Neurosurgery, pp.148-169, 1988.
- [BLOCH 46]Bloch F., Hansen W. W., Packard M. E., Phys. Rev., Vol.69, N127, 1946.
- [BLOND 90]Blond S., Parent M., Clarisse J., "Exploration stéréotaxique des tumeurs cérébrales", Editions techniques, Encycl. Méd. Chir., Paris, Radiodiagnostic I-II, 31660 E<sup>10</sup>, 12-1990, 9p.
- [BÖHM 84]Böhm W., Farin G., Kahmann J., "A survey of curve and surface methods in GAGD", Computer Aided Geometric Design, Vol.1, pp.1-60, July 1984.
- [BOHM 89]Bohm C., Greitz T., Eriksson L., "A computerized adjustable brain atlas", European Journal of Nuclear Medicine, Vol.15, pp. 687-689, 1989.
- [BOIS 88]Boissonnat J. D., "Shape reconstruction from planar cross sections", Computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol.44, pp.1-29, 1988.
- [BOMANS 90]Bomans M., Höhne K. H., Tiede U., Riemer M., "3D segmentation of MR images of the head for 3D display", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.9, N°2, June 1990.
- [BOURRIEZ 84]Bourriez J. L., Acquisition et exploitation d'images morphologiques en conditions stéréotaxiques. Application à l'irradiation interstitielle des tumeurs cérébrales, Thèse de Docteur 3ème Cycle en Automatique, Université de Lille 1, 19 Mars 1984.
- [BROWN 79A]Brown R. A., "A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization", J. Neurosurg., Vol.50, pp.715-720, 1979.
- [BROWN 79B]Brown R. A., "A stereotactic head frame for use with CT Body Scanners", Investigative Radiology, Vol.14, pp.300-304, July-August 1979.
- [BROWN 80]Brown R. A., Roberts T. S., Osborn A. G., "Stereotaxic frame and computer software for CT directed neurosurgical localization", Investigative Radiology, Vol.15, pp.308-312, July-August 1980.
- [CHAUDHURI 89]Chaudhuri S., Chatterjee S., Katz N., Nelson M., Goldbaum M., "Detection of blood vessels in retinal images using two-dimension matched filters", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.8, N°3, September 1989.
- [CINQUIN 87]Cinquin P., Application des fonctions-Spline au traitement d'images numériques, Thèse de Docteur es-science mathématiques, Université scientifique, technologique et médicale de Grenoble, 1987.

- [CLARYSSE 91]Clarysse P., Gibon D., Rousseau J., Blond S., Vasseur C., Marchandise X., "A computer assisted system for 3-D frameless localization in stereotaxic MRI", accepté pour publication , IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 10, N°4, Dec. 1991.
- [CLINE 90]Cline H. E., Lorensen W. E., KIKINIS R., Jolesz F., "Three-dimensional segmentation of MR images of the head using probability and connectivity", Journal of Computer Assisted Tomography, Vol.14, N°6, pp.1037-1045, November/december 1990.
- [COHADON 77]Cohadon F., Rougier A., Da Silva Nunes Neto D., Pigneux J., Caille J. M., Constans P., "La tomodensitométrie en conditions stéréotaxiques (possibilités et limites dans le diagnostic et le traitement des lésions cérébrales), Neurochirurgie, Vol.23, N°6/7 , 1977.
- [COIN 91]Coin O., Lenfle D., A.R.T.I.S.-ROI primitives graphiques, rapports technique et utilisateur, Rapport de stage DESS Système de production, Université de Lille, Juin 1991.
- [CREPIN 91]Crepin D., Zoghlami S., A.R.T.I.S., Intégration du Scanner - Dosimétrie, rapports technique et utilisateur, Rapport de stage DESS Système de production, Université de Lille, Juin 1991.
- [CZERVIONKE 88]Czervionke L. F., Daniels D. L., Wehrli F. W., Mark L. P., Hendrix L. E., Strandt J. A., Williams A. L., Haugton V. M., "Magnetic susceptibility artifacts in gradient-recalled echo MR imaging", Am.J.Neuroradiol., Vol.9, pp.1149-1155, November/December 1988.
- [DAUMAS 82]Daumas - Duport G., Monsaingeon V., Szenthe L., Szikla G., "Serial stereotactic biopsies: a double histological code of gliomas according to malignancy and 3.D configuration, as an aid to therapeutic decision and assessment of results", Appl. Neurophysiol., Vol.45, pp.431-437, 1982.
- [DEVAUX 90]Devaux B., Schlienger M., Merienne L., Lefkopoulos D., Munari C., Laurent A., Missir O., Meder J. F., Broglin D., Turak B., Cioloca C., Roux F. X., Chodkiewicz J. P., "Radiochirurgie multifaisceaux", Névraxe, Vol.1, N°2, pp.102-116, 1990.
- [DIAZ 85]Diaz C., Amélioration de la performance d'intervention en micromanipulation. Application à la microchirurgie, Thèse de 3ème cycle, Lille 1985.
- [DIERCKX 88]Dierckx P., Suetens P., Vandermeulen D., "An algorithm for surface reconstruction from planar contours using smoothing splines", Journal of Computational and Applied Mathematics, Vol.23, pp.367-388, March 1988.
- [DILLENSEGER 91]Dillenseger J. L., Hamitouche C., Coatrieux J. L., "Visualisation d'images tridimensionnelles par lancer de rayons avec interpolation locale", Innov. Tech. Biol. Med., Vol.12, N° 3, pp. 245-255, 1991.

