

**CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET METIERS**

**CENTRE LANGUEDOC-ROUSSILLON**

---

**MEMOIRE**

**présenté en vue d'obtenir**

**le DIPLOME d'INGENIEUR CNAM**

**SPECIALITE : INFORMATIQUE**

**OPTION : SYSTEME D'INFORMATION**

**par**

**VASQUES, Xavier**

---

**Développement d'un logiciel dédié à la neurochirurgie stéréotaxique dans le cadre de la  
stimulation cérébrale profonde**

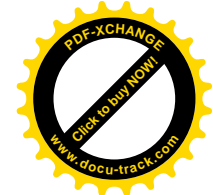
**Soutenu le Jeudi 23 Avril 2009**

---

**JURY**

**PRESIDENT : Mr. Jean Ranchin**

**MEMBRES : Mr. Michel Sala  
Mr. Philippe Reitz  
Mr. Olivier Hess  
Mr. Francois Gibello**



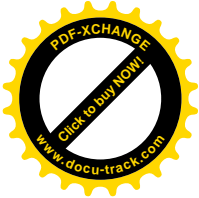
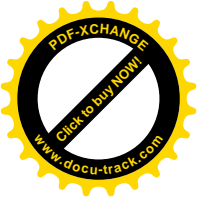
*« Celui qui pourrait regarder à l'intérieur d'un cerveau en pleine activité, suivre le va-et-vient des atomes et interpréter tout ce qu'ils font, celui-là saurait sans doute quelque chose de ce qui se passe dans l'esprit, mais il n'en saurait que peu de choses. Il en connaîtrait tout juste ce qui est exprimable en gestes, attitudes et mouvements du corps, ce que l'état d'âme contient d'action en voie d'accomplissement, ou simplement naissante : le reste lui échapperait.*

*Ainsi, je crois que si notre science du mécanisme cérébral était parfaite, et parfaite aussi notre psychologie, nous pourrions deviner ce qui se passe dans le cerveau pour un état d'âme déterminé ; mais l'opération inverse serait impossible, parce que nous aurions le choix, pour un même état du cerveau, entre une foule d'états d'âme différents, également appropriés. La relation du cerveau à la pensée est donc complexe et subtile. L'activité cérébrale est à l'activité mentale ce que les mouvements du bâton du chef d'orchestre sont à la symphonie. La symphonie dépasse de tout côté les mouvements qui la scandent ; la vie de l'esprit déborde de même la vie cérébrale. Mais le cerveau, justement parce qu'il extrait de la vie de l'esprit tout ce qu'elle a de jouable en mouvement et de matérialisable, justement parce qu'il constitue ainsi le point d'insertion de l'esprit aux circonstances, maintient sans cesse l'esprit en contact avec des réalités. Il n'est donc pas, à proprement parler, organe de pensée, ni de sentiment, ni de conscience ; mais il fait que conscience, sentiment et pensée restent tendus sur la vie réelle et, par conséquent, capables d'action efficace. Disons, si vous voulez, que le cerveau est l'organe de l'attention à la vie. »*

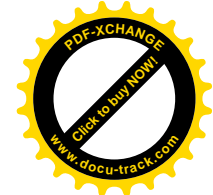
Bergson (1859-1941), L'énergie spirituelle, P.U.F. Ed

*« L'homme devrait savoir que la joie, le plaisir, le rire et le divertissement, le chagrin, la peine, le découragement et les larmes ne peuvent venir que du cerveau. Ainsi, de façon singulière, nous acquérons sagesse et connaissance, nous pouvons voir et entendre, apprécier ce qui est intelligent ou sot, ce que sont le bien ou le mal, ce qui est doux et ce qui est sans saveur... C'est à cause du même organe que l'on peut devenir fou et dément et que la peur et l'angoisse nous assaillent... Tout ceci se passe quand le cerveau est malade... Je considère donc que le cerveau exerce le plus grand pouvoir sur l'homme. »*

Hippocrate (environ 460-370 Av. JC)



*Je dédie ce mémoire à mes parents,  
Amadeu et Cidalia Vasques*



## **La stimulation cérébrale profonde dans le traitement des syndromes dystono-dyskinétiques : Modélisation tridimensionnelle de la distribution des paramètres électriques appliquée au Globus Pallidus interne.**

### **RESUME**

La stimulation cérébrale profonde (SCP) est une technique neurochirurgicale consistant à implanter des électrodes dans le cerveau, notamment dans le Globus Pallidus interne (GPi) pour le traitement des mouvements anormaux. Malgré l'effet bénéfique de la SCP du GPi chez les patients porteurs d'un syndrome dystono-dyskinétique (SDD) primaire généralisé, le degré d'amélioration varie d'un patient à l'autre. Nous proposons un modèle anatomique computationnel basé sur l'IRM stéréotaxique mis en concordance avec un modèle de la distribution des paramètres électriques du système de SCP qui peut être appliqué en pré- et postopératoire sur des patients déjà implantés. Le but de ce modèle est d'optimiser la localisation de la cible au moment de la planification chirurgicale, permettant une localisation des contacts de l'électrode après la chirurgie, et d'ajuster les paramètres électriques en routine clinique et pour chaque patient. Nous avons appliqué le modèle à des données cliniques enregistrées de patients avec un SDD primaire généralisé qui ont été traités par l'implantation bilatérale d'électrodes dans le GPi.

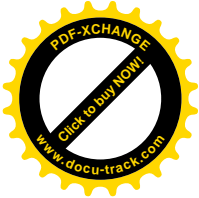
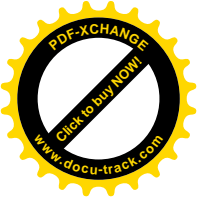
**Mots clés :** Modèle stéréotaxique computationnel, stimulation cérébrale profonde, globus pallidus interne, distribution électrique, IRM stéréotaxique, syndromes dystono-dyskinétiques primaires généralisés.

### **Deep brain stimulation in the treatment of dystono-dyskinetic syndromes: three-dimensional model of the electrical parameters applied to the intern Globus Pallidus.**

### **ABSTRACT**

Deep brain stimulation (DBS) is an established neurosurgical technique consisting in the implantation of electrodes within the brain including the intern Globus Pallidus (GPi) for the treatment of movement disorders. Despite the beneficial effects of GPi DBS in patients with primary generalized dystono-dyskinetic syndromes (DDS), the degree of improvement varies from one patient to another. We propose a computational anatomical model based on stereotactic MRI coupled with an electrical distribution model of DBS system that can be applied both pre- and postoperatively to patients already implanted. Thus, the model aims to optimize target localization at the time of surgical planning, allowing electrode localization after surgery and adjustment of electrical parameters in clinical practice for each patient. We applied the model to clinical records of patients with primary generalized DDS who had been treated by bilateral GPi lead implantation.

**Key words:** Computational stereotactic model, deep brain stimulation, internal globus pallidus, electrical distribution, stereotactic MRI, primary generalized dystono-dyskinetic syndromes.



## *REMERCIEMENTS*

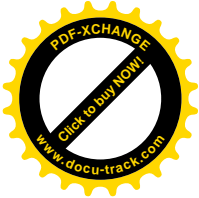
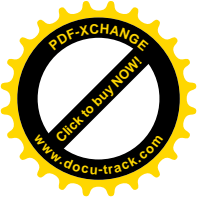
Ce travail a été réalisé au sein de l'Unité de Recherche sur les Mouvements Anormaux (URMA) dans le Service de Neurochirurgie du CHU de Montpellier et à IBM Montpellier, au sein du département Deep Computing Europe (Products & Solutions Support Center (PSSC)).

Je remercie le PSSC (IBM Montpellier) pour m'avoir aidé et apporté le support technique et matériel nécessaire à ce projet. J'aimerais remercier toute l'équipe du PSSC, et en particulier Yann de Visme, Jean-Yves Leclere, Jean-François Pachot et Martine Lorin pour leur accueil et leur soutien pendant ce projet. J'aimerais également remercier le Dr. Olivier Hess pour son aide, sa gentillesse et sa disponibilité malgré son planning chargé et ses nombreux déplacements aux quatre coins de la planète !

Un grand merci à Francois Gibello pour toute son aide au quotidien, sa patience et sa gentillesse. Merci FGI !

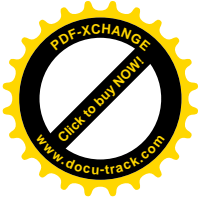
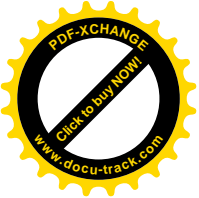
J'aimerais également remercier toute l'équipe de l'Unité de Recherche sur les Mouvements Anormaux pour leur accueil.

**Enfin, je ne pourrais jamais assez remercier mes parents, Amadeu et Cidalia Vasques, à qui je dédie ce mémoire. Je dois à mes parents tout mon parcours et mes réussites obtenues grâce à leur sacrifice, leur conscience de l'intérêt d'une solide formation, et à la confiance qu'ils ont su m'accorder. Je ne peux éprouver qu'un immense respect pour mes parents, pour leur incroyable générosité. J'aimerais profiter de cette occasion pour leur rendre hommage et dire à quel point leurs efforts, leurs sacrifices d'une vie gagnée très durement et l'exemple qu'ils m'ont donné m'ont construit et aidé tout au long de ma vie. Ils ont toujours fait preuve d'un soutien sans faille. Qu'ils trouvent ici un modeste geste de reconnaissance et de remerciement. Merci pour tout !**

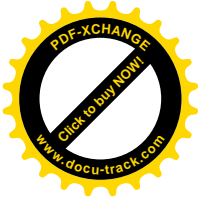
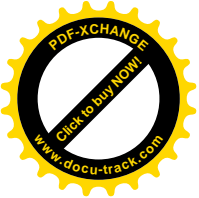


# SOMMAIRE

REMERCIEMENTS .....	5
SOMMAIRE.....	6
ACRONYMES.....	8
INTRODUCTION .....	9
1. La stimulation cérébrale profonde du GPI dans le traitement des syndromes dystono-dyskinétiques à Montpellier.....	12
1.1. Les syndromes dystono-dyskinétiques.....	12
1.2. La procédure chirurgicale.....	13
1.3. L'imagerie par résonance magnétique.....	15
1.3. Contrôle de la position de l'électrode.....	16
1.4. Gestion des paramètres électriques.....	16
2. Principes mathématiques du système de coordonnées stéréotaxiques .....	17
2.1. Le cadre de Leksell.....	18
2.2. La théorie stéréotaxique .....	22
3. La modélisation tridimensionnelle des noyaux gris .....	25
4. Une vue d'ensemble des surfaces implicites.....	28
4.1. Les objets implicites.....	28
4.2. Fonction potentiel.....	31
4.3. Surface et volume équipotentiels.....	32
4.4. L'algorithme des Marching Cubes .....	35
5. Application au Globus Pallidus Interne .....	39
5.1. La prise de points : points de certitude.....	39
5.2. Reconstruction du GPI : modèle stéréotaxique théorique .....	41
5.3. L'implémentation.....	42
5.4. OpenGL.....	43
5.5. Les bibliothèques d'outils .....	45
5.6. Squelette de code OpenGL.....	46
5.7. Détermination des normales pour les calculs d'éclairage .....	49
5.8. Quantification et visualisation 3D du GPI.....	49
5.8.1. La visualisation .....	49
5.8.2. Calcul volumique.....	51
6. Modélisation tridimensionnelle de la distribution des paramètres électriques autour de l'électrode de stimulation cérébrale profonde. ....	53
6.1. Les aspects électriques de la stimulation cérébrale profonde.....	53
6.1.1. Le système de stimulation.....	53
6.1.2. Les paramètres de stimulation .....	54
6.1.3. Durée de vie des stimulateurs .....	59
6.2. Modélisation tridimensionnelle des paramètres électriques autour de l'électrode de stimulation cérébrale profonde .....	60
6.2.1. Modélisation de l'électrode.....	60



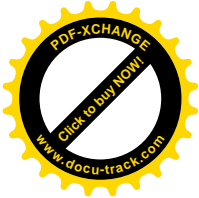
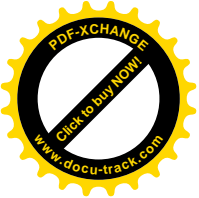
6.2.2. Distribution des paramètres électriques : modèle théorique .....	61
6.2.3. Les grandeurs électriques impliquées autour de l'électrode .....	62
6.2.4. Calcul de la distribution des paramètres électriques autour de l'électrode de stimulation.....	64
6.2.5. Calcul des volumes et visualisation tridimensionnelle de la distribution des paramètres électriques .....	65
7. Corrélation entre la distribution des paramètres électriques et l'anatomie du GPI .....	69
7.1. Visualisation tridimensionnelle de l'interaction entre les paramètres électriques et le GPI .....	69
7.2. Intersections volumiques et surfaciques.....	71
7.3. Application clinique .....	72
8. Optimisation du code source .....	74
8.1. Les optimisations faites .....	74
8.2. Approximation numérique dans le calcul des volumes et des surfaces .....	79
8.3. Approximation numérique dans le calcul du volume d'une sphère et un ellipsoïde.....	81
9. CONCLUSION.....	84
LISTE DES FIGURES .....	92
LISTE DES TABLEAUX.....	96



## ACRONYMES

CA : Commissure Antérieure  
CP : Commissure Postérieure  
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique  
RMN : Résonance Magnétique Nucléaire  
RF : Radiofréquence  
TE : Temps d'Echo  
TR : Temps de Répétition  
FID : Free Induction Decay  
S/B : Rapport Signal sur Bruit  
NEX : Nombres d'Excitation  
SDD : Syndrome Dystono-Dyskinétique  
SCP : Stimulation Cérébrale Profonde  
GPi : Globus Pallidus interne  
NST : Noyau Sous-Thalamique  
FOV : Field of View (Champ de vue)  
SAR : Taux d'absorption spécifique (Specific Absorption Rate)  
VIM : Noyau ventro-intermédiaire du thalamus  
TOC : Troubles obsessionnels compulsifs  
AMC : Algorithme des Marching Cubes  
FBR : Fonctions à base radiale



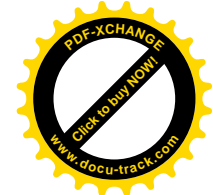
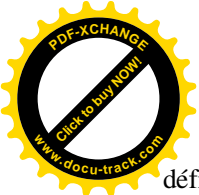


## INTRODUCTION

La stimulation cérébrale profonde (SCP), technique consistant en l'implantation d'électrodes de stimulation dans des zones spécifiques du cerveau, a potentiellement des applications dans tous les domaines où une intervention sur un groupe de neurones au sein d'un réseau est susceptible de modifier une fonction ou un symptôme. La SCP est une technique neurochirurgicale efficace dans le traitement des maladies du mouvement, notamment la maladie de Parkinson (Benabid, Pollak et al. 1987) (Benabid, Pollak et al. 1991) (Benabid, Pollak et al. 1996) (Benabid, Benazzouz et al. 1998) (Benabid, Chabardes et al. 2005) et les syndromes dystono-dyskinétiques (SDD) primaires (Coubes, Echenne et al. 1999) (Coubes, Roubertie et al. 2000) (Coubes, Vayssiere et al. 2002) (Coubes, Cif et al. 2004) (Krauss, Loher et al. 2003). La SCP s'est rapidement répandue pour qu'elle s'adresse plus récemment à d'autres pathologies neurologiques comme l'épilepsie (Hodaie, Wennberg et al. 2002) ou la sclérose en plaques (Wishart, Roberts et al. 2003) mais aussi à des pathologies psychiatriques tels les troubles obsessionnels compulsifs pharmacorésistants (Nuttin, Gabriels et al. 2003) ou le syndrome Gilles de la Tourette (Visser-Vandewalle 2007).

La stimulation haute fréquence en continue des Globus Pallidus internus (GPi) est couramment utilisée dans le traitement des SDD. Cependant, de nombreux facteurs peuvent influencer l'efficacité de la stimulation comme des facteurs cliniques (sélection des patients, expression de la maladie, étiologie ...), chirurgicaux (positionnement de l'électrode dans le volume cible, technique chirurgicale ...) ou physiologiques (taille de la structure, organisation des réseaux neuronaux ...). Un autre facteur pouvant influencer l'efficacité de la stimulation est la configuration des électrodes à quatre contacts utilisées (Modèle 3389, Medtronic) en stimulation cérébrale. En effet, plusieurs paramètres électriques (fréquence, voltage, durée d'impulsion, configuration des quatre contacts de l'électrode) peuvent être programmés et adaptés tout au long de la surveillance postopératoire des patients, afin d'optimiser le résultat clinique. Cette période de test peut être longue, même si l'expérience des différentes équipes ainsi que les mesures d'impédance et de courant ont permis de définir un protocole de gestion des paramètres de référence initiaux (Kumar, Dagher et al. 1999). Malgré une utilisation de plus en plus fréquente, le mécanisme d'action de la stimulation reste incomplètement connu. Plusieurs hypothèses ont été avancées comme le blocage de la dépolarisation, l'inhibition synaptique ou la dépression synaptique (Beurrier, Bioulac et al. 2001) (Vitek 2008) (Vitek 2002) (Vitek 2002) (McIntyre, Grill et al. 2004) (McIntyre, Savasta et al. 2004). La multitude de paramètres susceptibles d'influencer l'efficacité de la stimulation rend extrêmement difficile la détermination de paramètres de stimulation optimaux. Par exemple, 12964 combinaisons sont possibles lors du réglage des paramètres électriques (largeur d'impulsion, fréquence, voltage) dans les limites de la densité de charge recommandées (Kuncel and Grill 2004). Ces difficultés restent d'actualité, surtout dans le cas des mouvements anormaux non-parkinsoniens (dystono-dyskinétiques) où les résultats cliniques ne sont pas d'obtention immédiate, contrairement à la maladie de Parkinson (Coubes, Cif et al. 2004). Un des moyens d'établir les paramètres idéaux de stimulation est de les calculer et de les visualiser dans le contexte anatomique de chaque patient.

À Montpellier, grâce à des images IRM stéréotaxiques pré- et postopératoires de hautes définitions obtenues sous anesthésie générale, les positions anatomiques et stéréotaxiques



définitives de l'électrode sont connues. Le terme de stéréotaxie signifie du point de vue étymologique « ordonnancement dans l'espace » (du grec « stéréos » qui signifie à trois dimensions et « taxis » qui signifie disposition). La stéréotaxie a pour but le repérage précis et rigoureux d'un point dans l'espace du cerveau et notamment dans les structures cérébrales profondes. Elle est basée sur l'utilisation d'un cadre de contention, muni d'un repère orthonormé qui lui est propre, et qui doit être rigoureusement maintenu sur le crâne du patient pendant la chirurgie et les séquences successives d'imagerie, le cadre étant pourvu d'indices visibles en imagerie permettant le repérage.

Cette procédure a montré un très faible taux de complications (Vasques, Tancu et al. 2008) (0% d'hémorragie) et une grande précision (Vayssiere, Hemm et al. 2000).

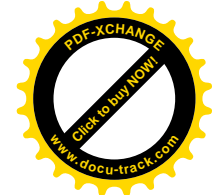
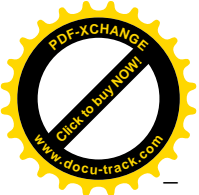
L'objectif de ce projet est de proposer un modèle de calcul du GPi basé sur l'IRM stéréotaxique couplé avec un modèle de distribution des paramètres électriques autour de l'électrode utilisée en stimulation cérébrale profonde (*i.e.* lignes isopotentielles, lignes isochamps électriques et densité de courant). Ce modèle devrait être appliqué en pré- et postopératoire dans un environnement aussi contrôlé que possible, en gardant un contrôle humain notamment sur la saisie des volumes par le neurochirurgien.

Le but de ce modèle est d'optimiser la localisation de la cible au moment de la planification chirurgicale, de visualiser la position de l'électrode après l'opération et d'ajuster les paramètres électriques lors du suivi clinique des patients. Ce modèle permettra également de faire des études morphométriques des noyaux gris visés et le calcul du seuil optimal, *i.e.* la quantité de champ électrique nécessaire à l'obtention de l'effet thérapeutique, et définir ainsi la cible aussi spécifiquement que possible dans le GPi.

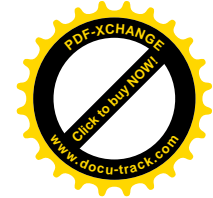
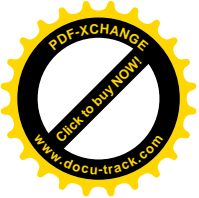
Avec ces objectifs à l'esprit, nous avons opté pour une technique de prise de points des bords de la structure, directement sur l'IRM stéréotaxique (Starr, Vitek et al. 1999). Ces points sont ensuite utilisés pour construire le modèle tridimensionnel du GPi. Le volume de la cible peut ensuite être corrélé avec les paramètres électriques qui sont enregistrés par télémetrie au niveau des stimulateurs. Cette méthodologie permet de prendre en compte les variations spatiales de la structure de chaque patient.

Le planning du projet a été défini comme suit:

- Connaissance bibliographique du sujet (3 mois):
  - Neurosciences générale
  - La stimulation cérébrale profonde
  - Théorie stéréotaxique et IRM
  - Électrostatique et électromagnétisme
  - Modélisation des noyaux gris: méthodes mathématiques
  - Calcul parallèle
- Modélisation du GPi et des paramètres électriques de l'électrode (2 mois)
  - Modélisation théorique



- Implémentation des modèles (3 mois)
- Tests pour validation du modèle (1 mois)
  - Tests théoriques
  - Tests sur patients
- Parallélisation du programme (1 mois)



## **1. La stimulation cérébrale profonde du GPi dans le traitement des syndromes dystono-dyskinétiques à Montpellier**

### **1.1. Les syndromes dystono-dyskinétiques**

En 1911, Oppenheim (Oppenheim 1911) décrit la « dystonie musculaire déformante » comme une maladie neurologique, considérée auparavant par Gowers (1888) et Schwalbe (1908) comme une pathologie psychiatrique. Les SDD sont des syndromes neurologiques d'origine cérébrale dont le processus physiopathologique implique les ganglions de la base et induit une baisse d'inhibition du cortex cérébral (Marsden, Harrison et al. 1976). Les syndromes sont caractérisés par la contraction tonique, involontaire et soutenue d'un ou plusieurs groupes musculaires, responsable de mouvements anormaux ou de postures anormales causées par la co-contraction des muscles agonistes et antagonistes (de Carvalho Aguiar and Ozelius 2002). Cette contraction parasite, interférant avec la motricité volontaire se reproduit à l'identique chez un même patient et peut toucher n'importe quel muscle. Elle est facilitée par les mouvements volontaires qu'elle perturbe, par certaines postures et par le stress, et dépend du cycle nyctéméral. Cette contraction musculaire survient au également repos.

De nombreux traitements médicamenteux ont été proposés (Roubertie, Echenne et al. 2000) dont certains permettent une amélioration partielle mais transitoire de la symptomatologie. Ces traitements sont souvent mal tolérés, surtout chez l'enfant, et s'accompagnent de nombreux effets secondaires. Les SDD généralisés se caractérisent notamment par leur pharmaco-résistance indépendamment des associations thérapeutiques mises en place.

De nombreuses techniques chirurgicales ont été proposées comme des techniques de dénervation partielle et sélective s'adressant surtout à des formes focales de dystonie (ex : torticollis spasmodiques), résection de l'orbiculaire pré-tarsal et préseptal ou suspension palpébrale pour le traitement du blépharospasme. Néanmoins, ces possibilités chirurgicales étaient largement insuffisantes et souvent inappropriées devant des syndromes dystono-dyskinétiques sévères, souvent généralisés. Ainsi la nécessité d'une prise en charge thérapeutique globale des signes cliniques rencontrés dans les SDD est apparue. Une manière de répondre à cette attente a été l'introduction de techniques chirurgicales, dans un premier temps lésionnelles, s'adressant aux noyaux gris centraux (thalamotomies, pallidotomies) visant à supprimer des activités anormales au sein de ces structures.

En se basant sur les résultats des pallidotomies bilatérales dans le traitement des formes sévères de SDD primaires généralisés et l'efficacité validée de la stimulation cérébrale profonde (SCP) dans la maladie de Parkinson (Benabid, Pollak et al. 1987), la stimulation électrique bilatérale du globus pallidus interne (GPi) a été introduite pour le traitement des SDD (Coubes, Echenne et al. 1999; Coubes, Roubertie et al. 2000; Coubes, Vayssière et al. 2002; Coubes, Cif et al. 2004).



## 1.2. La procédure chirurgicale

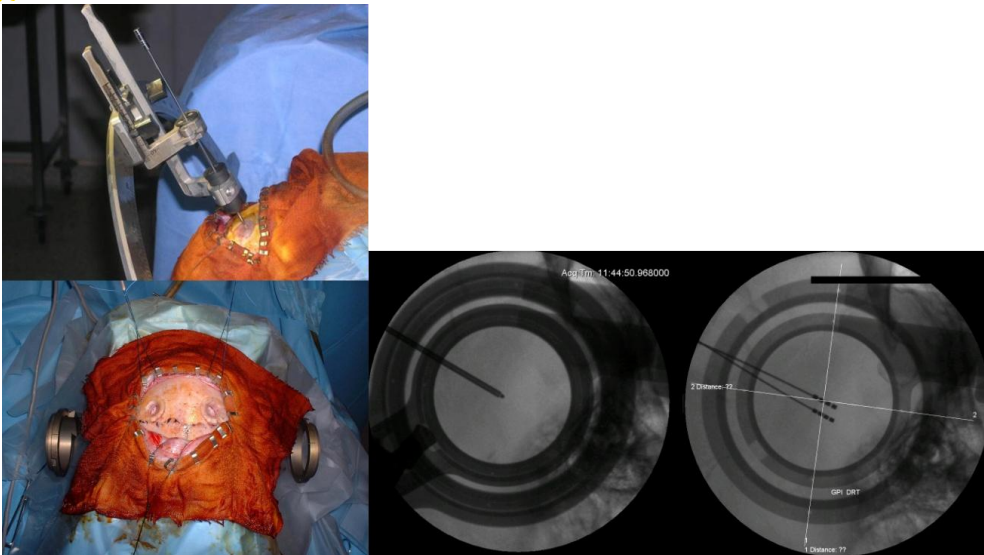
La procédure stéréotaxique basée uniquement sur IRM, qui a été développée et validée dans notre centre a été publiée précédemment (Coubes, Vayssiere et al. 2002). Le cadre de Leksell modèle G (Elekta Instruments, Stockholm, Suède) est fixé au bloc opératoire après l'induction de l'anesthésie générale. Le patient est immédiatement transporté à l'IRM où une séquence T1-3D FFE et une séquence T2-SE sont réalisées. Le neurochirurgien définit sa cible à l'aide d'un curseur 3D, après la reconnaissance visuelle des limites du GPi sur les séquences IRM axiales. Les coordonnées de cette cible (x, y, z) ainsi que la trajectoire définie par les angles ( $\alpha$ ,  $\beta$ ) sont calculées à l'aide d'un logiciel prévu à cet effet (Framelink, Medtronic) ; le même planning est réalisé pour les deux côtés.

Au bloc opératoire, l'arceau multifonction du cadre de stéréotaxie est installé et un trou de 14 mm est effectué au niveau de la trajectoire prédéterminée. L'implantation des électrodes est réalisée sous contrôle radioscopique (Figure 1) de profil strict afin de prévenir toute modification de la position des électrodes jusqu'à la fin de la procédure. Nous n'utilisons pas d'enregistrement par microélectrodes pour guider le choix définitif de la cible. Les électrodes implantées sont des systèmes compatibles avec l'IRM, à quatre contacts, numérotés comme suit : 0 pour le contact le plus bas ; 3 pour le contact le plus haut (modèle 3389 ; Medtronic, Rueil-Malmaison, France). La limite supérieure du contact 1 est strictement alignée avec la cible. Les connecteurs distaux de l'électrode sont placés, dans un premier temps, en position sous cutanée et l'excès de longueur est enroulé au niveau de l'embase. Le nombre de boucles est variable (de 0.5 à 3) avec une moyenne de 2 boucles par électrode (diamètre = 2.5 cm).

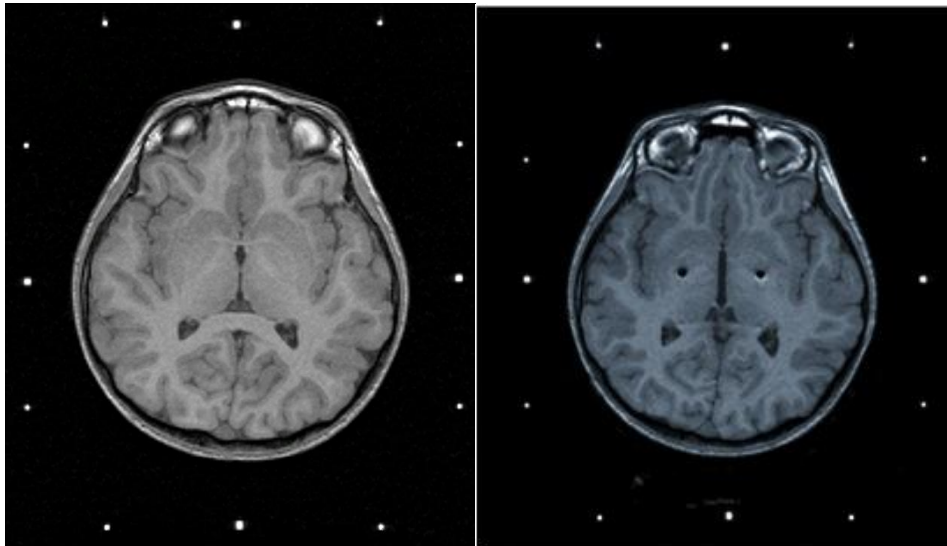
Immédiatement après la chirurgie, le patient est transporté de nouveau à l'IRM et un contrôle postopératoire (Figure 2) avec le cadre de stéréotaxie en place est réalisé, permettant de vérifier la position exacte de l'électrode et de détecter une éventuelle complication hémorragique.

Cinq jours plus tard, la deuxième intervention, pour mise en place des stimulateurs, est réalisée. Les électrodes sont connectées par des extensions modèles 7482/7495 de Medtronic à des neurostimulateurs (Solettra ou Kinetra ; Medtronic, Minneapolis, USA) implantés sous la peau, en général au niveau de l'abdomen (Figure 3).

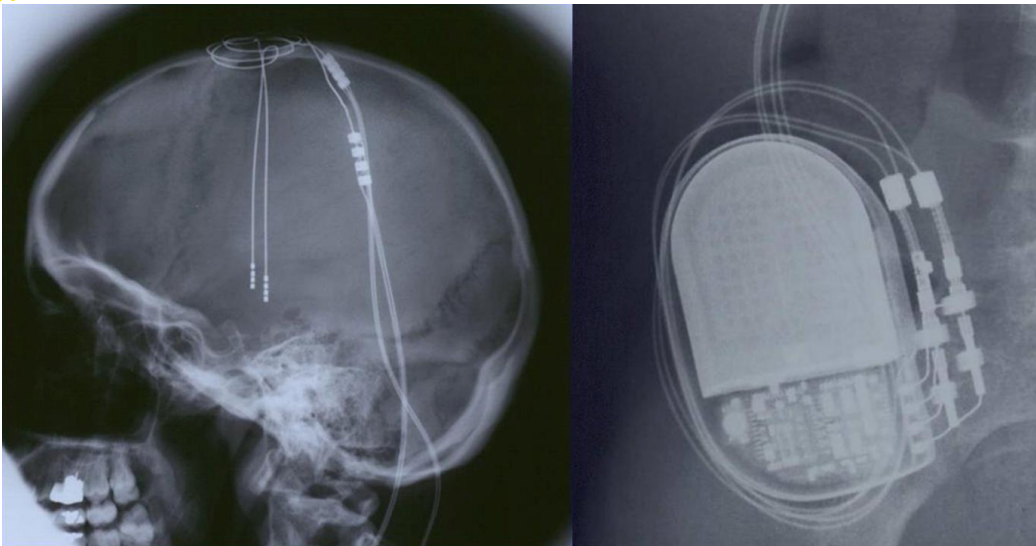
L'excès de longueur des extensions permet de former des boucles également autour du neurostimulateur : le nombre de boucles est variable (de 0 à 3), avec une moyenne de 2 boucles par stimulateur (diamètre des boucles = 3.5 cm).



**Figure 1. Implantation des électrodes faite sous contrôle radioscopique de profil strict.**



**Figure 2. IRM pré et postopératoire d'un patient atteint d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1.**



**Figure 3. Contrôle radiographique du système de stimulation : électrodes, connecteurs, extensions ainsi que des boucles de sécurité (gauche) et des stimulateurs (droite).**

### 1.3. L'imagerie par résonance magnétique

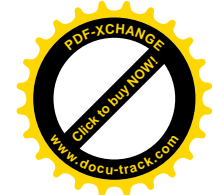
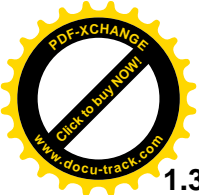
Depuis août 2002, l'acquisition des images est réalisée sur une **IRM Philips Gyroscan Intera de 1.5 T** équipée pour recevoir le cadre de stéréotaxie. Une antenne émettrice corps et une antenne réceptrice tête sont utilisées dans notre centre. Aujourd'hui nous réalisons systématiquement une séquence **T1-3D FFE** (TE = 5.5 ms ; TR = 25 ms) ainsi qu'une séquence **T2 TSE** (TE = 110 ms ; TR = 4200 ms), pour les examens préopératoires et postopératoires (Tableau). Ces deux séquences sont faites sans injection de gadolinium.

*Le taux d'absorption spécifique (SAR) spécifié par le fabricant Philips pour l'ensemble du corps est de 1.9 W/Kg durant la séquence T1 et 1.6 W/Kg pour la séquence T2. La valeur du SAR est calculée en fonction du poids du patient.*

Jusqu'en 2002, nous utilisons une **IRM SIGNA GE 1.5 T** (General Electric, Paris, France) équipée d'une antenne émettrice/réceptrice tête et d'un blindage passif. Une séquence **T1-3D SPGR** était enregistrée avec cette machine.

