



Extrait du L'encyclopédie neurochirurgicale

<http://www.neurochirurgica.org/spip.php?article20>

# Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

- Techniques chirurgicales -

Date de mise en ligne : mardi 13 janvier 2015

## **Description :**

La stimulation cérébrale profonde est une technique chirurgicale aujourd'hui âgée de 25 ans et qui a bénéficié déjà à plus de 85000 patients de par le monde. Il s'agit d'une technique chirurgicale sûre permettant de rendre un service considérable au patient relevant d'une indication chirurgicale. L'amélioration continue des techniques et outils neurochirurgicaux, en particulier l'imagerie ou l'utilisation de la robotique, permet de rendre cette chirurgie encore plus sûre, plus simple et moins longue. La stimulation cérébrale profonde n'est aujourd'hui plus limitée au seul traitement chirurgical des pathologies du mouvement (maladie de parkinson, tremblements, dystonies) mais se développe également dans la prise en charge des pathologies du comportement, de syndromes douloureux ou pour certaines formes d'épilepsies.

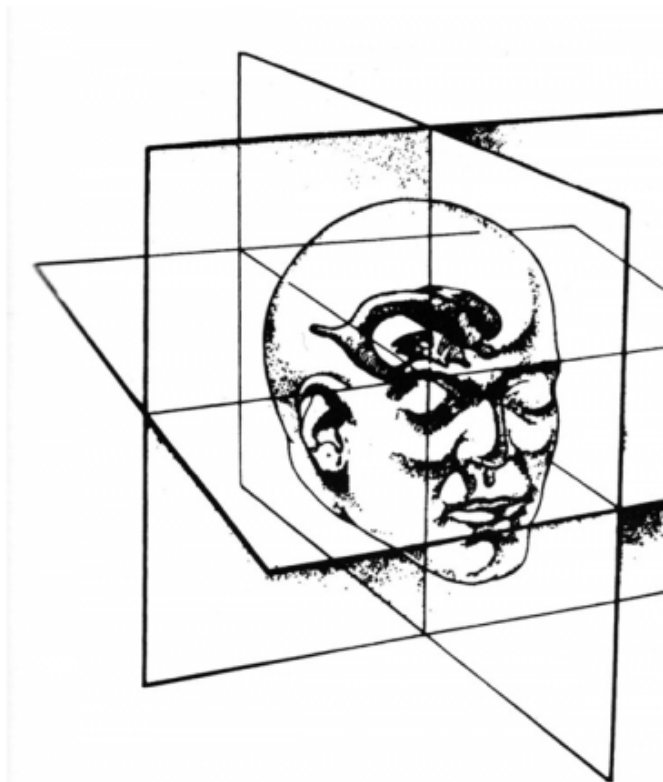
**L'encyclopédie neurochirurgicale**

## I. Définition

**La Stéréotaxie** est une méthode neurochirurgicale qui l'on pourrait définir comme l'ordonnancement (ou mise en ordre) dans l'espace cérébral. Il s'agit d'une approche à crâne fermé d'une structure cérébrale, siège d'une fonction que l'on veut modifier, moduler ou d'une lésion que l'on désire biopsier et/ou traiter.

La méthode stéréotaxique consiste en l'acquisition de données issues de diverses modalités d'imagerie et en leur transfert dans un système de coordonnées cartésiennes. Chaque structure est déterminée par ses coordonnées en x,y,z.

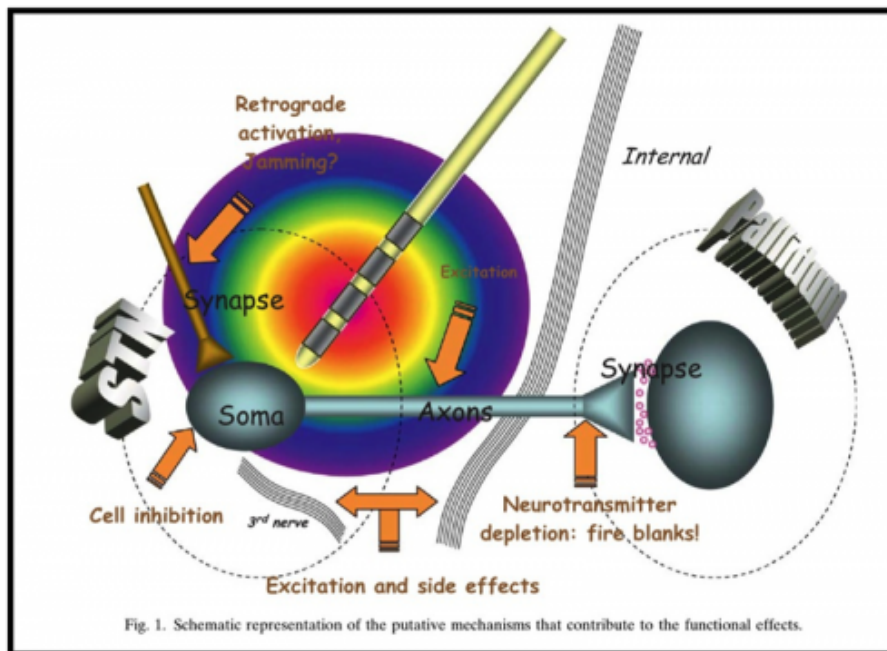
[>](IMG/png/001.png)



**La Stimulation cérébrale profonde (SCP)** consiste à repérer une cible dans le cerveau pour y amener avec précision et innocuité une ou plusieurs électrodes pour moduler l'activité électrique cérébrale anormale de la structure visée. La mise en place des électrodes de stimulation se fait par voie stéréotaxique.

La modalité de stimulation la plus utilisée est la stimulation haute fréquence permettant d'obtenir une inhibition fonctionnelle de la structure(6,13) cependant l'évolution de la technique amène aujourd'hui à proposer dans des cas particuliers des stimulations à basse ou moyenne fréquence(18,42). Le schéma ci-dessus (d'après Benabid et al.) synthétise les possibles modes d'actions isolés ou combinés de la stimulation cérébrale profonde (6).

[>](IMG/png/002.png)



De manière très schématique, on peut retenir que la stimulation haute fréquence entraîne une inhibition fonctionnelle des structures ganglionnaires alors que la stimulation basse fréquence entraîne une « activation » de ces structures. De manière concomitante, toutes les modalités de stimulation entraînent la réalisation de potentiels d'action (excitation) quand un axone est stimulé.

Si la stimulation haute fréquence est responsable d'une inhibition fonctionnelle similaire à une lésion, adaptable à souhait grâce à la programmation du pacemaker (plots, intensité, fréquence, largeur d'impulsion), le mécanisme d'action exact de la stimulation cérébrale profonde reste inconnu. La stimulation cérébrale profonde est une technique adaptable aux besoins de chaque patient, non lésionnelle et totalement réversible.

## a. Physiopathologie des ganglions de la base

Pour comprendre les évolutions actuelles de la SCP en particulier la diffusion des cibles et pathologies traitées par cette technique, il convient que le lecteur ait une vision - au moins schématique - du fonctionnement des ganglions de la base et de leur communication avec le cortex cérébral. Le but de cette section n'est donc pas de donner une vision exhaustive de leur fonctionnement mais schématique, visant à comprendre les cibles chirurgicales. Nous ne rentrerons pas dans le détail des différentes pathologies et des dysfonctionnements qu'ils provoquent dans cette organisation ; ces derniers seront développés dans les chapitres dédiés aux pathologies.

Les ganglions de la base forment une structure anatomo-fonctionnelle extrêmement complexe non encore complètement élucidée à ce jour. Cependant, on présente leur organisation comme un ensemble relativement unidirectionnel consistant en des boucles cortico sous-corticales parallèles et potentialisatrices de la commande corticale(44,1,16,15). Chaque ganglion a une organisation somatotopique bien définie regroupée en trois grands systèmes : le système limbique, le système associatif et le système sensori-moteur.

<a href="IMG/png/003.png" type="image/png">

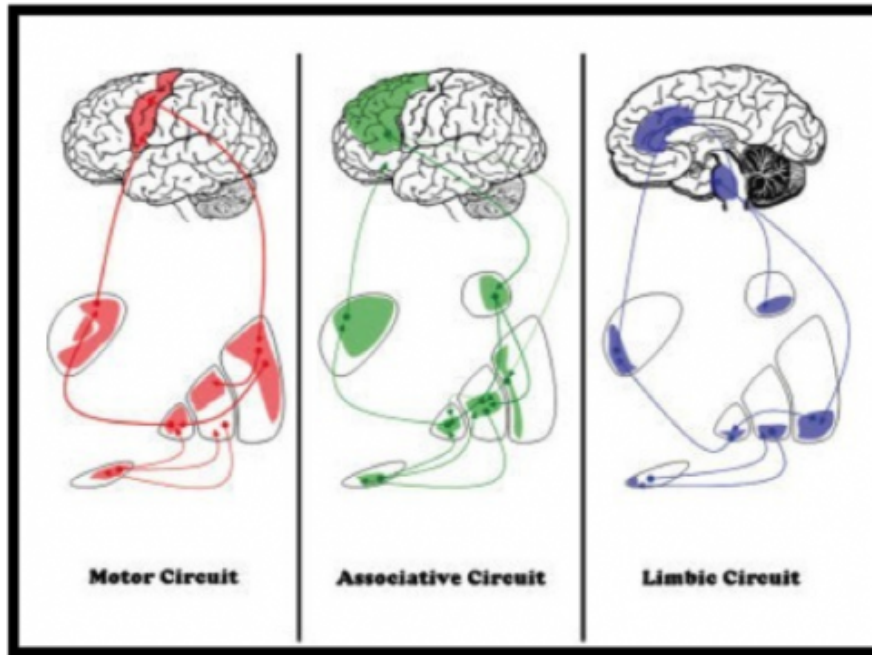


Illustration de l'organisation des ganglions de la base (selon Obeso et al.)

Ainsi, bien loin d'une structure visant uniquement à réguler le mouvement, les ganglions de la base se présentent comme une « boîte noire » organisée dans le seul but de soulager, automatiser et potentialiser la commande corticale motrice mais également limbique (émotions, mémoire, etc.) et associative (choix, interaction avec le monde extérieur, etc.).

Ces récentes descriptions ont été à la base d'une meilleure compréhension mais également la source de nouvelles cibles de neuromodulation non seulement pour des pathologies du mouvement telles que la Maladie de Parkinson, les dystonies, les tremblements, mais également depuis quelques années pour des pathologies psychiatriques tels que les troubles obsessionnels compulsifs ou les syndromes dépressifs majeurs, la maladie de Gilles de la tourette(24)...