- [DONY 86]Dony R., Calcul des parties cachées. Approximation des courbes par la méthode de BEZIER et des B-splines, Ed. Masson, Paris 1986.
- [DUBOIS 90]Dubois P., Polycoché de cours: la tomographie, Laboratoire de Biophysique, Faculté de Médecine de Lille, 1990.
- [DUTREIX 73]Dutreix J., Desgrez A., Bok B., Chevalier C., Physique et biophysique PCME. Base de l'utilisation médicale et biologique des radiations, Ed. Masson et Cie., Paris 1973.
- [EBNER 90]Ebner F., Ranner G., Flückiger F., Einspieler R., Justich E., "Monitoring of tumour response: high field MRI pre-during and after radiotherapy in cervical carcinoma", IXth Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine, New York, Août 1990.
- [EHRICKE 90]Ehricke H. H., Laub G., "Integrated 3D display of brain anatomy and intracranial vasculature in MR imaging", Journal of Computer Assisted Tomography, Vol.14, N°5, pp.846-852, September/October 1990.
- [FARIN 90]Farin G., Curves and surfaces for Computer Aided Geometric Design, A practical guide, second edition, Academic Press, Inc., 1990.
- [FESSLER 91]Fessler A. G., Macovski A., "Object-based 3D reconstruction of arterial trees from magnetic resonance angiograms", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.10, N°1, March 1991.
- [FINLAY 88]Finlay P. A., "Advanced robotics in medicine and healthcare", Proceedings of the international symposium and exposition of robots, R.A. Jarvis Ed., pp.704-715, Sidney, Australia, November 1988.
- [FRIEDER 85]Frieder G., Gordon D., Reynolds R. A., "Back-to-front display of voxel-based objects", IEEE Computer Graphics and Applications, pp.52-60, January 1985.
- [FRIETS 89]Friets E., Strohbehn J. W., Hatch J. F., Roberts D. W., "A frameless stereotaxic operating microscope for neurosurgery", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.36, N°6, pp.608-617, June 1989.
- [GARREAU 91]Garreau M., Coatrieux J. L., Collorec R., Chardenom C., "A knowledge-based approach for 3D reconstruction and labeling of vascular networks from biplane angiographic projections", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.10, N°2, pp.122-131, June 1991.
- [GIBON 90]Gibon D., Détermination de trajectoire 3D en neurochirurgie stéréotaxique, Rapport de DEA Productique option Robotique, 1990.
- [GIBON 91]Gibon D., Clarysse P., Rousseau J., Blond S., Decool R., Marchandise X., "Station

d'imagerie stéréotaxique en neurochirurgie et radiothérapie multifaisceaux", XXXème Congrès de la Société Française des physiciens d'hôpital, Rennes, 6-8 Juin 1991.

[GOERSS 87]Goerss S., Kelly P., Kall B. A., "Automated stereotactic positioning system", Proceedings of the meeting of the American Society for stereotactic and functional neurosurgery, Appl. Neurophysiol., Vol.50, pp.100-106, Montreal 1987.

[GREITZ 91]Greitz T., Bohm C., Holte S., Eriksson L., "A computerized brain atlas: construction, anatomical content and some applications", Journal of Computer Assisted Tomography, Vol.15, N°1, pp.26-38, January/February 1991.

[HAYAT 90]Hayat S., Microtélémanipulateur pour l'intervention chirurgicale de la kératotomie radiaire. Proposition d'une structure de commande fiable assurant les conditions d'exécution et de sécurité exigées d'un système expert., Thèse de doctorat en automatique et informatique industrielle, Université de Lille I, 12 Décembre 1990.