Dans le protocole actuel, les images sont transmises vers la station de calcul par un réseau E.T.H.E.R.N.E.T. Nous utilisons une matrice 256\*256 et un champ de vue (Jech, Ruzicka et al. 2006) de 260 mm. La séquence T1 comprend 126 images avec une épaisseur de coupe de 1.5 mm, ce qui permet de couvrir l'ensemble du volume cérébral. La séquence T2 est composée de 30 images avec une épaisseur de coupe également de 1.5 mm.

Un contrôle des distorsions à la périphérie ainsi qu'au centre du champ de vue (Jech, Ruzicka et al. 2006) est effectué selon un protocole défini à Montpellier (Vasques, Tancu et al. 2008).



### 1.3. Contrôle de la position de l'électrode

Aujourd'hui, il semble incontournable de contrôler la cible atteinte, en plus du contrôle de qualité habituel de l'absence de distorsions. Nous avons donc inclus dans notre protocole chirurgical un examen IRM stéréotaxique postopératoire en utilisant les mêmes séquences que pour l'IRM préopératoire.

**Le contrôle IRM stéréotaxique postopératoire permet, entre autres, de comparer la position stéréotaxique finale de l'électrode avec les coordonnées stéréotaxiques préopératoires de la cible.**

Les coordonnées de la position finale de l'électrode en prenant le point situé entre le contact 1 et 2 de l'électrode ( $P_2(x, y, z)$ ) est comparé avec le point théorique déterminé dans la phase du planning chirurgicale ( $P_1(x, y, z)$ ). L'image de l'électrode étant artefactée, nous avons fait l'hypothèse que le milieu de l'artefact représentait le milieu de l'électrode.

Des coordonnées pré- et postopératoire ont été statistiquement comparées à l'aide de points fixes dans le repère commun du cadre de stéréotaxie :

- coordonnées de la CA-CP avant et après l'implantation des électrodes
- coordonnées préopératoires de la cible et position finale de la cible

Aucune différence significative n'a été observée entre les coordonnées pré- et postopératoires de ces points (Vayssiere, Hemm et al. 2000).

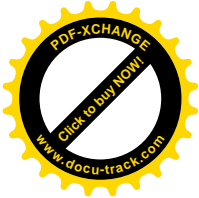
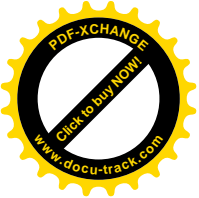
La mise en concordance de l'IRM pré- et postopératoire permet donc de contrôler entre autres :

- l'absence d'un déplacement du cerveau limité par la technique chirurgicale elle-même grâce à la visée sous IRM et à l'absence de techniques complémentaires utilisées pour la définition de la cible qui prolongeraient l'intervention chirurgicale,
- la précision de la visée stéréotaxique sous IRM,
- la précision du cadre de stéréotaxie comme référentiel externe de mise en concordance de deux images IRM T1 stéréotaxiques.

### 1.4. Gestion des paramètres électriques

Après l'implantation du système de stimulation cérébrale profonde, les paramètres électriques sont configurés en fonction de la tolérance et de la réponse clinique. Dans notre centre, pour le protocole initial, les paramètres suivants sont implantés : contact 1-négatif, fréquence de 130 Hz, durée d'impulsion de 450  $\mu$ s, et voltage de 0.8 Volts en stimulation continue des deux côtés. Les paramètres sont ensuite adaptés en augmentant progressivement le voltage en fonction de la réponse clinique de chaque patient pour atteindre en moyenne 1.6 Volts. Après un suivi de minimum 6 semaines, le volume stimulé peut être augmenté par l'activation d'un contact supplémentaire (couramment le contact 2). Il est plus rare qu'un troisième contact soit nécessaire durant le suivi. Le traitement pharmacologique est maintenu à la phase initiale pour ne pas interférer avec l'évaluation de l'efficacité de la stimulation.





## 2. Principes mathématiques du système de coordonnées stéréotaxiques

*« Tous les problèmes de géométrie se peuvent facilement réduire à tels termes, qu'il n'est besoin par après que de connaître la longueur de quelques lignes droites, pour les construire. », René Descartes, La géométrie, Livre premier, p.1*

L'instrumentation utilisée en procédure stéréotaxique requiert du stéréotacticien une modeste mais essentielle connaissance, intuition et confort mathématiques. La détermination intraopératoire du faisceau central de la radiographie ou l'évaluation de la parallaxe sont autant d'exemples de la manipulation des espaces géométriques.

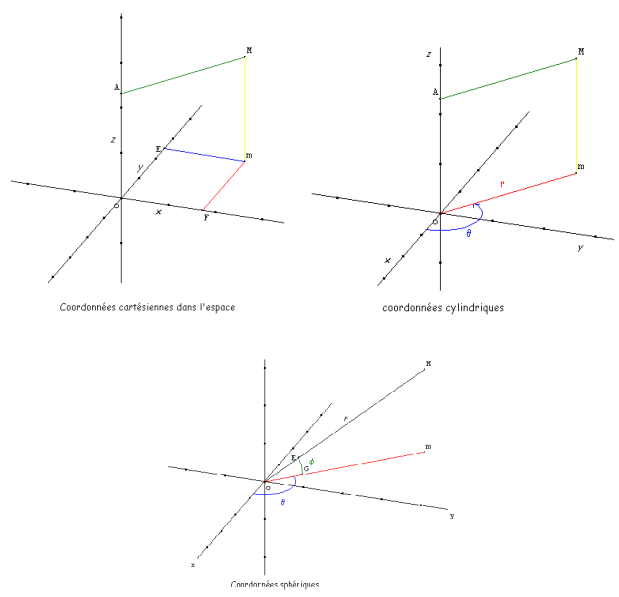
La localisation d'un point dans un espace de n-dimensions est définie par l'affectation de n coordonnées à ce point. Pierre de Fermat et René Descartes ont reconnu indépendamment l'un de l'autre qu'un système composé de deux lignes perpendiculaires peut être utilisé pour identifier n'importe quel point dans un plan. Les distances le long de chacune de ces deux lignes (couramment appelé X et Y) depuis leur origine (intersection des axes (0, 0)) au point donné fournissent une paire de nombres, ou coordonnées, uniques pour ce point. Ce système est couramment appelé « coordonnées cartésiennes » en l'honneur de Descartes et peut être étendu à trois dimensions avec les axes X, Y et Z. Dans le cas de la stéréotaxie, les axes représentent l'intersection deux à deux, de trois plans (coronal, axial et sagittal). Les coordonnées de la cible sont obtenues par projection orthogonale du point cible sur chacun des trois plans. Ainsi, un plan x-y correspond à un plan axial, un plan x-z correspond à un plan coronal, et un plan y-z définit un plan sagittal.

Il y a bien sûr d'autres moyens d'identifier un point dans l'espace comme les coordonnées cylindriques, sphériques ou ellipsoïdiques (Figure 4). Tous ces systèmes ont le même but qui est d'identifier un point dans l'espace et sont mathématiquement équivalents. C'est un exercice élémentaire que de convertir des coordonnées polaires à deux dimensions (coordonnées d'un point (r,  $\theta$ )) en coordonnées cartésiennes :

$$\begin{aligned} X &= r \cos \theta \\ Y &= r \sin \theta \end{aligned}$$

ou en trois dimensions, en utilisant les coordonnées sphériques :

$$\begin{aligned} X &= r \sin \theta \cos \phi \\ Y &= r \sin \theta \sin \phi \\ Z &= r \cos \theta \end{aligned}$$

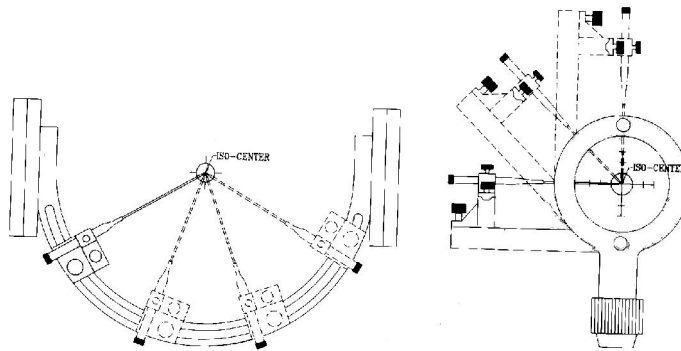


**Figure 4. Exemples de systèmes de coordonnées.**

**2.1. Le cadre de Leksell**

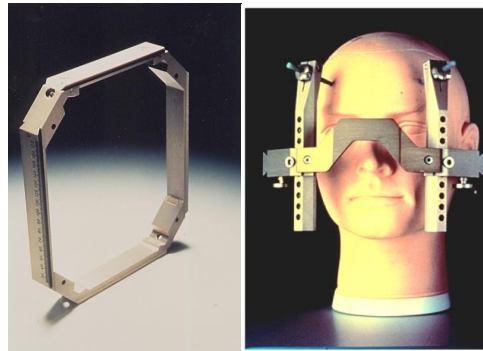
Les cadres stéréotaxiques sont à triple utilisation : d'une part le repérage précis d'une cible thérapeutique à l'aide de référentiels internes du cerveau, d'atlas ou d'imagerie médicale, le guidage précis de l'outil du chirurgien et la fixation de la tête. Ces trois utilisations se traduisent par un même repère pour le cadre faisant correspondre ainsi les informations de repérage avec la cible chirurgicale. Les cadres sont aujourd'hui très nombreux et l'un des plus utilisés est le cadre de Leksell (Leksell 1949) (Leksell 1983).

Ce cadre est basé sur le principe du rayon d'un arc, principe selon lequel une sonde de longueur égale au rayon d'un arc, atteint le centre de celui-ci lorsqu'on pénètre perpendiculairement à la tangente par un point quelconque le long de l'arc (Figure 5).



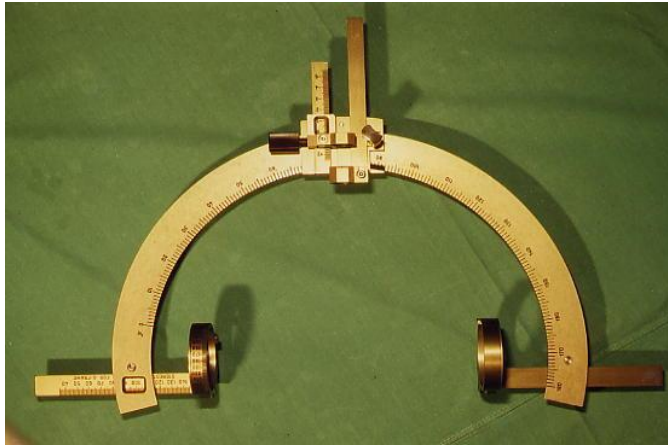
**Figure 5. Principe de l'isocentre.**

Le système de Leksell est composé d'un cadre rectangulaire, ou anneau (Figure 6), gravé avec des échelles millimétriques sur tous les côtés constituant ainsi un système tridimensionnel de coordonnées cartésiennes. L'origine du système de coordonnées est située à l'angle postéro-supérieur droit du cadre (Figure 6). Le cadre n'est assujetti qu'à la tête du patient.



**Figure 6. Cadre rectangulaire ou anneau du système de Leksell.**

La tête du patient étant immobilisée par des vis à l'intérieur de l'anneau, un arc ajustable est ensuite fixé sur le cadre (Figure 7). Le support de l'arc est ensuite déplacé dans les trois dimensions afin de placer le point centre de l'arc sur le point cible. Cet arc est donc centré manuellement sur le centre de gravité du point d'intérêt de l'opération. Sur cet arc, nous pouvons faire coulisser un porte-outil permettant au chirurgien de choisir l'endroit par lequel il va opérer.



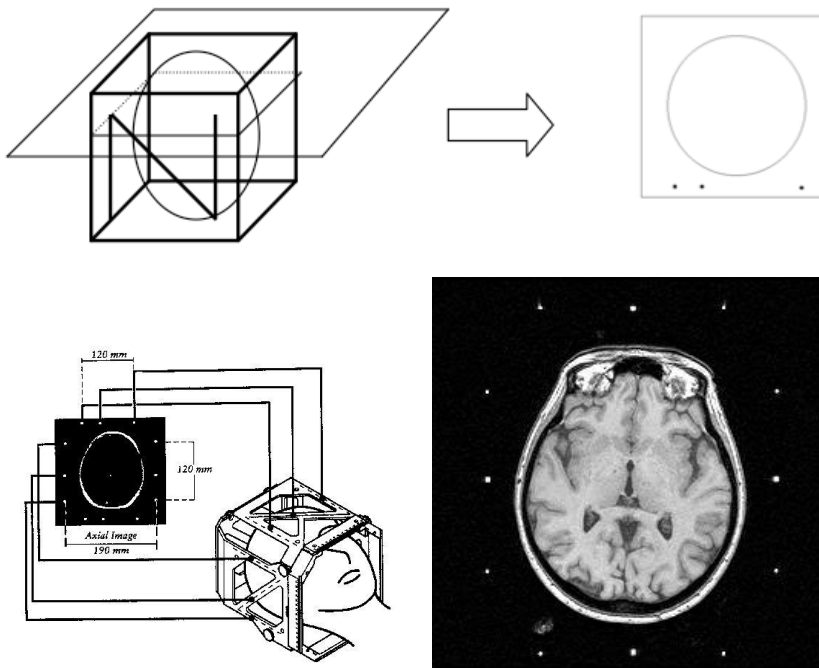
**Figure 7. Arc du cadre de Leksell**



**Figure 8. Un arc ajustable est fixé sur le cadre de Leksell afin de placer le point centre sur le point cible.**

Pour l'acquisition des données et afin de disposer d'un système de repérage visuel, la mise en place d'une boîte de repérage est nécessaire. Il est possible de fixer sur le cadre une boîte de repérage sur laquelle nous pouvons placer des plaques radio-transparentes contenant des canaux en forme de « N » et que l'on peut remplir d'un liquide radio-opaque pour le scanner ou de  $\text{CuSO}_4$  pour l'IRM. Ces plaques peuvent être placées sur les faces droites, gauches, antérieures, postérieures et hautes du cube, ce qui permet plusieurs configurations pour les différentes incidences qu'autorise l'IRM (Figure 8).

La position des marqueurs sur l'image, une coupe IRM traverse le « N » en trois points, montrent la position relative du crâne du patient dans l'espace stéréotaxique (Figure 9).



**Figure 9. Détermination des coordonnées d'un point d'une coupe. La position des différents marqueurs sur l'image montre la position relative du crâne du patient dans l'espace stéréotaxique.**

L'arc du cadre est réglé à partir des coordonnées obtenues via le traitement d'images acquises avec le cadre muni de façades en « N ». La position du marqueur central par rapport aux deux autres marqueurs (Figure 9) indique la position de la coupe ou coordonnées z.

L'arc est donc fixé au cadre, dans une position déterminée par les coordonnées obtenues, en fonction de la cible choisie. Les coordonnées « z » sont déterminées en faisant glisser les vis sur les barres latérales le long du cadre (Figure 10), et en les fixant à l'échelle de la coordonnée « z » appropriée. De même, les coordonnées « y » sont sur les barres latérales. L'échelle de coordonnées « x » figure, quant à elle, sur l'axe gravé de l'arc. Ainsi, les coordonnées des instruments sont programmées avant que l'arc ne soit fixé au cadre sur la tête du patient. Les échelles sont millimétriques et une précision inférieure à 0.5 mm ne peut à l'heure actuelle être affichée.

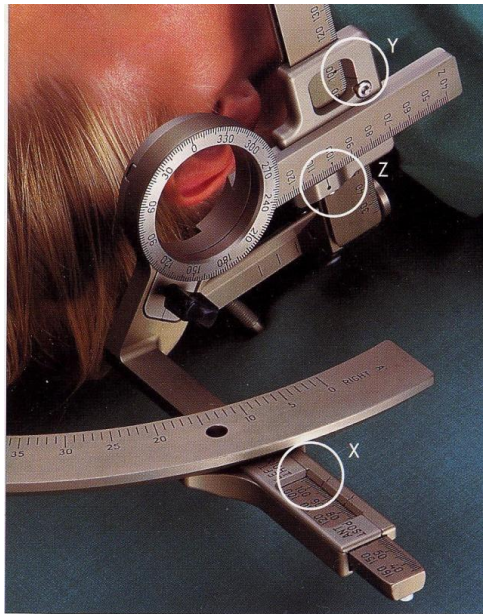


Figure 10. Réglage de l'arc pour atteindre la cible.

## 2.2. La théorie stéréotaxique

Cette théorie est basée sur une modélisation mathématique de l'espace et sur un jeu de référentiels. Le repérage consiste à trouver comment passer d'un référentiel associé à l'image au référentiel du cadre de stéréotaxie.

Par définition, l'origine du cadre est en haut (15 mm en dessous de la plaque du haut), en arrière (15 mm en avant de la plaque arrière) et à droite (5 mm à l'extérieur de la plaque droite) du cadre (Figure 11), ce qui impose des coordonnées spécifiques à chaque point.

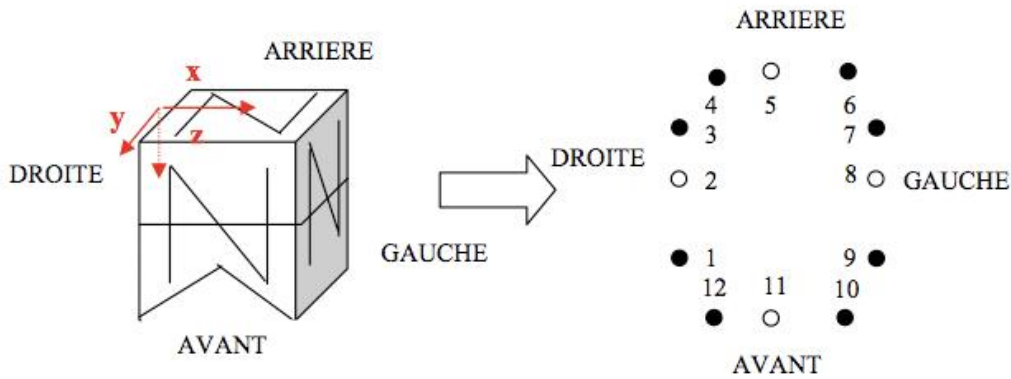
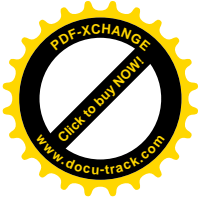
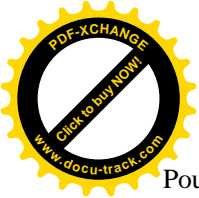


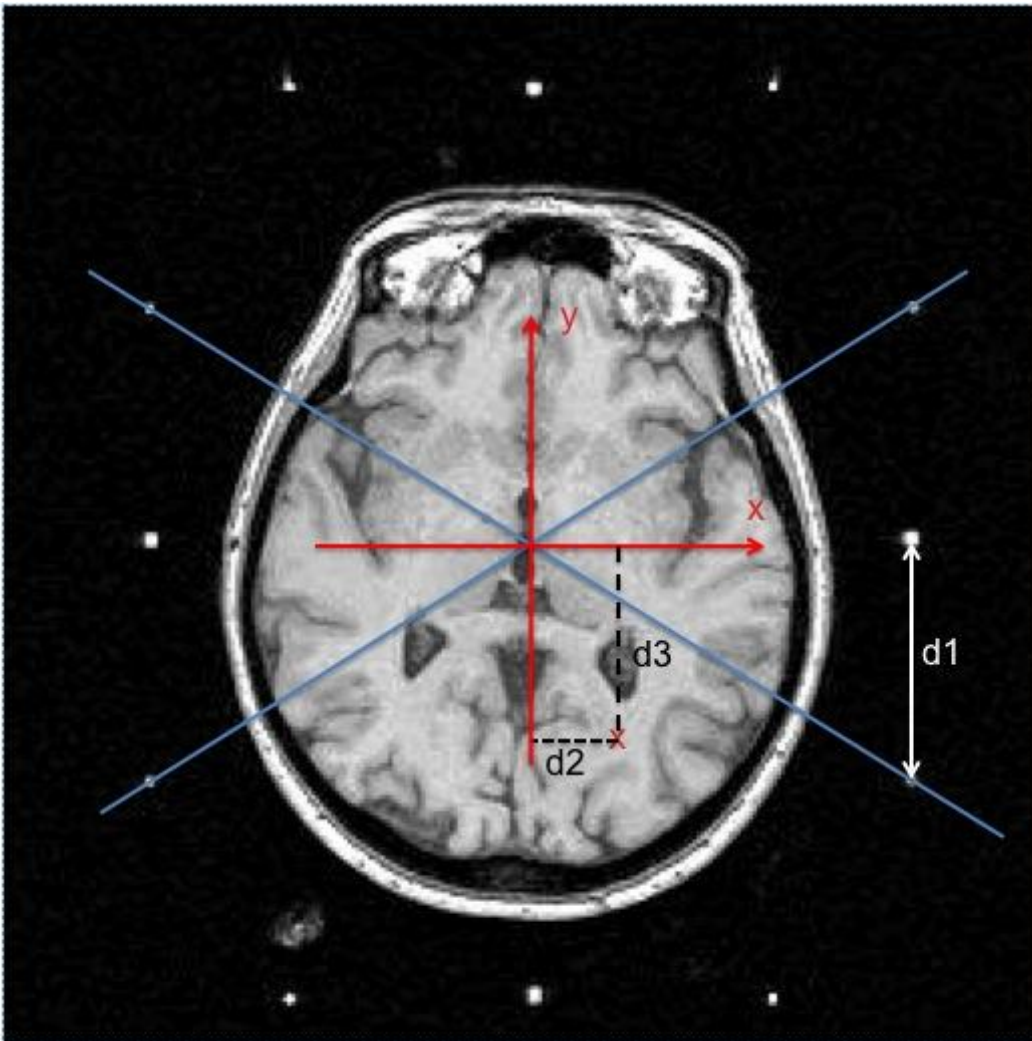
Figure 11. Positionnement du système de coordonnées de Leksell (vue de face).



Pour déterminer les facteurs de translation en x et en y, on se sert des points fixes, sur la coupe, les coordonnées de chacun de ces points dans le repère de Leksell étant connues (Xth, Yth). Les points fixes et leurs coordonnées théoriques dans le repère de Leksell en mm sont les suivants :

Point	Xth	Yth	Zth
P1	5	40	z+40
P3	5	160	z+40
P4	40	215	z+40
P6	160	215	z+40
P7	195	160	z+40
P9	195	40	z+40
P10	160	-15	z+40
P12	40	-15	z+40

À partir d'une image IRM stéréotaxique, il est aisé de déterminer les coordonnées stéréotaxiques de la cible (Figure 12). Les distances gauches-droites (x) et postérieures antérieures (y) entre le centre du cadre (déterminé par l'intersection des droites diagonales passant par les points symétriques sur l'image IRM stéréotaxique) et la cible sont mesurées (Figure 12) afin de calculer le x et le y stéréotaxique. Le z est déterminé à partir d'un des points mobiles du milieu.

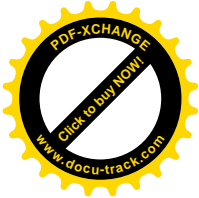
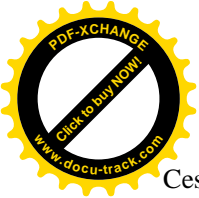


**Figure 12. Détermination des coordonnées stéréotaxiques (x, y, z) d'une cible représentée par une croix rouge :  $x = 100 + d2$  ;  $y = 100 - d3$  ;  $z = 40 + d1$ .**

Il y a dans le repérage stéréotaxique trois principaux repères avec pour unité de base le millimètre :

- Le repère de l'examen Re, qui est le repère général.
- Le repère image Ri, qui est le repère orthonormé associé à une série d'images. La série d'images est un ensemble d'images ayant les mêmes caractéristiques (échelle, épaisseur, direction du plan de coupe) et dont les plans de coupe associés sont également espacés entre eux.
- Le repère stéréotaxique Rs, qui est le repère orthonormé associé au cadre de stéréotaxie lui-même fixé de manière totalement rigide à la tête du patient.





Ces trois repères servent à la description de l'espace crânien du patient.

### 3. La modélisation tridimensionnelle des noyaux gris

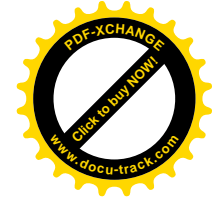
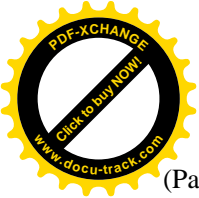
La modélisation de structures anatomiques est une tâche particulièrement importante en analyse d'images médicales (Demongeot 2007) pouvant s'appliquer à de nombreux domaines, qui s'étendent de la visualisation au diagnostic.

La modélisation des structures cérébrales internes comme les ventricules ou les noyaux gris a de nombreuses applications pour la visualisation 3D, les études morphométriques, la planification d'interventions chirurgicales ou encore dans la construction d'un support anatomique pour les études fonctionnelles. Par exemple, la modélisation des noyaux gris peut fournir des informations pour guider l'implantation des électrodes utilisées dans la stimulation cérébrale profonde.

Plusieurs méthodes ont été utilisées pour la modélisation 3D des noyaux gris dont la segmentation automatique. Cependant, leur segmentation automatique sur des IRM reste une tâche difficile notamment à cause du faible contraste et dans certains cas, de l'absence de contours visibles entre les structures notamment pour le GPi (du Latin, *globe pale*). En effet, pour effectuer la segmentation, les principales difficultés viennent de la non-homogénéité des intensités dans une même classe de tissus, ainsi que de la grande complexité et variabilité des formes présentes dans le cerveau humain, au niveau des structures, de la matière grise et de la matière blanche. Des méthodes prometteuses de segmentation (automatique ou manuelle) et de minimisation d'énergie des ganglions de la base ont été publiées. La plupart d'entre elles utilisent soit un atlas iconique, qui est recalé avec l'image à reconnaître (Bloch, Géraud et al. 2003) (Dawant, Hartmann et al. 1999) (Xue, Ruan et al. 2001), soit des patrons déformables (Kelemen, Szekely et al. 1999) (Poupon, Mangin et al. 1998) (Pitiot, Delingette et al. 2004) (Xue, Ruan et al. 2001) qui reposent alors généralement sur un apprentissage statistique de la forme des objets. La segmentation du système ventriculaire peut être relativement facile grâce à un contraste assez bien défini entre le liquide céphalo-rachidien et les structures cérébrales voisines (Ciofalo and Barillot 2005) (Collins, Holmes et al. 1995) (Colliot, Camara et al. 2006). La segmentation du noyau caudé, du thalamus et surtout du GPi, la cible thérapeutique dans notre centre, semble être plus difficile. Le GPi est une structure au contraste faible. Son volume est petit ( $\approx 400 \text{ mm}^3$ ) avec des interfaces hétérogènes et irrégulières avec la matière blanche voisine. De plus, dans le cas d'un processus pathologique entraînant des lésions localisées au niveau de ce noyau, sa forme peut être modifiée ce qui rend l'utilisation de l'atlas limitée.

Les principaux inconvénients de ces approches sont leur coût (en termes de temps de calcul) et leur sensibilité aux variations anatomiques interindividuelles pouvant avoir un impact sur la précision chirurgicale lors de l'implantation de l'électrode ; une précision en dessous de 0.5 mm est nécessaire. Vayssière et al. (Vayssiere, Hemm et al. 2002) ont étudié notamment ces variations interindividuelles montrant une différence significative entre les coordonnées de la cible obtenues par visualisation directe sur l'IRM stéréotaxique et les coordonnées basées sur l'atlas.

D'autres méthodes récentes utilisent des techniques de minimisation d'énergie pour définir les termes additionnels de la force (Vese and Chan 2002) (Rousson and Paragios 2002)



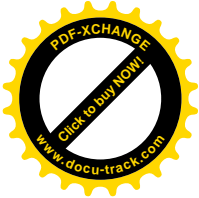
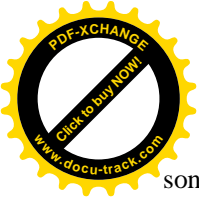
(Paragios 2002). Cependant, sur les images médicales, les structures d'intérêt sont souvent de formes complexes et petites comparées à la résolution des images. Cela rend difficile la définition de contraintes énergétiques qui soient à la fois générales et adaptables à des structures et des pathologies spécifiques.

Nous souhaitons une modélisation rapide pouvant être incluse dans le protocole chirurgical et qui tienne compte de l'anatomie individuelle de chaque patient. Une solution serait de mettre en place une méthode semi-automatique en modélisant le GPi par une prise de points de « certitudes » des bords de la structure, ce qui permet au neurochirurgien de garder un contrôle humain sur la saisie des volumes. Il est donc nécessaire de générer une surface à partir d'un nuage de points qui sera non-structuré, et donc sans topologie explicite.

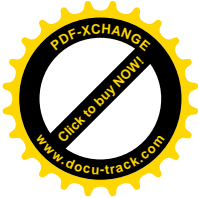
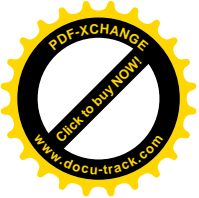
Plusieurs méthodes existent pour la reconstruction 3D des formes à partir d'un nuage de points non organisés comme les surfaces de subdivision ou les surfaces spline (Courbes de Béziérs, B-Spline, NURBS). Les surfaces de points (Zwicker, Pfister et al. 2001) (Zwicker, Pauly et al. 2002) (Krivanek 2003) sont considérées comme un mode majeur de représentation 3D de surface, pouvant servir de nœud central entre tous les autres à travers des techniques de reconstruction. Au milieu des années 80, le problème de reconstruction de surface à partir d'un nuage de données a été évoqué par Boissonnat (Boissonnat 1984) (Boissonnat and Cazals 2000). Les initiateurs de ce domaine de recherche furent Hoppe et al. (Hoppe, DeRose et al. 1992) (Hoppe, DeRose et al. 1993) qui proposèrent une approche en trois étapes : une extraction d'un maillage initial à partir d'une fonction de distance construite sur les points, suivie d'une optimisation de ce maillage et enfin d'une application d'un schéma de subdivision. Depuis ces travaux fondateurs, de nombreuses solutions au problème de la reconstruction ont été proposées. La classification de ces différentes techniques laisse apparaître deux grandes familles : reconstruction implicite ou explicite (Boubekeur, Reuter et al.).

**Reconstruction Implicite :** Une des approches dans le cadre des reconstructions implicites consiste à utiliser des *fonctions à base radiale* (RBF) pour interpoler un nuage de points (Morse, Yoo et al. 2001) (Turk and O'Brien 2002). Cette approche fut initialement limitée à des nuages de points de petite taille et s'est par la suite étendue aux nuages de points de grande taille via le principe de la *partition de l'unité* (Tobor, Reuter et al. 2004), technique qui a également été utilisée sur d'autres types de surfaces implicites (Ohtake, Belyaev et al. 2003). Une seconde approche possible est d'utiliser les surfaces *MLS* (Moving Least-Squares) (Alexa, Behr et al. 2001) sur un nuage de points, à l'aide d'un opérateur de projection. Le point fort des méthodes de reconstruction implicite est d'être très robuste lorsque le nuage de points n'est pas uniforme. Leur point faible est que la surface résultante n'est pas directement visualisable par le pipeline de rendu matériel et nécessite une étape supplémentaire d'extraction de maillage de la surface implicite de type *Marching Cubes* (Lorensen and Cline 1987) (Bloomberg 1988).

**Reconstruction Explicite :** Globalement, il existe deux approches pour générer une reconstruction polygonale du nuage de points. Une approche dynamique, dérivée des *contours actifs* (Blake and Isard 1998) (Kass, Witkin et al. 1987) issue de la 2D, où l'on essaie de minimiser une énergie (Duan, Yang et al. 2004) définie par le nuage de points, en tout point d'une surface graine, et ce en déformant cette surface (i.e. *Intelligent Balloon*) pour leur flexibilité topologique. Ces techniques sont très lentes et peu adaptées aux grands nuages de points. D'autre part, il existe des approches statiques, basées sur une triangulation, la plus connue étant celle de Delaunay (Boissonnat and Cazals 2000) (Cohen-Steiner and Da 2002) et



son dual topologique, le diagramme de Voronoï. La technique du *Crust* d'Amenta et al. (Amenta, Choi et al. 2001) s'appuie sur ce diagramme, et extrait une surface à partir d'une analyse de l'axe médian ; cet algorithme fut optimisé par le *Cocoone* de Dey et al. (Dey, Giesen et al. 2001). Pour gérer des nuages de points plus importants, des approches par projections locales furent proposées par Gopi et al. (Gopi and Krishnan 2000). Outre l'ajout de qualité à la surface en post-traitement, la subdivision de surface (Zorin and Schröder 2000) est en général utilisée en reconstruction après avoir généré un maillage de faible définition à partir du nuage de points (Takeuchi, Suzuki et al. 1999) (Jeong and Kim 2002). L'application de passes de subdivisions successives, en minimisant l'erreur avec le nuage de points à chaque étape, converge vers une surface approximant le nuage de points. De nombreuses implémentations des surfaces de subdivision ont été proposées (Bolz and Schröder 2003) (Brickhill 2002), ainsi que des panels complets de représentations surfaciques par surface de subdivision (Zorin and Schröder 2000) (Bierman, Martin et al. 2001). Il est à noter que nous n'avons parlé que de reconstructions explicites s'effectuant dans l'espace objet, qui elles seules permettent d'obtenir des surfaces prises en charge directement par le pipeline matériel. Le *rendu par points* (Zwicker, Pfister et al. 2001) semble peu adapté aux grandes résolutions d'images, limitées en terme d'apparence, nécessitant des modifications spécifiques du pipeline de rendu pour être efficaces.