<a href="IMG/png/004.png" type="image/png">

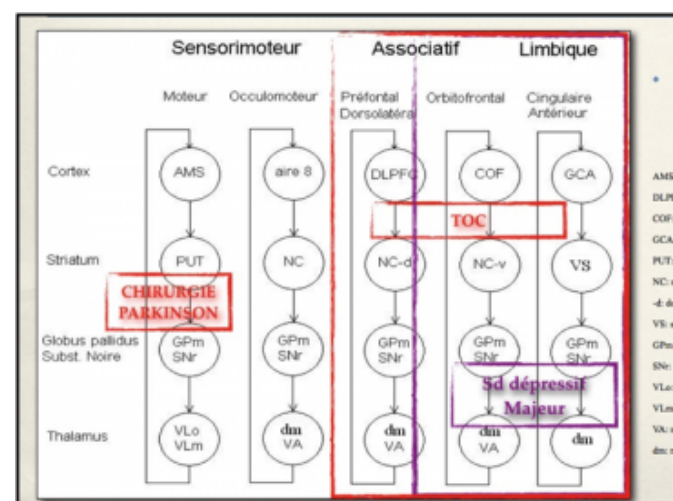
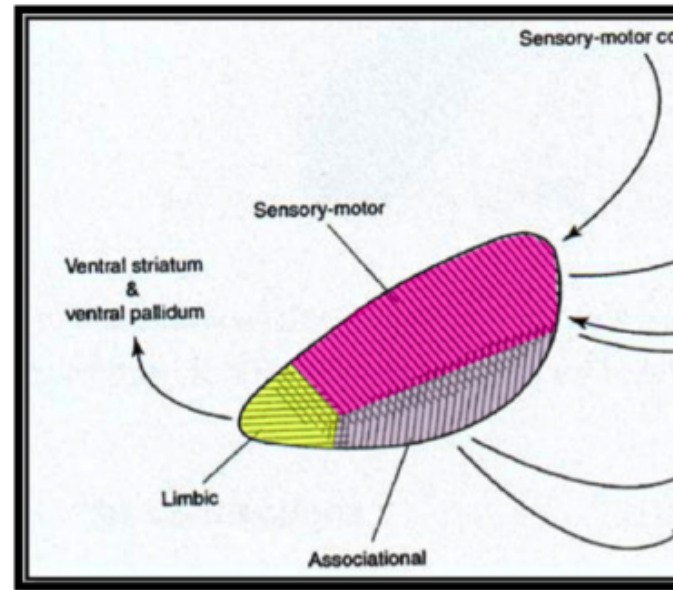


Illustration des boucles parallèles cortico sous-corticales. Les noyaux gris centraux potentialisent et automatisent la commande corticale.

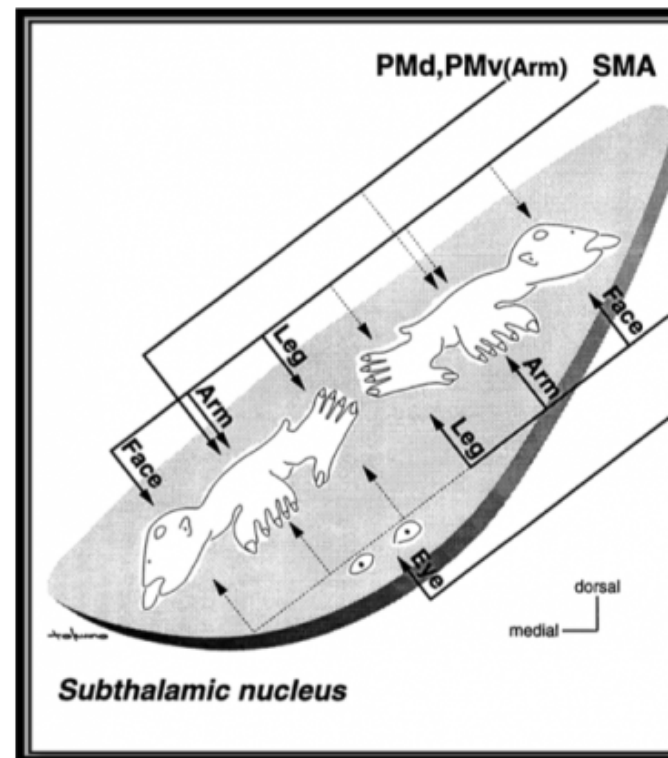
## Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

A titre illustratif, le noyau subthalamique pourtant d'une petite taille (5,9mm en Antéro postérieur) \* 3,7 mm en Médio latérale) \* 5 mm en dorsoventrale)(40) présente une partie sensori motrice dorso latérale, une portion ventrale limbique et entre les deux, une portion associative. Chaque ganglion de la base présente une organisation similaire.

<a href="IMG/png/005.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/006.png" type="image/png">

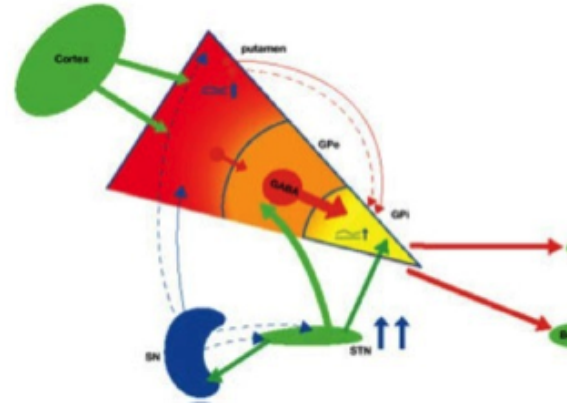


Le pôle d'entrée de ce système est représenté par le striatum (putamen, noyau caudé et noyau accumbens) et pour une part beaucoup moins importante le noyau subthalamique (NST) (voie hyperdirecte). Le pôle de sortie est constitué par le globus pallidus internus (Gpi), de la substance noire pars réticulata (SNr) et du pallidum ventral segment médian (PVM). Ces structures projettent essentiellement vers le Thalamus dernier relais avant un retour vers le cortex (boucle) mais également vers la moelle épinière, les réseaux réticulaires et le tronc dans le but de la transmission du message (moteur, associatif, etc.)(12,1)

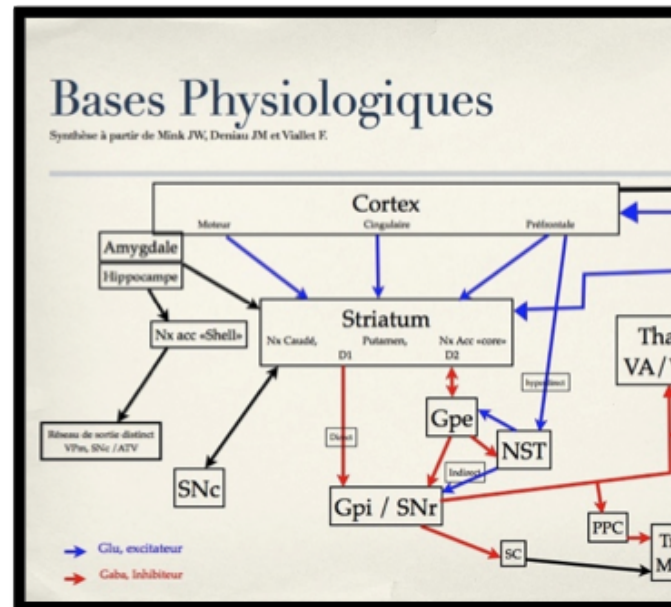
## Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

Entre ces deux pôles, il existe des niveaux intermédiaires (Globus pallidus externe (Gpe), NST, mais également pallidum ventral segment latéral (PVI)) participant au traitement dynamique et à la modulation des informations agissant ainsi à la fois comme des relais de transmissions mais également comme des régulateurs internes.

[Circuit diagram showing the basal ganglia and its connections. The diagram includes the Cortex, Putamen, GPe, GPi, SNr, and STN. Arrows indicate excitatory \(green\) and inhibitory \(red\) pathways. The STN is shown with an upward arrow, indicating its role in the direct pathway.](IMG/png/007.png)



[Detailed schematic of the basal ganglia circuitry. The diagram shows the Cortex \(Moteur, Cingulaire, Préfrontale\), Amygdale, Hippocampe, Striatum \(Nx Caudé, Putamen, Nx Acc «core» D2\), Gpe, NST, Gpi / SNr, and SNc. Blue arrows indicate excitatory \(Glu\) pathways, and red arrows indicate inhibitory \(Gaba\) pathways. The Striatum is divided into D1 and D2 receptor-expressing regions.](IMG/png/000.png)



Enfin, il existe non seulement une organisation spatiale mais également temporelle permettant le choix du programme (moteur / associatif / limbique, etc.) le plus approprié.

++++

## II. Historique : description princeps et évolutions actuelles

La stimulation cérébrale profonde (SCP) est intimement liée au traitement chirurgical de la maladie de Parkinson(8,7,25). Le traitement chirurgical des pathologies du mouvement a évolué continuellement tout au long du XXe siècle non seulement en raison des progrès techniques de la neurochirurgie stéréotaxique mais également en raison de la meilleure compréhension des symptômes, de la physiopathologie ainsi que par une redéfinition du rôle de la chirurgie dans l'histoire évolutive de la pathologie.

Dès le XIXe siècle, Horsley réalisait une résection partielle du cortex moteur pour traiter des mouvements athétosiques, Meyers était le premier neurochirurgien à réaliser une lésion en regard des ganglions de la base pour traiter ces mouvements anormaux. Cooper découvrait le rôle majeur du striatum dans l'organisation et la genèse de ces mouvements anormaux lors d'une chirurgie au cours de laquelle il créa une lésion de l'artère choroïdienne antérieure : l'amélioration de l'ensemble de la symptomatologie parkinsonienne découvert au cours de cette observation sera responsable du développement de la chirurgie des ganglions de la base. Avec la venue de la méthodologie stéréotaxique adaptée à l'homme, la détermination des coordonnées des ganglions de la base par rapport à des repères intra-crâniens (Spiegel et Wycis, Schaltenbrand et Talairach), de nombreuses cibles ont été utilisées pour traiter les mouvements anormaux : le pallidum interne (Globus pallidum internes - Gpi) fut utilisé par Spiegel et Wycis dès 1952, puis par Leksell, avec cependant avec un effet quasiment nul sur le tremblement parkinsonien. Hassler et al. reportaient l'excellente amélioration de tremblements dès 1954 par la réalisation d'une thalamotomie (partie ventro latérale initialement puis plus précisément avec l'expérience et surtout l'introduction de l'électrophysiologie per opératoire vers le noyau ventralis intermedius nucleus du thalamus (Vim).