[HEGRON 85]Hegron G., Synthèse d'image: algorithmes élémentaires, Ed. Dunod informatique, 1985.

[HEILBRUN 87]Heilbrun M. P., Sunderland P. M., Mc Donald P. R., Wells T. H., Cosman E., Ganz E., "Brown - Robert - Wells stereotactic frame modifications to accomplish magnetic resonance imaging guidance in three planes", Appl. Neurophysiol., Vol.50, pp.143-152, 1987.

[HERMAN 80]Herman G. T. ed., Image reconstruction from projections, Berlin: Springer, 1980.

[HITCHCOCK 87]Hitchcock E., "Stereotactic - computerized tomography", Appl. Neurophysiol., Vol.50, pp.63-67, 1987.

[HOLLERBACH 89]Hollerbach J. M., "A survey of kinematic calibration", The robotics review, Khatib O., Craig J. J., Lozano-Perez T. Eds., MIT Press, pp.207-242, 1989.

[KALL 87]Kall B. A., Kelly P. J., Goerss S.J., "comprehensive computer - assisted data collection treatment planning and interactive surgery", Proceedings SPIE Medical imaging, Vol.767, pp.509-514, 1987.

[KELLY 91]Kelly P., tumour stereotaxis, W.B. Saunders Company, Philadelphia 1991.

[KENNEDY 89]Kennedy D.N., Filipek P. A., Caviness V. S., "Anatomic segmentation and volumetric calculations in nuclear magnetic resonance imaging", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.8, N°1, March 1989.

[KERNIGHAN 87]Kernighan B.W., Ritchie D.M., Le langage C, Ed. Masson, 1987.

[KIKUCHI 90]Kikuchi K., Kowada M., Ogayama H., Sasanuma J., Watanabe K., "Automated

anatomical localization of small intracranial lesions with image processing based on picture-archiving and communication systems", Proceedings of the Xth meeting of the World Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery, Maebashi, Japan, October 1989, *Stereotactic funct. neurosurg.*, Vol.54 et 55, pp.477-481, 1990.

[KWOH 88]Kwoh Y. S., Hou J., Jonckheere E. A., Hayati S., "A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.35, N°2, February 1988.

[LAITINEN 87]Laitinen L. V., Hariz M.I., "Multi purpose stereoadapter", *Appl. Neurophysiol.*, Vol.50, pp.68-76, 1987.

[LASCAUX 86]Lascaux P., Theodor R., *Analyse numérique matricielle appliquée à l'art de l'ingénieur*, Tome 1, Ed. Masson, Paris 1986.

[LAVALLEE 89]Lavallee S., *Gestes medico-chirurgicaux assistés par ordinateur: application à la neurochirurgie stéréotaxique*, Thèse de Docteur de l'Université Joseph Fourier, Grenoble 1, Spécialité Génie Biologique et médical, 22 Décembre 1989.

[LAVALLEE 91]Lavallee S., Cinquin P., Demongeot J., Benabid A. L., "Neurochirurgie stéréotaxique assistée par ordinateur et robot", *Innov. Techn. Biol. Med.*, Vol.12, N°2, 1991.

[LE BAS 87]Le Bas J. F., Benabid A. L., Camuset J. P., Mercier C., Crouzet G., Vasdev A., Pasquier B., "L'IRM dans le bilan préstéréotaxique des tumeurs intracérébrales", *J. Neuroradiol.*, Vol.14, pp.203-221, 1987.

[LEKSELL 51]Leksell L., "The stereotaxic method and radiosurgery of the brain", *Acta. Chir. Scand.*, Vol.102, pp.316-319, 1951.

[LEON 88]Léon L. et Millet F., *Turbo C mathématique*, Ed. Eyrolles, 1988.

[LIROV 86]Lirov Y., Vannier M. W., "System analysis of stereotactic neurosurgery based on CT scans", *Comp. & Maths. with Appls.*, Vol.12A, N°7, pp.838-858, 1986.

[MAULA 90]Maula A. A., *Contribution de la neurochirurgie stéréotaxique au diagnostic et au traitement des tumeurs cérébrales*, Mémoire de docteur en sciences cliniques, Université de Liège, 1990.

[MAZAL 90]Mazal D., *Radiothérapie stéréotaxique par petits faisceaux de rayons X de haute énergie: développement des moyens techniques et dosimétriques*, Thèse de doctorat de l'Université Paul Sabatier de Toulouse, 1990.