## 4. Une vue d'ensemble des surfaces implicites

### 4.1. Les objets implicites

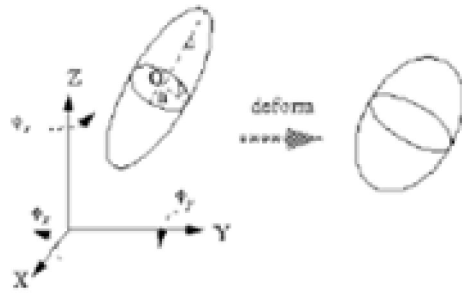
Une surface implicite peut être définie directement par une équation analytique de type superquadrique, ou par le mélange de plusieurs objets implicites, chacun étant généré par une primitive simple. Les surfaces implicites générées par des primitives ont été principalement développées comme des outils de modélisation de formes libres « free form » (Wyvill, McPheeters et al. 1986; Wyvill, McPheeters et al. 1986) (Bloomenthal and Shoemake 1991).

Une surface implicite est définie par une fonction potentielle. Une fonction potentielle est une fonction  $f : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$  qui associe à tout point  $P(x_p, y_p, z_p)$  de l'espace  $\mathbb{R}^3$  une valeur de potentiel  $C_p$ . Les fonctions potentiel peuvent être définies, par exemple par des fonctions exponentielles (Blinn 1982), polynomiales par morceaux (Nishimura, Hirai et al. 1985) (Blanc and Schlick 1995) (Wyvill, McPheeters et al. 1986; Wyvill, McPheeters et al. 1986), ou des fonctions procédurales paramétrées (Kacic-Alesic and Wyvill 1991). Une surface implicite est alors définie par l'ensemble des points de  $\mathbb{R}^3$  pour lesquels la fonction  $f$  associe la même valeur de potentiel  $C_0$ .  $C_0 = 0$  est la forme la plus couramment utilisée, mais d'autres exemples existent (Ricci 1974; Blinn 1982). Dans ce cas, la surface est l'ensemble des points  $x = (x, y, z) \in \mathbb{R}^3$  tel que  $f(x) = 0$ . Soit  $A$  une surface close décrite par une fonction implicite  $f$ . Alors, pour l'uniformité, on a :

$$\begin{aligned}x \in A & \Leftrightarrow f(x) < 0 \\x \in \partial A & \Leftrightarrow f(x) = 0 \\x \in \mathbb{R}^3 - A & \Leftrightarrow f(x) > 0\end{aligned}$$

Comme les surfaces définies de façon implicite possèdent des attributs uniques et particulièrement utiles pour la modélisation (comme les propriétés de contraintes et la facilité de les fusionner), elles ont reçu une attention croissante dans la conception d'objets 3D.

Les surfaces implicites sont devenues très en vogue en infographie car elles se combinent aisément et graduellement et elles permettent la création de formes organiques réalistes telles les humains ou les animaux. Les surfaces implicites ellipsoïdes sont les plus simples et les plus faciles à utiliser. Elles sont particulièrement adaptées à la modélisation d'os et de muscles. Une surface implicite ellipsoïde peut être définie par 9 paramètres : le poids ( $w$ ), la taille (longueur des axes  $2a$ ,  $2b$  et  $2c$  le long des directions principales), le centre ( $O_x$ ,  $O_y$ ,  $O_z$ ) et l'orientation (angles d'Euler) (Figure 13).



**Figure 13. Surface implicite ellipsoïde déformable.**

Historiquement, la technique a d'abord été introduite par Blinn (Blinn 1982) pour modéliser des champs de densité électronique autour d'un atome, en utilisant les *blobby molecules*. Au même moment, Nishimura et al. (Nishimura, Hirai et al. 1985) développaient les *metaballs* suivis par les *soft objects* (Wyvill, McPheeters et al. 1986; Wyvill, McPheeters et al. 1986). Wyvill et al. (Wyvill, McPheeters et al. 1986; Wyvill, McPheeters et al. 1986) ont montré qu'une grande classe de formes pouvait être générée par le bon choix de la fonction de champ. La fonction représente des formes arbitraires par des isosurfaces (surfaces correspondant à une valeur constante de la fonction). La fonction dépend d'un ensemble de points-clé. Un rayon d'influence  $R$  est défini et la contribution au champ faite par un point-clé situé au-delà de  $R$  est nulle. La contribution à la position du point lui-même est la valeur maximale 1.

On peut citer quatre fonctions de champ :

- Fonction exponentielle de Blinn (Blinn 1982),
- Fonction par morceaux quadratiques: fonction de Nishimura (Nishimura, Hirai et al. 1985),
- Polynôme de degré 4: fonction de Murakami (Murakami and Ichihara 1987),
- Polynôme de degré 6: fonction de Wyvill (Wyvill, McPheeters et al. 1986).

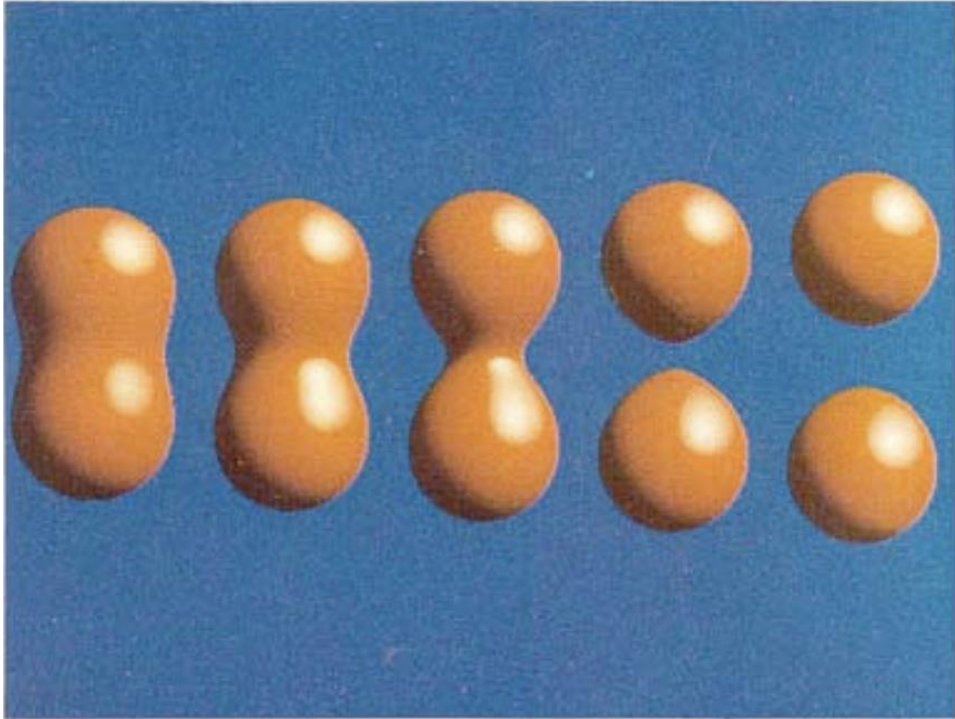
Comme les fonctions exponentielles sont plus chronophages, on leur préfère souvent les polynômes. Il y a deux critères à considérer lors de la construction d'une fonction de champ :

1. la contribution à la position du point proprement dit doit être maximum et le champ doit tomber graduellement à 0 à la distance  $R_i$ ,
2. de manière à combiner graduellement les surfaces implicites multiples,  $f'(0)=f'(R_i)=0$ .

Un simple polynôme de degré bas ne peut répondre aux deux critères à la fois, ce qui sous-entend l'utilisation soit des fonctions quadratiques par morceaux, soit des polynômes de degré supérieur.

Mais de telles fonctions de champ ne donnent plus lieu à des solutions analytiques et

conduisent donc à des méthodes itératives ou d'approximation pour obtenir par exemple l'intersection de ces surfaces avec des rayons comme dans le lancer de rayons. La figure 8 montre les étapes de fusion de deux surfaces implicites. Un phénomène intéressant apparaît. Tant que les deux surfaces implicites ne sont pas vraiment très proches l'une de l'autre, la forme fusionnée montre une courbure concave.



**Figure 14. Fusion de deux surfaces implicites à des distances décroissantes.**

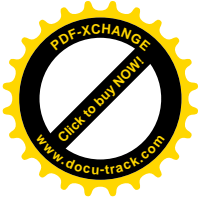
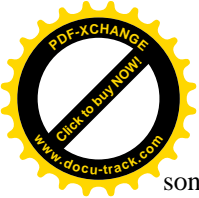
En résumé, une propriété remarquable des surfaces implicites est de pouvoir combiner plusieurs primitives implicites *indépendantes* pour générer une forme plus complexe. Ces primitives implicites sont notées  $B_1, B_2, \dots, B_n$  et sont appelées des *primitives* ou des *objets implicites*. Les termes objet implicite ou primitive implicite ont la même signification, ils correspondent à une forme simple (une seule composante). Les fonctions de potentiel associées à chacun des objets implicites sont notées respectivement  $F_1, F_2, \dots, F_n$ . Plusieurs objets implicites servent à constituer une forme complexe nommée volume implicite (si nous nous intéressons à la notion de volume), ou surface implicite (si c'est l'aspect surfacique qui est étudié). Les opérations classiques ensemblistes d'union  $S$  et d'intersection  $T$  sont simplement définies par :

$$\bigcup (F_1, F_2, \dots, F_n)(M) = \text{Min}(F_1(M), F_2(M), \dots, F_n(M))$$

$$\bigcap (F_1, F_2, \dots, F_n)(M) = \text{Max}(F_1(M), F_2(M), \dots, F_n(M))$$

Comment [Phil. Rei1]: J'ai l'impression que Min et Max sont inversés

Une autre possibilité pour mélanger les surfaces implicites a été proposée par Pasko et al. (Pasko, Adzhiev et al. 1995) et consiste à utiliser les *R-fonctions*. L'union et l'intersection



sont à présent définies en fonction d'un paramètre  $\alpha$  [0,1]

$$\bigcup_{\alpha} (F_1, F_2) = \frac{1}{1+\alpha} (F_1 + F_2 + \sqrt{(F_1^2 + F_2^2 - 2\alpha F_1 F_2)})$$

$$\bigcap_{\alpha} (F_1, F_2) = \frac{1}{1+\alpha} (F_1 + F_2 - \sqrt{(F_1^2 + F_2^2 - 2\alpha F_1 F_2)})$$

Grâce au paramètre  $\alpha$ , nous réglons l'aspect de la fusion entre les deux objets  $F_1$  et  $F_2$ .

Si  $\alpha = 1$ , nous trouvons la forme suivante :

$$\bigcup_{\alpha} (F_1, F_2) = F_1 + F_2 + |F_1 - F_2|$$

$$\bigcap_{\alpha} (F_1, F_2) = F_1 + F_2 - |F_1 - F_2|$$

Une autre famille de R-fonctions permet de contrôler la continuité du mélange, selon la valeur du paramètre utilisé dans les équations suivantes :

$$\bigcup_{\beta} (F_1, F_2) = (F_1 + F_2 + \sqrt{(F_1^2 + F_2^2)}) (F_1^2 + F_2^2)^{\beta/2}$$

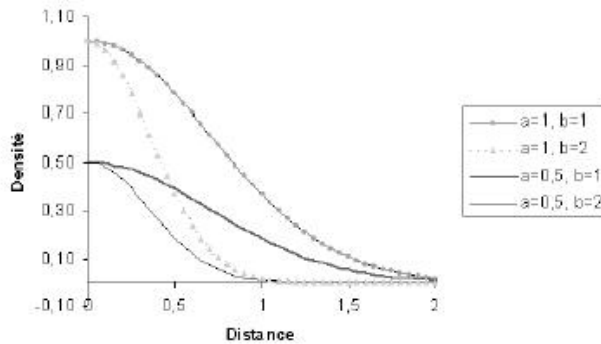
$$\bigcap_{\beta} (F_1, F_2) = (F_1 + F_2 - \sqrt{(F_1^2 + F_2^2)}) (F_1^2 + F_2^2)^{\beta/2}$$

## 4.2. Fonction potentiel

Comme nous l'avons vue, l'idée du modèle original nommé *blob* mis en place par Blinn (Blinn 1982) était de représenter le champ de densité autour d'un point dans l'espace. Plus on s'éloigne du point émetteur du champ de potentiel (centre du champ), moins le champ est intense. Le champ est représenté à l'aide d'une fonction décroissante  $F$  appelée *fonction de densité* ou *fonction de potentiel*. Les lignes autour de l'émetteur formées par des valeurs de potentiel identiques sont appelées lignes équipotentiels. Le modèle est nommé *surface implicite équipotentielle*. Dans ce modèle, un blob  $B_i$  de centre  $Q_i$  et de paramètres  $a_i$  et  $b_i$  est défini grâce à une exponentielle inverse :

$$F_i(M) = a_i e^{-b_i(M-Q_i)^2}$$

Nous cherchons ici la densité apportée par le blob  $B_i$  en un point  $M$  de l'espace. Les paramètres  $a_i$  et  $b_i$  contrôlent à la fois l'influence du blob dans l'espace et la pente de la fonction de densité (Figure 15).



**Figure 15. Fonction de densité introduite par Blinn (Blinn 1982).**

Cette courbe permet de décrire (en ordonnée) l'influence d'un blob dans l'espace en fonction de la distance à laquelle on se trouve de son centre (abscisse de la courbe). À la différence de la formulation implicite classique, cette fonction a donc comme valeur  $a_i > 0$  au centre  $Q_i$  et décroît vers  $0^+$  quand on s'en éloigne. Les fonctions de densité permettent de calculer la distance entre le centre du blob  $Q_i$  et le point  $M$  pour lequel on recherche l'influence. Un blob est donc défini à l'aide d'un centre  $Q_i$  et d'une fonction de densité  $F_i$ . Si la scène est composée de  $n + 1$  blobs, la *fonction de densité globale*  $F$  est définie par :

$$F(M) = \sum_{i=0}^n F_i(M)$$

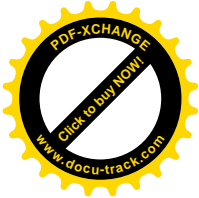
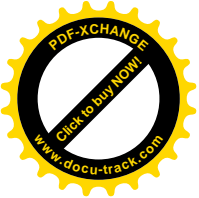
Cette équation fondamentale pour les équipotentiels est un nouveau type de généralisation continue de l'opération d'union. En effet, si deux blobs sont très éloignés, l'influence entre eux est presque nulle (un blob n'influe que très faiblement sur la forme de l'autre). Si on les rapproche, la somme utilisée dans l'équation précédente fait que le potentiel augmente naturellement entre les deux. Grâce à la continuité des fonctions  $F_i$  utilisées en général, cet "ajout" de potentiel permet d'obtenir un objet lisse, quelle que soit la distance entre les objets. Des mélanges de formes différentes sont obtenues en faisant varier les paramètres  $a_i$  et  $b_i$ . Cette propriété de mélange automatique est à la base du modèle de surfaces implicites équipotentiels. Elle permet de générer des objets de forme complexe en combinant plusieurs objets simples.

### 4.3. Surface et volume équipotentiels

Dans le paragraphe précédent, nous avons vu que le rayonnement de potentiel autour de l'émetteur est décroissant lorsqu'on s'éloigne de ce point. La création d'une surface nous conduit à choisir une valeur particulière du potentiel par laquelle passe cette surface. Le volume implicite sera alors délimité par cette surface. La surface équipotentielle  $S$  est donc définie par une fonction de densité  $F : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$  et une *isovaleur*  $T > 0$  ( $T$  est également appelée valeur de *seuil*) :  $S = \{M \in \mathbb{R}^3 / F(M) = T\}$

Le volume équipotentiel  $V$  délimité par  $S$  est alors défini par :  $V = \{M \in \mathbb{R}^3 / F(M) > T\}$





Les opérations d'union et d'intersection d'ensembles existent toujours, on peut y ajouter l'opération de mélange :

Union :  $\cup(F_1, F_2, \dots, F_n)(M) = \text{Max}(F_1(M), F_2(M), \dots, F_n(M))$

Intersection :  $\cap(F_1, F_2, \dots, F_n)(M) = \text{Min}(F_1(M), F_2(M), \dots, F_n(M))$

Mélange :  $F(M) = F_1(M) + F_2(M) + \dots + F_n(M)$

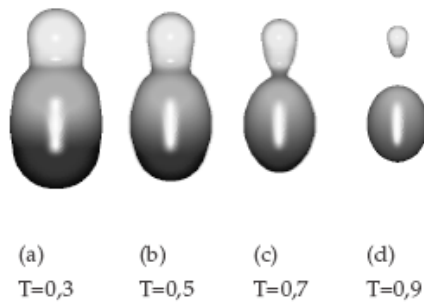
Une autre opération possible consiste à se soustraire de l'influence d'un blob. Par exemple, sur la figure 16, on soustrait l'influence d'un blob B<sub>2</sub> à un blob B<sub>1</sub>. Seul le blob B<sub>2</sub> est représenté. En pratique, il suffit d'ajouter un entier N<sub>i</sub> = {-1,1} dans la définition de F :

$$F(M) = \sum_{i=1}^n N_i F_i(M)$$



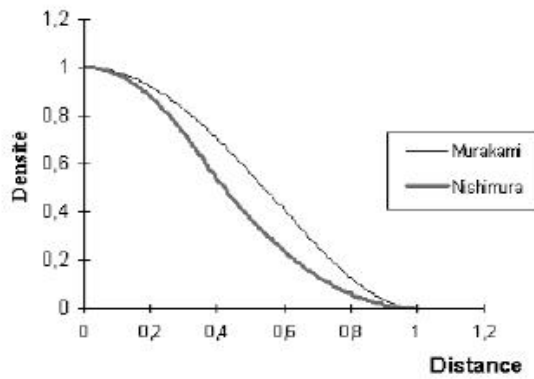
**Figure 16. Différence entre deux objets implicites B<sub>1</sub> et B<sub>2</sub>.**

La surface ou le volume implicite est par définition composé de plusieurs blobs. Le mot blob correspond à un type particulier d'objet. Comme chaque type d'objet possède un nom qui lui est propre, nous le nommons *objet* ou *primitive implicite*. Dans la formulation de ces objets, l'isovaleur T permet de définir leur épaisseur (Figure 17). La fonction F<sub>i</sub> permet de calculer l'influence de l'objet implicite en un point de l'espace. L'utilisation d'une fonction définie par une exponentielle inverse implique que le blob influence tout l'espace : le support de la fonction est infini.



**Figure 17. Modification de l'isovaleur T.**

Afin de permettre de borner l'influence du blob et d'obtenir un calcul plus rapide, d'autres fonctions de densité ont été proposées. On peut citer celles de Murakami, Nishimura et Wyvill (Murakami and Ichihara 1987) (Nishimura, Hirai et al. 1985) (Wyvill, McPheeters et al. 1986) basées sur des approximations polynomiales bornées par un rayon d'influence  $R_i$ .



**Figure 18. Fonctions de densité utilisées par Murakami et Nishimura**

La fonction de densité proposée par Murakami est :

$$f_i(r) = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{r}{R_i}\right)^2\right)^2, & \text{si } r \in [0, R_i[ \\ 0, & \text{sinon} \end{cases}$$

où  $r$  correspond à la distance entre le centre de l'objet implicite  $Q_i$  et le point  $M$  (où l'on cherche l'influence) :  $r = \|M - Q_i\|$

La fonction de Nishimura est donnée par :

$$f_i(r) = \begin{cases} 1 - 3\left(\frac{r}{R_i}\right)^2 & 0 \leq r \leq \frac{R_i}{3} \\ \frac{3}{2}\left(1 - \left(\frac{r}{R_i}\right)\right)^2 & \frac{R_i}{3} \leq r \leq R_i \end{cases}$$

Celle de Wyvill est donnée par :

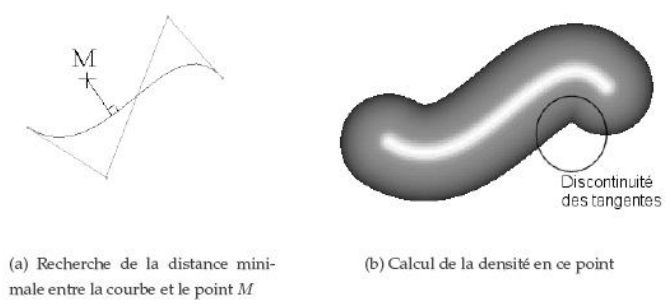
$$f_i(r) = -\frac{4}{9}\left(\frac{r}{R_i}\right)^3 + \frac{17}{9}\left(\frac{r}{R_i}\right)^2 - \frac{22}{9}\left(\frac{r}{R_i}\right) + 1$$

Les objets implicites que nous avons utilisés étaient jusqu'à présent centrés sur des points  $S_i$ . Nous choisissons maintenant de généraliser la forme sur laquelle ils peuvent "s'appuyer". Nous appelons cette forme le *squelette* de l'objet implicite. Un squelette peut être un point, une courbe, ou une surface. Nous parlons alors d'*habillage* de squelettes par des objets implicites.

Nous associons à chaque objet  $B_i$  un rayon d'influence  $R_i$  et une fonction de densité  $F_i : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$  monotone et décroissante lorsqu'on s'éloigne du squelette  $S_i$ . La fonction de densité  $F_i$  est traditionnellement définie comme la composition de deux fonctions. La première est la fonction de distance  $d_i : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^+$ , normalisée par le rayon d'influence  $R_i$ . La deuxième est la fonction de potentiel  $f_i : \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$ . On obtient :

$$F_i(M) = f_i\left(\frac{d_i(M)}{R_i}\right)$$

La fonction de distance  $d_i$  crée la forme autour d'un squelette  $S_i$  en associant à chaque point  $M$  la distance minimale  $d_i(M)$  (entre le point et le squelette) correspondante. La fusion entre un objet et ses voisins est réglée par  $f_i$ . Le rayon d'influence  $R_i$  fixe l'étendue de l'influence de l'objet. On observe que modifier les valeurs retournées par la fonction de distance revient à modifier la forme de l'objet. Le calcul de l'influence en un point de l'espace revient donc à connaître la distance entre ce point et le squelette de l'objet implicite (avec la fonction  $d_i$ ) (Figure 19).



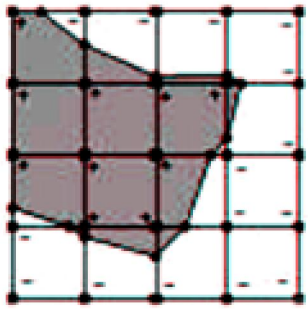
**Figure 19. Habillage implicite d'un squelette courbe. Le rayon d'enrobage doit être inférieur au rayon de courbure si l'on ne veut pas voir apparaître des discontinuités de tangentes à la surface de l'objet (b).**

#### 4.4. L'algorithme des Marching Cubes

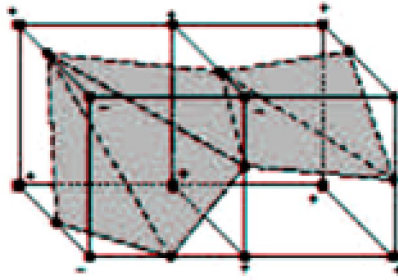
L'algorithme des Marching Cubes (AMC) a été mis au point par Bill LORENSEN et Harvey CLINE (Lorenson and Cline 1987). Il s'agit d'une méthode surfacique permettant d'extraire une surface équipotentielle (isosurface) d'un maillage structuré et uniforme 3D. Le Marching Cubes est une extension 3D de la technique du Marching Squares 2D. Le principe est de calculer les différentes configurations que peut prendre l'isosurface dans un élément de volume, selon la répartition des intersections de l'isosurface sur les arêtes de cet élément de volume.

Cet algorithme va construire l'objet 3D à partir d'une grille. Le principe est assez simple, la grille forme de petits cubes. Chaque cube contient 8 isovaleurs (une pour chaque sommet). Le cube est aussi formé de 12 arêtes sur lesquelles se trouveront les sommets du mesh formant la future surface. L'AMC va scanner chaque cube et va créer les sommets/triangles correspondants. Il y a un maximum de 5 triangles par cube et un minimum de 0 triangle.

Comment [Phil. Rei2]: maillage



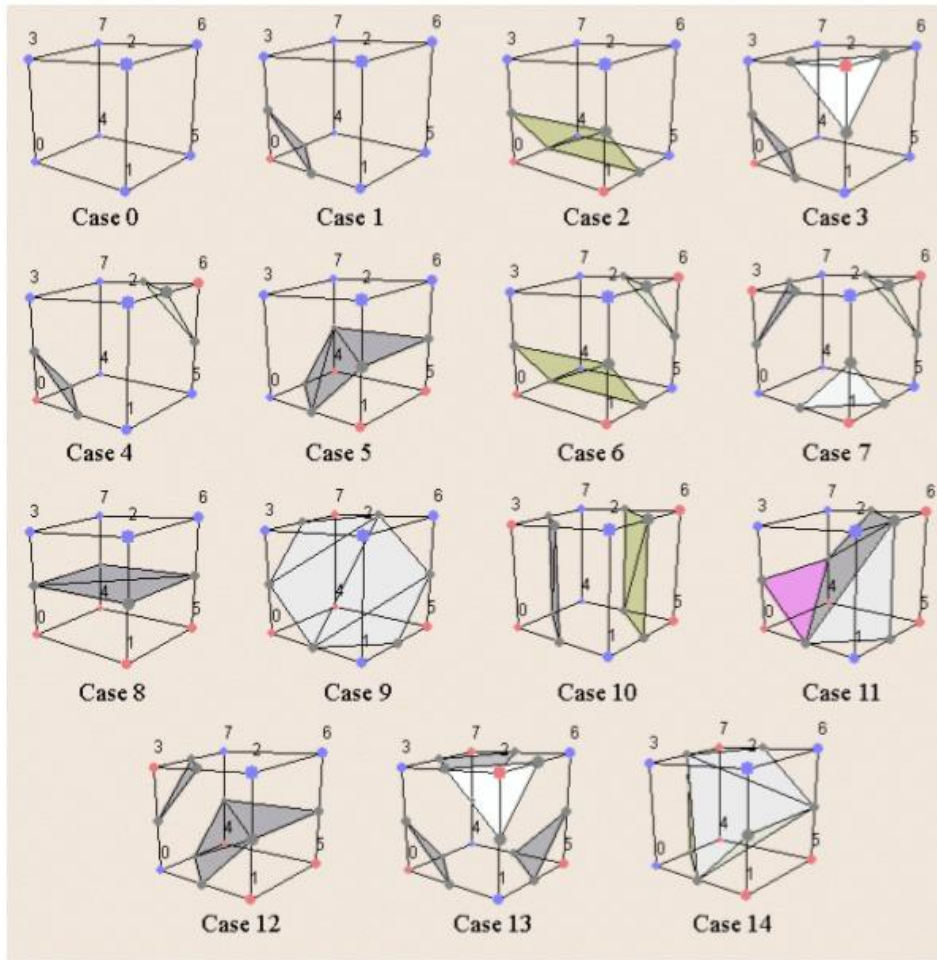
Isocontour: Marching  
Squares



Isocontour: Marching  
Cubes

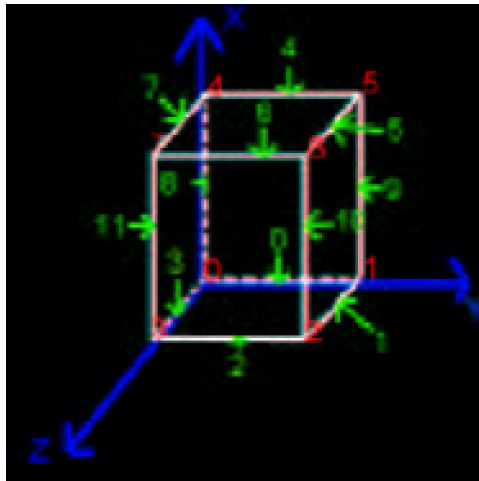
**Figure 20. Algorithme AMC.**

Considérons un cube en particulier. La méthode employée par l'algorithme consiste à tracer un polygone qui est en fait l'intersection de notre cube et du plan qui modélise localement notre surface (Figure 20). Si le polygone formé par l'intersection ne coupe que trois côtés, on a un triangle. Mais s'il en coupe 4 ou 5 ? On comprend intuitivement qu'il va nous falloir trouver une méthode pour déterminer précisément ce polygone. Tous les cas d'intersection (soit  $2^8=256$  possibilités mais avec les symétries, on se ramène à 8 cas de base (figure 21)) ont été répertoriés par les concepteurs de l'algorithme qui les ont décrits dans deux tableaux.



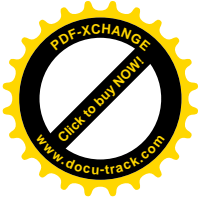
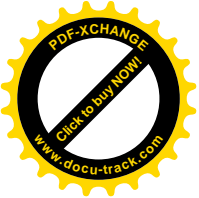
**Figure 21. 15 cas de base de l'algorithme des Marching Cubes**

Le premier tableau, intitulé « EdgeArray » permet de déterminer quels côtés la surface traverse. Le second tableau, intitulé « FaceArray » permet de déterminer quels points il faut relier pour tracer le bon polygone. Un numéro est affecté à chaque côté de notre case et à chaque sommet (Figure 22). Ensuite pour simplifier les calculs, on travaille en binaire.



**Figure 22. Sommets et arrêtes du cube.**

On considère le sommet numéro  $i$ . Si sa valeur est supérieure à 1, on met l' $i$ -ème bit d'un index à 0, sinon on le met à 1. On obtient ainsi une valeur qui détermine la case d'EdgeArray qu'il convient d'utiliser. Cette valeur nous donne, de la même façon, les côtés de la case qui nous intéressent (ceux de la surface intersectée). Si le bit 0 est à 1, c'est que le côté 0 nous intéresse, et ainsi de suite jusqu'au douzième côté (le numéro 11). Pour déterminer quels triangles tracer (le polygone interceptant le cube et le plan sera la réunion de ces triangles), il suffit de se placer sur la case numéro  $\langle \text{index} \rangle$  de FaceTab : elle donne une liste de vertex, qui doivent être groupés trois par trois, une valeur de -1 indiquant que l'on doit s'arrêter.



## 5. Application au Globus Pallidus Interne

### 5.1. La prise de points : points de certitude

Le protocole stéréotaxique utilisé en neurochirurgie pour le repérage anatomique de la cible, le globus pallidus interne sensori-moteur, inclut un examen IRM haute définition sous anesthésie générale (cf. Chapitre I, partie 7) permettant la prise de points réels des bords de la structure, base de sa modélisation tridimensionnelle. L'efficacité et la reproductibilité de la thérapie est basée sur une délimitation précise des bords du GPi.

En poursuivant notre expérience dans la chirurgie des mouvements anormaux (478 électrodes implantées dans 220 procédures : 426 pour les patients atteints d'un syndrome dystono-dyskinétique et 52 pour les patients parkinsoniens), nous avons cherché à modéliser le GPi par la sélection de points réels des bords de la structure sur les trois plans de l'IRM (axial, coronal et sagittal). Cette prise de points est faite par le neurochirurgien qui identifie, directement sur l'IRM, les points de plus haut contraste, localisés exactement à la limite de la structure visée. Le neurochirurgien décide avec « certitude » des limites de la cible et indique le pixel considéré comme étant à l'interface entre la cible et les structures cérébrales voisines (Figure 23). Les points sont ensuite exprimés dans le système de coordonnées de Leksell sans utilisation d'atlas. Ces points sont appelés « points de certitude » ou « C-points ». Le nuage de points final, permet une reconstruction du GPi par l'utilisation de **surface implicite**.

GPI

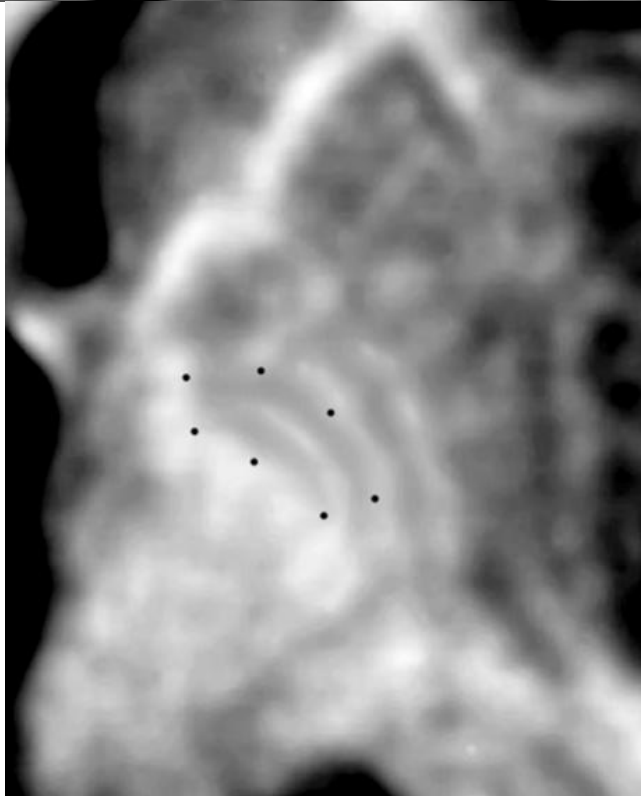
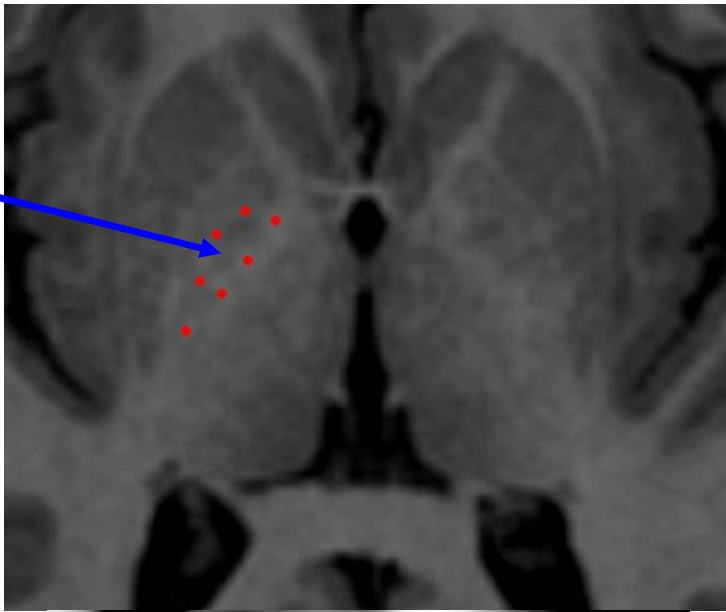
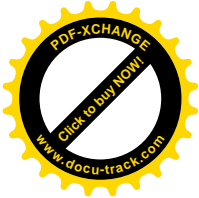
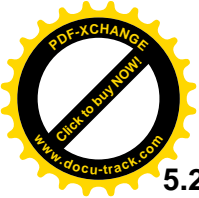


Figure 23. Prise de points sur l'IRM stéréotaxique pour la modélisation du GPI sur une coupe axiale.