La thalamotomie devenait alors la cible de choix avec une disparition des tremblements dans 85 à 90% des cas. Unique thérapie alors, cette chirurgie était extrêmement répandue et on estime à 37000 thalamotomies réalisées dans le monde jusque dans les années 70. Cependant, cette chirurgie présentait un risque de « reprise évolutive » estimé entre 4 et 20% et surtout présentait une morbidité non négligeable transitoire dans 25% des cas et permanente dans près de 10% des cas (dès lors que la taille de la lésion n'était pas totalement maîtrisée) à type de déficit moteur, dystonies, dysarthries, ou encore de déficits sensitifs. Enfin, si les procédures bilatérales étaient techniquement possibles, elles étaient quasiment systématiquement associées à des troubles cognitifs importants et à des troubles dysarthriques n'autorisant pas leur réalisation en pratique quotidienne. La venue de la L-dopa, véritable molécule miraculeuse pour les patients par son action sur l'ensemble de la symptomatologie parkinsonienne (tremblement, akinésie et rigidité), était responsable dans les années 70 de la quasi-disparition des techniques de lésions stéréotaxiques dans le traitement de la maladie de parkinson. Cependant, les inconvénients de la dopa thérapie après quelques années de traitement associant prises médicamenteuses multiples, effets secondaires variés associés à l'apparition des complications motrices (fluctuations, dyskinésies), justifèrent au début des années 80 à nouveau un recours à la chirurgie pour certains malades. Les exigences en termes de résultats et surtout d'innocuité étaient cependant accrues. La réalisation d'une exploration neurophysiologique per opératoire et une meilleure détermination de la cible étaient devenues la règle. Le but était de vérifier en per opératoire (par l'utilisation du micro-enregistrement et de la macro-stimulation) si le site de lésion visé ne se trouvait pas trop latéral en regard de la capsule interne, ni dans des structures thalamiques trop postérieures (VPL potentiellement source d'un syndrome de Déjerine-Roussy) ni dans des structures végétatives trop profondes. Le Pr Benabid rapporte la découverte fortuite lors de la réalisation d'une thalamotomie faite chez un patient porteur d'un tremblement essentiel, du blocage instantané et uniquement lors de la stimulation du tremblement lors de l'utilisation de la haute fréquence. L'idée de la stimulation haute fréquence était née. Lors des procédures suivantes, la stimulation haute fréquence était utilisée comme test thérapeutique pour valider la cible stéréotaxique. L'idée d'étendre cette application en un traitement fut introduite en 1987, lorsqu'un patient ayant déjà bénéficié d'une thalamotomie souhaitait un geste controlatéral. Afin d'éviter les risques d'effets indésirables cognitifs liés aux procédures bilatérales, la mise en place d'une électrode de stimulation chronique à haute fréquence dans le thalamus non opéré lui fut proposé dans le but d'utiliser le caractère immédiatement réversible à l'arrêt de la stimulation en cas d'apparition d'effet indésirables.

Depuis cette découverte et au cours de la dernière décennie, l'efficacité, la reproductibilité et la réversibilité des résultats des effets de la stimulation à haute fréquence a permis l'extension à d'autres cibles (Gpi), la découverte de nouvelles cibles (NST, Gpe, PPN) et l'utilisation dans de nombreuses pathologies du mouvement (dystonies, chorées, etc.), mais également d'autres indications tels que l'épilepsie, les algies vasculaire de la face ou encore les troubles obsessionnels compulsifs, syndromes dépressifs sévères etc.

++++



### **III. Indication(s) :**

#### **a. Indications admises**

La stimulation cérébrale profonde est- en 2014 - une technique reconnue et validée dans le traitement chirurgical des pathologies du mouvement(17,33,9,53).

La maladie de Parkinson correspond à la grande majorité (80%) des indications de stimulations cérébrales profondes. La SCP sera proposée dans d'autres pathologies du mouvement tels que les tremblements essentiels, les dystonies primaires ou secondaires généralisées ou segmentaires. L'indication sera retenue dans un contexte de pharmaco-résistance.

La cible retenue dans la maladie de Parkinson est dans la grande majorité des indications le noyau subthalamique (NST). La stimulation du noyau ventral intermédiaire du thalamus (Vim) ou du pallidum interne (Gpi) peut se discuter dans des cas précis qui seront décrits dans les chapitres dédiés aux pathologies. La cible retenue dans les dystonies est quasiment uniquement le pallidum interne tandis que pour les tremblements essentiels le Vim (Nx ventral intermédiaire du thalamus) sera la cible de choix.

Enfin, la décision finale d'une stimulation cérébrale profonde est le fruit d'une discussion multidisciplinaire intéressant principalement le neurologue spécialiste en pathologie des mouvements anormaux et le neurochirurgien. Pour ces pathologies, la stimulation cérébrale profonde a aujourd'hui remplacé les gestes ablatifs en première intention.

#### **b. Indications en cours d'évaluation et/ou futures :**

De nouvelles indications sont en cours d'évaluation, en particulier dans certaines pathologies du comportement tels que les troubles obsessionnels compulsifs, les syndromes dépressifs majeurs, des pathologies du mouvement et du comportement comme le syndrome de Gilles de la Tourette, des pathologies de la douleur (algies vasculaires de la face) ou encore dans certains syndromes épileptiques(24).

Ces prises en charge restent encore à ce jour du domaine de la recherche clinique et n'ont pas été validées sur le long terme.

++++

### **IV. Critères requis pour poser l'indication**

#### **a. Critères spécifiques à la pathologie traitée**

Les critères spécifiques à chaque pathologie pouvant bénéficier d'une SCP ne seront pas détaillés dans ce chapitre.

Cependant, le lecteur doit retenir ces quelques notions simples : les patients se doivent d'être dans le contexte d'une pharmaco-résistance et présenter handicap fonctionnel dans la vie de tous les jours.

Nous présenterons ici plus en détail les critères spécifiques à la Maladie de Parkinson(9) :

L'indication retenue de manière consensuelle pour la réalisation d'une stimulation cérébrale profonde du noyau subthalamique (SCP-NST) chez les patients parkinsoniens est :

- Une maladie de Parkinson idiopathique, les syndromes parkinsoniens d'une cause autre que la maladie de Parkinson sont des contre-indications à la stimulation.
- Patient de moins de 75 ans.
- La dopa sensibilité (>50% par rapport à l'« état off »). Une excellente réversibilité de la symptomatologie au maximum de l'effet du traitement dopaminergique est le principal facteur pronostic et décisionnel d'implantation d'une SCP. Cette évaluation est réalisée par le neurologue membre de l'équipe d'implantation dans le cadre d'un test à la L-Dopa lors d'une courte hospitalisation dite de bilan d'opérabilité. L'amélioration clinique est mesurée à partir de l'échelle UPDRS lorsque le patient est dans son état « best on » après une augmentation de la dose matinale quotidienne de L-Dopa de 50 à 100mg sous forme de L-dopa dispersible et donnée le matin à jeun).
- Le patient doit être au stade des complications motrices (fluctuations, dyskinésies) malgré un traitement médicamenteux optimisé. Il sera pris en compte l'impact sur la qualité de vie quotidienne des patients.
- Absence de signes axiaux : Troubles sévères de la déglutition, dysarthrie sévère, troubles de l'équilibre et troubles de la marche (dans la mesure où ces troubles ne sont pas réversibles lors du test à la L-Dopa).
- Absence d'altération cognitive calculée à partir du MMSE et surtout du score de Mattis (Score > 130/144).
- Absence de troubles psychiatriques évolutifs.
- IRM encéphalique normale ou plutôt l'absence de lésions encéphaliques constituant une contre-indication ou un sur-risque à l'implantation des électrodes tels qu'un infarctus cérébral, une séquelle de traumatisme crânien sévère, une malformation artério-veineuse, etc.). Une importante atrophie cortico sous-corticale ne constitue pas une contre-indication absolue mais augmente le risque opératoire et doit être prise en compte lors de la pose de l'indication opératoire.
- Absence d'affection concomitante évolutive à moyen terme (cancer non contrôlé, insuffisance rénale sévère, insuffisance hépatique, etc.)
- Prise en considération des affections concomitantes pouvant augmenter le risque chirurgical (affections respiratoire et/ou cardiovasculaires sévères)

## **b. Critères communs à toute indication de stimulation cérébrale profonde**

La SCP est un travail d'équipe impliquant neurochirurgiens, neurologues, psychiatres, psychologues, neuropsychologues, radiologues et médecins anesthésistes. L'indication de SCP est ainsi pour chaque patient le fruit d'un travail d'équipe. Pour le processus de sélection des indications opératoires, chaque patient suit un « chemin clinique ».

Schématiquement, lorsqu'un neurologue ou médecin traitant adresse un patient à une équipe d'implantation, une première évaluation est réalisée. Le patient se verra proposer soit une adaptation thérapeutique soit un bilan d'opérabilité. Le bilan d'opérabilité est fonction des pathologies traitées. Cependant le but est alors de savoir si le patient est « un bon candidat » à la SCP d'un point de vue neurologique. Le but est ainsi de savoir si le patient pourra tirer plus de bénéfice clinique grâce à la stimulation versus un traitement médical seul.

De manière générale, on proposera la chirurgie aux patients répondant aux critères ci-dessous :

- Absence d'altération cognitive calculée à partir du MMSE et du score de Mattis (Score > 130/144).
- Absence de troubles psychiatriques évolutifs.
- IRM encéphalique normale ou plus exactement une absence de lésions encéphaliques constituant une contre-indication ou un sur-risque à l'implantation des électrodes.
- Absence d'affection concomitante évolutive à moyen terme (cancer non contrôlé, insuffisance rénale sévère, insuffisance hépatique, etc.)
- Prise en considération des affections concomitantes pouvant augmenter le risque chirurgical (affections respiratoire et/ou cardiovasculaires sévères)

### c. Consultation de neurochirurgie fonctionnelle

La consultation de neurochirurgie fonctionnelle a deux objectifs :

- Valider l'indication chirurgicale et s'assurer de l'opérabilité du patient.
- Informer les patients des modalités pratiques, des bénéfices mais également des risques de la chirurgie. Cette consultation a lieu plusieurs semaines avant la chirurgie. Le rôle du chirurgien est de s'assurer que le patient présente bien les critères cliniques d'indication opératoire mais également de s'assurer de l'opérabilité du patient (absence d'atrophie cortico sous-corticale importante, repères stéréotaxiques visibles, prise en compte des co-morbidités, etc.). Le second but est l'explication claire des bénéfices raisonnables à envisager grâce à la stimulation, expliquer les modalités pratiques de l'intervention (les différents temps, la durée, etc.) ainsi que les principaux risques de l'intervention.

++++

## V. Stéréotaxie, choix techniques et implications pratiques

La stimulation cérébrale profonde utilise la méthodologie stéréotaxique pour la mise en place des électrodes de stimulation.