[MAZOYER 88]Mazoyer B. M., Di Paola R., "Méthodes de traitement et d'analyse d'images

fonctionnelles et anatomiques du cerveau: scanographie, tomographie d'émission et imagerie par résonance magnétique", Journal de médecine nucléaire et biophysique (Actes du XXVIIIème colloque de médecine nucléaire de langue française), 8-10 Décembre 1988.

[MEAGHER 82]Meagher D., "Efficient synthetic image generation of arbitrary 3-D objects", IEEE Proc. Pattern Recognition and Image Processing, pp.473-478, Las Vegas, Nevada (USA) 1982.

[MERICKEL 86]Merickel M. B., Carman C. S., Adams A. M., "Utilisation of local and global information for automated contour extraction in biomedical imagery", IEEE ? , 1986.

[MUNDINGER 66]Mundinger F., "The treatment of brain tumors with radio - isotopes", Prog. Neurol. Surg., Vol.1, pp.202-257, 1966.

[MUSOLINO 87]Musolino A., Munari C., Betti O., Landre E., Broglin D., Demierre B., Missir O., Daumas-Duport C., Chodkiewicz J. P., "Intérêt et technique du transfert des données tomodesitométriques dans les coordonnées stéréotaxiques du système Talairach", Rev. E.E.G. Neurophysiol. Clin., Vol.17, pp.11-24, 1987.

[NEWELL 88]Newell J.A., "Medical images and automated interpretation", J. Biomed. Eng., Vol.10, November 1988.

[NOWAKOVSKI 86]Nowakowski C., Bibliothèque mathématique en C, Editests, 1986.

[OLIVIER 87A]Olivier A., Peters T. M., Clark J. A., Marchand E., Mawko G., Bertrand G., Vanier M., Ethier R., Tyler J., Lotbiniere A., "Intégration de l'angiographie numérique, de la résonance magnétique, de la tomodesitométrie et de la tomographie par émission de positons en stéréotaxie", Rev. E.E.G. Neurophysiol. Clin., Vol.17, pp.25-43, 1987.

[OLIVIER 87B]Olivier A., De Lotbiniere A., Peters T., Pike B., Ethier R., Melanson D., Bertrand G., Podgorsak E., "Combined use of digital subtraction angiography and MRI for radiosurgery and stereoccephalography", Proceedings of the meeting of the American Society for stereotactic and functional neurosurgery, Appl. Neurophysiol., Vol.50, pp.92-99; Montreal 1987.

[PAVLIDIS 82]Pavlidis T., Algorithms for graphics and image processing, Computer Science Press, 1982.

[PECKER 79 ]Pecker J., Scarabin J. M., Brucher J. M., Vallee B., Démarche stéréotaxique en neurochirurgie tumorale, Ed. Pierre Fabre, Vol.1, p.301, 1979.

[PELIZZARI 89]Pelizzari C. A., Chen G. T. Y., Spelbring D. R., Weichselbaum R. R., Chen C.-T., "Accurate three - dimensional registration of CT, PET and/or MR images of the brain", Journal of Computer Assisted Tomography, Vol.13, N°1, pp.20-26, January/February 1989.