## 5.2. Reconstruction du GPI : modèle stéréotaxique théorique

L'étape préliminaire dans la reconstitution des contours du GPI est la détermination de l'équation implicite de la surface formée par le nuage de points dont on dispose. En effet, disposant d'un ensemble de points  $X = \{x_i\} \subset \mathbb{R}^3$  formant la surface, la principale idée de la plupart des techniques d'interpolation de surface implicite consiste à utiliser une fonction  $y = f(x)$  généralement construite comme une combinaison (somme de poids) de primitives simples. Nous avons décidé d'appliquer la technique des fonctions à base radiale (FBR) utilisée notamment dans l'analyse de données géométriques (Franke and Nielson 1980) (Lodha and Franke 1999) (Kirby 2001) comme l'apprentissage statistique (Hastie, Tibshirani et al. 2001) ou les réseaux neuronaux (Haykin 1999). Les fonctions à base radiale sont très étudiées dans la littérature mathématique (Buhman 2003) (Duchon 1977) (Iske 2004).

Des méthodes de résolution numérique (méthodes de Cholesky ou décomposition LU) peuvent être employées pour résoudre un système linéaire symétrique. Pourtant, à cause de la formulation de la FBR avec un support infini, cette résolution se révèle extrêmement coûteuse en temps de calcul, ainsi que l'évaluation de la fonction  $f$  en tout point de l'espace. C'est pourquoi plusieurs auteurs se sont intéressés à la réduction de ces calculs en employant diverses approches. La première consiste à utiliser des fonctions FBR à support compact comme dans les travaux de Morse *et al.* (Morse, Yoo et al. 2001), qui permettent de rendre la matrice  $A$  creuse et donc plus rapide à inverser. Mais l'inconvénient dans le cas de la reconstruction est que l'on risque d'obtenir des trous dans la surface reconstruite si le nuage de points à reconstruire n'est pas assez dense. Morse *et al.* décrivent donc une méthode astucieuse de création de surface implicite en utilisant des combinaisons linéaires de fonctions de base à support compact possédant des propriétés intéressantes :

$$\Phi(r) = \begin{cases} (R-r)^3 & \text{si } r < R \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

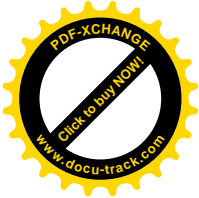
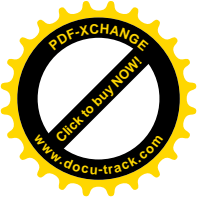
De par le caractère borné de leur support, ces fonctions permettent notamment un gain de temps dans l'exécution de la méthode. On définit l'équation implicite représentant notre surface comme une combinaison linéaire de ces fonctions de base par l'équation suivante :

$$F(x) = \sum_{i=1}^n d_i \times \Phi(\|x - x_i\|) = 1 \quad (1)$$

Où les  $x_i$  sont les vecteurs positions des points connus, les poids  $d_i$  des coefficients à déterminer et  $\Phi$  la fonction de base. Le but est de trouver les poids  $d_i$  tels que pour tout point  $x_i$ ,  $\forall i \in \{1, n\}$ ,  $F(x_i) = 1$ .

Nous déterminons les coefficients  $d_i$  en résolvant le système suivant :

$$\begin{bmatrix} \Phi_{1,1} & \Phi_{1,2} & \dots & \Phi_{1,n} \\ \Phi_{2,1} & \Phi_{2,2} & \dots & \Phi_{2,n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \Phi_{n,1} & \Phi_{n,2} & \dots & \Phi_{n,n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$



En notant  $\Phi_i = \Phi(\|\vec{x}_i - \vec{x}\|)$

Une fonction de base a été choisie reproduisant au mieux les noyaux gris du cerveau, notamment le GPi, due au faible nombre de points stéréotaxiques ( $\approx 50$  points) sélectionnés par le neurochirurgien et de leurs natures non organisées. La fonction est représentée ci-dessous :

$$\Phi(x, y, z) = \left(1 - \frac{d}{R}\right)^2 \quad (3)$$

où  $d = \sqrt{(x - x_c)^2 + (y - y_c)^2 + (z - z_c)^2}$ ,  $(x_c, y_c, z_c)$  sont les coordonnées stéréotaxiques (points de certitude), et R le rayon qui est une constante que nous avons ajustée. La première étape pour calculer le rayon est de calculer les coordonnées du centre de gravité du GPi ( $CG_x, CG_y, CG_z$ ). La coordonnée x du point de stéréotaxie qui est à la distance maximale du centre de gravité du GPi ( $X_{max}$ ) et la coordonnée y du point de stéréotaxie à la distance minimale du centre de gravité du GPi ( $Y_{min}$ ) ont été déterminées. Le rayon a été choisi en fonction de l'expression suivante :

$$R = 110 \times \frac{(X_{max} - CG_x) - (Y_{min} - CG_y)}{\sqrt{\text{Nombre de points stéréotaxiques}}}$$

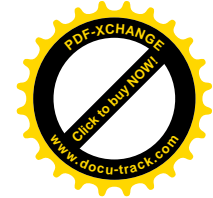
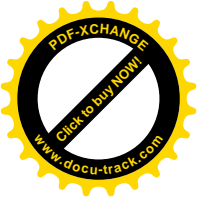
Dans notre implémentation, nous avons choisi pour la résolution du système linéaire (2) la méthode de résolution LU. Le programme LU effectue la résolution du système d'équation précédent (2) et écrit la liste des coefficients  $d_i$  dans un fichier. Avec l'obtention de ces coefficients, nous disposons d'une équation implicite définissant notre surface à reconstruire. Nous pourrions ainsi appliquer l'algorithme de reconstruction proprement dit.

### 5.3. L'implémentation

Nous avons choisi le langage C et les bibliothèques OpenGL pour l'implémentation du modèle. Un des principaux intérêts du C est la portabilité du langage. Un programme écrit en C en respectant la norme ANSI est portable, sans modifications, sur n'importe quel système d'exploitation disposant d'un compilateur C : Windows, UNIX, MacOS, Solaris, VMS (système des VAX) ou encore OS/390 ou z/Os (l'OS des mainframes IBM).

La rapidité des programmes écrits en C est en grande partie due au fait que le compilateur suppose que le programmeur sait ce qu'il fait : il génère un code ne contenant pas de vérifications sur la validité des pointeurs, l'espace d'adressage, etc. Ainsi, les programmes en C sont très compacts. De plus, une des caractéristiques du C est qu'il est un langage « faiblement typé » : les types de données qu'il manipule sont très restreints, et proches de la représentation interne exploitée par le processeur : par exemple, le type 'Chaîne de caractères' n'existe pas en C. À l'inverse, comparer un entier et un caractère a un sens en C car un caractère est bien représenté en interne par le processeur, par une valeur de type entier (le code ASCII ou le code EBCDIC).

Comment [Phil. Rei3]: cela se discute : imposer qu'une zone de char (char\*) se termine par un caractère nul est bien un début de type...



De plus, les bibliothèques OpenGL (gl.h, glu.h et glut.h) sont des bibliothèques compatibles avec le C qui permettent la visualisation de scènes en trois dimensions et sont indépendantes du système d'exploitation. Cela signifie que notre programme aura également la possibilité d'être utilisé sur tout système d'exploitation pour lequel ces bibliothèques ont été installées. D'autres langages compatibles avec OpenGL auraient pu également être utilisés comme le C++ ou le JAVA.

## 5.4. OpenGL

Le système graphique OpenGL, de Silicon Graphics Inc. (SGI), s'est imposé comme la bibliothèque de référence pour réaliser des projets de synthèse d'images en temps réel dans le milieu professionnel. Face à son grand succès sur les stations Silicon Graphics, plate-forme sur laquelle elle peut être considérée comme succédant à la bibliothèque IRIS-GL, cette bibliothèque s'est maintenant généralisée sur de nombreux systèmes d'exploitation. Des clones de cette fameuse bibliothèque sont d'ailleurs disponibles sur certains systèmes d'exploitation avant que l'originale ne soit portée. Le plus connu de ces clones est Mesa de Brian Paul, disponible sous Linux, Windows et plus récemment sur Macintosh.

S'appuyant sur leur expérience des bibliothèques de fonctions 3D, SGI a voulu proposer un produit facile à comprendre et à utiliser. Par rapport à IRIS-GL, leur ancienne API, de nettes améliorations ont été apportées :

- Elle est multi plate-forme par sa conception.
- Inspirée par l'interface graphique XWindow, elle propose un modèle client-serveur sur réseau hétérogène où le serveur effectue les calculs et le client l'affichage. Ainsi, le serveur peut être un supercalculateur qui exécute des calculs complexes de simulation alors que le client est un poste de travail principalement utilisé pour ses capacités de visualisation. Cependant, il est bien sûr possible que tout soit traité sur la même machine.

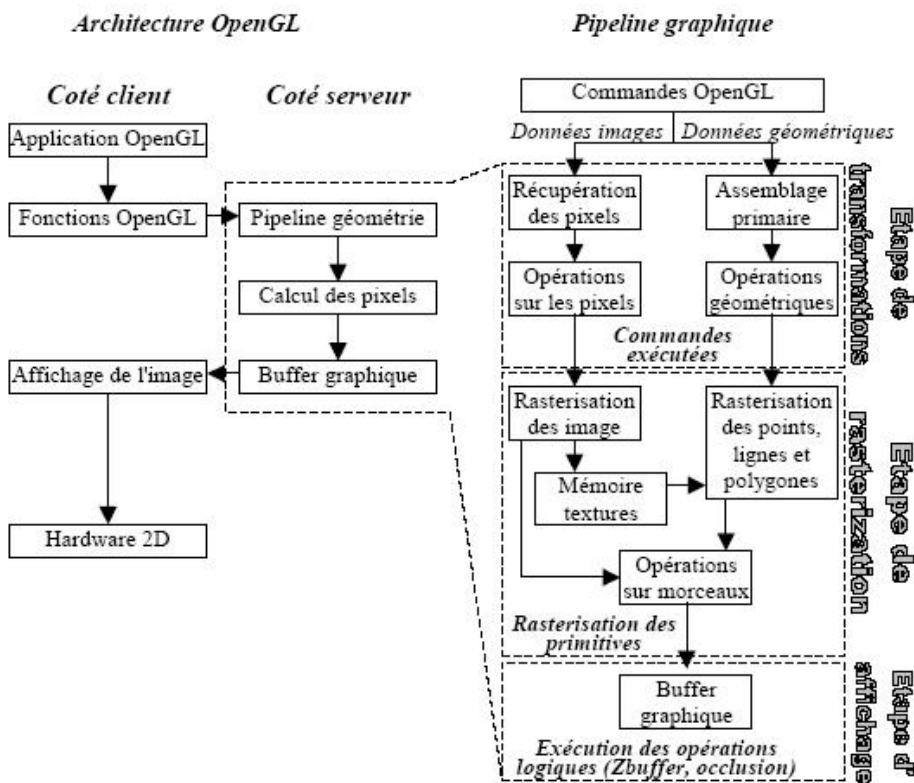
En plus d'être multi plate-forme, la bibliothèque OpenGL peut être utilisée depuis d'autres langages de programmation que le langage C : Fortran, Ada, C++ et Java. Cette caractéristique fait d'OpenGL la bibliothèque graphique utilisable sur le plus grand nombre d'environnements différents. Comparée à Quickdraw3D et Direct3D, OpenGL n'est pas une API de haut niveau dans le sens où elle ne fournit pas de fonctions pour effectuer des tâches de haut niveau comme l'édition d'objet ou la gestion de fichiers. Ces tâches sont laissées à la charge du programmeur. Pour manipuler une API de haut niveau exploitant OpenGL, le meilleur choix est d'écrire une application utilisant Silicon Graphics Open Inventor. Cette API propose en effet une architecture 3D orientée objets donnant accès à des fonctions de haut niveau. Cette API, de ce fait, est fortement conseillée pour les novices en programmation 3D et ceux qui préfèrent la structuration des programmes orientés objets. Un point très important dans le développement de cette bibliothèque est que les cartes graphiques avec fonctions 3D câblées prennent désormais en charge au niveau matériel les quelques 250 commandes OpenGL. Jusqu'à récemment de telles cartes coûtaient très cher et étaient uniquement disponibles sur certaines stations de travail UNIX dont les Silicon Graphics. Actuellement, grâce à la volonté d'ouverture de SGI, toutes les cartes d'entrée de gamme supportent désormais en plus des commandes Direct3D, celles d'OpenGL. L'effort des constructeurs va même jusqu'à proposer des drivers pour Linux, preuve qu'ils croient à la fois au développement d'OpenGL et à celui de Linux.

Pour les cartes à base de processeurs graphiques Voodoo de 3Dfx Interactive, première famille de carte à avoir proposé un driver sous Linux, cette accélération se fait par l'intermédiaire de la bibliothèque Glide qui sert d'interface vers les registres de la carte.

La Figure 24 nous montre d'une part l'architecture logicielle d'OpenGL et, d'autre part, l'ordre des opérations dans son pipeline graphique. Puisque l'architecture d'OpenGL est de type client-serveur, les calculs et l'affichage de la scène pourront soit être faits sur une même machine, soit répartis selon les possibilités des machines. Dans ce second cas, le pipeline graphique sera géré par le serveur qui recevra les données du client et lui renverra la scène calculée. C'est dans le pipeline graphique que le système détermine si une commande est accélérée par le matériel. Selon le cas, l'exécution de cette commande sera aiguillée vers un module matériel ou un module d'émulation logicielle.

OpenGL compte deux modes de rendu différents : un mode immédiat où les commandes sont envoyées une à une au serveur que celui-ci exécute le plus rapidement possible et un mode retenu où les commandes sont stockées dans une liste et envoyées en bloc au serveur. Ce dernier mode compte deux avantages importants :

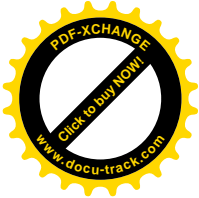
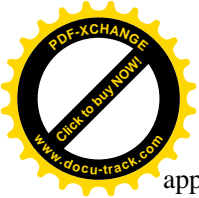
- pour afficher un objet complexe, il suffit de référencer la liste au lieu de redonner toutes les commandes,
- les informations sur un objet sont ainsi envoyées rapidement sur le réseau.



**Figure 24. Architecture logicielle et pipeline graphique d'OpenGL.**

Le seul inconvénient de ce mode retenu est lorsque l'on souhaite modifier l'objet. Il faudra pour cela supprimer la liste actuelle et en créer une autre contenant l'objet modifié. Avec OpenGL, il est cependant possible de mélanger des commandes immédiates et des exécutions de liste de commandes, rendant ainsi possible la gestion des objets animés en mode immédiat et ceux fixes en mode retenu.

OpenGL semble, pour toutes ces qualités, une API de choix pour la création d'une



application 3D. Les seuls points négatifs par rapport à ses concurrents est le manque d'architecture orientée objets et le fait que les textures utilisées doivent avoir des dimensions de 2n pixels en largeur et de 2m pixels en hauteur pour les raisons évidentes d'un rendu plus rapide car les images peuvent ainsi être parcourues pixel à pixel par décalages au lieu de multiplications plus coûteuses.

## 5.5. Les bibliothèques d'outils

Contrairement à l'ancienne API de SGI, IRIS-GL, OpenGL a été créée afin de donner accès à des fonctions graphiques indépendantes du matériel et donc indépendantes du système d'exploitation utilisé. C'est pourquoi, cette bibliothèque ne propose pas de fonctions permettant la gestion des fenêtres ; cette tâche étant dépendante du système d'exploitation utilisé et plus précisément de son interface graphique. Cependant, plusieurs bibliothèques d'utilitaires peuvent s'ajouter à OpenGL pour prendre en charge cet aspect (ces bibliothèques fonctionnent également avec Mesa) :

- La bibliothèque GLUT12 (*OpenGL Utility Toolkit*), considérée comme la remplaçante de la bibliothèque AUX (*Auxiliary library*), gère de façon transparente par procédures de type *callback* les événements et le rendu dans des fenêtres. Elle donne la possibilité de créer des programmes pouvant être compilés et exécutés sous n'importe quel système d'exploitation possédant cette bibliothèque de fonctions. D'autre part, GLUT fournit des routines permettant de créer facilement des objets 3D complexes (des cylindres, des sphères, ...) qu'il n'est pas trivial de créer avec les quelques primitives géométriques OpenGL (points, lignes et polygones).

- La bibliothèque GLX (*OpenGL eXtension*) permet de lier un programme utilisant des fonctions OpenGL avec le système graphique XWindow.

- La bibliothèque GLW (*OpenGL extension for Windows*) est équivalente à GLX mais pour les plates-formes Win32. Elle est toutefois très peu par rapport à GLUT et AUX. Il existe également la bibliothèque GLU (*OpenGL Utility Library*) qui comme la bibliothèque GLUT donne accès à des routines permettant de créer des objets 3D complexes. Cependant, GLU ne prend absolument pas en charge le système de fenêtrage. Les ensembles {GLX, GLU}, {GLW, GLU} ou {AUX, GLU} correspondront donc, à peu près, aux fonctionnalités de la bibliothèque GLUT seule. GLU est néanmoins plus complète que GLUT pour la création d'objets complexes, puisqu'elle intègre, par exemple, la tassélation.

Comment [Phil. Rei4]: il manque un adjectif...

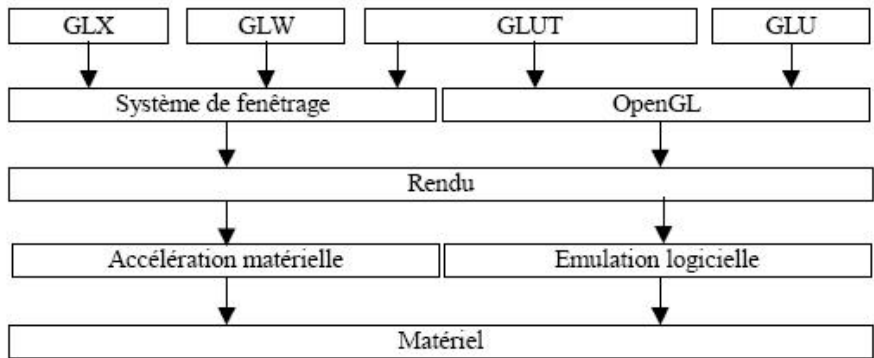


Figure 25. Position des différentes bibliothèques OpenGL

## 5.6. Squelette de code OpenGL

Les programmes OpenGL utilisant la bibliothèque GLUT pour prendre en charge le système de fenêtrage quel que soit le système d'exploitation, auront toujours la même structure. Cette structure est donnée afin d'expliquer à quoi servent les différentes fonctions et pour montrer où nous devons ajouter le code créant les objets et le code pour les animations et les événements.

### Avec GLUT

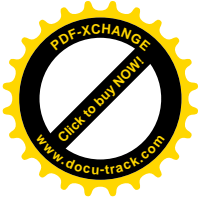
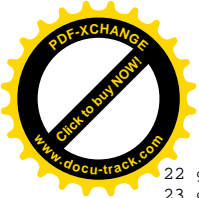
Le programme suivant explique comment utiliser la bibliothèque OpenGL pour décrire des objets en trois dimensions et comment utiliser les fonctions de la bibliothèque GLUT pour gérer le système de fenêtrage, les interactions et générer des objets complexes.

Cet exemple utilise le mode immédiat. Pour le mode retenu, il suffit d'initialiser une liste de commande (*display list*) dans la fonction *init* et de l'exécuter dans la fonction *display*. L'initialisation se fait tout d'abord par l'appel à la fonction *glGenLists* à qui l'on doit passer en argument le nombre de listes voulues. Puis il faut remplir les listes en faisant appel aux commandes (OpenGL ou GLUT ou GLU) entre les appels à la fonction *glNewList* (ayant comme paramètre le numéro de la liste à remplir) et à la fonction *glEndList*. L'utilisation de cette liste se fait dans la fonction *display* en appelant la commande *glCallList* avec le numéro de la liste à exécuter en paramètre.

```

1 #include <GL/gl.h> /* Déclaration des fonctions d'OpenGL */
2 #include <GL/glut.h> /* Déclaration des fonctions de GLUT */
3
4 void init(void) {
5   glClearColor(0.0, 0.0, 0.0, 0.0); /* La couleur d'effacement */
6   glShadeModel(GL_FLAT); /* Le style de rendu */
7 }
8
9 void display(void) { /* Fonction dessinant chaque trame */
10  /* effacement du frame-buffer et du Z-buffer */
11  glClear(GL_COLOR_BUFFER_BIT, GL_DEPTH_BUFFER_BIT);
12  glColor3f(1.0, 1.0, 1.0); /* La couleur pour dessiner */
13  /* Initialisation de la matrice de transformation */
14  glLoadIdentity();
15  /* Transformation des objets par rapport au point de vue */
16  glTranslatef(0.0, 0.0, (GLfloat) zoom);
17  /* dessin des objets */
18  glBegin(GL_POLYGON);
19  glVertexf(0.25, 0.25, 0.0);
20  glVertexf(0.75, 0.25, 0.0);
21  glVertexf(0.75, 0.75, 0.0);

```



```
22 glVertexf(0.25, 0.75, 0.0);
23 glEnd();
24 glutSolidSphere(1.0, 16, 16);
25 glSwapBuffers(); /* Affichage de l'image calculée */
26 }
27
28 void reshape(int w, int h) { /* Fonction de redimensionnement */
29     glViewport(0, 0, w, h);
30     glMatrixMode(GL_PROJECTION);
31     glLoadIdentity();
32     gluPerspective(45.0, w/h, 1.0, 20000.0);
33 }
34 glMatrixMode(GL_MODELVIEW);
35 glLoadIdentity();
36
37 int main(int argc, char **argv) {
38     glutInit(&argc, argv);
39     glutInitMode(GLUT_DOUBLE, GLUT_RGB);
40     glutInitWindowSize(500, 500);
41     glutInitWindowPosition(100, 100);
42     glutCreateWindow(argv[0]);
43     init();
44     glutDisplayFunc(display);
45     glutReshapeFunc(reshape);
46     glutMainLoop();
47     return 0;
48 }
```

Afin d'utiliser les fonctions et constantes des bibliothèques OpenGL et GLUT, nous devons déclarer l'utilisation des fichiers entêtes "GL/gl.h" et "GL/glut.h" (lignes 1 et 2). Pour la compilation, les bibliothèques dynamiques devront être liées pour que les symboles soient résolus et non seulement déclarés.

La fonction *main* (ligne 37) qui est appelée lorsque l'on exécute le programme, initialise tout d'abord la fenêtre de rendu à l'aide des cinq fonctions de la bibliothèque GLUT créées à cet effet. Les appels à ces fonctions se situent entre la ligne 38 et la ligne 42. Les fonctions effectuent les opérations suivantes :

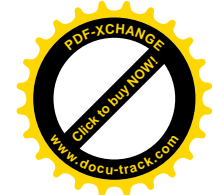
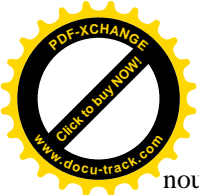
- *glutInit(int \*argc, char \*\*argv)* initialise GLUT et prend en charge les options passées en paramètre (par exemple pour XWindow, cela peut être une option *-display* ou *-geometry*). Cette fonction doit toujours être appelée avant toute autre fonction GLUT.

- *glutInitDisplayMode(unsigned int mode)* spécifie, à l'aide de constantes GLUT, si l'on veut utiliser un modèle de couleur RGBA (triplet RGB plus une valeur Alpha de transparence) ou un modèle de couleurs indexées (par palette). Dans le cas où l'on souhaiterait utiliser le deuxième, il faudra remplir la palette à l'aide d'appels à la fonction *glutSetColor* qui définit une couleur. Dans la fonction *glutInitDisplayMode*, on peut également spécifier si l'on souhaite utiliser une fenêtre avec un double *buffer* pour les animations ou un simple *buffer* pour un seul rendu. Enfin, cette fonction permet de spécifier si l'on veut un *buffer* pour la profondeur (un tampon qui garde en mémoire la profondeur de chaque pixel, le *Z-Buffer*), un *stencil buffer* (un tampon qui garde en mémoire les portions de l'écran sur lesquelles le rendu ne doit pas être effectué), un *buffer* d'accumulation (généralement utilisé pour les opérations d'*anti-aliasing*).

- *glutInitWindowPosition(int x, int y)* spécifie la position de la fenêtre de rendu.

- *glutInitWindowSize(int width, int height)* spécifie la taille de la fenêtre de rendu.

- *glutCreateWindow(char \*string)* crée la fenêtre de rendu dont le nom est passé par l'argument *string*. La fonction renvoie un identificateur unique de type entier pour la fenêtre



nouvellement créée. Tant que l'appel à la fonction *glutMainLoop*, que nous expliquerons dans un instant, n'a pas été effectué, la fenêtre ne sera pas visible.

A la ligne 43 (dans la fonction *main*), après les initialisations nécessaires de la librairie GLUT, nous faisons appel à une fonction d'initialisation d'OpenGL. Cette fonction *init* (lignes 4 à 7) définit la couleur d'effacement de la fenêtre de rendu entre chaque trame (la couleur du fond de la scène) à l'aide de la fonction *glClearColor* qui prend en paramètres quatre flottants définissant la valeur du quadruplet RGBA. La deuxième commande d'initialisation d'OpenGL sert à définir le type de rendu que l'on souhaite, à l'aide de la fonction *glShadeMode* qui prend en paramètre une constante OpenGL correspondant à un type de rendu. Dans notre cas, nous avons spécifié un rendu de type FLAT (c'est-à-dire que la géométrie aura une couleur uniforme parce que la couleur d'un sommet est dupliquée pour les autres sommets), nous utilisons donc la constante *GL\_FLAT* correspondante. L'autre valeur possible est *GL\_SMOOTH* qui correspond au cas où la couleur de chaque sommet de la géométrie est traitée individuellement et la couleur des points intermédiaires est interpolée en fonction de celle des sommets.

Les lignes 44 à 46 définissent les fonctions de type *callback* de GLUT qui prennent en charge les événements. Généralement, ces fonctions servent à programmer les interactions possibles avec la scène. La mise à jour de la scène après une interaction se fait par la fonction *glutPostRedisplay*. Si l'on veut que la scène soit dessinée, les deux fonctions de type *callback* qu'il est obligatoire de faire apparaître dans un programme utilisant GLUT sont :

- *glutDisplayFunc(void(\*func)(void))* dont le paramètre est une fonction sans argument, spécifie à GLUT la fonction à appeler pour effectuer le rendu (*display* dans notre exemple). Dès que GLUT juge qu'il est nécessaire de redessiner la fenêtre il doit appeler la fonction de rendu. Il est donc obligatoire de lui fournir.

- *glutMainLoop(void)* fait apparaître toutes les fenêtres créées et le rendu vers ces fenêtres devient effectif. L'appel à cette fonction fait également démarrer l'écoute des événements. D'autres fonctions de gestion des événements peuvent être ajoutées mais ne sont pas obligatoires :

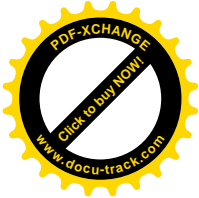
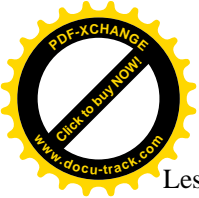
- *glutReshapeFunc(void (\*func)(int w, int h))* dont le paramètre est une fonction avec deux arguments de type entier, spécifie à GLUT la fonction qu'il doit appeler lorsque la taille de la fenêtre est modifiée. Cette fonction est utilisée dans notre petit exemple ligne 44.

- *glutKeyboardFunc(void (\*func)(unsigned char key, int x, int y))* dont le paramètre est une fonction avec trois paramètres (l'un récupérant la touche du clavier frappée, les deux autres les coordonnées de la souris lors de la frappe), spécifie à GLUT la fonction à appeler lorsqu'un événement clavier est reçu.

- *glutMouseFunc(void (\*func)(int button, int x, int y))* dont le paramètre est une fonction avec trois paramètres (l'un récupérant le bouton de la souris appuyé, les deux autres les coordonnées de la souris lors du clic de souris), spécifie à GLUT la fonction à appeler lorsqu'un événement souris est reçu.

- *glutMotionFunc(void (\*func)(int x, int y))* dont le paramètre est une fonction avec deux paramètres donnant les coordonnées de la souris, spécifie à GLUT la fonction à appeler lorsque la souris est en mouvement et qu'un de ses boutons est appuyé.





Les fonctions utilisées dans la fonction *display* qui effectuent le rendu sont principalement des fonctions de la librairie OpenGL. Ces fonctions définissent les points, les normales, les coordonnées pour appliquer les textures, les couleurs, etc. Toutes ces fonctions définissant des options de rendu doivent être appelées entre un appel à la fonction *glBegin* qui repère le début d'une série de commandes OpenGL et un appel à la fonction *glEnd* qui en marque la fin. Les fonctions valides sont au nombre de 2413. Au lieu de décrire les formes géométriques plus compliquées à l'aide de ces 24 fonctions de base, nous pouvons utiliser des fonctions GLU ou GLUT de plus haut niveau. Par exemple une fonction de la librairie GLUT pour tracer un cube en fil de fer est *glutWireCube* ou pour tracer une sphère pleine *glutSolidSphere*. Dans ce cas, nous n'avons pas besoin d'appeler *glBegin* et *glEnd*. Dans les deux cas, nous utilisons cependant les routines de GLUT pour la gestion des événements et des fenêtres.

La fonction *reshape* est appelée automatiquement par les fonctions de GLUT lorsque l'utilisateur agrandit ou diminue la fenêtre de rendu. Cette fonction définit la position de la caméra, son angle de vue ou le type de projection (parallèle ou perspective) en fonction de la taille de la fenêtre.

## 5.7. Détermination des normales pour les calculs d'éclairément

Cette partie n'est pas un élément indispensable dans la reconstruction d'une forme. Néanmoins, ce sont les différences d'éclairément qui donneront la sensation de relief 3D à la forme. Il est donc important d'obtenir des valeurs de normales cohérentes en chaque point de la surface (en fait, à chaque sommet du polygone). Pour cela, nous avons utilisé une propriété fondamentale des champs scalaires différentiables : le vecteur gradient est orthogonal à la surface.

$$\vec{\text{grad}}(F)(x, y, z) = \left( \frac{\partial F}{\partial x}(x, y, z), \frac{\partial F}{\partial y}(x, y, z), \frac{\partial F}{\partial z}(x, y, z) \right)$$

Nous approximons ces dérivées partielles au niveau de chaque sommet du cube :

$$\begin{aligned} \frac{\partial F}{\partial x}(x, y, z) &= \frac{F(x+1, y, z) - F(x-1, y, z)}{2} \\ \frac{\partial F}{\partial y}(x, y, z) &= \frac{F(x, y+1, z) - F(x, y-1, z)}{2} \\ \frac{\partial F}{\partial z}(x, y, z) &= \frac{F(x, y, z+1) - F(x, y, z-1)}{2} \end{aligned}$$

Maintenant, pour un point quelconque de notre polygone, comme celui-ci se trouve sur une arête de la case, il ne reste plus qu'à interpoler linéairement la valeur des normales aux deux extrémités.

## 5.8. Quantification et visualisation 3D du GPI

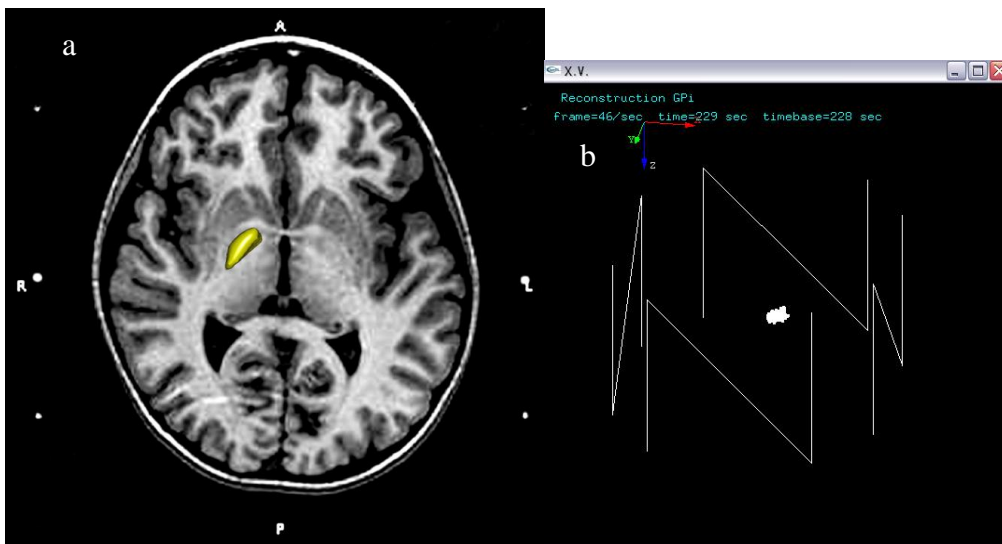
### 5.8.1. La visualisation

L'application du modèle stéréotaxique du GPI est possible en utilisant un ordinateur standard (ou une autre plateforme) avec différents systèmes d'exploitations. Cette méthode

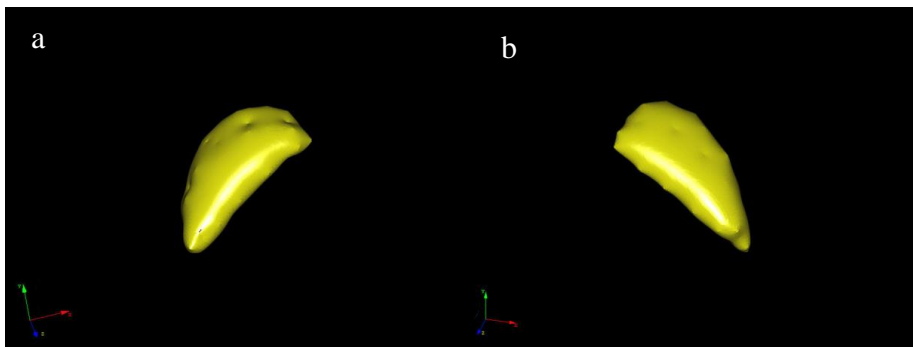
présente comme avantages principaux d'être peu gourmande en mémoire (puisque cette surface est définie essentiellement à l'aide d'une fonction mathématique) et d'être calculable à différents niveaux de détails ; le GPi faisant partie intégrante d'une grille cubique tridimensionnelle, il suffit pour cela de diminuer ou d'augmenter le pas de la grille de calcul.