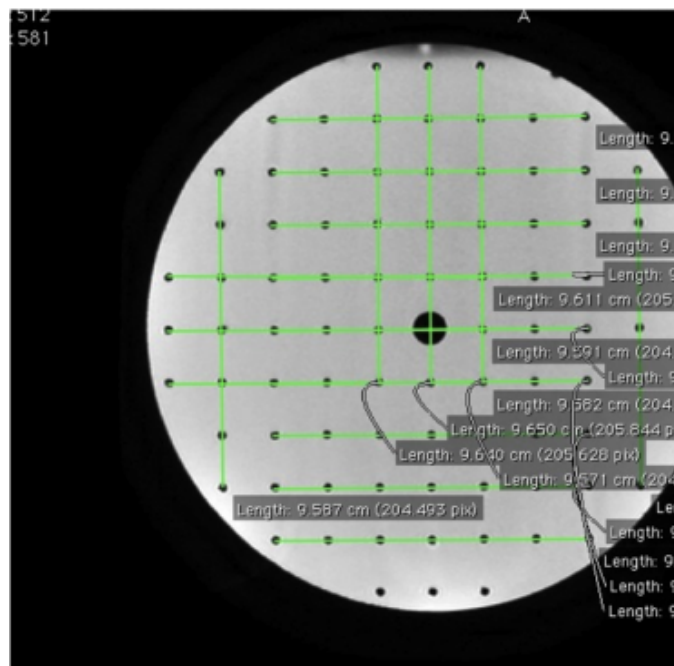
Si les principes sont toujours identiques, il existe une large palette de moyens techniques et technologiques pour mettre en oeuvre cette chirurgie.

Le but de ce chapitre est de donner au lecteur quelques notions de base sur les choix techniques qui lui sont offerts, leurs implications concernant la méthode ainsi que quelques clés pour s'assurer d'une précision suffisante pour insérer les électrodes dans des structures de petite taille et profondes.

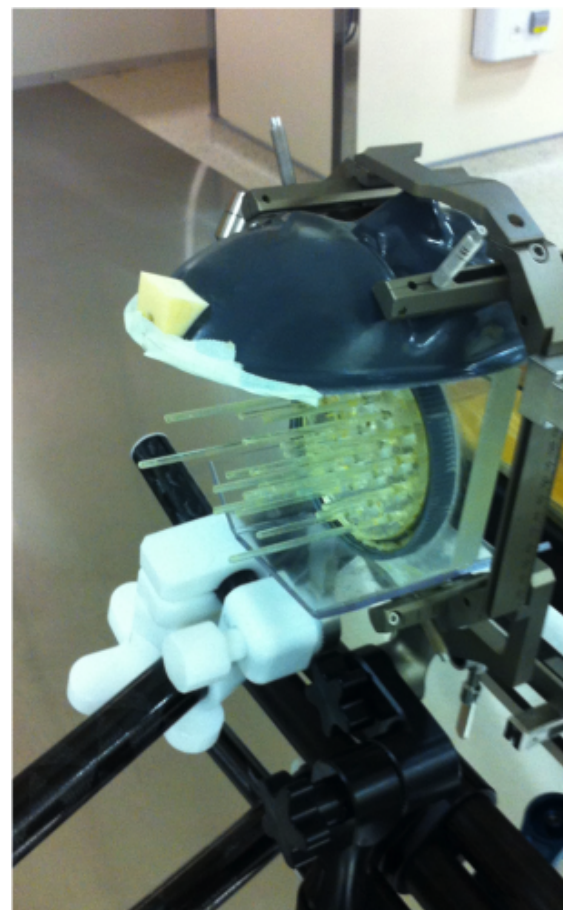
Les choix étant multiples et en partie fonction du plateau technique disponible au sein de son établissement, chaque équipe chirurgicale se doit de se doter d'un système d'assurance qualité permettant de s'assurer de la précision suffisante des moyens employés.

L'utilisation de fantômes, une validation de chacun des outils (dont l'imagerie) mais également un processus de vérification de « sa propre » précision applicative (c'est-à-dire la précision finale prenant en compte toutes les composantes de la chirurgie) apparaît indispensable à la méthodologie stéréotaxique.

<a href="IMG/png/008.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/009.png" type="image/png">



Exemple des 2 fantômes utilisés au CHU d'Amiens (A gauche le fantôme dédié à l'imagerie d'Elekta®, à droite, le fantôme créé pour évaluer la précision applicative de l'acte. Le fantôme permet la réalisation de tous les mode de recalage avec tous les imageries pré et per opératoires actuellement disponibles)

Enfin, les auteurs de ce chapitre ne pourront que vivement recommander l'utilisation d'une imagerie per opératoire de qualité, seule garante d'un positionnement des électrodes adaptées. Les techniques d'imagerie intra opératoires sont variables d'un centre à un autre mais seule cette information permet réellement au chirurgien de progresser et ainsi d'améliorer (grâce à un retour d'informations suite à chaque chirurgie) sa technique opératoire au cours du temps.

Il conviendra ensuite de s'assurer de la conformité de ces résultats cliniques aux résultats de la littérature apparaît une démarche essentielle afin de proposer une chirurgie adaptée aux besoins de nos populations.

### a. L'imagerie

Toutes les modalités d'imagerie produisent une information morphologique, parfois fonctionnelle voire même métabolique mais également une information géométrique.

Chaque type d'imagerie a des avantages et des inconvénients. Les choix du chirurgien sont fonction de ses buts et de son plateau technique.

Il faudra retenir deux éléments de base pour l'imagerie stéréotaxique(23) :

- 1) la nécessité d'une absence de mouvement pendant l'acquisition (tout mouvement faisant perdre l'information géométrique)
- 2) la nécessité d'imager à la fois la cible mais également le référentiel stéréotaxique (fiduciaires du cadre de la boîte de repérage, fiduciaires osseux, ...)

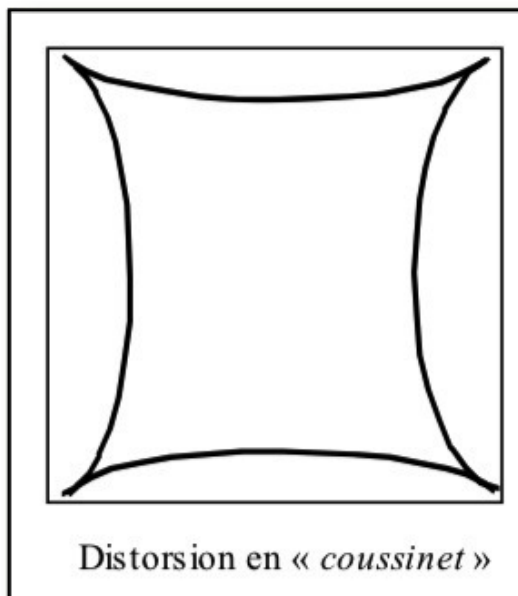
En neurochirurgie stéréotaxique, l'image est utilisée comme outil chirurgical, le chirurgien se devant d'évaluer la qualité de son outil et de vérifier que l'information apportée par cette dernière lui permet d'accomplir son acte opératoire de manière sûre et reproductible.

Nous présenterons les différentes imageries disponibles pour la planification et le contrôle per opératoire.

- L'amplificateur de Brilliance(32). Il s'agit d'une imagerie 2D. Ses avantages sont sa simplicité d'utilisation, son faible coût. Il s'agit malheureusement d'une imagerie présentant une déformation dite en "coussinet" nécessitant un traitement de l'image spécifique si on désire l'utiliser pour guider les instruments. Il existe également un facteur d'agrandissement lié à la proximité de la source rendant la représentation dans l'espace des structures difficiles. Enfin, cette imagerie ne permet de voir que le crâne et les objets radio-opaques. Il s'agit donc d'une imagerie pouvant être utilisée uniquement pour le contrôle de la position des électrodes à l'aide de mires adaptées pour le cadre utilisé. Ce type de contrôle restera grossier dans le sens où elle ne permettra pas de mesurer l'erreur de position de l'électrode.

Les auteurs conseillent vivement d'utiliser un autre moyen de contrôle permettant de mesurer l'erreur géométrique, ainsi de mesurer / évaluer à chaque procédure sa précision et si possible prévoir une amélioration continue de sa procédure.

<a href="IMG/png/010.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/011.png" type="image/png">

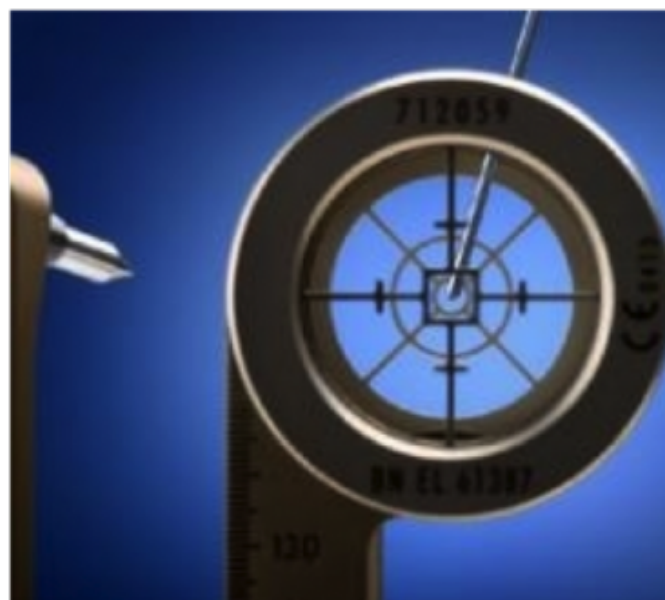


Illustration de la déformation en coussinet et des mire de vérifications disponibles avec le système Elekta®

- La téléradiographie(5) consiste en la réalisation de clichés radiographiques dans deux plans strictement orthogonaux (face et profil). La source est placée à 5 m, ce qui permet de limiter le facteur d'agrandissement. L'acquisition de ces clichés se fait après ventriculographie permettant de mouler les ventricules et si besoin après artériographie et veinographie permettant de voir les vaisseaux.