- [PETERS 86]Peters T. M., Clark J. A., Olivier A., Marchand E. P., Mawko G., Dieumegarde M., Muresan L., Ethier R., "Integrated stereotaxic imaging with CT, MR imaging, and digital subtraction angiography", *Radiology*, Vol.161 pp.821-826,1986.
- [PETERS 87]Peters T. M., Clark J. A., Pike B., Drangova M., Olivier A., "Stereotactic surgical planning with magnetic resonance imaging, digital subtraction angiography and computed tomography", *Proceedings of the meeting of the American Society for stereotactic and functional neurosurgery*, *Appl. Neurophysiol.*, Vol.50, pp.33-38, 1987.
- [PETERS 89A]Peters T. M., Henri C., Pike G. B., Clark J. A., Collins L., Olivier A., "Integration of stereoscopic DSA with three - dimensional image reconstruction for stereotactic planning", *Proceedings of the Xth meeting of the World Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery*, Maebashi, Japan, *Stereotac. Funct. Neurosurg.*, Vol.54 et 55, pp.471-476, October 1989.
- [PETERS 89B]Peters T. M., Clark J. A., Pike J. B., Henri C., Collins L., Leksell D., Jeppsson O., "Stereotactic neurosurgery planning on a personal-computer-based work station", *Journal of Digital Imaging*, Vol.2, N°2, pp.75-81, May 1989.
- [PHILLIPS 89]Phillips M. H., Frankel K., Lyman J. T., Fabrikant J. I., Levy R., "Heavy charged-particle stereotactic radiosurgery: cerebral angiography and CT in the treatment of intracranial vascular malformations", *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* Vol.17, N°4, pp.419-426, 1989.
- [PIKE 90]Pike B. G., Podgorsak E. B., Peters T. M., Olivier A., Souhami L., "Dose distributions in radiosurgery", *Med. Phys.*, Vol.17, N°2, pp. 296-304, March/April 1990.
- [PLASTOCK 87]Plastock R. A. & Kalley G., *Infographie: cours et problèmes*, Série Schaum, Mac Graw Hill, 1987.
- [PODGORSAK 89]Podgorsak E. B., Pike B., Olivier A., Pla M., Souhami L., "Radiosurgery with high energy photon beams: a comparison among techniques", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.16, pp.857-865, 1989.
- [POSTAIRE 87]Postaire J. G., *De l'image à la décision. Analyse des images numériques et théorie de la décision*, Ed. Dunod informatique, 1987.
- [PRATT 78]Pratt, *Digital Image Processing*, Wiley Interscience, 1978.
- [PURCELL 46]Purcell E. M., Torrey H. C., Pound R. V., *Phy. Rev.*, Vol.69, N°37, 1946.
- [RAMAN 91]Raman S. V., Sarkar S., Bayer K. L., "Tissue boundary refinement in magnetic resonance images using contour-based scale space matching, *IEEE trans. on Medical Imaging*, Vol. 10, N°2, pp. 109-121, June 1991.

- [RHODES 82] Rhodes M.L., Glenn W. V., Azzawi Y., Howland R. S., Hibbard D. L., "Computer graphics and an interactive stereotactic system for CT-aided neurosurgery", *IEEE Comp. Graph. & Appl.*, pp 31-38, August 1983.
- [ROSENFELD 88] Rosenfeld A., "Image analysis and computer vision: 1988, Survey", *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, Vol.46, pp.196-264, January 1989.
- [ROUSSEAU 89] Rousseau J., *Polycopié de cours: Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire*, Laboratoire de Biophysique, Faculté de Médecine de Lille, 1989.
- [ROUSSEAU 91] Rousseau J., Clarysse P., Blond S., Gibon D., Vasseur C., Marchandise X., "Validation of a new method for stereotactic localization using MR Imaging", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol.15, N°2, pp.291-296, March/April 1991.
- [SAW 87] Saw Cheng B., Ayyangar K., Suntharalingam N., "Coordinate transformations and calculation of the angular and depth parameters for a stereotactic system", *Med. Phys.*, Vol.14, N°6, pp.1042-1044, Nov./Dec. 1987.
- [SCERRATI 84] Scerrati M., Fiorentino A., Fiorentino M., Pola P., "Stereotaxic device for polar approaches in orthogonal systems", *J. Neurosurg.*, Vol.61, pp.1146-1147, December 1984.
- [SCHAD 87A] Schad L., Lott S., Schmitt F., Sturm V., Lorenz W. J., "Correction of spatial distortion in MR Imaging: A prerequisite for accurate stereotaxy", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol.11, N°3, pp.499-505, May/June 1987.
- [SCHAD 87B] Schad L. R., Boesecke R., Schlegel W., Hartmann G. H., Sturm V., Strauss L. G., Lorenz W. J., "Three dimensional image correlation of CT, MR and PET studies in radiotherapy treatment planning of brain tumours", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol.11, N°6, pp.948-954, November/December 1987.
- [SEDAN 87] Sedan R., Peragut J. C., Farnarier P., Vallicioni P. A., "Imagerie moderne et stéréotaxie", *Neurochirurgie*, Vol.33, pp.29-32, Juin/Juillet 1987.
- [SHALTENBRAND 77] Shaltenbrand G., Wahren W., *Atlas for stereotaxy of the human brain*, Stuttgart: Thieme, 1977.
- [SHAO 85] Shao H. M., Truong T. K., Reed I. S., and Slater R. A., "A new CT-aided stereotactic neurosurgery technique", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 32, N°7, July 1985.
- [SHELDEN 80] Shelden C. H., McCann G., Jacques S., Lutes H. R., Frazier R. E., Katz R., Kuki R., "Development of a computerized microstereotaxic method for localization and removal of minute CNS lesions under direct 3-D vision", *J. Neurosurg.*, Vol. 52, January 1980.