En appliquant cette méthode à la reconstruction du GPi (Figure 26, Figures 27), nous constatons que cette méthode fournit d'excellents résultats avec des temps d'exécution très raisonnables (1m45s pour la visualisation du GPi avec une grille cubique de 256x256x256 ; 6 secondes avec une grille de 100x100x100). Pour avoir un résultat précis, il nous faut une densité de points minimale de 50 points par GPi. De plus, nous gardons un contrôle humain sur la saisie des volumes. Chaque point de l'espace et du GPi peut être localisé dans l'espace stéréotaxique (espace chirurgical) par une visualisation directe de ces coordonnées sous contrôle visuel.

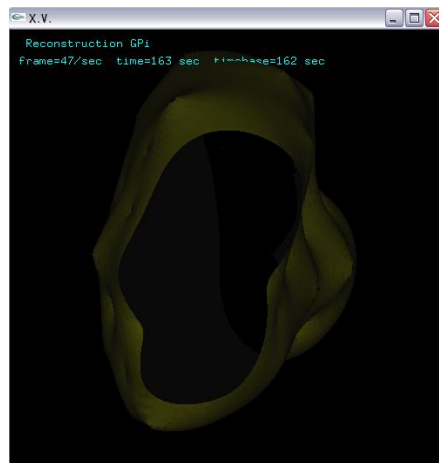
Nous avons également implémenté une interface de visualisation OpenGL des formes reconstituées. Les touches x, y et z (resp. X, Y et Z) entraînent la rotation dans le sens direct (resp. indirect) de la forme selon son centre de gravité. Les touches i ou I provoquent le retour de la forme dans sa position initiale. Les flèches directionnelles permettent de translater la forme dans les différents plans. Nous avons également implémenté un zoom qui nous permet de voir l'intérieur du GPi dans la perspective de remplir le GPi de fibres nerveuses ou de visualiser l'interaction de la distribution des paramètres électriques générés par les électrodes de stimulation cérébrale profonde, lors de leurs implantations dans le GPi.



**Figure 26. Modélisation sous cadre de stéréotaxie du GPi droit d'une patiente de 12 ans souffrant d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1. Le GPi est ici superposé à l'IRM préopératoire stéréotaxique (a). Le modèle étant calculé en conditions stéréotaxiques, chaque point du volume (GPi) se situe exactement dans l'espace chirurgical. La figure (b) représente une vue arrière du GPi laissant apparaître le cadre de stéréotaxie.**



**Figure 17.** Les deux GPi d'une patiente atteinte d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1. La grille cubique a une résolution de 256x256x256. Les volumes de ces GPi est de 629.7 mm<sup>3</sup> à droite (a) et de 596.3 mm<sup>3</sup> à gauche (b).



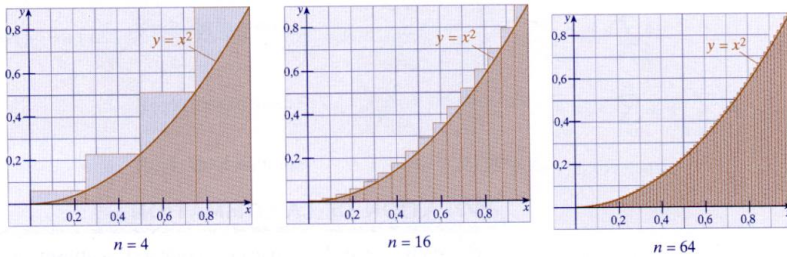
**Figure 28.** Implémentation d'un zoom permettant de pénétrer à l'intérieur du GPi dans la perspective de remplir le noyau de fibres nerveuses ou de visualiser l'interaction de la distribution des paramètres électriques générés par les électrodes de stimulation cérébrale profonde lors de leurs implantations dans le GPi.

Nous avons également placé un compteur fps (frames per second) qui donne une idée des ressources système utilisées. Il est à noter que les calculs ne sont exécutés en réalité qu'une seule fois, lors de l'initialisation du programme. Une fois ces calculs effectués, le programme stocke les résultats dans une liste d'affichage donc sous forme pré compilée. Le compteur fps est un indicateur de la complexité du processus d'affichage de la forme mais pas de la complexité du processus de reconstruction proprement dit.

### 5.8.2. Calcul volumique

On connaît, par exemple, les formules donnant l'aire d'un rectangle, d'un carré, d'un triangle, d'un cercle et même d'un trapèze. On arrive alors à déterminer l'aire de régions ayant des formes plus compliquées en décomposant ces régions en plusieurs formes simples et en utilisant des formules connues. Cette méthode est le fondement du calcul d'intégrale

(Figure 29).



**Figure 29. L'estimation de l'aire augmente lorsqu'on augmente le nombre de rectangles.**

Le GPi étant dans une grille cubique tridimensionnelle, nous pouvons aisément calculer son volume en parcourant cette grille de cube en cube (de voxel en voxel). En effet, la surface implicite est définie par une fonction qui, donnant un point dans l'espace, indique si le point est à l'intérieur ou à l'extérieur de la surface, ce qui est approprié pour le calcul volumique. En parcourant la grille, si le point appartient au GPi, c'est-à-dire que la fonction totale est supérieure à 1, nous ajoutons le volume d'un cube de la grille. Plus la taille de la grille cubique est grande et plus l'estimation du volume augmente.

Voici un extrait de l'algorithme pour le calcul du volume :

```

for(z=0;z<grilleSize ;z++)
{
    zc=-grilleDimension[2]*0.5 + (deltaZ/2) + z*(deltaZ);

    for(y=0; y < grilleSize ;y++)
    {
        yc=-grilleDimension[1]*0.5 + (deltaY/2)+y*(deltaY);

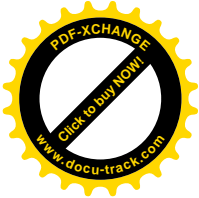
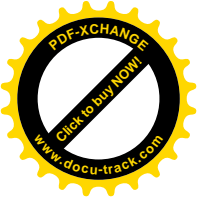
        for(x=0;x< grilleSize ;x++)
        {
            xc=-grilleDimensionp[0]*0.5 + (deltaX/2) + ax*(deltaX);

            xyzc[0]=xc;
            xyzc[1]=yc;
            xyzc[2]=zc;

            if(ftot(xyzc)>=1) {volumetotal = volumetotal + volumecube;}
        }
    }
}

```

où **ftot** est la fonction totale (ou fonction finale) c'est-à-dire la combinaison linéaire de toutes les fonctions de bases, **deltaX** (respectivement **deltaY** et **deltaZ**) est la largeur d'une arête d'un cube (dépendant de la taille de la grille choisie), **volumecube** le volume d'un cube c'est-à-dire  $\text{deltaX} \cdot \text{deltaY} \cdot \text{deltaZ}$ , et **xyzc** les coordonnées du point dans la grille.



## **6. Modélisation tridimensionnelle de la distribution des paramètres électriques autour de l'électrode de stimulation cérébrale profonde.**

### **6.1. Les aspects électriques de la stimulation cérébrale profonde**

#### **6.1.1. Le système de stimulation**

Nous avons vu dans le chapitre précédent que la stimulation électrique des structures cérébrales se fait à travers une électrode à quatre contacts. Cette électrode est connectée à un stimulateur implanté sous la peau. Les paramètres de stimulation ainsi que d'autres informations concernant le stimulateur peuvent être programmés et consultés à l'aide d'une console de programmation (Figure 30) qui communique avec le stimulateur par télémetrie : configuration des contacts (anode ou cathode), voltage (de 0 à 10.5 V), fréquence (de 2 à 185 Hz), durée d'impulsion (60 à 450  $\mu$ s) et synchronisation (stimulation continue ou cyclique).

Le système de stimulation (Figure 30) cérébrale profonde est donc un système multiprogrammable qui délivre une stimulation électrique dans des zones sélectionnées du cerveau et qui inclut :

- Les stimulateurs (Itrel II, Itrel 3 et aujourd'hui Soletra ou Kinetra, Medtronic) qui envoient des faibles niveaux de pulsations électriques. Il comporte une batterie.
- Les extensions de 90 cm de longueur qui sont des fils conducteurs connectant le stimulateur à l'électrode.
- Les électrodes (Modèle 3389, Medtronic) à quatre contacts numérotés de 0 à 3 (0 étant le contact le plus profond). Chacun de ces contacts mesure 1.5 mm de hauteur séparés entre eux de 0.5 mm. Le diamètre de l'électrode est de 1.27 mm. C'est au niveau des électrodes que le courant électrique est transféré au cerveau.

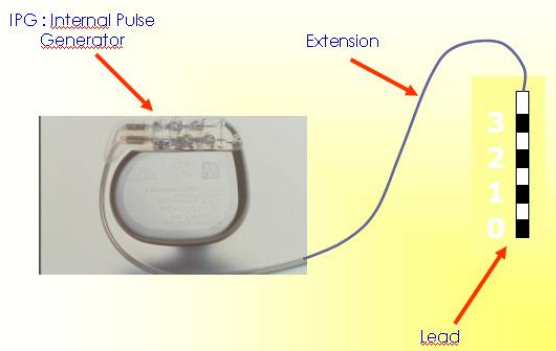


Figure 30. Le système de stimulation est un circuit ouvert programmé par télémétrie à l'aide d'une console de programmation, la N-Vision.

### 6.1.2. Les paramètres de stimulation

Après l'implantation des électrodes, le but est de trouver une combinaison optimale entre la largeur d'impulsion, la fréquence, le voltage et la configuration des électrodes. La combinaison optimale est celle qui réduit le plus les symptômes, minimise les effets de bords et la consommation des batteries. Cependant, il est difficile de trouver les paramètres optimaux qui, en même temps, améliorent le patient, minimise les effets de bords et la consommation des batteries.

La configuration des contacts peut être choisie. Ils peuvent être activés de manière indépendante avec une polarité positive, négative ou neutre. Le boîtier du stimulateur peut servir comme pôle positif dans le circuit électrique. Sa polarité peut également être neutre. Comme dans n'importe quel circuit électrique, le circuit de stimulation doit être composé d'un pôle négatif et d'un pôle positif. On distingue alors deux modes de stimulation, le mode **monopolaire** où le pôle positif est le stimulateur et un ou plusieurs contacts de l'électrode sont négatifs (Exemple : contact 1-négatif et le stimulateur positif). Dans ce cas, le courant circule entre l'électrode (Pôle négatif) et le stimulateur (Pôle positif) à travers les tissus corporels. Dans le mode **bipolaire** le courant circule entre deux ou plusieurs contacts ; les deux pôles se trouvent sur l'électrode (Exemple : contact 1-négatif et contact 2 positif). Il semble que l'efficacité de la stimulation est plus grande près des pôles négatifs que des pôles positifs.

L'impulsion envoyée pendant la stimulation est définie par sa fréquence, sa durée ainsi que son amplitude (Figure 31), jouant un rôle majeur dans l'amélioration clinique des patients.

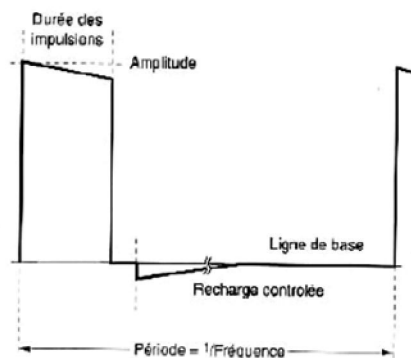


Figure 31. Impulsion de stimulation.

• **La fréquence**

La fréquence est un paramètre crucial pour l'obtention de l'effet thérapeutique. Dans notre centre, nous utilisons une stimulation haute fréquence à 130 Hz, cette stimulation haute fréquence étant nécessaire pour l'obtention d'un effet thérapeutique (Dostrovsky, Levy et al. 2000; Dostrovsky and Lozano 2002). De nombreuses études dont une publication datant de 1960 (Hassler, Riechert et al. 1960) montrent que la stimulation basse fréquence (5Hz) du thalamus peut exacerber le tremblement et plus récemment que l'application de la basse fréquence dans le noyau sous-thalamique entraîne une aggravation de l'akinésie chez les patients parkinsoniens. Le mécanisme neuronal de ce phénomène fréquence- dépendant est inconnu. Chez les patients dystono-dyskinétiques, une stimulation haute fréquence est choisie dans la majorité des centres pour traitement symptomatique de ces pathologies.

• **La durée d'impulsion**

Des discussions concernant la valeur optimale de la durée d'impulsion sont toujours d'actualité, car l'efficacité de la stimulation cérébrale profonde a été démontrée pour plusieurs valeurs. Nous utilisons une durée d'impulsion de 450 µs montrant une grande efficacité depuis le début de la stimulation dans notre centre. D'autres durées d'impulsions, comme 210 µs, sont utilisées (Krauss, Lohr et al. 2003).

Une étude a été menée à Montpellier pour comparer deux valeurs de durée d'impulsion couramment utilisées : 210 et 450 µs. C'est une étude en double-aveugle sur cinq patients implantés bilatéralement dans les GPi et améliorés à plus de 80% sur l'échelle de BFMDRS. Au niveau d'un hémisphère cérébral, la durée d'impulsion de 450 µs a été remplacée par 210 µs. Le voltage a ensuite été adapté afin d'obtenir des courants comparables. Les patients ont été évalués chaque jour durant les premiers cinq jours, puis tous les deux mois après le changement des durées d'impulsions pendant six mois et enfin tous les six mois par la suite.

Aucune différence significative n'a été trouvée au niveau de la réponse clinique entre les deux valeurs (Figure 32).

Pat.	E <sub>3</sub> E <sub>2</sub> E <sub>1</sub> E <sub>0</sub>	U [V]		I [μA]		BMFDRS /120		BMFDRS /30	
		450	210	450	210	450	210	450	210
1	0 -- 0	1.0	2.0	118	134	5	5	2	2
2	0 -- 0	1.5	2.5	93	96	2	2.5	2	2
3	0 0 - 0	1.6	2.2	54	53	3	2	1	1
4	-- 0 0	1.7	3.2	100	100	0	0	0	0
5	0 0 - 0	1.3	2.9	47/73		1.5	0	1	0

**Figure 32. Comparaison des scores moteurs et fonctionnels entre deux durées d'impulsion : 210 et 450 μs.**

La baisse de la durée d'impulsion peut être compensée par l'augmentation du voltage afin d'obtenir des courants comparables ; cela démontre que le courant délivré au cerveau ainsi que la fréquence représentent des paramètres cruciaux pour l'obtention de l'effet thérapeutique.

• **L'amplitude**

L'amplitude en Volt est un paramètre qui diffère d'un patient à l'autre. Sa valeur est influencée par la durée d'impulsion programmée : une durée d'impulsion de 450 μs semble nécessiter des voltages moins élevés qu'une durée d'impulsion de 210 μs pour obtenir un effet clinique comparable (Krauss, Lohr et al. 2003). Ceci pourrait être dû à l'excitabilité des neurones, qui change avec l'intensité de stimulation (courbes intensité-durée) (Holsheimer, Demeulemeester et al. 2000). Les facteurs influençant le voltage de stimulation thérapeutique sont la résistance du tissu, la position de l'électrode, la taille de la structure, la région à stimuler et probablement l'étiologie du syndrome dystono-dyskinétique.

• **L'impédance**

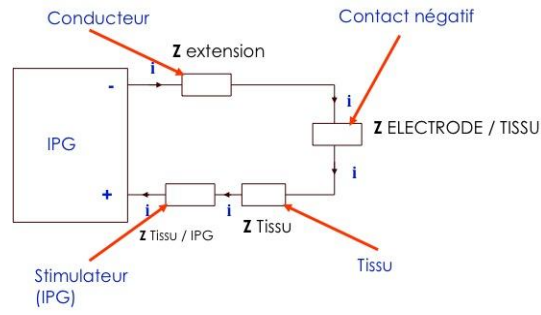
L'impédance de stimulation (mesurée en Ohm) est une valeur qui traduit l'importance du « frein » qui s'oppose au passage du courant dans le circuit électrique. On rencontre plusieurs types d'impédances : par exemple, selon que le courant traverse un matériau homogène (fil conducteur, ou tissus biologiques, ...), on parle alors de résistance pure, ou bien d'impédance capacitive si le courant change d'environnement (passage du plot métallique aux tissus biologiques). Le fil métallique qui constitue les électrodes de stimulation est un bon conducteur d'électricité. En effet, ce fil métallique est une résistance pure de l'ordre de 50 Ohms pouvant être négligée dans le circuit. De la même manière, lorsque le courant traverse les tissus biologiques, il rencontre très peu de résistance. Le passage du courant s'avère beaucoup plus difficile lors du passage du courant entre le plot de l'extrémité de l'électrode et les cellules des tissus voisins. Les électrons doivent franchir une interface entre deux matériaux différents produisant ainsi un **phénomène de polarisation** qui freine le passage des électrons vers les tissus. Le phénomène de polarisation se produit lorsque les particules positives présentes dans les liquides physiologiques s'accumulent autour du plot de stimulation, attirées par les électrons négatifs. Cela se traduit donc par une impédance élevée à ce niveau précis du circuit, appelée impédance d'interface électrode/tissu. Le phénomène de polarisation diminue lorsque la surface métallique en contact avec le tissu augmente. En effet, si la surface métallique est grande, les ions positifs attirés par les



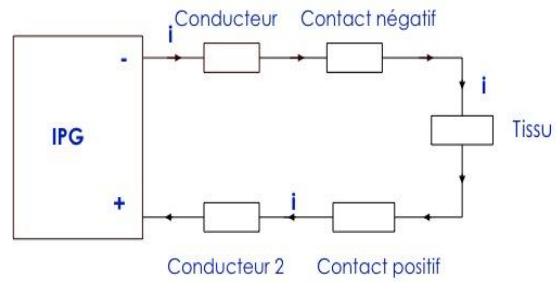
électrons se répartissent sur une surface plus grande, et la couche de polarisation est plus fine. L'impédance est donc plus importante lorsque l'électrode est petite et négligeable lors de l'interface tissu/stimulateur.

En résumé, l'impédance de l'extension reliant le stimulateur à l'électrode, l'impédance des tissus ainsi que l'impédance de l'interface tissu/stimulateur sont négligeables. Seule l'impédance de l'interface électrode/tissu ou tissu/électrode est significative (Figure 33).

Mode monopolaire : contact 1 négatif, stimulateur positif.  
 $Z_{\text{monopolaire}} = Z_{\text{extension}} + Z_{\text{contact/tissu}} + Z_{\text{tissu}} + Z_{\text{tissu/stimulateur}} \approx Z_{\text{contact/tissu}}$



Mode bipolaire : contact 1 négatif, contact 2 positif.  
 $Z_{\text{monopolaire}} = Z_{\text{conducteur}} + Z_{\text{contact/tissu}} + Z_{\text{tissu}} + Z_{\text{tissu/contact}} \approx Z_{\text{contact/tissu}} + Z_{\text{tissu/contact}}$



**Figure 33. Les impédances significatives du système de stimulation cérébrale profonde en mode monopolaire et bipolaire. Dans le cas du mode double monopolaire (Exemple : contact 1 et 2 négatif) l'impédance totale est divisée par deux (loi d'Ohm). En effet, les deux impédances de l'interface contact/tissu sont parallèles dans le circuit.**

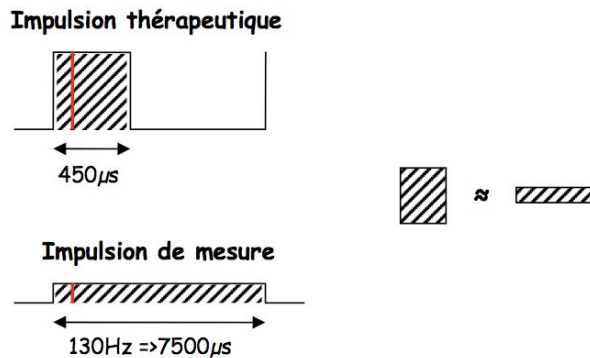
L'impédance est déterminée par la console de programmation à partir d'une chute de tension sur un condensateur de sortie pendant une impulsion. Ce calcul a été vérifié avec la collaboration de la société Medtronic et du Professeur Mennessier du Laboratoire de Physique Théorique et Astroparticules à Montpellier (CNRS, UMR 5207, Université Montpellier 2).

• **Le courant**

Le courant indiqué par l'appareil représente la somme du courant de fonctionnement du stimulateur et du courant réellement envoyé vers le cerveau à un instant t, pour une impulsion de mesure. Lors de la mesure, un courant continu est envoyé égale à la quantité de courant envoyée lors d'une impulsion thérapeutique (Figure 34). Pour une durée d'impulsion de 450

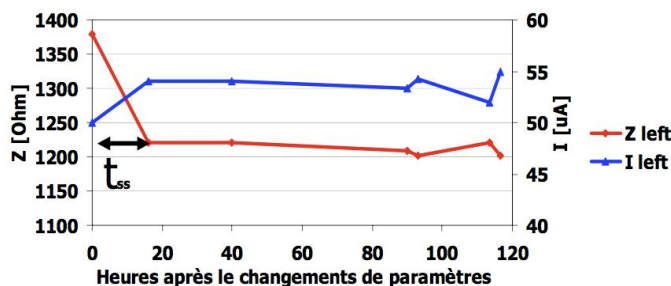
$\mu\text{s}$  et une fréquence de 130 Hz, le courant réellement délivré est d'environ  $\frac{7700\mu\text{s}}{450\mu\text{s}} = 17.1$  fois

plus élevé. Par exemple, pour un courant mesuré de  $70\mu\text{A}$ , on obtient un courant délivré d'environ 1.2 mA qui correspond aux grandeurs mentionnées dans la littérature (Saint-Cyr, Hoque et al. 2002). Par contre, il est important de préciser que la vraie impulsion thérapeutique ne correspond pas tout à fait à une impulsion rectangulaire, mais que l'amplitude diminue avec le temps dû aux déchargements de condensateurs.



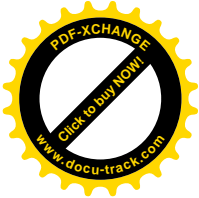
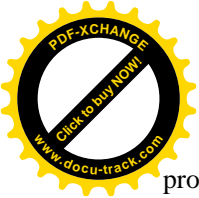
**Figure 34. Relation entre le courant mesuré et le courant réellement délivré (Hemm 2005).**

Les valeurs d'impédance et de courant sont difficiles à prédire avant l'opération car elles dépendent de l'individu. Néanmoins, ces mesures comparées aux valeurs de référence établies à partir des patients améliorés dans notre centre représentent en routine clinique un bon indicateur pour la gestion des paramètres électriques. En effet, un courant trop faible peut être la cause d'un résultat clinique incomplet et il est judicieux d'envisager, par exemple, l'activation d'un autre contact. Il faut également tenir compte d'une baisse d'impédance et donc une augmentation du courant lors de l'activation d'un contact supplémentaire (Figures 35). Une augmentation du courant peut par exemple provoquer des effets secondaires. Un court-circuit peut être détecté par une impédance nulle et un courant très élevé (circuit ouvert :  $Z \sim \infty$  et  $I \sim 0$ ).



**Figure 55. Diminution de l'impédance et augmentation du courant en fonction du nombre d'heures après le changement des paramètres.**

La densité de charge est également un paramètre à considérer lors de la stimulation cérébrale



profonde pour déterminer la sévérité des dommages tissulaires :

$$\text{Densité de charge} = \frac{\text{voltage} \times \text{largeur impulsion}}{\text{impédance} \times \text{surface contact électrode}}$$

La société Medtronic a fourni une limite de densité de charge à  $30\mu\text{C}/\text{cm}^2$  à partir de laquelle des dommages tissulaires peuvent apparaître. Cette limite est basée sur plusieurs études concernant la charge, la densité de charge et les dommages tissulaires. Elle a été intégrée au niveau des consoles de programmation, ce qui réduit les combinaisons lors de réglages des paramètres électriques de 25480 à 12964 (voltage, durée d'impulsion, fréquence). La densité de charge limite recommandée peut être remise en question car les fréquences utilisées dans les études sont bien plus basses que les fréquences utilisées en stimulation. De plus, un seuil de dommages neuronaux fréquence-dépendant a été trouvé.

### 6.1.3. Durée de vie des stimulateurs

Un autre paramètre qui doit être pris en compte lors du réglage des paramètres de stimulation est la durée de vie des stimulateurs qui dépend de l'amplitude, de la largeur d'impulsion, de la fréquence ainsi que de l'impédance et du courant :

$$\text{Longévité (années)} = \frac{\text{Energie disponible}}{\text{Energie prévue} \times 24 \times 365}$$

$$\begin{aligned} \text{Energie disponible} &= \text{Capacité de la batterie (Ahr)} \\ &= 6.4 \text{ Ahr (Kinetra)} \\ &= 2.7 \text{ Ahr (Solettra)} \end{aligned}$$

$$\text{Energie prévue} = \text{Courant de la batterie} + \text{Courant électrode}$$

où le courant de la batterie vaut  $15 \mu\text{A}$  pour un stimulateur Kinetra et  $7 \mu\text{A}$  pour un stimulateur Solettra. Le courant de l'électrode se calcule comme suit :

$$\text{Courant électrode} = i = \frac{\text{Amplitude}^2 \times \text{Largeur impulsion} \times \text{Fréquence}}{\text{Impédance}}$$

D'après cette formule, il devient évident que pour prolonger la durée de vie des stimulateurs il faut baisser l'amplitude, la fréquence et la largeur d'impulsion. Cependant, comme nous l'avons évoquée précédemment, la baisse de la largeur d'impulsion doit être compensée par une augmentation de l'amplitude pour obtenir un résultat clinique semblable ; il faut compenser la baisse de courant. Si l'impédance augmente, moins de courant est débité et les stimulateurs durent plus longtemps :

Les stimulateurs durent plus longtemps {

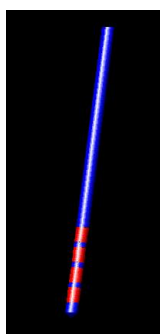
Si Mode bipolaire versus monopolaire
Si 1 contact négatif versus plusieurs contacts négatifs

## 6.2. Modélisation tridimensionnelle des paramètres électriques autour de l'électrode de stimulation cérébrale profonde

### 6.2.1. Modélisation de l'électrode

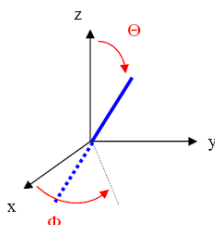
Avant de commencer la modélisation des paramètres électriques de l'électrode, nous représentons l'électrode de stimulation dans le volume cible à l'aide des coordonnées stéréotaxiques et des angles de la trajectoire de l'électrode définies lors de la planification chirurgicale ou à l'aide des IRM postopératoires pour les patients déjà implantés. Dans le modèle, l'électrode est représentée (dimensions réelles) par 8 cylindres (Figure 36) :

- 4 cylindres représentant les contacts de l'électrode (1.5 mm de hauteur, rayon 0.635 mm),
- 3 cylindres représentant les isolants (0.5 mm de hauteur, rayon 0.635 mm),
- 1 cylindre représentant la tige isolante de l'électrode (20 mm de hauteur, rayon 0.635 mm).

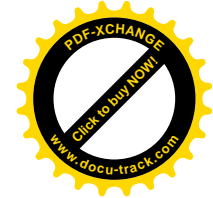
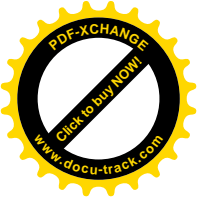


**Figure 36. Électrode cylindrique à quatre contacts. Le contact 0 est le contact le plus bas et le contact 3 le contact le plus haut (Medtronic 3389).**

La terminaison de l'électrode est représentée par un cylindre de 1 mm de hauteur et un cône de rayon 0.635 mm et de hauteur 0.5 mm. Ensuite à l'aide des coordonnées stéréotaxiques de la cible, il suffit de translater le référentiel de l'électrode (situé au milieu de l'isolant entre le contact 1 et le contact 2) vers la cible pour finir avec une double rotation matricielle pour la direction (Figure 37).



**Figure 37. Position de l'électrode. L'origine de l'électrode est placée au milieu de l'électrode entre les contacts 1 et 2.**



## 6.2.2. Distribution des paramètres électriques : modèle théorique

Nous avons développé un modèle tridimensionnel du système de stimulation *in vivo* incluant l'électrode de stimulation et le stimulateur (Model 7424, 7425, 7426, Medtronic) en collaboration avec le Professeur Mennessier (Laboratoire de Physique Théorique et Astroparticules, CNRS, UMR 5207, Université Montpellier 2). Il s'agit d'un modèle isotrope basé sur l'hypothèse que la résistivité du GPi peut être considérée comme homogène. Cette première hypothèse semble appropriée étant donné que la densité de neurones dans le GPi est relativement basse (Yelnik 2002) comparé à d'autres structures comme le NST.

La structure stimulée et son entourage (voisinage de l'électrode) sont représentés par un cylindre de 40 mm de rayon et d'une hauteur de 80 mm (Figure 38). Ces dimensions ont été choisies de façon à ce que le potentiel aux parois soit presque nul. La valeur du champ électrique aux parois du cylindre est de l'ordre du  $\approx 0.001$  V/mm, dépendant du voltage utilisé et des contacts activés.

La hauteur du cylindre a été choisie en prenant en compte la longueur moyenne entre le point d'entrée de l'électrode sur la surface corticale et la bandelette optique. Les différents calculs ont démontré que cette dimension du cylindre était nécessaire et suffisante car des dimensions supérieures ne modifiaient pas le résultat final. Comme nous l'avons vu précédemment, différentes configurations de l'électrode peuvent être programmées : monopolaire ou bipolaire. En mode bipolaire, les bords du cylindre sont considérés comme isolants. Dans le mode monopolaire, où le stimulateur est positif et un ou plusieurs contacts de l'électrode sont négatifs, le stimulateur a été modélisé par un disque de 20 mm de rayon placé sur la face inférieure du cylindre (Figure 39). Un des objectifs de ce modèle est de l'appliquer en routine clinique sur des patients déjà implantés avec un système de stimulation cérébrale profonde. Il est donc possible de modéliser la distribution de la densité de courant en tenant compte de l'**impédance du patient**. Un des autres objectifs est d'appliquer le modèle lors de la planification chirurgicale. Comme l'impédance du malade n'est pas connue à ce moment-là, il est nécessaire d'utiliser une **impédance théorique**. C'est pourquoi, le rayon du disque représentant le stimulateur a été calculé en comparant et en adaptant la magnitude du ratio des impédances en mode monopolaire et bipolaire dans le modèle, avec les valeurs moyennes des impédances mesurées chez les patients. La taille du stimulateur représenté par le disque a donc été adaptée afin de compenser la différence de distance entre l'électrode et le stimulateur dans le modèle (35.5 mm) envers celle qui est dans le système de stimulation réel (en moyenne 50 cm). En préopératoire, les impédances calculées par le modèle sont représentatives des impédances cliniques (Par exemple, contact 1 négatif : 1185 Ohm, contact 1 et 2 négatifs : 811.6 Ohm, contact 1 négatif et contact 2 positif : 1478.8 Ohm). Les interactions éventuelles entre les deux électrodes lors d'une stimulation bilatérale ont été négligées dans le modèle.

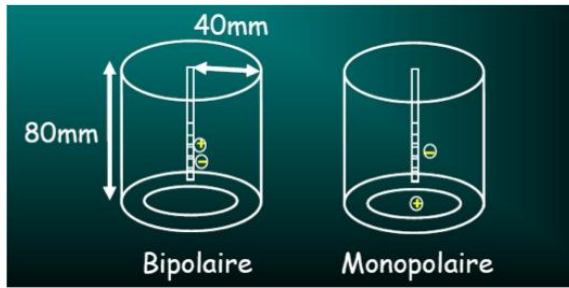


Figure 38. Modèle théorique du système de stimulation in-vivo. Le disque sur la face inférieure du cylindre représente le boîtier de stimulation.

### 6.2.3. Les grandeurs électriques impliquées autour de l'électrode

Dans le contexte de la stimulation électrique, plusieurs grandeurs électriques comme le champ électrique, la densité de courant et le potentiel entrent en jeu.

Chaque charge électrique, se trouvant dans l'entourage d'une autre charge, possède une énergie potentielle dépendante notamment de la distance entre elles. Cette énergie potentielle est appelée le **potentiel électrique** (V). L'unité du potentiel dans le système international est le joule par coulomb (J/C). La quantité J/C est appelée volt (V).