<a href="IMG/png/012.png" type="image/png">

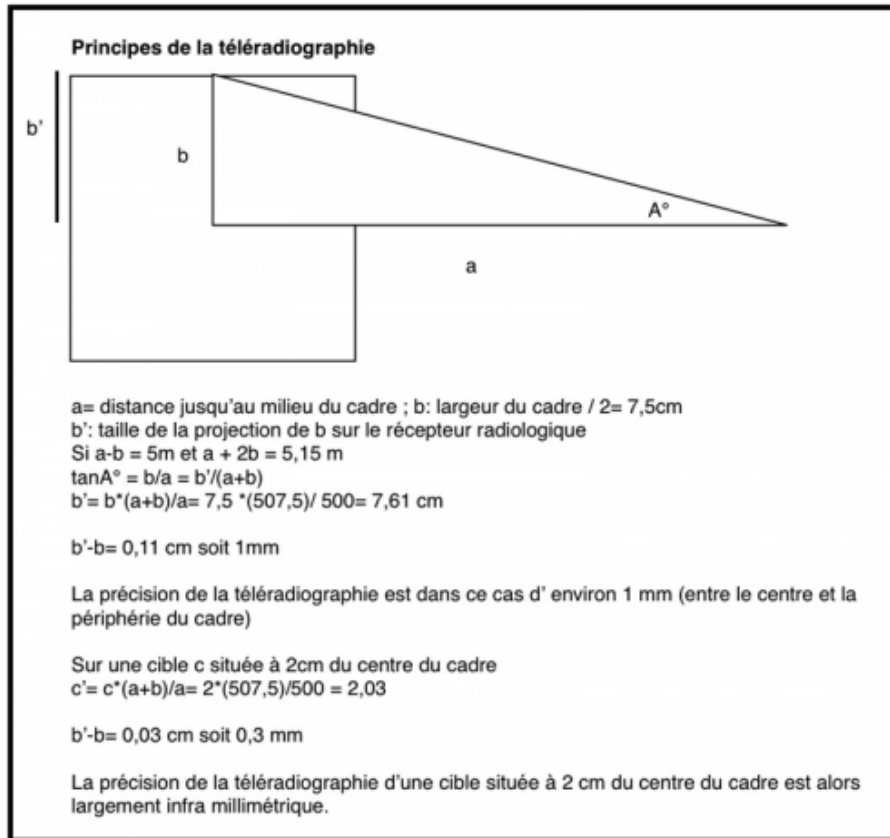


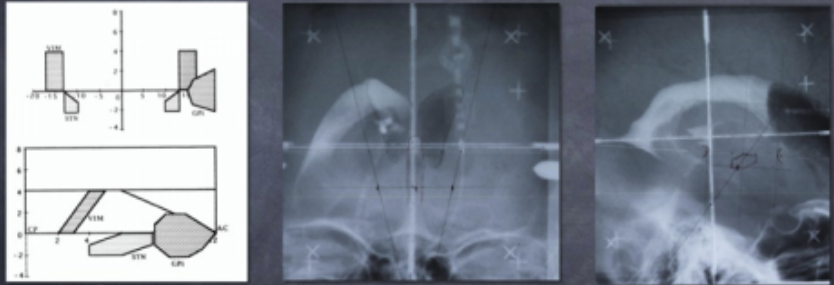
Illustration de l'erreur géométrique avec une ventriculographie

L'avantage de ces clichés est l'absence de distorsion des images (le capteur de réception des images est plan). L'acquisition se fait dans un espace strictement orthogonal, cartésien. Le calcul de la situation de la cible en x,y,z par rapport à un repère fixe (obligatoirement un cadre de stéréotaxie) est fiable. Enfin, le facteur d'agrandissement résiduel peut même être pris en charge par certains navigateurs actuels, ce qui fait de cette imagerie la plus précise d'un point de vue géométrique avec le scanner.

Cette modalité d'imagerie est encore utilisée dans quelques centres en neurochirurgie fonctionnelle pour des cibles de neuromodulation - cible au sein d'une anatomie normale non modifiée par un syndrome de masse- car cette technique permet de parfaitement visualiser les repères Ca-Cp (commissure blanche antérieure et postérieure), la ligne médiane, les parois du troisième ventricule<sup>52</sup>. De plus, la méthode de détermination de la cible "Talairach - Guiot" permet une détermination statistique de la cible proportionnelle aux dimensions des repères intracrâniens visibles grâce à la ventriculographie (longueur de la ligne bi-commissurale ca-cp ; hauteur du thalamus, largeur du 3<sup>e</sup> ventricule). L'utilisation du diagramme de Guyot permet une détermination plus fiable de la cible stéréotaxique que les données brutes des atlas stéréotaxiques. Enfin, la présence de la téléradiographie en per opératoire permet lors de procédures de SCP de réaliser un véritable processus de contrôle qualité per opératoire, permettant de vérifier (et si besoin corriger) en per opératoire que ce qui a été planifié est bien ce qui est réalisé<sup>5,51</sup>.

<a href="IMG/png/013.png" type="image/png">

## Coordonnées Statistiques déterminées par ventriculographie



- Méthode de Talairach
- Guiot
  - 4 mm ss CACP
  - 11 mm en Avt CP
  - 12,5 mm ligne médiane

- ✓ **Avantages:** Téléradiographie
  - \* Pas de distorsion de l'image +++
  - \* Permet un véritable contrôle qualité lors de la descente des électrodes (conformité planning / réalisation)
- ✓ **Defaut:** Données statistiques, pas adaptation à l'anatomie propre du patient

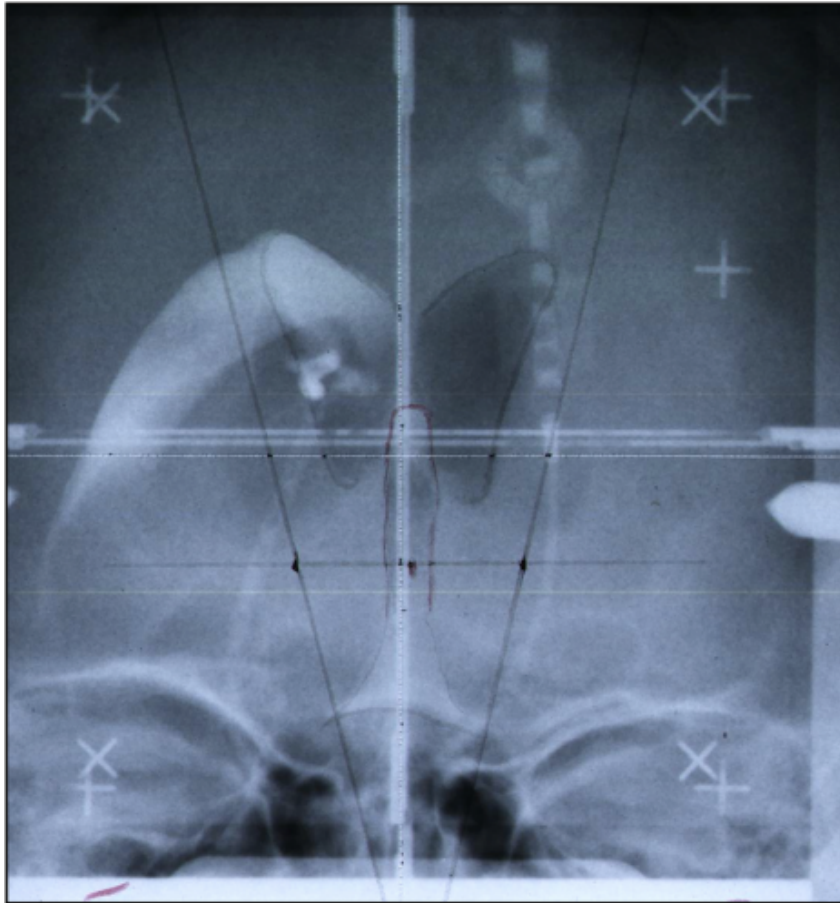
Diagramme de guyot et détermination de la cible stéréotaxique sur les clichés télé-radiographiques.

[<](IMG/png/014.png)

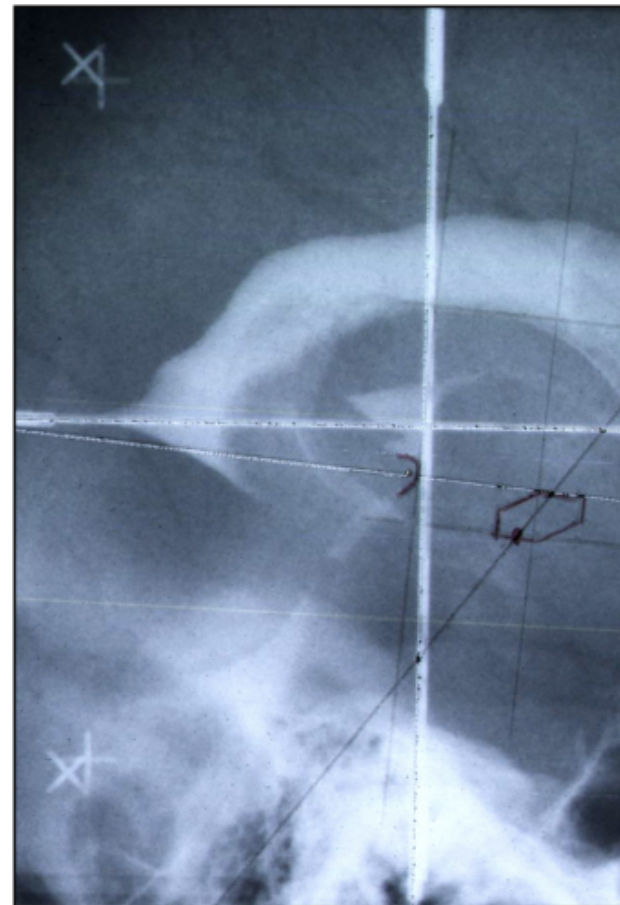


[<](IMG/png/015.png)

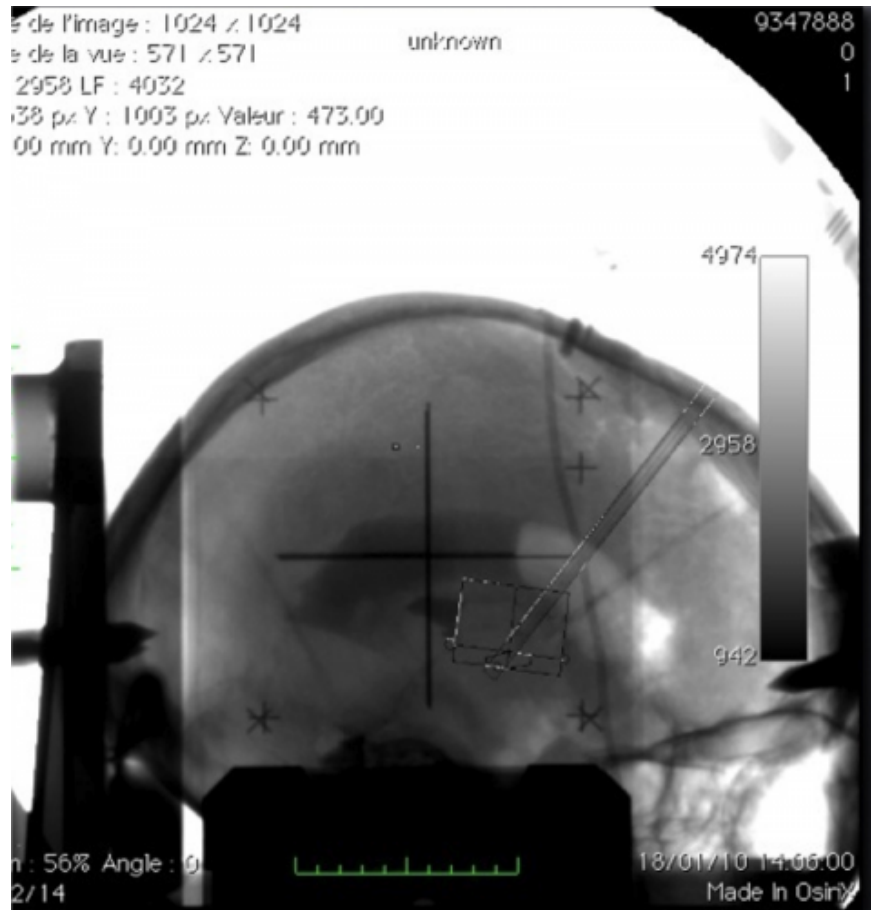




[<](IMG/png/016.png)



[<](IMG/png/017.png)



Contrôles télé-radiographique per opérateur. Les repères intracrâniens permettent la définition de la cible selon ses coordonnées statistiques. Le contrôle per opérateur permet de s'assurer que les électrodes se situent bien en regard de la cible planifiée.