- [SIDDON 87]Siddon R. L., Barth N. H., "Stereotaxic localization of intracranial targets", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.13, pp.1241-1246, February 1987.
- [SOMMERVILLE 88]Sommerville I., *Le génie logiciel et ses applications*, Addison-Wesley Europe Inter-Edition, 1988.
- [SPIEGEL 47]Spiegel E. A., Wycis H. T., Marks M., "Stereotaxic apparatus for operations on the human brain", *Science* Vol.106, pp.349-350, 1947.
- [STEPHANI 67]Stephani A., *Précis de technique radiographique*, Librairie Maloine S.A., Paris, 1967.
- [SUETENS 83]Suetens P., Haegemans A., Oosterlinck A., Gybels J., "An attempt to reconstruct the cerebral bloodvessels from a lateral and a frontal angiogram", *Pattern Recognition*, Vol.16, N°5, pp.517-524, 1983.
- [SUETENS 87]Suetens P., Oosterlinck A., Gybels J., Vandermeulen D., Marchal G., "A pseudoholographic display system for integrated 3D medical images", *Proceedings SPIE Medical Imaging*, Vol. 767, pp. 606-613, 1987.
- [SZIKLA 80]Szikla G., Blond S., "Bilan stéréotaxique des tumeurs cérébrales", *Encyclopédie médico-chirurgicale, radiagnostique II*, 31660 E<sup>10</sup>, Paris, Décembre 1980.
- [SZIKLA 84]Szikla G., Schlienger M., Blond S., "Interstitial and combined interstitial and external irradiation of supra tentorial gliomas", *ActaNeurochir.*, Suppl. 33, pp. 355-362, 1984.
- [TALAIRACH 54]Talairach J., Aboulker J., Ruggiero G., David M., "Utilisation de la méthode radio-stéréotaxique pour le traitement radio-actif in situ des tumeurs cérébrales", *Rev. Neurol.*, Vol.90, pp. 656-657, 1954.
- [TALAIRACH 57]Talairach J., Tournoux D. M., Corredor P., Kvasina H., *Atlas d'anatomie stéréotaxique. Repérage radiologique indirect des noyaux gris centraux des régions mésencéphalo-sous-optiques et hypothalamiques de l'homme*, Ed. Masson, Paris 1957.
- [TALAIRACH 67]Talairach J., Szikla G., *Atlas d'anatomie stéréotaxique du télencéphale*, Ed. Masson, Paris, 1967.
- [TALAIRACH 88]Talairach J., Tournoux D. M., *Nouvel atlas stéréotaxique coplanard stéréo-RMN*, ed. Thieme, 1988.
- [THERON 88]Theron P., *Guide pratique du génie logiciel*, Ed. Eyrolles, Paris 1988.
- [THOMAS 86]Thomas D. G. T., Davis C. H., Ingram S., Olney J. S., Bydder G.M., Young I. R., "Stereotaxic biopsy of the brain under MR imaging control", *Am.J.Neuroradiol.*, Vol.7, pp.161-163,

January/February 1986.

[TOENNIES 90]Toennies K., Udupa J., Herman G. T., Wornom III I., Buchman S. R., "Registration of 3D objects and surfaces", IEEE Computer Graphics and Applications, May 1990.

[UDUPA 81]Udupa J. K., "Interactive segmentation and boundary surface formation for 3D digital image", Computer Graphics and Image Processing, Vol.18, pp.213-235, 1981.

[VANDERMEULEN 87]Vandermeulen D., Suetens P., Gybels J., Oosterlinck A., Cosman E. R., Wells T. H., "Angiographic localizer for the BRW stereotactic system", Proceeding of the meeting of the American Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery, Montréal, Appl. Neurophysiol., Vol.50, pp.87-91,1987.

[VANIER 85]Vanier M., Lecours A., Ethier R., Habib M., Poncet M., Milette P. C., Salamon? G., "Proportional localization system for anatomical interpretation of cerebral computed tomograms", Journal of Computer Assisted Tomography, Vol.9, N°4, pp.715-724, July/August 1985.

[VANIER 87]Vanier M., Ethier R., Clark J., Peters T. M., Olivier A., Melanson D., "Anatomical interpretation of MR Scans of the brain", Magnetic Resonance in Medecine, Vol.4, PP.185-188, 1987

[VERBECK 90]Verbeck J., Vandermeulen D., Suetens P., Marchal G., Gybels J., "Computer assisted stereotactic neurosurgery", Proceedings of the North Sea conference on biomedical engineering, pp.19-22, Nov. 1990.