On parle souvent de voltage pour désigner la différence de potentiel  $\Delta V$  entre deux points proches de l'espace. Le potentiel électrique est défini à partir de la distribution des charges électriques dans l'espace à l'aide de l'application de la loi de Coulomb à une distribution volumique de charge et en utilisant le principe de superposition :

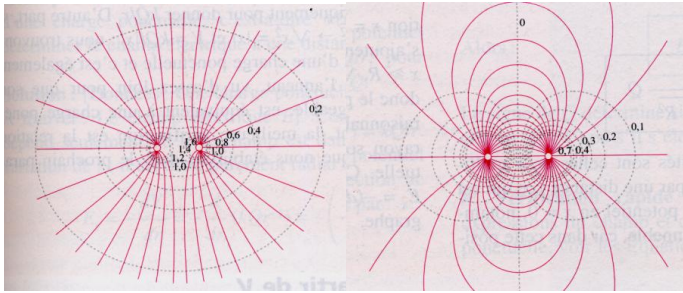
$$V_1(x_2, y_2, z_2) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \iiint \frac{\rho(x_1, y_1, z_1)}{r_{12}} dx_1 dy_1 dz_1$$

où  $\vec{r}_{12} = \vec{r}_2 - \vec{r}_1$  et où  $\rho$  est la densité de charge en 1 (autour du point 1 il y a une charge  $\rho dx_1 dy_1 dz_1$  dans le volume  $dv = dx_1 dy_1 dz_1$ ).

Le gradient de potentiel, c'est-à-dire la différence de potentiel présente sur une distance donnée  $x$  est le **champ électrique E** (V/mm). Il décrit la force  $F$  qu'il exerce sur une charge  $Q$ . Comme les lignes de champ électrique divergent d'une charge ponctuelle positive et convergent vers une autre charge ponctuelle négative, en électrostatique les lignes de champ partent toujours d'une charge positive et aboutissent à une charge négative (Figure 39). Les lignes de champ total ne se croisent jamais. Pour toute distribution de charge, le champ électrique résultant est, en chaque point, perpendiculaire à la surface équipotentielle. Par conséquent, étant deux formulations équivalentes, en précisant le potentiel électrique, on précise également le champ et inversement. L'une est dans une perspective de force et l'autre d'énergie. La relation, entre la différence de potentiel et le champ électrique d'une distribution de charge, peut être écrite sous la forme intégrale suivante :

$$\delta V = - \int_{\vec{r}_1}^{\vec{r}_2} \vec{E} \cdot d\vec{l}$$

où  $\delta V$  représente la différence de potentiel entre points ( $P_i$  et  $P_f$ ) que sépare une distance infinitésimale  $dl$ .



**Figure 39. En haut, surfaces équipotentielles et lignes de champ de deux charges égales. En bas, surfaces équipotentielles de deux charges opposées (un dipôle).**

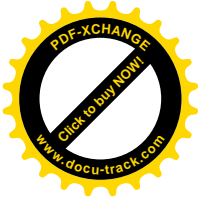
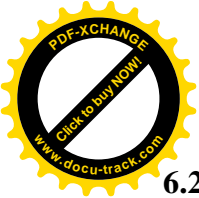
Les composantes du champ peuvent donc être obtenues par les dérivées partielles :

$$E_x = -\left(\frac{\partial V}{\partial x}\right), E_y = -\left(\frac{\partial V}{\partial y}\right), E_z = -\left(\frac{\partial V}{\partial z}\right)$$

L'intensité du courant  $I$  dans le circuit est donnée par la loi d'Ohm. Si nous supposons que l'écoulement des charges est uniforme sur toutes sections, de surface  $S$ , du conducteur, nous pouvons définir la **densité de courant**, c'est-à-dire l'intensité qui traverse une unité de surface ( $J=I/S$ ). Si l'intensité du courant n'est pas uniforme sur la section du conducteur, nous pouvons décomposer cette section en petits éléments d'aire  $dS$ . La relation reliant le champ électrique et la densité de courant est donnée par  $E=J\rho$  où  $\mathbf{E}$  est le champ électrique,  $\mathbf{J}$  la densité de courant et  $\rho$  la conductivité  $\sigma=1/\rho$ . C'est la forme locale de la loi d'Ohm.

L'évolution de l'amplitude des trois variables (champ électrique, potentiel et densité de courant) peut être représentée par des isolignes qui lient les points de l'espace de même amplitude (Figure 40). Les trois variables électriques sont donc liées entre elles par les propriétés électriques de la matière, c'est-à-dire sa résistivité et sa conductivité.

Dans le cas de l'électrode de stimulation Medtronic, pendant une impulsion de stimulation, une différence de potentiel  $V$  est créée entre les deux pôles (positif et négatif) qui sont plus (stimulation monopolaire) ou moins (stimulation bipolaire) éloignés l'un de l'autre. Cette différence de potentiel provoque un courant (considérant les électrons) sortant de l'anode vers la cathode en passant par la/les structure(s) anatomique(s) très proche(s) de l'électrode. La densité de courant est la plus élevée au niveau du contact activé de l'électrode. Plus on s'éloigne, plus cette densité de courant diminue. La différence de potentiel la plus importante apparaît à l'interface électrode/tissu et diminue en s'éloignant de l'électrode (Ranck 1975). Ainsi, le gradient de voltage, donc le champ électrique, diminue également en s'éloignant de l'électrode, car la distance sur laquelle il existe une différence de potentiel donnée augmente avec la distance à l'électrode. La forme et les valeurs précises pour chacun de ces trois paramètres dépendent des caractéristiques de l'électrode de stimulation, de sa position dans la structure et de la conductivité du tissu l'entourant.



#### 6.2.4. Calcul de la distribution des paramètres électriques autour de l'électrode de stimulation.

La distribution du potentiel  $V(r, z)$  est déterminée comme solution de l'équation de Laplace où  $r$  représente le rayon, c'est-à-dire la distance axiale et  $z$  la distance en hauteur par rapport au milieu de l'électrode.

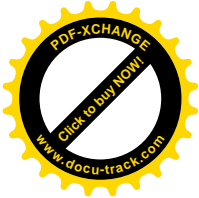
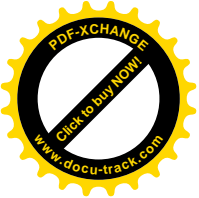
$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial V}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = 0$$

Le potentiel aux surfaces des contacts activés correspond au voltage programmé et dépend du mode de stimulation choisi. Le potentiel aux parties isolantes de l'électrode et au cylindre l'entourant est perpendiculaire au cylindre. Les contacts qui ne sont pas activés sont considérés comme des conducteurs électriques qui peuvent présenter un potentiel différent de zéro. Ainsi, l'hypothèse faite sur ces contacts est un potentiel constant inconnu qui peut être déterminé par le fait que la somme de courants est égale à zéro. Pour la résolution mathématique de cette équation, une méthode par éléments finis a été utilisée. Le champ électrique et la densité de courant peuvent être déduits ensuite. Nous avons incorporé un maillage de 183 points en hauteur (axe  $z$ ) et de 52 points en rayon. L'espacement entre les points est variable ; il est rapproché près des contacts de l'électrode et large près du cylindre. Par exemple, la distance entre les points successifs près des contacts est de  $\approx 0.05$  mm (selon  $z$  et  $r$ ), tandis qu'il est de 1 mm ( $z$  et  $r$ ) près du cylindre. Les singularités au voisinage de l'extrémité des plots sont approchées par un développement à l'ordre dominant (Taylor, ordre = 0).

Nous pouvons ensuite, à partir du potentiel, déduire le champ électrique  $\vec{E} = -\text{grad}(V)$  puis la densité de courant.

Il est à noter que l'impulsion de stimulation générée par le stimulateur de Medtronic est biphasique, et que l'amplitude de l'impulsion de stimulation est définie par le voltage crête-à-crête des phases cathodiques et anodiques. Butson et McIntyre (Butson and McIntyre 2007) ont montré que la « vraie » amplitude correspondant à l'impulsion de stimulation générée par le stimulateur de Medtronic diffère de l'amplitude mesurée par la console de programmation. Afin d'améliorer la précision du modèle, il est donc nécessaire d'incorporer la « vraie » amplitude qui est imposée par le stimulateur. Nous avons donc mesuré les impulsions de stimulation d'un stimulateur Solettra (Medtronic) à l'aide d'un oscilloscope (Tektronix, France). Les mesures que nous avons effectuées sont comparables à celles de Butson et McIntyre (Figure 40) (Butson, Cooper et al. 2007).





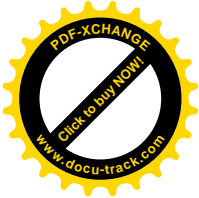
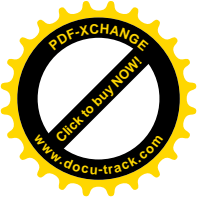
Largeur d'impulsion ( $\mu\text{s}$ )	Impulsion du stimulateur Solettra d'après Butson et McIntyre (Volt)	Impulsion du stimulateur Solettra mesurée par nos soins (Volt)
450	0.91	0.907
210	0.96	0.958
120	0.99	0.965
60	0.92	0.92

**Figure 40. Mesure de l'impulsion de stimulation d'un stimulateur Solettra à l'aide d'un oscilloscope. Le voltage imposé à la console de programmation est de 1V avec une fréquence de 130 Hz. L'amplitude enregistrée diffère légèrement du voltage imposé par télémetrie.**

Par défaut, nous avons imposé une conductivité de  $0.1 \Omega \cdot \text{m}^{-1}$  au voisinage de l'électrode. Cependant, lorsque que l'on modifie l'impédance, la conductivité est recalculée influençant ainsi la densité de courant.

### **6.2.5. Calcul des volumes et visualisation tridimensionnelle de la distribution des paramètres électriques**

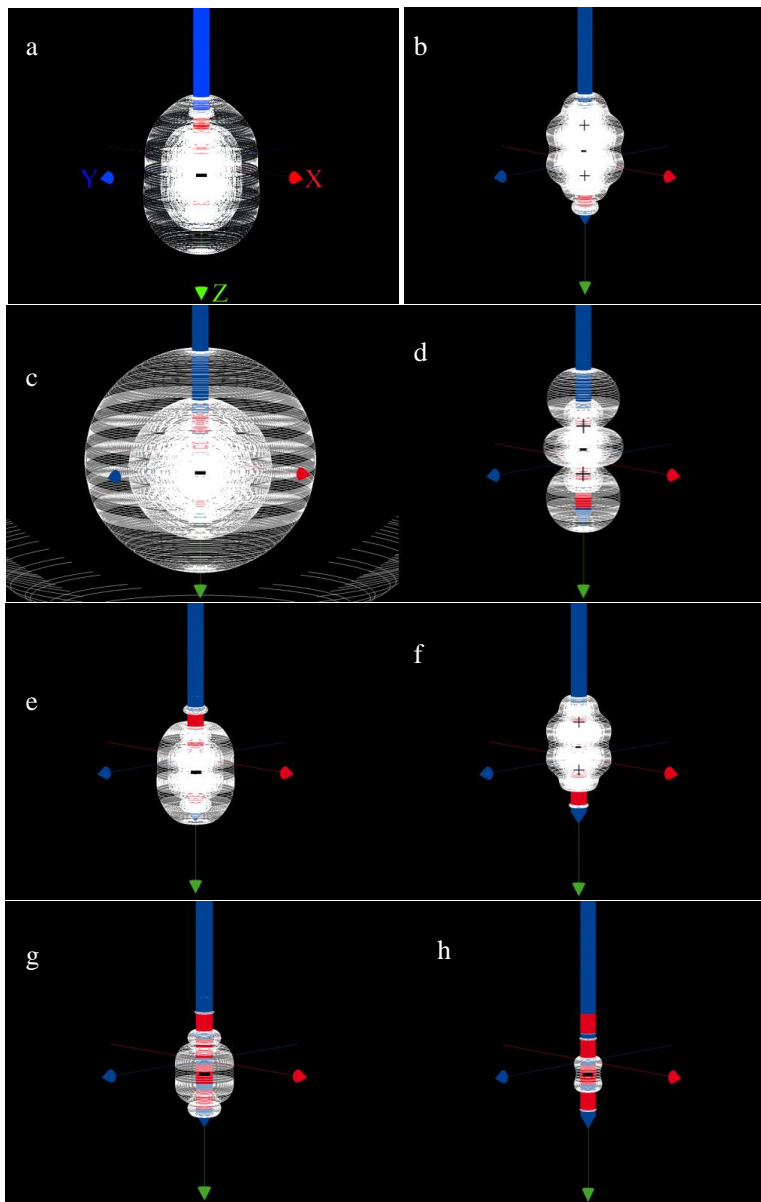
Tout comme le modèle stéréotaxique du GPI, le modèle théorique de la distribution des paramètres électriques a été implémenté en C/OpenGL. Une interface « utilisateurs » a été développée afin de pouvoir sélectionner les paramètres électriques (voltage, configuration des contacts de l'électrode, impédance) de l'électrode que l'on veut visualiser pour chaque patient (Figure 41). Il est possible également d'extrapoler et de visualiser une **isoligne de champ électrique** (ou isopotentielle, une valeur de densité de courant) d'un groupe de lignes (de 0.025 à 1 V/mm, Figure 42) et de calculer sa surface et son volume (Figure 43 et 44). Des outils de zoom, translation et rotation 3D ont également été implémentés. Nous pouvons ainsi visualiser en routine clinique la distribution des paramètres électriques de chaque patient en incorporant les paramètres électriques enregistrés à l'aide de la console de programmation. Les isolignes de champ électrique sont visualisées chaque 50mV/mm de 0.025 à 1V/mm et les lignes isopotentielles chaque 50mV.



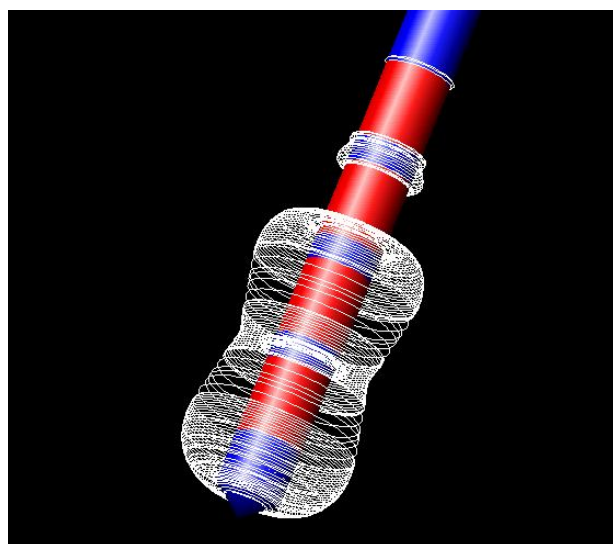
Name	patient_code			CANCEL		
New	new_patient			OK/		
Mode	p000	Volt	1.0	Z th	5000.0	CANCEL
New	p00p	New	1.4	New	5000.0	OK/
Potentiel	Eltrd	Rotation	Eltrd zh	rho/z	scale ratio	
√ E I	+0.00		+0.51	1.0		
Pallidus file	Save graph as				QUIT	
position.data	patient_code.E					
Single	Thr	200.0	GlobVol	0.0	CANCEL	
Level E	New	0.1	PalliVol	0.0	OK/	

**Figure 41. Interface utilisateurs permettant la gestion des paramètres électriques du modèle.**

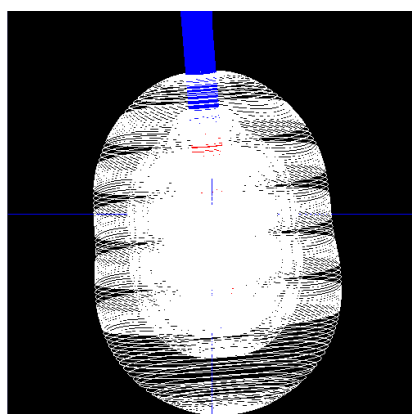
À voltage égal, la forme ainsi que le volume des isolignes de champ électrique, isolignes de potentiel, et des lignes de densité de courant varient grandement entre une configuration monopolaire et bipolaire (Figure 42). Par exemple, pour un voltage de 1.1 V mesuré par la console de programmation, l'isoligne de champ 0.1 V/mm à un volume de 40.9 mm<sup>3</sup> en mode monopolaire (contact 1 négatif), et de 54.7 mm<sup>3</sup> en mode bipolaire (contacts 1 et 3 positif, contact 2 négatif). Lorsqu'on augmente le voltage de 1.5 V, le volume de l'isoligne de champ électrique 0.1 V/mm est de 67.7 mm<sup>3</sup> en mode monopolaire et de 72.8 mm<sup>3</sup> en mode bipolaire.



**Figure 42.** Distribution des paramètres électriques autour de l'électrode utilisée en stimulation cérébrale profonde (modèle 3389, Medtronic) représentés par les isolignes de champ électrique (a, b), les lignes isopotentielles (c, d) et la densité de courant (e, f). Les paramètres de stimulation modélisés sont : contact 1 négatif, stimulateur positif, 1.1 V (a, c, e, g, h) et contacts 1 et 3 positifs, contact 2 négatif, 1.1 V (b, d, f). Les parties isolantes sont représentées en bleu et conductrices (contact) en rouge. Les lignes de champ 0.1 V/mm (volume de 55.5 mm<sup>3</sup>) et 0.4 V/mm (volume de 6.4 mm<sup>3</sup>) ont été extrapolées (g et h).

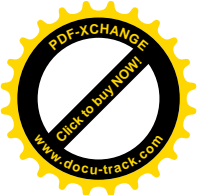


**Figure 43. Extrapolation de la ligne de champ électrique 0.2 V/mm.**



**Figure 44. Représentation de toutes les lignes de champ (de 0.025 à 1 V/mm avec une incrémentation de 0.025 V/mm) pour la configuration suivante : contact 1 négatif, 1.5 V, 1185 Ohm d'impédance.**

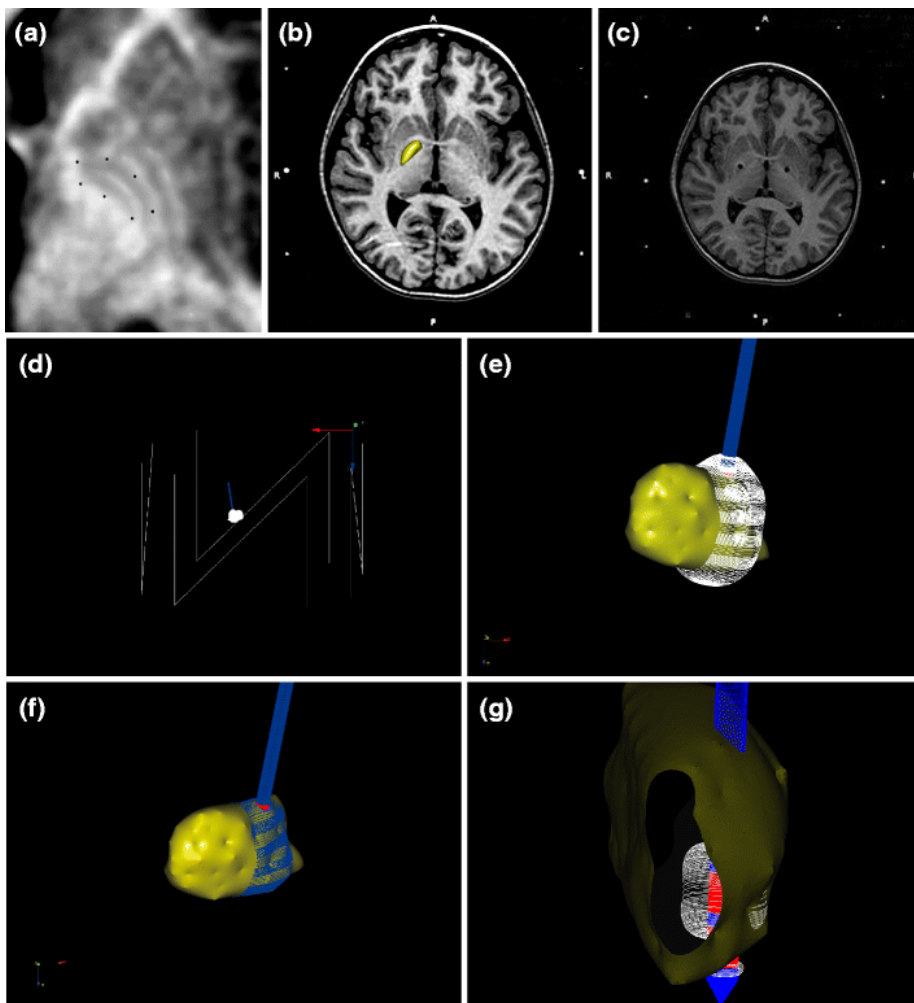
En plus des différences de distribution entre les différentes configurations de l'électrode, l'application du modèle montre un champ électrique très élevé au voisinage des contacts qui est dû au changement brusque entre conducteur et isolant. L'effet de bord a été plusieurs fois discuté dans la littérature comme pouvant provoquer un échauffement causé par ces lignes proche des contacts et qui pourrait provoquer des dommages tissulaires. Cet échauffement semble hautement dépendant de la forme et de la taille de l'électrode (cf. Chapitre 3). Cependant, des études sont nécessaires afin de montrer ce phénomène d'échauffement.



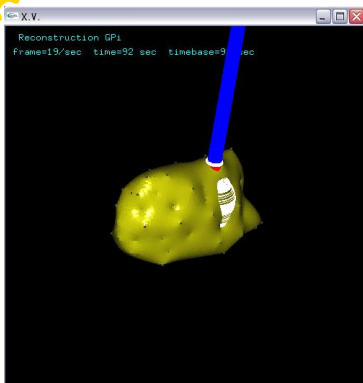
## **7. Corrélation entre la distribution des paramètres électriques et l'anatomie du GPi**

### **7.1. Visualisation tridimensionnelle de l'interaction entre les paramètres électriques et le GPi**

Le modèle du GPi étant obtenu en conditions stéréotaxiques, c'est-à-dire dans l'espace chirurgical, deux étapes sont nécessaires pour corréler l'information anatomique d'un patient avec la distribution des paramètres de l'électrode. Premièrement, les points de certitude, les coordonnées stéréotaxiques de la cible avec les angles de trajectoires de l'électrode (rotation autour de l'axe x et y) sont enregistrés dans le programme. Après le calcul, les paramètres de l'électrode sont sélectionnés pour chaque patient. Nous obtenons ainsi une visualisation stéréotaxique de la distribution des paramètres électriques dans le GPi d'un patient donné. Plusieurs outils ont été implémentés dans le programme afin de manipuler, visualiser et mesurer l'interaction entre les paramètres électriques et l'anatomie individuelle du patient qui va être opéré ou déjà porteur d'un système de stimulation cérébrale profonde (Figure 45 et 46).



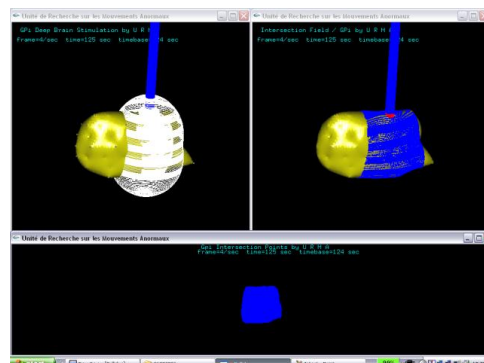
**Figure 45.** Corrélation des données anatomiques et électriques chez une patiente de 12 ans avec un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1 hautement amélioré par la stimulation cérébrale profonde des GPi. (a) IRM montrant le GPi gauche de la patiente et la sélection des points de certitude. (b) Le modèle du GPi fusionné à l'IRM préopératoire de la patiente. (c) Une coupe IRM axiale passant par la cible montrant les artefacts de l'électrode. Nous choisissons la cible comme étant au milieu des artefacts de l'électrode. (d) Vue postérieure du GPi, de l'électrode et des lignes de champ électrique laissant apparaître le cadre de stéréotaxie en trois dimensions ainsi que l'origine du système de coordonnées. (e) Lignes de champs électriques de 0.025 à 1 V/mm dans la partie sensori-motrice du GPi. (f) Les hachures bleues correspondent à l'intersection entre le volume du GPi gauche et le volume de la ligne de champ 0.025V/mm. (g) Extrapolation d'une ligne de champ électrique montrant la corrélation entre le volume du GPi et la ligne de champ électrique 0.2 V/mm (contact 1-négatif, 1.3 V, 1185Ω).



**Figure 46. Extrapolation de la ligne de champ électrique 0.1 V/mm dans la partie sensori-motrice du GPi d'un patient (1.5 V, Contact 1-négatif, 1000 Ohm).**

## 7.2. Intersections volumiques et surfaciques

Une fois la visualisation tridimensionnelle acquise, nous souhaitons quantifier les différents aspects de la stimulation cérébrale du GPi. Nous avons donc développé un programme permettant le calcul du volume et de la surface de la cible ainsi que le volume et la surface de toutes les lignes de champ électrique, potentiel et densité de courant autour de l'électrode. Pour étudier les interactions entre la distribution des paramètres électriques et l'anatomie du patient, nous avons inclus dans ce programme le calcul de l'intersection entre le volume (respectivement surface) de chaque isoligne et le volume (respectivement surface) cible à l'aide de la grille cubique décrite précédemment. Nous avons exclu de cette intersection volumique, le volume de l'électrode. Nous obtenons donc une visualisation tridimensionnelle et le calcul volumique et surfacique de l'intersection entre les lignes de champ électrique et l'anatomie du Globus Pallidus interna, propre à chaque patient (Figure 47). Le calcul surfacique permettra de savoir quelles isolignes atteignent les bords de la structure cible et stimulent au-delà de la cible.



**Figure 47. Intersection volumique et surfacique de la distribution des lignes de champs électriques et du GPi chez un patient atteint d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire. L'image du bas représente, en bleu, l'intersection volumique entre le GPi d'un patient et la ligne de champ 0.025V/mm.**

### 7.3. Application clinique

Cette méthode a été appliquée à partir des données d'une patiente de 12 ans atteinte d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1. Nous avons utilisé pour la modélisation, l'IRM postopératoire fournissant les données anatomiques, les coordonnées stéréotaxiques de la cible et les angles de trajectoires de l'électrode. La patiente a été implantée dans les GPi sensorimoteurs et suivie pendant deux ans. Le syndrome dystono-dyskinétique a été évalué avant et après l'opération à des intervalles prédéterminés, par l'échelle BFMDRS (Burke, Fahn et al. 1985). Les paramètres de stimulation à trois mois sont : contact 1-négatif, 130 Hz, 450  $\mu$ s, 1.1V. Les paramètres ont ensuite été adaptés en fonction de la réponse thérapeutique (tableau 1). Étant donné les paramètres de stimulation et la configuration des électrodes, en préopératoire, l'impédance théorique aurait été de 1185 $\Omega$ .

**Tableau 1. Scores cliniques, fonctionnels (BFMDRS) et paramètres électriques d'une patiente traitée par stimulation cérébrale profonde.**

	Préopératoire	3 mois postopératoire	2 ans postopératoires
Score clinique (/120)	42	26	4
Score Fonctionnel (/30)	14	14	2
Paramètres électriques sur le système de gauche	-	Contact 1-, stimulateur +, 1.1 V (Amplitude mesurée 1V), 62 $\mu$ A, 1208 $\Omega$	Contact 1-, stimulateur +, 1.5 V (Amplitude mesurée 1.34 V), 52 $\mu$ A, 1848 $\Omega$
Paramètres électriques sur le système de droite	-	Contact 1-, stimulateur +, 1.1 V, 49 $\mu$ A, 1505 $\Omega$	Contact 1-, stimulateur +, 1.3Volt, 45 $\mu$ A, 1840 $\Omega$

L'application du modèle chez cette patiente, montre que le volume du GPi droit est de 629.7 mm<sup>3</sup> et de 596.3 mm<sup>3</sup> à gauche. Nous avons également calculé l'intersection entre le volume du GPi et le volume de chaque ligne de champ électrique (de 0.025 à 1V/mm). Les résultats sont montrés dans la Figure 47. L'augmentation du volume stimulé jusqu'à un certain niveau, réalisé en augmentant le voltage, induit une amélioration clinique chez la patiente. Lors du suivi à 3 mois et à 24 mois, seules les lignes de champs électriques 0.025 V/mm et 0.05 V/mm atteignent la partie postéro-médiale des deux GPi.

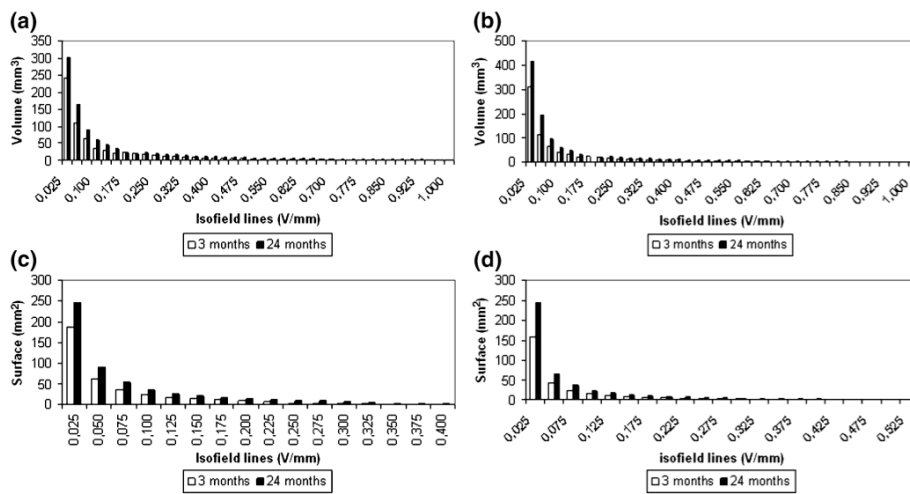
Avec la configuration des paramètres de stimulation à 3 mois (tableau 1), les lignes de champs électriques 0.025 à 0.350 V/mm atteignent la partie postéro-latérale du GPi droit. En d'autres termes, les lignes de champs de 0.375 à 1 V/mm se situent à l'intérieur du GPi. Concernant le GPi gauche, les lignes de champs de 0.325 à 1 V/mm se situent à l'intérieur du volume cible.

Avec la configuration des paramètres de stimulation à 2 ans, avec une amélioration clinique de plus de 90% sur l'échelle de BFMDRS, les lignes de champs électriques 0.025 à 0.4 V/mm

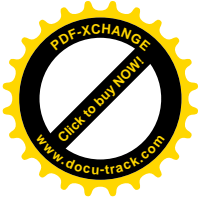
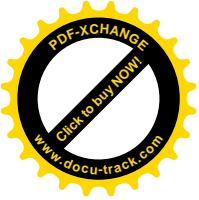


atteignent la partie postéro-latérale du GPi droit et les lignes 0.025 à 0.425 V/mm pour le GPi gauche.

Nous avons ensuite extrapolé et comparé trois lignes de champ électrique : 0.1, 0.2 et 0.4 V/mm. À trois mois de suivi, au niveau du GPi droit, les volumes d'intersections (respectivement surfaces d'intersection) entre le GPi et les trois lignes de champs sont respectivement de 33.5 mm<sup>3</sup> (resp. 22.6 mm<sup>2</sup>), 18.7 mm<sup>3</sup> (resp. 4.4 mm<sup>2</sup>) et 6.38 mm<sup>3</sup> (resp. 0 mm<sup>2</sup>) (Figure 46). Ces résultats nous montrent que la ligne de champ électrique 0.4 V/mm est entièrement dans le GPi. Les lignes de champs 0.1 et 0.2 V/mm atteignent le bord postéro-latéral du GPi droit et aucune ligne de champ n'atteint la partie postéro-médiale. Des résultats similaires sont obtenus pour le GPi gauche. À 24 mois, au niveau du GPi droit, les volumes d'intersections (resp. surface d'intersection) des trois lignes de champ avec le GPi sont respectivement 58.4 mm<sup>3</sup> (resp. 22.8 mm<sup>2</sup>), 20.5 mm<sup>3</sup> (resp. 7.29 mm<sup>2</sup>) et 10.35 mm<sup>3</sup> (resp. 1.39 mm<sup>2</sup>) (Figure 47). Contrairement à la distribution des paramètres électriques à 3 mois, la ligne 0.4 V/mm atteint le bord postéro-latéral du GPi. Aucune ligne de champ n'atteint la partie postéro-médiale du GPi. Des résultats similaires sont obtenus à gauche.



**Figure 48.** Calcul volumique (a, b) et surfacique (c, d) de la corrélation entre les lignes de champ électrique et les GPi d'une patiente atteinte d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1 avec des paramètres de stimulation à 3 et 24 mois. (a) Intersection entre le volume de chaque ligne de champ et le volume du GPi droit. (b) Intersection entre le volume de chaque ligne de champ et le volume du GPi gauche. (c) Intersection entre la surface de chaque ligne de champ et la surface du GPi droit. (d) Intersection entre la surface de chaque ligne de champ et la surface du GPi gauche.



## 8. Optimisation du code source

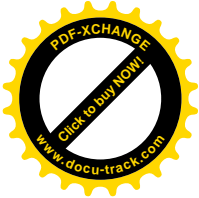
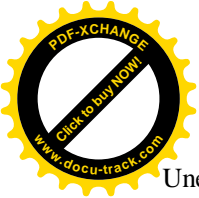
Le but de ce projet était de développer un code permettant une représentation 3D du Globus Pallidus interne mis en concordance avec un modèle de distribution des paramètres électriques dans le cadre de la stimulation cérébrale profonde. Ce code permet notamment le calcul du volume et de la surface du Gpi de chaque patient ainsi que des paramètres électriques et l'intersection des deux modèles. L'objectif de cette partie est d'étudier l'impact d'utiliser une grille plus fine sur le calcul des volumes et des surfaces. Un travail de parallélisation a été développé dans le but de réduire le temps de calcul et ainsi de pousser très loin la finesse de la grille. En effet, l'augmentation de la taille de la grille peut demander un temps de calcul très conséquent qui ne peut être calculé avec un ordinateur standard. Pour cela, nous avons utilisé un système IBM LS21 Opteron Dual Core 2.6 GHz avec 8GB de mémoire. Afin d'atteindre une plus grande performance, nous avons utilisé OpenMP qui donne la possibilité de calculer dans tous les cores que le serveur possède. Nous étudierons le gain en temps de l'utilisation de l'OpenMP.