- Le TDM ou scanner(23,21) consiste à calculer une reconstruction 3D des tissus à partir d'une analyse tomographique obtenue en soumettant le patient au balayage d'un faisceau de rayons X. Cette imagerie n'est pas soumise à distorsion. La précision géométrique est directement en lien avec la taille de la matrice (taille de chaque voxel) et avec l'épaisseur des coupes. L'incertitude de localisation sera directement dépendante de la taille du voxel : A titre d'illustration, avec un champ de vue 212 cm, si la matrice est de 256 \* 256, (pixel de 0,83 mm de côté) avec une épaisseur coupe de 1,25mm, la taille du voxel sera de 0,86 mm<sup>3</sup>. En revanche, si la matrice est de 512\*512 (pixel de 0,41 mm, de côté) et l'épaisseur de coupe réduite à 0,6 mm, la taille de chaque voxel sera de 0,1 mm<sup>3</sup>. Les TDM actuels multi barrettes et spiralés permettent actuellement l'acquisition sur 360° de multiples coupes (de 140 à 400), jointives avec une épaisseur de coupes inférieure à 1mm. Ainsi l'acquisition doit être réalisée avec des coupes contiguës de moins de 1 mm d'épaisseur avec des matrices fines (512\*512). Enfin, il persistera une dernière incertitude de Z liée au mouvement de la table lors de l'acquisition des images. Avec l'évolution des technologies, cette erreur résiduelle est de plus en plus limitée.

La résolution de contraste, c'est-à-dire la capacité à montrer une structure et à la différencier d'une autre, est sans comparaison avec la téléradiographie mais reste bien inférieure à l'IRM. Cette modalité d'imagerie a révolutionné la stéréotaxie et a permis la généralisation des biopsies stéréotaxiques. Concernant la SCP, le scanner permet la visualisation du parenchyme cérébral mais pas directement des cibles. Seuls les repères Ca-Cp (ligne bi-commissurale) et la ligne médiane sont facilement visualisables. Ainsi le TDM , tout comme la téléradiographie

## Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

nécessite l'utilisation de données statistiques pour viser les cibles de neuromodulation.

Lors d'une régistration « framebase » (avec cadre), les fiduciaires de la boîte de repérage seront facilement visibles, permettant de déterminer l'espace stéréotaxique avec précision. Les erreurs résiduelles géométriques en imagerie TDM sont en fait liées à l'épaisseur et l'espacement entre les coupes et la taille de la matrice. Le principal défaut de l'imagerie TDM n'est donc pas sa géométrie mais sa résolution de contraste infiniment moins intéressante que celle de l'imagerie IRM.

[<](IMG/png/018.png)



[<](IMG/png/019.png)

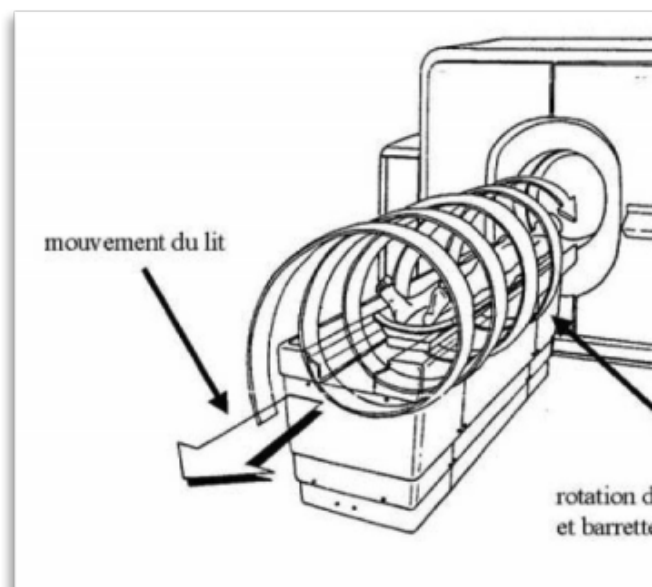


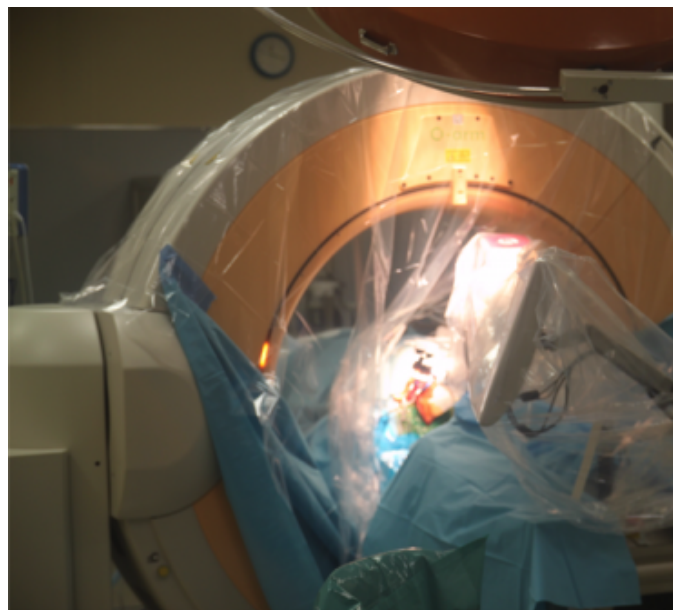
Illustration des tests de précision du protocole stéréotaxique sous TDM, ainsi que l'illustration du TDM spiralé. L'erreur géométrique résiduelle est liée à l'épaisseur de coupes et à leur caractère (ou non) jointif. Il persiste une incertitude en z.

### Conseil d'acquisition pour un TDM stéréotaxique :

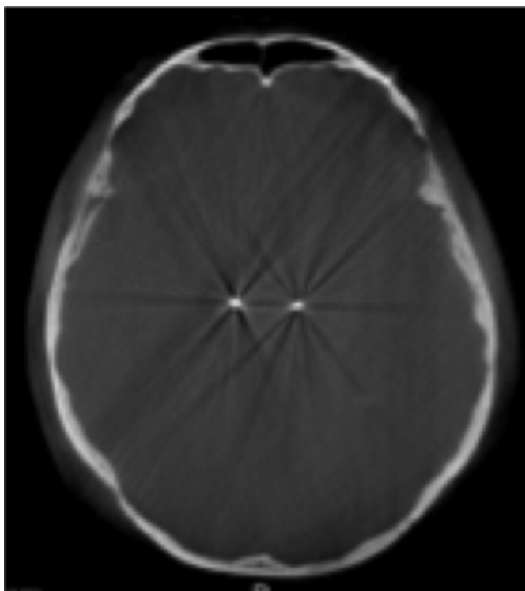
Sous cadre, en s'étant assuré d'une acquisition dans un plan parfaitement axial. TDM cérébral, coupe jointive épaisse de 0,6mm avec un incrément de 0,3mm (durée d'acquisition 30s), une matrice de 512\*512 pour un champ de vue de 20\*20 cm. On s'assurera que les fiduciaires de la boîte de stéréotaxie sont bien dans le champ d'acquisition.

- Scanner à capteur plan (fpCT scan)(22) (dont l'O'arm® Medtronic® est le scanner le plus répandu) sont des amplificateurs de brillance dédiés au bloc opératoire de dernière génération. Il s'agit en réalité de la combinaison d'un mobile de radiographie et d'un anneau (type anneau de scanner). Le système est composé d'un tube à rayon X et d'un détecteur capteur plan monté sur un anneau en vis-à-vis et tournant de manière asservie tout autour du patient. En fonction des scanners disponibles, le scanner se présentera comme un O (L'anneau peut s'ouvrir et se mettre en position arceau en C afin de faciliter son positionnement autour du patient, puis se refermer complètement. Il permet de réaliser une image 2D et une reconstruction en 3D) ou comme un arceau de bloc qui peut réaliser une rotation à 360° autour de l'objet imagé. Pour ces scanners, l'acquisition 3D se faisant en iso-centrique, sur la largeur du capteur plan, il s'agit donc d'une acquisition d'un volume 3D unique qui est redécoupée secondairement par un logiciel. Les scanners à capteurs plans présentent une qualité géométrique supérieure au scanner. En effet, il n'existe pas d'incertitude vis à vis du z. Cette différence fait que la dispersion des erreurs géométrique des scanners à capteur plan est plus faible que celle des scanners multi-barrette, ceci même si la taille du voxel peut être plus grande que celle obtenue avec un scanner multi-barrette<sup>28</sup>. Cependant, il faut bien comprendre qu'il s'agit de l'évolution d'un amplificateur de brillance et non d'un scanner peropératoire à proprement parler. Les fpCT scan permettent essentiellement d'imager l'os, l'air, les tissus mous, les vaisseaux (en cas de injection de produits de contrastes) et les objets radio-transparents. Il ne permet pas de voir avec précision le parenchyme cérébral.

<a href="IMG/png/020.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/021.png" type="image/png">



L'O'arm® (Medtronic®) est un scanner à capteur plan. A droite, illustration d'une imagerie obtenue en per opératoire avec un fpCT.

### Conseil d'utilisation d'un Scanner à capteur plan en stéréotaxie :

Les scanners à capteur plan se révèlent être des outils de choix pour le contrôle per-opératoire de la position des électrodes. Ils peuvent remplacer avantageusement une téléradiographie.