[VIDAL 88]Vidal P., Hache J. C., Hayat S., Guerrouad A., Bengayed M., Lepers B., "Un microtélémanipulateur chirurgical applicable en neurologie et en ophtalmologie", Congrès IRIAM, Productique hospitalière ou l'automatisation des tâches en milieu hospitalier, Marseille, 27-28 Octobre 1988.

[WALTREGNY 86]Waltregny A., Thibaut A., Godin D., "Actualisation du système stéréotaxique de Talairach en vue de la détermination d'un plan référentiel commun aux techniques d'imageries cérébrales (scanner X, RMN, PET-SCAN)", Rev. EEG. Neurophysiol. Clin., Vol.16, pp.269-271, Juin/Juillet 1986.

[XU 88]Xu S. B., Lu W. X., "Surface reconstruction of 3D objects in computerized tomography", Computer Vision, Graphics, and Image Processing, Vol.44, pp.270-278, 1988.

[ZAMORANO 87]Zamorano L., Dujovny M., Malik G., Mehta B., Yakar D., "Factors affecting measurements in Computed-Tomography-Guided Stereotactic procedures, Proceedings of the Meeting of the American Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery, Montréal, J. Appl. Neurophysiol. Vol.50, pp. 53-56, 1987.

[ZHANG 90]Zhang J., Levesque M. F., Wilson C. L., Harper R. M., Engel J., Lufkin R., Behnke E. J., "Multimodality imaging of brain structures for stereotactic surgery", Radiology, Vol.175, pp.435-441, 1990.

---

## GLOSSAIRE

**ACQUISITION-** Une série d'images acquises avec un ensemble unique de paramètres d'imagerie (IRM).

**ADS-** Abréviation de Angiographie Digitalisée par Soustraction: technique d'imagerie dynamique par radiographie numérique des vaisseaux après injection de substances opaques aux rayons X et traitements informatiques.

**ANGIOGRAPHIE-** Radiographie des vaisseaux après injection d'un liquide opaque aux rayons X.

**ANTENNETETE-** Antenne de réception du signal RMN destinée aux examens cérébraux en IRM.

**ARTEFACT-** En imagerie médicale, un artefact est un défaut provoqué par la superposition ou l'assemblage de plusieurs signes d'origines différentes à un même endroit d'une image. Ce qui a pour effet de déformer ou de modifier l'aspect global de l'image.

**ATLAS ANATOMIQUE-** Ensemble de planches anatomiques du corps humain.

**AXIAL(E) (Plan ou Coupe Transverse)-** Plan qui divise le corps humain perpendiculairement à l'axe longitudinal tête-pied.

**CA-** Abréviation de Commissure Antérieure. Repère anatomique qui, avec CP, sert de base au repérage des structures cérébrales selon l'approche proportionnelle décrite par J. Talairach.

**CORONAL(E) (Plan ou Coupe Frontal(e))-** Tout plan parallèle à l'axe longitudinal du corps humain et orienté perpendiculairement à l'axe antéro-postérieur.

**CP-** Abréviation de Commissure Postérieure. Repère anatomique qui, avec CA, sert de base au repérage des structures cérébrales selon l'approche proportionnelle décrite par J. Talairach.

**DSA-** Abréviation anglaise de Digital Subtraction Angiography (voir ADS).

**FOV-** Abréviation anglaise de Field Of View. Champ d'acquisition.

**GAUSS(G)-** Unité d'induction électromagnétique utilisée pour indiquer la valeur d'un champ magnétique engendré par un aimant par exemple. L'unité internationale est le Tesla (1 Tesla = 1000 Gauss).

**Gd-DTPA-** Molécule comportant un atome de gadolinium paramagnétique servant de produit de contraste en IRM.

**GRAY(Gy)**- Dose absorbée dans un élément de matière de masse 1Kg auquel les rayonnements ionisants communiquent de façon uniforme une énergie de 1 J. L'ancienne unité est le RAD qui vaut 1 / 100 ème de Gray.

**IRM**- Imagerie par Résonance Magnétique (Magnetic Resonance Imaging ou MRI en anglais). Technique d'imagerie utilisant le phénomène de résonance magnétique nucléaire (décrite au chapitre I).

**LUT**- Abréviation anglaise de Look Up Table. Table de transcodage des niveaux de gris utilisée par les systèmes de traitement d'images.

**MRI**- Abréviation anglaise de Magnetic Resonance Imaging (voir IRM).

**PACS**- Abréviation anglaise de Picture Archiving and Communication System for Medical Applications. Réseau d'imagerie médicale.