### 8.1. Les optimisations faites

Comme nous l'avons vu, le code permet de modéliser le GPi en utilisant des points pris sur une IRM. L'algorithme utilisé pour la modélisation est l'algorithme des Marching Cubes. Une taille de grille est choisie définissant la précision du modèle. La logique veut que plus la grille est grande et plus le calcul du modèle est près de la réalité.

La première phase du calcul est le calcul de la fonction image  $f(x, y, z)$  pour tous les points de la grille. Cette fonction doit être calculée un grand nombre de fois (taille de la grille \* taille de la grille \* taille de la grille). Nous avons donc dans un premier temps parallélisé ce calcul. L'algorithme est le suivant :

```
for(ix=0; ix < TailleX; ix++)
{
  indexp[0] = ix;
  for(iy=0; iy < TailleY; iy++)
  {
    indexp[1] = iy;
    for(iz=0; iz < TailleZ; iz++)
    {
      indexp[2] = iz;
      grilleIndex2Phys(poss, indexp);
      fval = ftot(poss);
      *dp = fval;
    }
  }
}
```



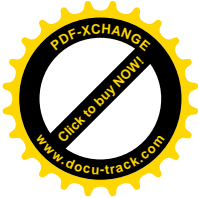
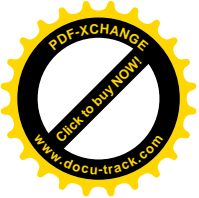
Une autre façon de faire serait de faire comme ci-dessous:

```
int ixTailleYTailleZincrement = TailleY*TailleZ,
    ixTailleYTailleZ          = 0,
    iyTailleZ;
for(ix=0; ix < TailleX; ix++)
{
    indexp[0] = ix;
    iyTailleZ = 0;
    for(iy=0; iy < TailleY; iy++)
    {
        indexp[1] = iy;
        for(iz=0; iz < TailleZ; iz++)
        {
            indexp[2] = iz;
            grilleIndex2Phys(posp, indexp);
            fval = ftot(posp);
            ibm = ixTailleYTailleZ + iyTailleZ+iz;
            ft[ibm]=fval;
        }
        iyTailleZ += TailleZ;
    }
    ixTailleYTailleZ += ixTailleYTailleZincrement;
}
```

En effet, cette méthode permettrait d'éliminer les multiplications du calcul ce qui pourrait améliorer les choses de façon importante. Nous n'avons pas encore expérimenté cette méthode.

Le code doit passer par tous les points de la grille (TailleX x TailleY x TailleZ) et calcule la valeur de  $f(x, y, z)$ . Comme nous pouvons le constater, ce calcul nécessite 3 boucles ce qui peut demander beaucoup de temps de calcul lorsque TailleX, TailleY et TailleZ sont grands. L'idée est alors d'utiliser OpenMP en ajoutant une instruction avant la boucle et de modifier le code afin d'améliorer ces performances.

```
#pragma omp parallel for default(shared)
private(ix,iy,iz,indexp,ibm,fval,posp)
for(ix=0; ix < TailleX; ix++)
{
    indexp[0] = ix;
    for(iy=0; iy < TailleY; iy++)
    {
        indexp[1] = iy;
        for(iz=0; iz < TailleZ; iz++)
        {
            indexp[2] = iz;
            grilleIndex2Phys(posp, indexp);
            fval = ftot(posp);
            ibm = ix*TailleY*TailleZ + iy*(TailleZ)+iz;
            ft[ibm]=fval;
        }
    }
}
```

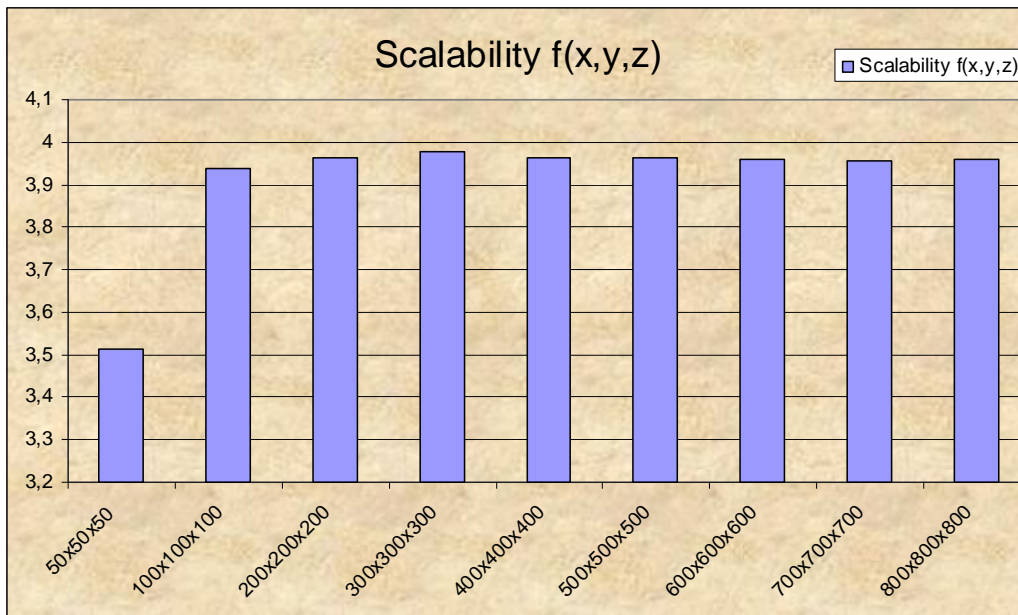


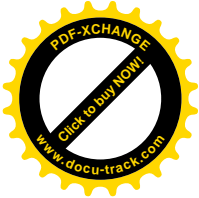
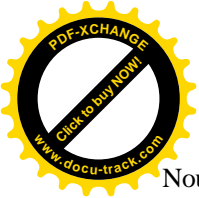
Le tableau suivant présente les gains de performance lorsqu'on utilise 4 threads dans cette partie du code :

**Tableau 2. Performance lors de l'utilisation de 4 threads**

	Temps $f(x,y,z)$	
	OMP_NUM_THREADS=1	OMP_NUM_THREADS=4
50x50x50	0,377917	0,10759
100x100x100	2,587305	0,656864
200x200x200	19,972697	5,040035
300x300x300	67,040295	16,852224
400x400x400	158,301769	39,929137
500x500x500	308,832765	77,916082
600x600x600	533,124946	134,619318
700x700x700	846,197879	213,810938
800x800x800	1262,746911	318,968113
900x900x900	1798,624978	
1000x1000x1000		

L'extensibilité (scalability) donne une meilleure compréhension:





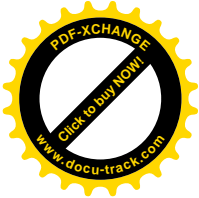
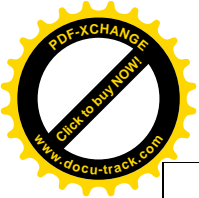
Nous voyons ici que l'extensibilité est très bonne puisqu'une extensibilité optimale est de 4 pour quatre threads OpenMP. Pour la grille de 50x50x50 le temps d'exécution n'est pas assez long pour avoir une extensibilité optimale.

Maintenant que nous avons optimisé la première partie de calcul intensif, nous allons regarder la partie du code qui calcule le volume et la surface du GPi. Cette partie est la partie la plus consommatrice en temps de calcul. Le code était le suivant:

```
while(az <= grilleSize) {
  while(ay <= grilleSize){
    while(ax <= grilleSize){
      // Computation on tables xyzc, xyzmin, xyzmax
      if(ftot(xyzc)>=1) {
        Volume = Volume + delta*delta*delta;
      }
      if(ftot(xyzmin)<1) {
        Surface = Surface + delta*delta;
        if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)<=0){
          SurfacePost = SurfacePost + delta*delta;
        }
      }
      else {
        SurfaceAnt = SurfaceAnt + delta*delta;}
    }
    if(ftot(xyzmax)<1){
      Surface = Surface + delta*delta;
      if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)<=0){
        SurfacePost = SurfacePost + delta*delta;}
      else{
        SurfaceAnt = SurfaceAnt + delta*delta;} }
    if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)<=0){ Volumeposterieur=Volumeposterieur + delta*delta*delta;}
    if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)>0){ Volumeanterieur=Volumeanterieur + delta*delta*delta;}
  }
}
```

Une des choses importante à retenir, c'est que cette partie est composée de trois boucles et une longue série de conditions (if) ce qui impacte de façon très conséquente la performance du processeur. Nous avons donc utilisé la même technique pour optimiser ce calcul; l'utilisation d'OpenMP avant les trois boucles.

Le code optimisé est le suivant:



```

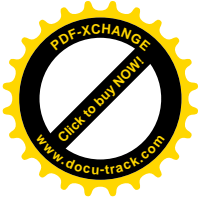
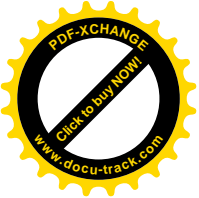
#pragma omp parallel for default(shared)
private(az1,ay1,ax1,xyzc,xyzmin,xyzmax) reduction(+:compteur_XXX)
for(az1=1;az1 < grilleSize + 1; az1++){
  for(ay1=1;ay1 < grilleSize + 1; ay1++){
    for(ax1=1;ax1 < grilleSize + 1; ax1++){
      // Computation on tables xyzc, xyzmin, xyzmax
      if(ftot(xyzc)>=1) {
        compteur_Volume++;
        if(ftot(xyzmin)<1) {
          compteur_Surface++;
          if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)<=0){
            compteur_SurfacePost++ ;
          } else {compteur_SurfaceAnt++;} }
          if(ftot(xyzmax)<1){
            compteur_Surface++;
            if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)<=0){
              compteur_SurfacePost++;
            } else{compteur_SurfaceAnt++;} }
        }
        if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)<=0){Volumeposterieur++;}
        if(droite(xyzc[0],xyzc[1],Gpaside)>0){Volumeanterieur++;}
      }
    }
  }
}

```

Les résultats sont représentés dans le tableau suivant:

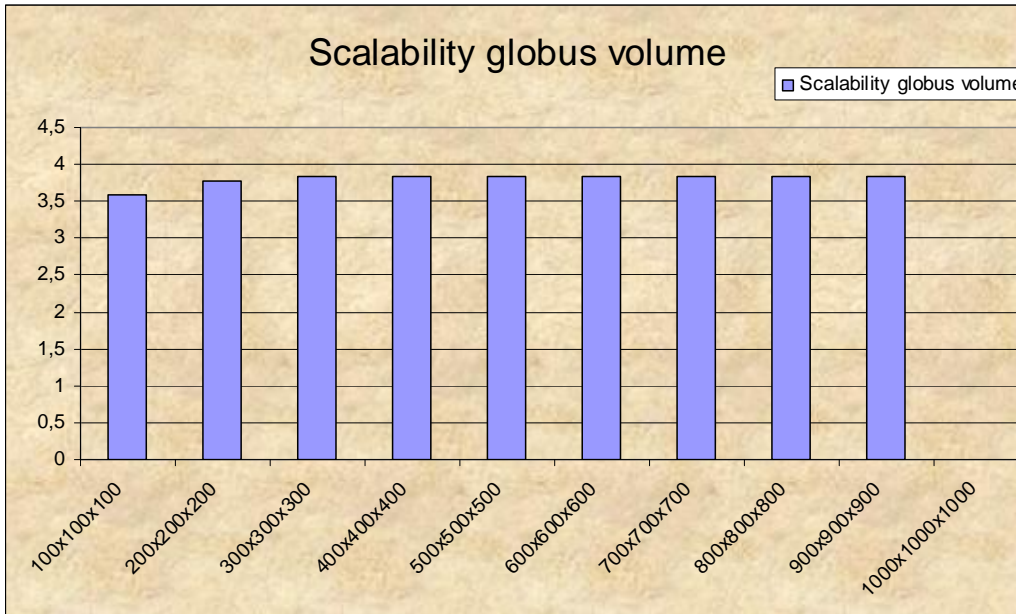
**Tableau 3. Performance lors de l'utilisation de 4 threads**

	Time Globus volume	
	OMP_NUM_THREADS=1	OMP_NUM_THREADS=4
50x50x50	0,632462	0,176137
100x100x100	5,057771	1,338142
200x200x200	40,544208	10,567903
300x300x300	136,899697	35,682343
400x400x400	324,331273	84,638372
500x500x500	633,441736	165,24832
600x600x600	1094,59935	285,857659
700x700x700	1738,143104	453,067373
800x800x800	2594,473149	677,117664
900x900x900	3694,883939	
1000x1000x1000		



Le calcul du volume et de la surface du Globus Pallidus prend plus de temps que le calcul de la fonction  $f$  pour chaque points de la grille.

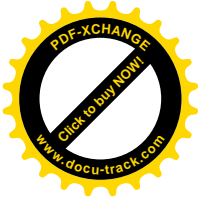
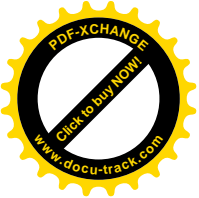
Le graphique suivant montre la scalabilité:



Encore une fois, la scalabilité est très bonne puisque autour de 3.8.

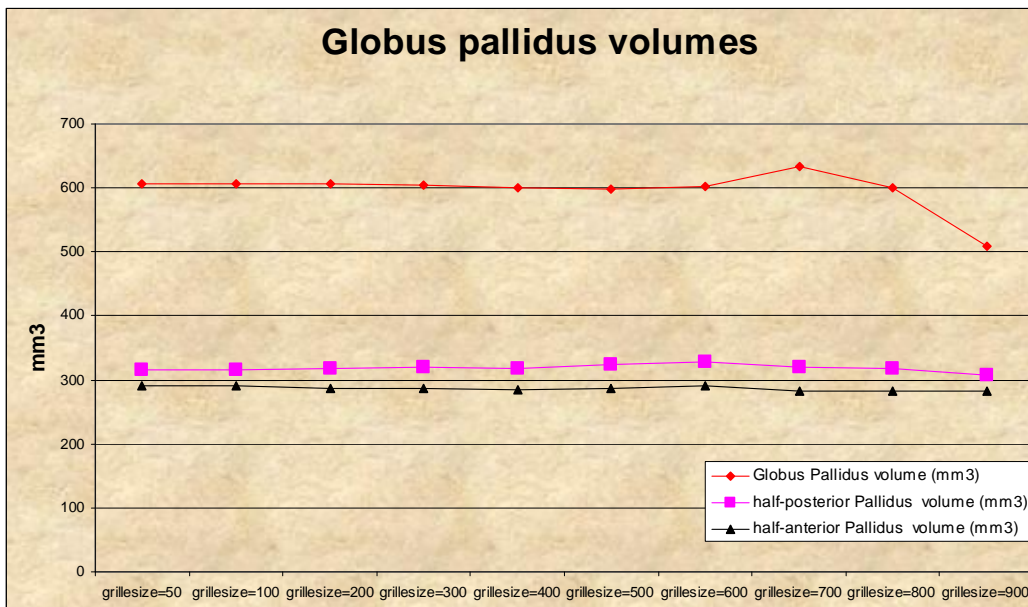
## 8.2. Approximation numérique dans le calcul des volumes et des surfaces.

Nous avons voulu étudier dans cette partie l'impact de la grille dans les résultats numériques. En effet, le calcul du volume et de la surface du Globus Pallidus interne (volume total, volume de la moitié postérieure, volume de la moitié antérieure) est très important pour le neurochirurgien. C'est pour cela qu'il est très important de connaître l'erreur dans l'approximation du modèle. Nous avons donc calculé le modèle pour différentes tailles de la grille. Les résultats sont les suivants:



	Globus Pallidus volume (mm3)	half-posterior Pallidus volume (mm3)	half-anterior Pallidus volume (mm3)	Globus Pallidus surface(mm2)	half-posterior Pallidus surface(mm2)	half-anterior Pallidus surface (mm2)
grillesize=50	605,968018	315,239288	290,716949	410,203979	219,494247	190,70787
grillesize=100	605,741943	315,094666	290,678925	416,380463	219,088882	197,300858
grillesize=200	606,125244	318,784851	287,558411	416,561493	220,0345	196,49025
grillesize=300	603,515564	319,660156	286,549316	416,54715	220,583893	195,945465
grillesize=400	601,241638	318,749451	284,089783	416,06543	220,536301	195,285843
grillesize=500	597,207947	323,015778	285,776276	416,108032	221,774841	194,333923
grillesize=600	603,259888	328,138184	291,554321	416,0495	220,699982	195,345062
grillesize=700	632,96167	320,093933	282,753693	416,679169	221,594437	194,702835
grillesize=800	599,874084	317,610901	282,462891	415,067139	220,542465	195,030014
grillesize=900	509,207794	308,316864	283,1716	414,664032	221,142868	195,355759

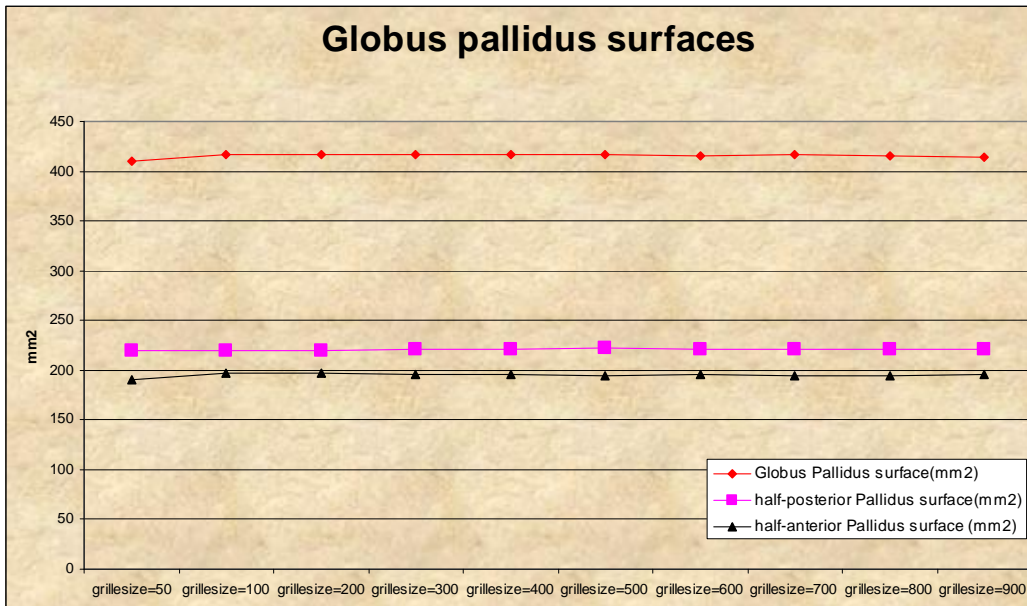
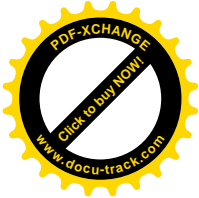
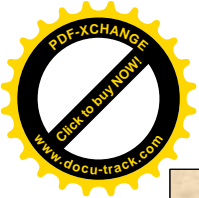
La représentation graphique des données précédentes est la suivante:



Nous avons constaté durant ces calculs un comportement de calcul assez surprenant. En effet, pour les premières tailles de grilles le volume total assez constant jusqu'à une taille de 600x600x600 puis il y a une variation importante (croissance/décroissance).

Ci dessous la courbe concernant la surface:





Le comportement de la courbe est plus réaliste avec quelques légères variations selon la taille de la grille.

### 8.3. Approximation numérique dans le calcul du volume d'une sphère et un ellipsoïde.

Afin de vérifier le calcul du volume et de déterminer la meilleure résolution de la grille, nous avons modélisé plusieurs formes, notamment une sphère et un ellipsoïde, cette dernière se rapprochant plus de notre forme, pour comparer le volume théorique au volume calculé. Nous avons inséré 50 points correspondant aux contours de chaque forme dans le logiciel, grâce à leurs équations respectives et nous avons calculé leurs volumes théoriques pour les comparer avec leurs volumes calculés par le logiciel (Figure 49).

Les équations paramétriques et le volume d'une sphère sont :

$$\begin{cases} x = r \sin \theta \cos \phi \\ y = r \sin \theta \sin \phi \\ z = r \cos \theta \end{cases}$$

avec  $0 < \theta < \pi$  et  $-\pi < \phi < \pi$

Le volume que la sphère renferme sur elle est :

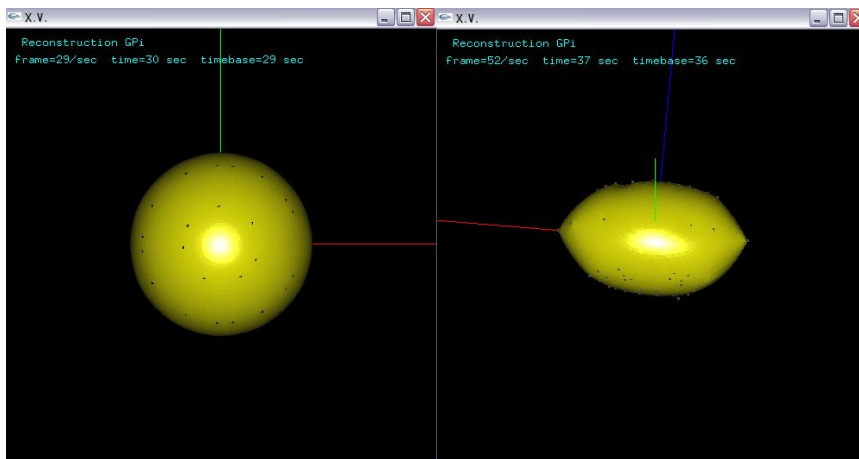
$$V = \frac{4\pi r^3}{3}$$

De même, pour l'ellipsoïde :

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2} = 1$$

Le volume d'un ellipsoïde défini par l'équation ci-dessus vaut :

$$V = \frac{4}{3} \pi abc$$

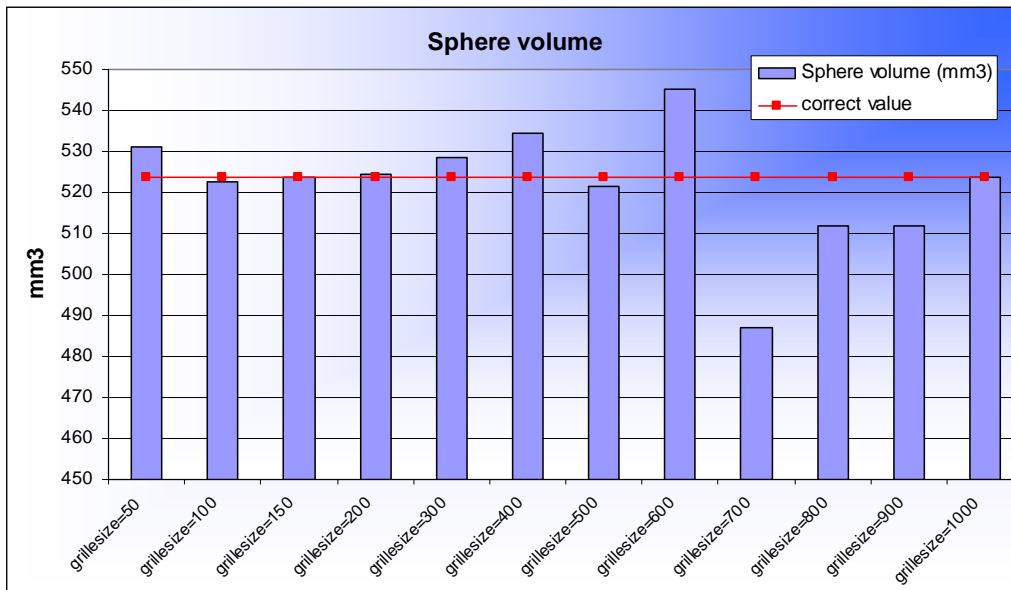
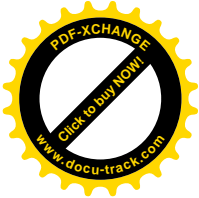
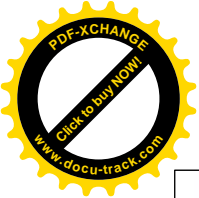


**Figure 49. Modélisation d'une sphère et d'un ellipsoïde par prise de points.**

Par exemple, nous avons modéliser une sphère de rayon de 5 mm à partir de points calculés théoriquement ce qui nous permet de connaître le volume exact :

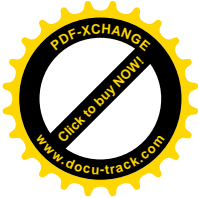
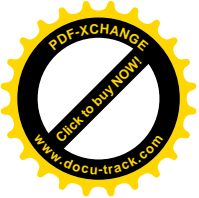
$$V = 523.5987 \text{ mm}^3$$

La figure suivante représente les résultats obtenus pour différentes tailles de grilles:



La ligne rouge représente le volume théorique de la sphère (523.5987). Lorsque nous comparons les résultats obtenus avec le volume théorique nous pouvons en déduire que la taille de la grille qui convient le mieux est la taille 150x150x150 et la taille 1000x1000x1000. En effet, lorsqu'on calcule l'erreur nous obtenons une erreur de 0.02% pour la grille 150x150x150.

Mais d'autres sources d'erreurs peuvent apparaître comme par exemple la saisie des points sur l'IRM. En effet, les points pris pour la sphère et l'ellipsoïde sont des points pris à partir des équations théoriques. Or la prise de points des GPI se fait sur l'IRM. Une possibilité pour calculer l'erreur serait de passer une forme volumique connue à l'IRM, de prendre les points de certitudes sur l'IRM et de comparer le volume théorique de la forme au volume réel.

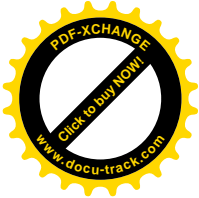
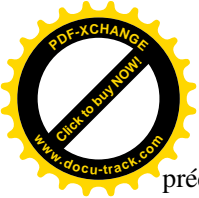


## 9. CONCLUSION

L'objectif de cette étude était de développer un modèle anatomique et stéréotaxique basé sur l'IRM, couplé à un modèle de distribution des paramètres électriques de l'électrode de stimulation cérébrale profonde, qui puisse être appliqué lors de la planification chirurgicale et en routine clinique lors de l'ajustement des paramètres électriques. Ce modèle permettra également de faire des études morphométriques des noyaux gris visés et le calcul du seuil optimal de stimulation, *i.e.* la quantité de champ électrique nécessaire à l'obtention de l'effet thérapeutique, et définir ainsi la cible aussi spécifiquement que possible dans le GPi. Le calcul et la visualisation de la distribution des paramètres électriques autour de l'électrode, en pré- et postopératoire, dans le volume cible, représentent les premiers pas vers la détermination du volume idéal de stimulation. Il donne une idée des influences de la configuration des contacts et du voltage sur la distribution des paramètres électriques dans le volume cible.

Une des limites de ce modèle est l'utilisation d'un modèle homogène. De plus, la distribution spatiale du champ électrique est dépendante des propriétés électriques des tissus au voisinage de l'électrode. La matière grise du système nerveux central est isotropique avec une conductivité avoisinant les 0.2 S/m. La matière blanche, composée de fibres, est anisotropique avec une conductivité plus forte (1 S/m) dans la direction parallèle aux fibres que dans la direction perpendiculaire aux fibres (0.1 S/m). Un contact de l'électrode qui est actif dans la matière blanche produira une plus grande diffusion du potentiel électrique et du champ électrique qu'un contact localisé dans la matière grise (GPi).

Quelques groupes utilisent des modèles anisotropes qui tiennent compte de la distribution de la matière grise/blanche et de la direction des fibres en utilisant l'IRM de diffusion dans le but de comprendre le mécanisme d'action de la stimulation cérébrale profonde. Ces modèles concernent surtout le NST. En effet, l'utilisation du tenseur de diffusion dans une structure comme le NST, qui est une structure très petite entourée par plusieurs noyaux et de multiples fibres, semble nécessaire. L'inhomogénéité des structures, comme des petites cavités cystiques, peut modifier la forme de la distribution électrique (Astrom, Johansson et al. 2006). McIntyre et al. (McIntyre, Grill et al. 2004) ont décrit un modèle de neurone pour le noyau sous-thalamique. Ils ont déterminé les conductivités du NST en utilisant un tenseur de diffusion chez un patient, et ont corrélé les données avec un modèle de neurone en prenant en compte le diamètre de l'axone et l'espace inter-nodal. L'obtention des valeurs de conductivité permet de tenir compte des inhomogénéités dans la région stimulée. Le plus précis serait de pouvoir intégrer cette information pour chaque patient. En effet, ce type de modèle (McIntyre, Grill et al. 2004) donne une représentation très spécifique du cerveau, mais ne tient pas compte de l'anatomie individuelle du patient qui est dans notre pratique un paramètre crucial. Aström et al. (Astrom, Johansson et al. 2006) ont étudié les effets des cavités cystiques sur la distribution des paramètres électriques en modélisant la matière grise avec des cavités remplies de liquide céphalo-rachidien représentant les espaces de Virchow-Robin. Les espaces de Virchow-Robin et le GPi ont été modélisés comme des sphères et pas d'après leurs propres formes. Butson et al. (Butson, Cooper et al. 2007) ont développé un modèle du NST d'un patient atteint de la maladie de Parkinson dans le but de

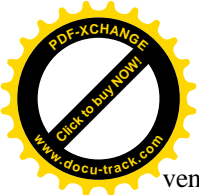


prédire le volume de tissus activés par la stimulation cérébrale profonde. Cette étude a montré que le volume de tissus activé par la stimulation diffère selon que l'on soit en conditions isotropes ou anisotropes, par tenseur de diffusion. Ces approches sont très prometteuses car elles tendent à se rapprocher de l'hétérogénéité du cerveau indiquant notamment l'influence des structures environnantes sur la forme de la distribution électrique et donc de la réponse neuronale.

Jusqu'ici, même si les modèles présentés ci-dessus sont très spécifiques (concerne surtout le NST), les modèles utilisant le tenseur de diffusion sont difficiles à appliquer en routine neurochirurgicale et clinique où l'anatomie individuelle de chaque patient est essentielle. La précision de la procédure chirurgicale est un paramètre d'une importance majeure car une précision en dessous de 0.5 mm est nécessaire pour atteindre la cible thérapeutique. L'IRM de diffusion n'est actuellement pas appropriée pour l'implantation des électrodes dues aux résolutions limitées de l'image. En effet, une mesure précise des structures ou interfaces comme le GPi/GPe requiert une haute résolution spatiale qui ne peut être atteinte aujourd'hui par le tenseur de diffusion. Il est donc nécessaire pour construire un modèle utilisant le tenseur de diffusion, de fusionner de multiples images comme des images IRM et des atlas qui impliquent des variabilités spatiales et augmentent la durée de la chirurgie. De plus, l'IRM de diffusion ne peut être appliquée sur les patients déjà implantés avec un système de stimulation cérébrale profonde (Vasques, Cif et al. 2008) (Vasques, Tancu et al. 2008).

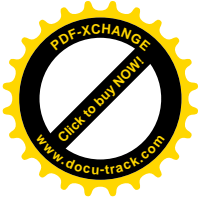
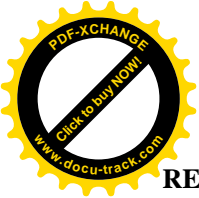
Dans cette étude, nous limitons le risque d'erreurs dues aux multiples fusions d'images et les variabilités anatomiques notamment interindividuelles par l'utilisation de l'IRM stéréotaxique seule. Le modèle peut notamment être appliqué avec précision lors du suivi clinique **des patients déjà implantés** par un système de stimulation cérébrale en utilisant l'IRM stéréotaxique postopératoire et les paramètres de stimulation enregistrés à l'aide de la console de programmation. Avant l'opération, le modèle permet de visualiser et de calculer la distribution des paramètres électriques dans le GPi en utilisant une impédance théorique. Hemm et al. (Hemm, Vayssiere et al. 2004) ont montré que les patients améliorés à plus de 80 % sur l'échelle de BFMDRS ont une impédance moyenne de  $1283 \pm 215 \Omega$  avec un contact négatif, proche de l'impédance théorique dans notre modèle ( $1185 \Omega$ ). Cependant, la prédiction de l'impédance avant l'opération est difficile car l'impédance du cerveau de chaque patient est unique. Si l'on prend l'exemple du patient étudié dans ce chapitre, pour la configuration des électrodes à trois mois, nous avons une impédance théorique de  $1185 \Omega$  qui est proche de l'impédance du GPi gauche mesurée en postopératoire ( $1208 \Omega$ ) et diffère de  $420 \Omega$  pour le GPi droit ( $1505 \Omega$ ).