- L'IRM (Imagerie par résonance magnétique)(23,21,35) est actuellement l'imagerie de choix dans le domaine des neurosciences. L'imagerie IRM présente les avantages d'une excellente résolution de contraste (différenciation substance blanche substance grise, délimitation des tumeurs, visions des sillons, gyri et vaisseaux) et la possibilité d'acquisition d'une imagerie fonctionnelle et métabolique telle l'IRM de perfusion ou spectroscopie. Cependant cette imagerie, basée sur le principe de résonance magnétique nucléaire (c'est-à-dire le couplage entre le moment magnétique du noyau des atomes avec un champ magnétique externe), est soumise « de fait » à une imprécision géométrique ou distorsion.

L'IRM souffre de sérieux problèmes de distorsions, dont les origines sont diverses mais dont les effets se traduisent par des décalages en position (x,y,z) entre les voxels de l'image acquise et ceux de l'objet réel. De nombreuses études ont montré l'importance de ces décalages pouvant atteindre plusieurs millimètres (7 à 8mm !) dans certaines régions du champ de vue imagé. Il en résulte une difficulté à localiser « géométriquement » de manière fiable les structures anatomiques internes. Ces problèmes de distorsion augmentent avec l'intensité du champ magnétique. Ainsi, une IRM 3T présente une meilleure résolution de contraste qu'une IRM 1,5T mais une moins bonne résolution spatiale gênant lors d'un ciblage stéréotaxique. Les raisons de ces distorsions sont fonction de 3 effets : l'effet de susceptibilité magnétique, l'effet de déplacement chimique et la non linéarité des gradients de champ. Les effets de susceptibilité (création d'un champ supplémentaire  $\zeta(x)$ . Bo par le milieu magnétique en réponse au champ principal  $B_0$ ) et de déplacement chimique (fonction de l'environnement chimique des noyaux en résonance, représenté par  $\delta$ ) sont par leur nature des artefacts ne dépendant que de l'objet à imager et non de l'instrument. En particulier, les distorsions sont majeures à chaque interface entre 2 tissus différents et encore plus particulièrement à l'interface air/scalp. De même, les cadres de stéréotaxie sont responsables à des niveaux différents d'une augmentation des distorsions par ces effets. Ces deux effets ne sont pas corrigibles actuellement parce que dépendants de l'objet

imagé. Les distorsions liées à la non linéarité du gradient sont responsables de la majeure partie des erreurs de précision géométrique de l'imagerie IRM. La non linéarité du gradient est la résultante du fait que le champ magnétique émis par la bobine (aimant) de l'IRM n'est pas homogène. Ainsi le champ magnétique émis à la périphérie de la bobine est distinct de celui émis au centre. Avant correction, sur une IRM 1,5T, Wang et al. objectivaient des erreurs pouvant aller jusque 9mm, après correction par un algorithme spécifique l'erreur pouvait être diminuée aux alentours de 0,6 mm<sup>55</sup>. En effet, ces distorsions en lien avec la non linéarité du gradient sont corrigibles. Une « calibration de l'aimant » et l'adjonction de « patch logiciel » en post acquisition peut sensiblement améliorer la précision géométrique des acquisitions IRM<sup>35,55,56,41</sup>. Ces erreurs peuvent ainsi être diminuées à moins du demi millimètre (plus précisément jusqu'à à la taille d'un voxel). Il est à noter que l'augmentation de l'intensité du champ magnétique augmente cette erreur. **Ainsi, une IRM 3T ne pourra pas être utilisée sans calibration pour des procédures de stéréotaxie.**

[<](IMG/png/022.png)

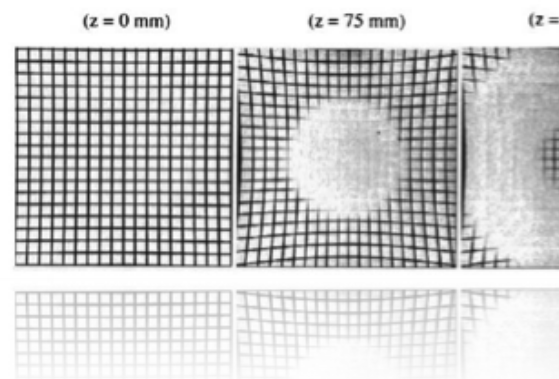


Illustration des erreurs géométriques augmentant à mesure que l'on est à distance du centre de l'aimant. Cette erreur est typiquement liée à la non linéarité du gradient.

[<](IMG/png/023.png)



<a href="IMG/png/024.png" type="image/png">



Reconstruction 3D de 2 séquences IRM distinctes d'un même patient. A gauche, il s'agit d'une séquence IRM 3T T2 acquise en coronale sans optimisation de l'image, à droite une séquence 3D iso à matrice élevée pour laquelle le travail d'optimisation est commencée. Il faut remarquer que ces 2 séquences après mesures ne présentent pas les critères de précision géométrique nécessaires pour une utilisation stéréotaxique.

Enfin comme toute imagerie à visée de guidage, une acquisition isotropique et isocentrique en coupe axiale ou acquisition 3D immédiate est indispensable tout comme la nécessité de diminuer au maximum l'épaisseur de coupe et d'obtenir une matrice la plus fine possible (512\*512). Enfin l'IRM présente un dernier inconvénient consistant au temps d'acquisition des séries. En effet, un temps plus long est responsable d'une probabilité plus élevée de



mouvements de la part du patient en particulier chez les patients atteints d'une pathologie du mouvement. Les erreurs provenant du patient pendant l'acquisition des images peuvent être responsables d'erreurs géométriques majeures.

Il faut cependant comprendre que l'imagerie IRM n'est pas une imagerie homogène en terme de géométrie. Les erreurs géométriques seront présentes et importantes à certains endroits de l'image alors que d'autres portions de l'image pourront se révéler extrêmement fiables géométriquement. Il faut alors que le chirurgien connaisse son imageur, l'optimise avec ses collègues radiologues et physiciens d'IRM afin d'en diminuer les distorsions afin de pouvoir tirer partie des informations données par cette imageur.

### Conseils d'utilisation de l'IRM en Stéréotaxie

Les chirurgiens se doivent d'utiliser des imageries dédiées à la SCP, optimisées d'un point de vue géométrique et permettant de voir la cible stéréotaxique. De l'avis des auteurs, l'IRM apporte une information vitale aux gestes stéréotaxiques modernes (l'adaptation de la détermination de la cible selon l'anatomie propre du patient et non sur des données statistiques permettant une visualisation et donc détermination de la cible plus aisée<sup>37</sup> et dans les 3 plans de l'espace. Une démarche spécifique d'optimisation des images en particulier IRM apparaît aujourd'hui nécessaire à la démarche stéréotaxique.

<a href="IMG/png/025.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/026.png" type="image/png">

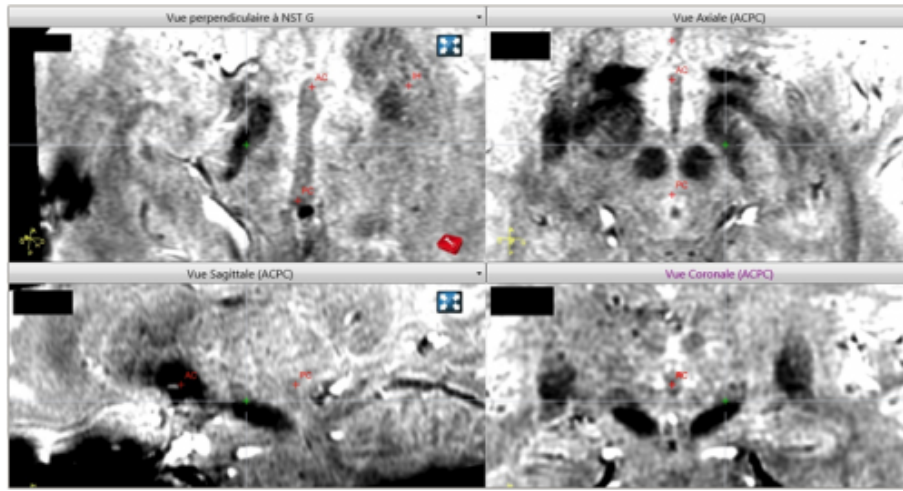


Illustration de 2 séquences optimisées pour la SCP. A gauche une séquence en inversion récupération permettant de visualiser, le putamen, le pallidum externe, le pallidum interne et la capsule interne dans les 3 plans de l'espace. A Droite, une séquence 3D Swan HR optimisée pour la visualisation du NST dans les 3 plans de l'espace.

- **Problèmes liés à la fusion des images** : Nombreux chirurgiens utilisent le TDM pour ses qualités géométriques et réalisent la fusion et le recalage avec l'imagerie IRM pour pouvoir déterminer les repères stéréotaxiques et déterminer la cible. Il est important de se rappeler que ce processus mathématique est soumis aux erreurs des algorithmes de fusion/recalage des différents navigateurs (le processus utilisé est le plus souvent le RMS (root mean square - loi des plus faible carré)(31). Cette erreur n'est pas quantifiable en per opératoire. Il persiste toujours une incertitude sur la position exacte de l'électrode dans l'espace stéréotaxique à la fin de l'intervention. Plus l'imagerie tant TDM qu'IRM sera optimisée (faibles distorsions, taille des matrices, faible épaisseur de coupe), plus faible sera l'erreur résultante. Il est important de mettre en place également pour ce processus un système d'assurance qualité afin de s'assurer que l'erreur résultante est minimale.

++++

## b. la mise en correspondance

Le principe de la mise en correspondance consiste à faire coïncider le volume imagé avec le volume reconstruit (de l'encéphale au bloc opératoire).

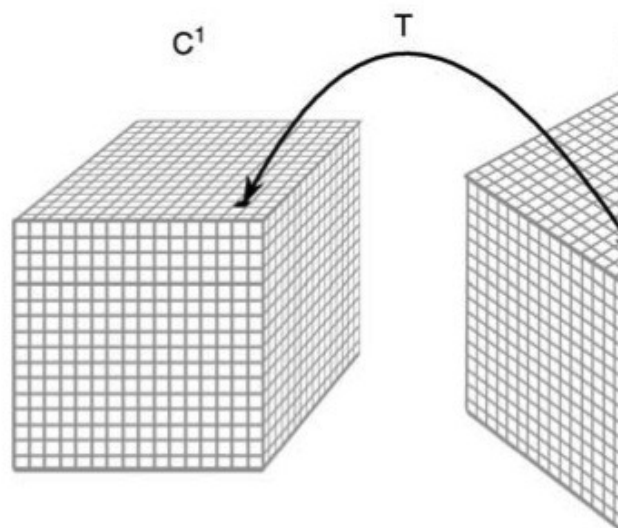
L'objet de base est identique (tête de votre patient) mais les 2 volumes reconstruits sont différents. La mise en correspondance pourra être source de 2 types d'erreurs :

- les erreurs liées à l'imageur.
- erreurs liées à la reconstruction par les instruments de la tête du patient.