**PET**- Abréviation anglaise de Positron Emission Tomography (voir TEP).

**RMN**- Résonance Magnétique Nucléaire. Absorption ou émission d'énergie électromagnétique par les noyaux d'un corps plongés dans un champ magnétique statiques et excités par une impulsion magnétique Radio-Fréquence.

**ROENTGEN(R)**- Unité d'exposition pour des rayonnements X ou alpha.  $1 R = 2.58 \cdot 10^{-4} C / Kg$ .

**ROI**- Abréviation anglaise de Region Of Interest. Région d'intérêt. Région d'une image, définie interactivement et sur laquelle on réalise des calculs statistiques permettant de la caractériser et d'établir des corrélations.

**SAGITTAL(Plan ou Coupe)**- Tout plan parallèle à l'axe longitudinal du corps humain et orienté perpendiculairement à l'axe droite-gauche.

**SCENARIO**- Séquence enregistrée de traitements élémentaires d'images qui peut être enchaînée et éventuellement paramétrée.

**SHIM(Bobines)**- Bobines qui sont utilisées pour compenser les hétérogénéités du champ magnétique principal en IRM.

**SPECT**- Abréviation anglaise de Single Photon Emission Computed Tomography (voir TESP).

**SPECTROMETRIE**- C'est l'ensemble des méthodes d'analyse de corps composés, basées sur l'étude des spectres d'émission ou d'absorption.

**SPIN**- Moment cinétique propre de l'électron ou de tout autre particule dû à la rotation de la particule sur elle-même.

**SYSTEME (IN)DIRECT**-Dans le système direct, dit de la main droite, si l'index pointe dans la

direction de l'axe X et le majeur dans la direction de l'axe Y alors le pouce pointe dans la direction de l'axe Z. Le système indirect a la direction de l'axe Z opposée.

**T1 ou Temps de relaxation longitudinal-** C'est la constante de temps caractéristique de retour du vecteur de magnétisation longitudinale après excitation en RMN.

**T2 ou Temps de relaxation Spin-Spin-** C'est la constante de temps caractéristique pour la perte de cohérence de phase de spins et l'annulation correspondante de la composante transverse du vecteur de magnétisation en RMN.

**TDM-** Tomodensitométrie ou Scanographie. Technique d'imagerie médicale qui, à partir des mesures multiples de l'atténuation d'un rayonnement X au travers d'un corps, reconstruit une série de coupes transverses de celui-ci.

**TEP-** Abréviatiion de Tomographie par Emission de Positons. Technique d'imagerie médicale, dans laquelle l'émission des photons de coïncidence, provoquée par un traceur radioactif, sont détectés pour ensuite reconstruire des coupes transverses de nature physiologiques.

**TESP-** Abréviatiion de Tomographie par Emission de Simple Photon. Technique d'imagerie médicale où l'émission de photons est provoquée par un traceur radioactif, pour reconstruire des coupes transverses de nature physiologique.

**TOMOGRAPHIE -** Technique d'imagerie qui permet d'obtenir une image d'un seul plan de coupe d'un organe. L'IRM, la TDM, la TESP et la TEP sont des techniques tomographiques.

**VOXEL**(Volume Element)- Région 3-D élémentaire équivalente du pixel en 2D.





PPN 031785360

## Résumé

Le système informatique ARTIS (Aide au Repérage Tridimensionnel en Imagerie Stéréotaxique) présenté dans ce mémoire a été développé en vue d'assister les neurochirurgiens dans le repérage de lésions cérébrales. Il intègre des images de la Résonance Magnétique Nucléaire, tomodensitométriques et radiographiques standards.

La transposition de la position d'une lésion préalablement repérée sur des images dans le contexte opératoire nécessite des techniques précises, rigoureuses et non contraignantes. Nous proposons une méthode de repérage simple qui consiste à localiser sur des images les traces laissées par quatre marqueurs externes fixés sur le crâne du patient durant l'examen d'imagerie. La position 3-D des marqueurs permet d'établir les matrices de changement de repère entre l'espace de l'imagerie et l'espace opératoire.

La station d'imagerie, construite autour d'un ordinateur personnel courant, permet la définition interactive des cibles et des trajectoires linéaires d'atteinte de ces cibles. Le logiciel, convivial, a été installé en routine au bloc opératoire et a permis de traiter une trentaine de patients avec succès.

**Mot-clés:** Repérage Tridimensionnel, Système d'Aide à la Décision, Neurochirurgie Assistée par Ordinateur, Traitement d'images médicales.