Le but du modèle étant l'application lors du suivi clinique des patients et au moment de la planification chirurgicale, nous avons modélisé l'environnement autour de l'électrode de stimulation comme étant homogène avec une résistance isotrope. Dans le cadre de la stimulation cérébrale profonde du GPi, les contacts actifs sont tous à l'intérieur du GPi (matière grise : isotropique). De plus, le GPi à une faible densité neuronale comparée aux autres structures comme le NST. L'homogénéité et l'isotropie semblent donc acceptables si l'on fait l'hypothèse que seules les lignes de champs électriques à l'intérieur du GPi ont un effet thérapeutique. En effet, plusieurs études ont montré que la position la plus efficace se trouve dans la partie postéro-ventrale du GPi qui a été décrite comme la partie sensorimotrice du GPi et proche de la voie de sortie des fibres *i.e. ansa lenticularis*. Si ces fibres doivent être stimulées pour obtenir un effet thérapeutique optimal, nous pouvons en déduire que ces fibres doivent être comprises dans le volume à stimuler. À l'intérieur du GPi postéro-latéro-



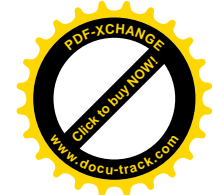
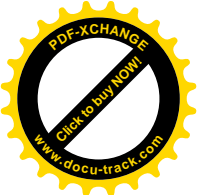
ventral, du côté droit, trois localisations de contacts statistiquement différentes en fonction de la partie du corps la plus sensible à la stimulation dans le traitement des SDD, ont été discriminées dans une étude publiée à l'Unité de Recherche (Vayssiere, van der Gaag et al. 2004). Cette organisation somatotopique du GPi sensorimoteur, confirmée par d'autres études (Berretta, Parthasarathy et al. 1997) (Krack, Pollak et al. 1998), montre que différentes populations de neurones dans le GPi sont responsables du contrôle de différentes parties du corps. La cible semble donc être une cible spécifique dans un réseau influençant des structures à distance et représentant un petit volume dans le GPi.

L'application du modèle chez un patient atteint d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1 indique l'importance de la combinaison des données anatomiques et électriques pour quantifier le champ électrique nécessaire à l'obtention de l'effet thérapeutique. En effet, le champ électrique (gradient de voltage parallèle à la fibre) est probablement l'un des paramètres les plus importants au déclenchement d'un potentiel d'action (chapitre 3). La visualisation et la quantification d'une ligne de champ spécifique peuvent faciliter la détermination de la région stimulée autour de l'électrode. Selon la position de l'électrode dans la cible, la trajectoire de l'électrode, les paramètres de stimulation des patients, le volume de la cible ainsi que sa morphologie, une valeur de ligne de champ électrique peut émerger comme une valeur « seuil » *i.e.* la ligne de champ et le volume nécessaire à l'obtention de l'effet thérapeutique. Pour cela, il convient d'appliquer le modèle de cette étude à notre série de patients atteints d'un SDD. Par exemple, la ligne de champ électrique 1 V/mm, ligne la plus proche de l'électrode, peut être considérée comme insuffisante car très limitée en terme volumique. Au contraire, la ligne de champ 0.1 V/mm couvre une large partie du GPi, s'étendant même en dehors de la cible thérapeutique. Nous avons donc proposé une méthode de modélisation des paramètres électriques dans le GPi afin de trouver, en l'appliquant à notre population, une valeur seuil et, par conséquent, le volume critique à stimuler dans la cible pour obtenir le meilleur effet thérapeutique.



## REFERENCE

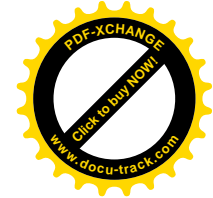
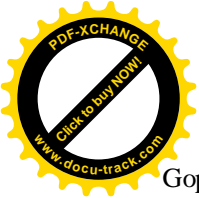
- Alexa, M., J. Behr, et al. (2001). "Point set surfaces." IEEE Visualization 2001: 21-28.
- Amenta, N., S. Choi, et al. (2001). "The power crust." Proceedings of the sixth ACM symposium on Solid modeling and applications **ACM Press**: 249-266.
- Astrom, M., J. D. Johansson, et al. (2006). "The effect of cystic cavities on deep brain stimulation in the basal ganglia: a simulation-based study." J Neural Eng **3**(2): 132-8.
- Astrom, M., J. D. Johansson, et al. (2006). "The effect of cystic cavities on deep brain stimulation in the basal ganglia: a stimulation-based study." Journal Of Neural Engineering **3**(2): 132-138.
- Benabid, A. L., A. Benazzouz, et al. (1998). "Long-term electrical inhibition of deep brain targets in movement disorders." Mov Disord **13 Suppl 3**: 119-25.
- Benabid, A. L., S. Chabardes, et al. (2005). "Deep-brain stimulation in Parkinson's disease: long-term efficacy and safety - What happened this year?" Curr Opin Neurol **18**(6): 623-30.
- Benabid, A. L., P. Pollak, et al. (1996). "Chronic electrical stimulation of the ventralis intermedialis nucleus of the thalamus as a treatment of movement disorders." J Neurosurg **84**(2): 203-14.
- Benabid, A. L., P. Pollak, et al. (1991). "Long-term suppression of tremor by chronic stimulation of the ventral intermediate thalamic nucleus." Lancet **337**(8738): 403-6.
- Benabid, A. L., P. Pollak, et al. (1987). "Combined (thalamotomy and stimulation) stereotactic surgery of the VIM thalamic nucleus for bilateral Parkinson disease." Appl Neurophysiol **50**(1-6): 344-6.
- Berretta, S., H. B. Parthasarathy, et al. (1997). "Local release of GABAergic inhibition in the motor cortex induces immediate-early gene expression in indirect pathway neurons of the striatum." J Neurosci **17**(12): 4752-63.
- Beurrier, C., B. Bioulac, et al. (2001). "High-frequency stimulation produces a transient blockade of voltage-gated currents in subthalamic neurons." J Neurophysiol **85**(4): 1351-6.
- Bierman, D., I. Martin, et al. (2001). "Sharp features on multiresolution subdivision surfaces." Proceedings of Pacific Graphics.
- Blake, A. and M. Isard (1998). "Active Contours." Springer-Verlag.
- Blanc, C. and C. Schlick (1995). "Extended Field Functions for Soft Object." Gascuel (Wyvill &), editor, Implicit Surface '95, Eurographics Workshop: 21-32.
- Blinn, J. F. (1982). "A Generalization of Algebraic Surface Drawing." ACM Transactions on Graphics **1**(3): 235-256.
- Bloch, I., T. Géraud, et al. (2003). "Representation and fusion of heterogeneous fuzzy information in the 3D space for model-based structural recognition application to 3D brain imaging." Artificial Intelligence **148**: 141-175.
- Bloomenthal, J. (1988). "Polygonization of implicit surfaces." Computer Aided Geometric Design **5**: 341-355.
- Bloomenthal, J. and K. Shoemake (1991). "Convolution Surfaces." Computer Graphics **25**(4): 251-256.
- Boissonnat, J. D. (1984). "Geometric structures for three-dimensional shape representation." ACM Transactions on Graphics **3**(4): 266-286.
- Boissonnat, J. D. and F. Cazals (2000). "Smooth surface reconstruction via natural neighbour interpolation of distance functions." Proceedings of the sixteenth annual symposium on Computational geometry **ACM Press**: 223-232.
- Bolz, J. and P. Schröder (2003). "Rapid evaluation of catmull-clark subdivision surfaces." Proceeding of the seventh international conference on 3D Web technology **ACM**



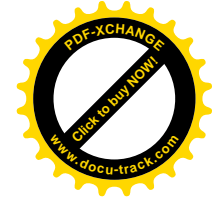
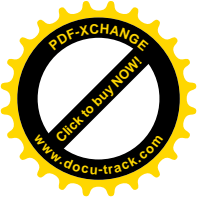
**Press:** 11-17.

- Boubekeur, T., P. Reuter, et al. "Reconstruction locale et visualisation de nuages de points par surfaces de subdivision." LaBRI-INRIA Futurs/Université de Bordeaux.
- Brickhill, D. (2002). "Practical implementation techniques for multi-resolution subdivision surfaces." Technical Report, The Golden Gate Game Company.
- Buhman, M. D. (2003). "Radial basis functions: theory and implementations." Cambridge monographs on applied and computational mathematics 12.
- Butson, C. R., S. E. Cooper, et al. (2007). "Patient-specific analysis of the volume of tissue activated during deep brain stimulation." Neuroimage 34(2): 661-70.
- Ciofalo, C. and C. Barillot (2005). "Brain Segmentation with Competitive Level Sets and Fuzzy Control." Information Processing in Medical Imaging 3565/2005: 333-344.
- Cohen-Steiner, D. and F. Da (2002). "A greedy delaunay based surface reconstruction algorithm." Technical Report, INRIA-Sophia Antipolis.
- Collins, D. L., C. J. Holmes, et al. (1995). "Automatic 3-D Model-Based Neuroanatomical Segmentation." Human Brain Mapping 3(3): 190-208.
- Colliot, O., O. Camara, et al. (2006). "Integration of fuzzy spatial relations in deformable models - Application to brain MRI segmentation." Pattern recognition.
- Coubes, P., L. Cif, et al. (2004). "Electrical stimulation of the globus pallidus internus in patients with primary generalized dystonia: long-term results." J Neurosurg 101(2): 189-94.
- Coubes, P., B. Echenne, et al. (1999). "[Treatment of early-onset generalized dystonia by chronic bilateral stimulation of the internal globus pallidus. Apropos of a case]." Neurochirurgie 45(2): 139-44.
- Coubes, P., A. Roubertie, et al. (2000). "Treatment of DYT1-generalised dystonia by stimulation of the internal globus pallidus." Lancet 355(9222): 2220-1.
- Coubes, P., N. Vayssiere, et al. (2002). "Deep brain stimulation for dystonia. Surgical technique." Stereotact Funct Neurosurg 78(3-4): 183-91.
- Dawant, B. M., S. L. Hartmann, et al. (1999). "Automatic segmentation of internal structures of the head using a combination of similarity and free-form transformations: Part I, methodology and validation on normal subjects." IEEE Transactions on Medical Imaging 18(10).
- de Carvalho Aguiar, P. M. and L. J. Ozelius (2002). "Classification and genetics of dystonia." Lancet Neurol 1(5): 316-25.
- Demongeot, J. (2007). "A brief history about analytic tools in medical imaging: splines, wavelets, singularities and partial differential equations." Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2007: 3474-80.
- Dey, T. K., J. Giesen, et al. (2001). "Delaunay based shape reconstruction from large data." Proceedings of the IEEE 2001 symposium on parallel and large-data visualization and graphics IEEE Press: 19-27.
- Dostrovsky, J. O., R. Levy, et al. (2000). "Microstimulation-induced inhibition of neuronal firing in human globus pallidus." J Neurophysiol 84(1): 570-4.
- Dostrovsky, J. O. and A. M. Lozano (2002). "Mechanisms of deep brain stimulation." Mov Disord 17 Suppl 3: S63-8.
- Duan, Y., L. Yang, et al. (2004). "Shape reconstruction from 3d and 2d data using pde-based deformable surfaces."
- Duchon, J. (1977). "Spline minimizing rotation-invariant semi-norms in Sobolev spaces." Constructive theory of Functions of Several Variables 571 of Lecture Notes in Mathematics(W. Schempp and K. Zeller): 85-100.
- Franke, R. and G. Nielson (1980). "Smooth interpolation of large sets of scattered data." International Journal for Numerical Methods in Engineering 15(11): 1691-1704.

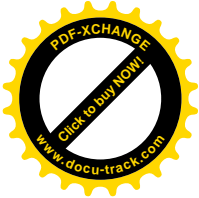
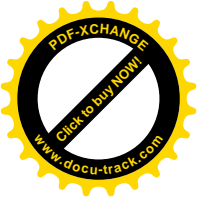




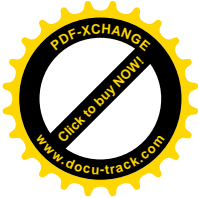
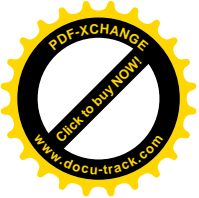
- Gopi, M. and S. Krishnan (2000). "A fast and efficient projection based approach for surface reconstruction."
- Hassler, R., T. Riechert, et al. (1960). "Physiological observations in stereotaxic operations in extrapyramidal motor disturbances." Brain **83**: 337-50.
- Hastie, H., R. Tibshirani, et al. (2001). "The Elements of Statistical Learning." Springer.
- Haykin, S. (1999). "Neural Networks: A Comprehensive Foundation." Prentice Hall, New Jersey, USA.
- Hemm, S., N. Vayssiere, et al. (2004). "Evolution of brain impedance in dystonic patients treated by GPi electrical stimulation." Neuromodulation **7**(2): 67-75.
- Hodaie, M., R. A. Wennberg, et al. (2002). "Chronic anterior thalamus stimulation for intractable epilepsy." Epilepsia **43**(6): 603-8.
- Holsheimer, J., H. Demeulemeester, et al. (2000). "Identification of the target neuronal elements in electrical deep brain stimulation." Eur J Neurosci **12**(12): 4573-7.
- Hoppe, H., T. DeRose, et al. (1992). "Surface reconstruction from unorganized points." Computer Graphics **26**(2): 71-78.
- Hoppe, H., T. DeRose, et al. (1993). "Mesh optimization." Computer Graphics 27 (Annual Conference Series): 19-26.
- Iske, A. (2004). "Multiresolution Methods in Scattered Data Modeling." Springer-Verlag, Heidelberg, Germany.
- Jech, R., E. Ruzicka, et al. (2006). "Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus affects resting EEG and visual evoked potentials in Parkinson's disease." Clin Neurophysiol **117**(5): 1017-28.
- Jeong, W. and C. Kim (2002). "Direct reconstruction of displaced subdivision surface from unorganized points." 160-168.
- Kacic-Alesic, Z. and B. Wyvill (1991). "Controlled blending of procedural implicit surfaces." Graphics Interface '91: 236-245.
- Kass, M., A. Witkin, et al. (1987). "Snakes: Active contour models." Computer vision **1**: 321-331.
- Kelemen, A., G. Szekely, et al. (1999). "Elastic model-based segmentation of 3D neuroradiological data sets." IEEE Transactions on Medical Imaging **18**(10).
- Kirby, M. (2001). "Geometric Data Analysis." John Wiley & Sons.
- Krack, P., P. Pollak, et al. (1998). "Inhibition of levodopa effects by internal pallidal stimulation." Mov Disord **13**(4): 648-52.
- Krauss, J. K., T. J. Lohr, et al. (2003). "Chronic stimulation of the globus pallidus internus for treatment of non-dYT1 generalized dystonia and choreoathetosis: 2-year follow up." J Neurosurg **98**(4): 785-92.
- Krivanek, J. (2003). "Representing and rendering surfaces with points." Technical Report DC-PSR-2003-03 Department of Computer Science Engineering(Czech Technical University in Prague).
- Kumar, R., A. Dagher, et al. (1999). "Globus pallidus deep brain stimulation for generalized dystonia: clinical and PET investigation." Neurology **53**(4): 871-4.
- Kuncel, A. M. and W. M. Grill (2004). "Selection of stimulus parameters for deep brain stimulation." Clin Neurophysiol **115**(11): 2431-41.
- Leksell, L. (1949). "A stereotactic apparatus for intracerebral surgery." Acta Chir Scand **99**: 229-233.
- Leksell, L. (1983). "Stereotactic radiosurgery." J Neurol Neurosurg Psychiatry **46**(9): 797-803.
- Lodha, S. K. and R. Franke (1999). "Scattered data techniques for surface." Dagstuhl '97, Scientific Visualization IEEE Computer Society: 181-222.
- Lorensen, W. and H. Cline (1987). "Marching Cubes : A high resolution 3D surface



- construction algorithm." Computer Graphics **21**(4): 163-169.
- Marsden, C. D., M. J. Harrison, et al. (1976). "Natural history of idiopathic torsion dystonia." Adv Neurol **14**: 177-87.
- McIntyre, C. C., W. M. Grill, et al. (2004). "Cellular effects of deep brain stimulation: model-based analysis of activation and inhibition." J Neurophysiol **91**(4): 1457-69.
- McIntyre, C. C., M. Savasta, et al. (2004). "How does deep brain stimulation work? Present understanding and future questions." J Clin Neurophysiol **21**(1): 40-50.
- Morse, B., T. Yoo, et al. (2001). "Interpolating Implicit Surfaces From Scattered Surface Data Using Compactly Supported Radial Basis Functions." Proceeding of the international Conference on Shape Modeling and Applications.
- Murakami, S. and H. Ichihara (1987). "On a 3D display method by metaball technique." Journal of the Electronics Communications **J70-D**(8): 1607-15.
- Nishimura, H., M. Hirai, et al. (1985). "Object Modeling by Distribution Function and a Method of Image Generation." The transactions of the Institute of Electronics and Communication Engineers of Japan **J68-D**(Part 4): 718-725.
- Nuttin, B. J., L. Gabriels, et al. (2003). "Electrical stimulation of the anterior limbs of the internal capsules in patients with severe obsessive-compulsive disorder: anecdotal reports." Neurosurg Clin N Am **14**(2): 267-74.
- Ohtake, Y., A. Belyaev, et al. (2003). "Multi-level partition of unity implicits." Paragios, N. (2002). "Approach for segmentation of the left Ventricle in Cardiac Image Analysis." International Journal of Computer Vision **50**(3): 345-362.
- Pasko, A., V. Adzhiev, et al. (1995). "Function representation in geometric modeling : concepts, implementation and applications." The Visual Computer **11**(8): 429-446.
- Pitiot, A., H. Delingette, et al. (2004). "Expert knowledge-guided segmentation system for brain MRI." Neuroimage **23 Suppl 1**: S85-96.
- Poupon, F., J. F. Mangin, et al. (1998). "Multi-object deformable templates dedicated to the segmentation of brain deep structures." MICCAI 98 **1496 LNCS**: 1134-1143.
- Roubertie, A., B. Echenne, et al. (2000). "Treatment of early-onset dystonia: update and a new perspective." Childs Nev Syst **16**(6): 334-340.
- Rousson, M. and N. Paragios (2002). "Geodesic active regions and level set methods for supervised texture segmentation." International Journal of Computer Vision **46**(3): 223-247.
- Starr, P. A., J. L. Vitek, et al. (1999). "Magnetic resonance imaging-based stereotactic localization of the globus pallidus and subthalamic nucleus." Neurosurgery **44**(2): 303-13; discussion 313-4.
- Takeuchi, S., H. Suzuki, et al. (1999). "Subdivision surface fitting to a range of points." Proceedings of Pacific Graphics **99**.
- Tobor, I., P. Reuter, et al. (2004). "Efficient reconstruction of large scattered geometric datasets using the partition of unity and radial basis functions." In WSCG (Winter School of Computer Graphics).
- Turk, G. and F. O'Brien (2002). "Implicit surface that interpolate." In SMI.
- Vasques, X., L. Cif, et al. (2008). "Stereotactic model of the electrical distribution within the internal globus pallidus during deep brain stimulation." J Comput Neurosci.
- Vasques, X., C. Tancu, et al. (2008). "Cerebral Magnetic Resonance Imaging Feasibility in Patients with Implanted Neurostimulation System for Deep Brain Stimulation." The Open Magnetic Resonance Journal **1**(1): 1-8.
- Vayssiere, N., S. Hemm, et al. (2002). "Comparison of atlas- and magnetic resonance imaging-based stereotactic targeting of the globus pallidus internus in the performance of deep brain stimulation for treatment of dystonia." J Neurosurg **96**(4): 673-9.
- Vayssiere, N., S. Hemm, et al. (2000). "Magnetic resonance imaging stereotactic target



- localization for deep brain stimulation in dystonic children." J Neurosurg **93**(5): 784-90.
- Vayssiere, N., N. van der Gaag, et al. (2004). "Deep brain stimulation for dystonia confirming a somatotopic organization in the globus pallidus internus." J Neurosurg **101**(2): 181-8.
- Vese, L. A. and T. F. Chan (2002). "A multiphase level set framework for image segmentation using the Mumford and Shah model." International Journal of Computer Vision **50**(3).
- Visser-Vandewalle, V. (2007). "DBS in tourette syndrome: rationale, current status and future prospects." Acta Neurochir Suppl **97**(Pt 2): 215-22.
- Vitek, J. L. (2002). "Deep brain stimulation for Parkinson's disease. A critical re-evaluation of STN versus GPi DBS." Stereotact Funct Neurosurg **78**(3-4): 119-31.
- Vitek, J. L. (2002). "Pathophysiology of dystonia: a neuronal model." Mov Disord **17 Suppl 3**: S49-62.
- Vitek, J. L. (2008). "Deep brain stimulation: how does it work?" Cleve Clin J Med **75 Suppl 2**: S59-65.
- Wishart, H. A., D. W. Roberts, et al. (2003). "Chronic deep brain stimulation for the treatment of tremor in multiple sclerosis: review and case reports." J Neurol Neurosurg Psychiatry **74**(10): 1392-7.
- Wyvill, B., C. McPheeters, et al. (1986). "Animating soft objects." The Visual Computer **2**(4): 235-242.
- Wyvill, G., C. McPheeters, et al. (1986). "Data structure for soft objects." The Visual Computer **2**(4): 227-234.
- Xue, J. H., S. Ruan, et al. (2001). "Knowledge-based segmentation and labelling of brain structures from MRI images." Pattern Recognition Letters **22**: 395-405.
- Yelnik, J. (2002). "Functional anatomy of the basal ganglia." Mov Disord **17 Suppl 3**: S15-21.
- Zorin, D. and P. Schröder (2000). "Subdivision for modeling and animation." SIGGRAPH Courses Notes.
- Zwicker, M., M. Pauly, et al. (2002). Pointshop 3D: An interactive system for point-based surface editing.
- Zwicker, M., J. Pfister, et al. (2001). "Surface splatting." Computer Graphics Proceedings In Eugene Fiume, editor, SIGGRAPH 2001(ACM Press/ACM SIGGRAPH): 371-378.



## *LISTE DES FIGURES*

Figure 1. Implantation des électrodes faite sous contrôle radioscopique de profil strict.....	14
Figure 2. IRM pré et postopératoire d'un patient atteint d'un syndrome dystonodyskinétique primaire DYT1. ....	14
Figure 3. Contrôle radiographique du système de stimulation : électrodes, connecteurs, extensions ainsi que des boucles de sécurité (gauche) et des stimulateurs (droite). ....	15
Figure 4. Exemples de systèmes de coordonnées. ....	18
Figure 5. Principe de l'isocentre. ....	19
Figure 6. Cadre rectangulaire ou anneau du système de Leksell.....	19
Figure 7. Arc du cadre de Leksell.....	20
Figure 8. Un arc ajustable est fixé sur le cadre de Leksell afin de placer le point centre sur le point cible.....	20
Figure 9. Détermination des coordonnées d'un point d'une coupe. La position des différents marqueurs sur l'image montre la position relative du crâne du patient dans l'espace stéréotaxique. ....	21
Figure 10. Réglage de l'arc pour atteindre la cible. ....	22
Figure 11. Positionnement du système de coordonnées de Leksell (vue de face)..	22
Figure 12. Détermination des coordonnées stéréotaxiques (x, y, z) d'une cible représentée par une croix rouge : $x = 100 + d2$ ; $y = 100 - d3$ ; $z = 40 + d1$ .....	24
Figure 13. Surface implicite ellipsoïde déformable.....	29
Figure 14. Fusion de deux surfaces implicites à des distances décroissantes. ....	30
Figure 15. Fonction de densité introduite par Blinn (Blinn 1982). ....	32
Figure 16. Différence entre deux objets implicites B1 et B2.....	33

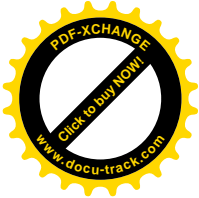
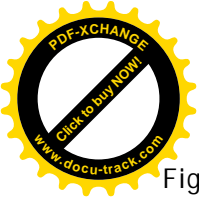


Figure 17. Modification de l'isovaleur T. ....	33
Figure 18. Fonctions de densité utilisées par Murakami et Nishimura .....	34
Figure 19. <i>Habillage implicite d'un squelette courbe</i> . Le rayon d'enrobage doit être inférieur au rayon de courbure si l'on ne veut pas voir apparaître des discontinuités de tangentes à la surface de l'objet (b). ....	35
Figure 20. Algorithme AMC.....	36
Figure 21. 15 cas de base de l'algorithme des Marching Cubes.....	37
Figure 22. Sommets et arrêtes du cube.....	38
Figure 23. Prise de points sur l'IRM stéréotaxique pour la modélisation du GPI sur une coupe axiale.....	40
Figure 24. Architecture logicielle et pipeline graphique d'OpenGL.....	44
Figure 25. Position des différentes bibliothèques OpenGL.....	46
Figure 26. Modélisation sous cadre de stéréotaxie du GPI droit d'une patiente de 12 ans souffrant d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1. Le GPI est ici superposé à l'IRM préopératoire stéréotaxique (a). Le modèle étant calculé en conditions stéréotaxiques, chaque point du volume (GPI) se situe exactement dans l'espace chirurgical. La figure (b) représente une vue arrière du GPI laissant apparaître le cadre de stéréotaxie. ....	50
Figure 17. Les deux GPI d'une patiente atteinte d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1. La grille cubique a une résolution de 256x256x256. Les volumes de ces GPI est de 629.7 mm <sup>3</sup> à droite (a) et de 596.3 mm <sup>3</sup> à gauche (b). ....	51
Figure 28. Implémentation d'un zoom permettant de pénétrer à l'intérieur du GPI dans la perspective de remplir le noyau de fibres nerveuses ou de visualiser l'interaction de la distribution des paramètres électriques générés par les électrodes de stimulation cérébrale profonde lors de leurs implantations dans le GPI. ....	51
Figure 29. L'estimation de l'aire augmente lorsqu'on augmente le nombre de rectangles.....	52
Figure 30. Le système de stimulation est un circuit ouvert programmé par télémetrie à l'aide d'une console de programmation, la N-Vision.....	54

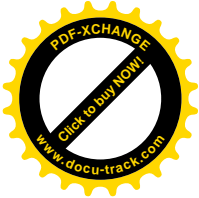
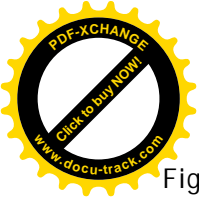


Figure 32. Comparaison des scores moteurs et fonctionnels entre deux durées d'impulsion : 210 et 450  $\mu$ s. ....56

Figure 33. Les impédances significatives du système de stimulation cérébrale profonde en mode monopolaire et bipolaire. Dans le cas du mode double monopolaire (Exemple : contact 1 et 2 négatif) l'impédance totale est divisée par deux (loi d'Ohm). En effet, les deux impédances de l'interface contact/tissu sont parallèles dans le circuit. ....57

Figure 34. Relation entre le courant mesuré et le courant réellement délivré (Hemm 2005). ....58

Figure 38. Modèle théorique du système de stimulation in-vivo. Le disque sur la face inférieure du cylindre représente le boîtier de stimulation. ....62

Figure 39. En haut, surfaces équipotentielles et lignes de champ de .....63  
deux charges égales. En bas, surfaces équipotentielles de deux .....63  
charges opposées (un dipôle). ....63

Figure 40. Mesure de l'impulsion de stimulation d'un stimulateur Soletra à l'aide d'un oscilloscope. Le voltage imposé à la console de programmation est de 1V avec une fréquence de 130 Hz. L'amplitude enregistrée diffère légèrement du voltage imposé par télémétrie. ....65

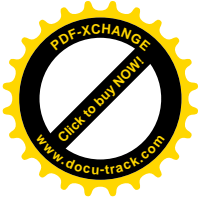
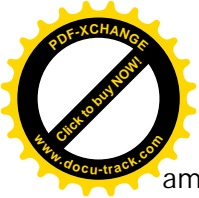
Figure 41. Interface utilisateurs permettant la gestion des paramètres électriques du modèle. ....66

Figure 42. Distribution des paramètres électriques autour de l'électrode utilisée en stimulation cérébrale profonde (modèle 3389, Medtronic) représentés par les isolignes de champ électrique (a, b), les lignes isopotentielles (c, d) et la densité de courant (e, f). Les paramètres de stimulation modélisés sont : contact 1 négatif, stimulateur positif, 1.1 V (a, c, e, g, h) et contacts 1 et 3 positifs, contact 2 négatif, 1.1 V (b, d, f). Les parties isolantes sont représentées en bleu et conductrices (contact) en rouge. Les lignes de champ 0.1 V/mm (volume de 55.5 mm<sup>3</sup>) et 0.4 V/mm (volume de 6.4 mm<sup>3</sup>) ont été extrapolées (g et h). ....67

Figure 43. Extrapolation de la ligne de champ électrique 0.2 V/mm. ....68

Figure 44. Représentation de toutes les lignes de champ (de 0.025 à 1 V/mm avec une incrémentation de 0.025 V/mm) pour la configuration suivante : contact 1 négatif, 1.5 V, 1185 Ohm d'impédance. ....68

Figure 45. Corrélation des données anatomiques et électriques chez une patiente de 12 ans avec un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1 hautement

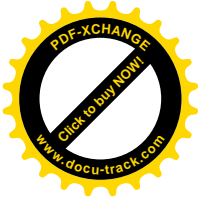
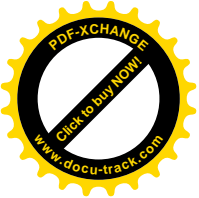


amélioré par la stimulation cérébrale profonde des GPi. (a) IRM montrant le GPi gauche de la patiente et la sélection des points de certitude. (b) Le modèle du GPi fusionné à l'IRM préopératoire de la patiente. (c) Une coupe IRM axiale passant par la cible montrant les artefacts de l'électrode. Nous choisissons la cible comme étant au milieu des artefacts de l'électrode. (d) Vue postérieure du GPi, de l'électrode et des lignes de champ électrique laissant apparaître le cadre de stéréotaxie en trois dimensions ainsi que l'origine du système de coordonnées. (e) Lignes de champs électriques de 0.025 à 1 V/mm dans la partie sensori-motrice du GPi. (f) Les hachures bleues correspondent à l'intersection entre le volume du GPi gauche et le volume de la ligne de champ 0.025V/mm. (g) Extrapolation d'une ligne de champ électrique montrant la corrélation entre le volume du GPi et la ligne de champ électrique 0.2 V/mm (contact 1-négatif, 1.3 V, 1185 $\Omega$ )..... 70

Figure 47. Intersection volumique et surfacique de la distribution des lignes de champs électriques et du GPi chez un patient atteint d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire. L'image du bas représente, en bleu, l'intersection volumique entre le GPi d'un patient et la ligne de champ 0.025V/mm. .... 71

Figure 48. Calcul volumique (a, b) et surfacique (c, d) de la corrélation entre les lignes de champ électrique et les GPi d'une patiente atteinte d'un syndrome dystono-dyskinétique primaire DYT1 avec des paramètres de stimulation à 3 et 24 mois. (a) Intersection entre le volume de chaque ligne de champ et le volume du GPi droit. (b) Intersection entre le volume de chaque ligne de champ et le volume du GPi gauche. (c) Intersection entre la surface de chaque ligne de champ et la surface du GPi droit. (d) Intersection entre la surface de chaque ligne de champ et la surface du GPi gauche..... 73

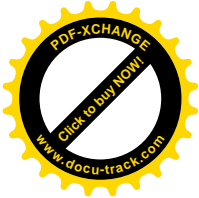
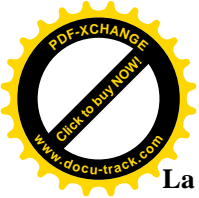
Figure 49. Modélisation d'une sphère et d'un ellipsoïde par prise de points. .... 82



## *LISTE DES TABLEAUX*

Tableau 1. Scores cliniques, fonctionnels (BFMDRS) et paramètres électriques d'une patiente traitée par stimulation cérébrale profonde. ....	72
Tableau 2. Performance lors de l'utilisation de 4 threads .....	76
Tableau 3. Performance lors de l'utilisation de 4 threads .....	78





## **La stimulation cérébrale profonde dans le traitement des syndromes dystono-dyskinétiques : Modélisation tridimensionnelle de la distribution des paramètres électriques appliquée au Globus Pallidus interne.**

### **RESUME**

La stimulation cérébrale profonde (SCP) est une technique neurochirurgicale consistant à implanter des électrodes dans le cerveau notamment dans le Globus Pallidus interne (GPi) pour le traitement des mouvements anormaux. Malgré l'effet bénéfique de la SCP du GPi chez les patients porteurs d'un syndrome dystono-dyskinétique (SDD) primaire généralisé, le degré d'amélioration varie d'un patient à l'autre. Nous proposons un modèle anatomique computationnel basé sur l'IRM stéréotaxique mis en concordance avec un modèle de la distribution des paramètres électriques du système de SCP qui peut être appliqué en pré- et postopératoire sur des patients déjà implantés. Le but de ce modèle est d'optimiser la localisation de la cible au moment de la planification chirurgicale, permettant une localisation des contacts de l'électrode après la chirurgie et d'ajuster les paramètres électriques en routine clinique et pour chaque patient. Nous avons appliqué le modèle à des données cliniques enregistrées de patients avec un SDD primaire généralisé qui ont été traités par l'implantation bilatérale d'électrode dans le GPi.

**Mots clés :** Modèle stéréotaxique computationnel, stimulation cérébrale profonde, globus pallidus interne, distribution électrique, IRM stéréotaxique, syndromes dystono-dyskinétiques primaires généralisés.

### **Deep brain stimulation in the treatment of dystono-dyskinetic syndromes: three-dimensional model of the electrical parameters applied to the intern Globus Pallidus.**

### **ABSTRACT**

Deep brain stimulation (DBS) is an established neurosurgical technique consisting in the implementation of electrodes within the brain including the intern Globus Pallidus (GPi) for the treatment of movement disorders. Despite the beneficial effects of GPi DBS in patients with primary generalized dystono-dyskinetic syndromes (DDS), the degree of improvement varies from one patient to another. We propose a computational anatomical model based on stereotactic MRI coupled with an electrical distribution model of DBS system that can be applied both pre- and postoperatively to patients already implanted. Thus, the model aims to optimize target localization at the time of surgical planning, allowing electrode localization after surgery and adjustment of electrical parameters in clinical practice for each patient. We applied the model to clinical records of patients with primary generalized DDS who had been treated by bilatéral GPi lead implantation.

**Key words:** Computational stereotactic model, deep brain stimulation, internal globus pallidus, electrical distribution, stereotactic MRI, primary generalized dystono-dyskinetic syndromes.