Il existe plusieurs types de mise en correspondance disponibles à ce jour. On distingue la mise en correspondance par cadre (dite frame-based) et les mises en correspondance sans cadre (frameless) qui regroupent la mise en

correspondance par fiduciaire osseux, par reconnaissance surfacique et par marqueurs cutanés.

[<](IMG/png/027.png)



Principe de la mise en correspondance.

C'est la mise en correspondance qui explique la différence de précision des procédures frameless (sans cadre de stéréotaxie) par rapport aux procédures framebase (avec cadre).

- **La mise en correspondance par cadre :**

La mise en correspondance par cadre présente de nombreux avantages :

- Le cadre fixe la tête du patient tant lors de l'acquisition des images que lors de la chirurgie, ceci dans la même position. L'absence de mobilité du chef est un garant de la qualité géométrique des images en particulier pour la chirurgie des mouvements anormaux.
- La référence (le cadre) est toujours identique tant pour la reconstruction de l'image (et la détermination des coordonnées que lors de la mise en position des instruments). Il ne peut exister d'erreur liée à un transfert de référentiel. L'espace stéréotaxique étant le même, le navigateur va juste confronter les volumes 2 à 2 (recalage) et donnera même parfois une estimation de l'erreur liée à la distorsion. Il n'y a pas à faire de transformation d'un espace à un autre (les 2 volumes étant identiques, la référence étant identique, la mise en correspondance est beaucoup plus aisée en particulier en ce qui concerne les erreurs angulaires).
- Le cadre permet également en per opératoire l'utilisation d'une imagerie 2D et 3D dans le même espace de référence.

La mise en correspondance par cadre présente essentiellement 2 limites :

- La nécessité de la mise en place du cadre avant la réalisation de l'imagerie (peut gêner le « workflow »), le cadre peut en lui-même être responsable d'une partie des erreurs géométriques de l'imageur en particulier l'IRM (distorsions liées au vis...).
- La limite la plus importante est que par définition, le cadre utilisé en tant que référentiel (avec sa boîte fiduciaire) se situe à la périphérie du champ. Pour l'imagerie TDM, géométriquement homogène sur tout le champ, cela ne pose pas de problème, pour l'imagerie fpCT la taille du champs nécessaire peut être une limite et empêcher la

## Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

visualisation de l'ensemble des marques de la boîte fiduciaire, enfin et surtout lors de l'utilisation de l'IRM, la périphérie du champ est une zone de l'imagerie (en raison de la non linéarité du gradient) qui présente le plus de distorsions. On prendra alors en référence la seule partie de l'image qui n'est pas fiable géométriquement ! Cette erreur de régistration est démultipliée avec les IRM de hauts champs en particulier 3T et plus.

### Recommandation utilisation :

Il s'agit de la modalité de reconstruction la plus précise. Elle est particulièrement adaptée à la chirurgie stéréotaxique en particulier la SCP pour laquelle la précision doit être optimale.

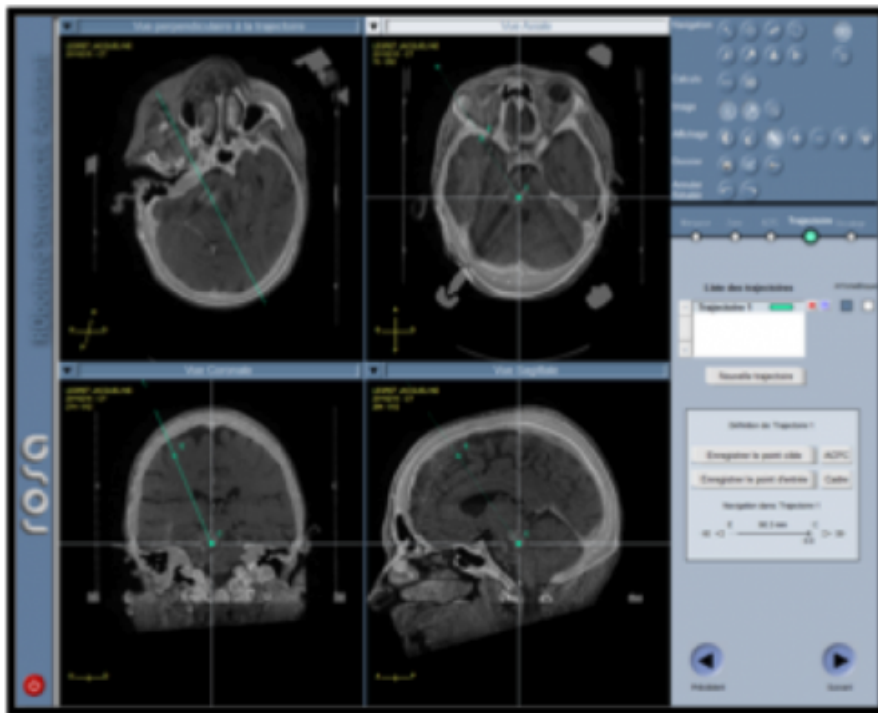
[<](IMG/png/028.png)



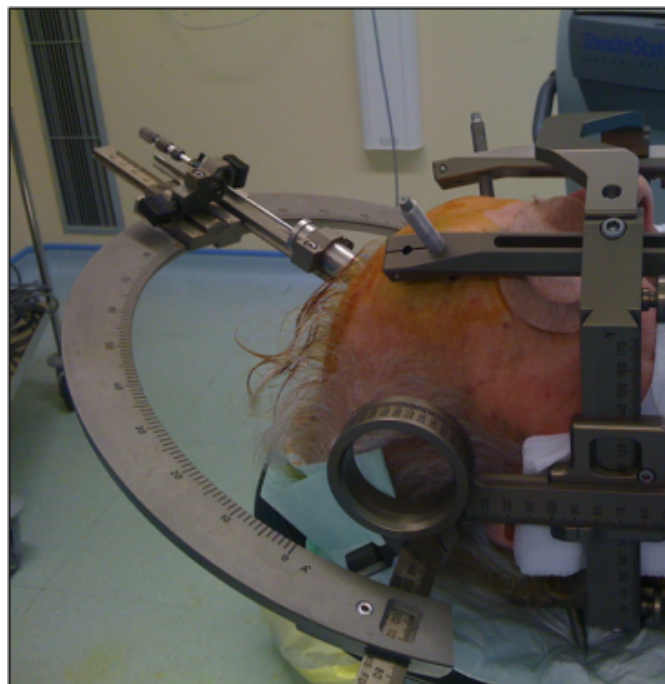
[<](IMG/png/029.png)



[<](IMG/png/030.png)



<a href="IMG/png/031.png" type="image/png">



Lors d'une procédure avec cadre, la référence est identique tout au long de la chirurgie, la tête est toujours dans la même position par rapport à cette référence et est immobilisée.

- **La mise en correspondance frameless :**

La mise en correspondance frameless implique l'absence de contention du chef lors de l'acquisition des images. Ce simple fait peut être responsable d'erreurs géométriques importantes en particulier chez les patients souffrant de mouvements anormaux.

Dans le cadre de la SCP, une acquisition sous anesthésie générale et / ou la mise en place d'un moyen de contention lors de l'acquisition des images apparaît indispensable pour s'assurer d'une imagerie de qualité.

Ainsi, les procédures frame-based sont soumises quasiment uniquement à la qualité géométrique de l'image acquise alors que les procédures frameless sont dépendantes en plus de la capacité du navigateur à mettre en correspondance 2 volumes normalement identiques mais acquis de façon distincte<sup>31</sup>.

L'utilisation de fiduciaires osseux permet une identification fiable des repères, cependant ils présentent tout comme pour le cadre la limite d'une référence située à la périphérie du champ et d'interface, fait particulièrement gênant si l'imagerie IRM est utilisée en imagerie de référence.

A notre sens les procédures frameless *avec mise en correspondance par fiduciaire osseux*, ne peuvent s'entendre en chirurgie stéréotaxique uniquement si l'absence de mobilité du chef est assuré par un autre moyen tant au niveau de l'acquisition des images que lors du bloc opératoire. L'imagerie TDM doit être utilisée en imagerie de référence (le risque d'erreur étant trop importante avec une imagerie IRM)

Lors d'une procédure frameless par reconnaissance surfacique, la mise en correspondance se fait sur les données acquises à la surface de la peau (tant pour imagerie que lors de la régistration surfacique à l'aide du stylet) zone où les distorsions sont majeures en imagerie IRM. Par nécessité mathématique, lors de la mise en correspondance, les navigateurs ne prennent pas en compte les distorsions en lien avec l'imagerie. Le navigateur fait une mise en correspondance rigide et linéaire, c'est-à-dire que, par défaut, il interprète le volume acquis en imagerie comme un volume cartésien, négligeant ainsi totalement le phénomène de distorsion. La mise en correspondance surfacique est donc intrinsèquement source d'erreur lorsque l'imagerie IRM sert de référence (les points servant à la mise en correspondance étant les points géométriques les moins précis). Cette erreur sera d'autant plus importante que l'imagerie est imprécise géométriquement (IRM de haut champ) et non corrigée.

### Conseils d'utilisation :

Ce type de mise en correspondance avec l'imagerie IRM (tout particulièrement), même TDM (même si l'erreur sera moindre), devrait être évité pour les gestes de stimulation cérébrale profonde.

++++

## c. Précision mécanique des instruments

La capacité de nos instruments à atteindre la cible calculée et recalée dans l'espace stéréotaxique doit être également évalué et peut être également source d'erreur de position des instruments et, dans le cas particulier de la SCP, des électrodes.

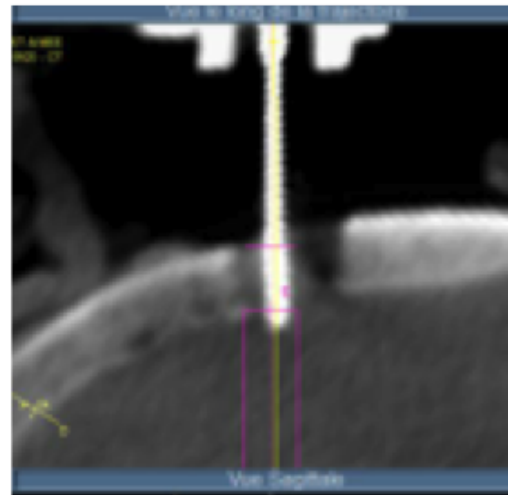
Les cadres associés à leur arc dédié ont chacun une précision propre (exemple l'arc de Leksell présente une précision moyenne de 0,7mm)<sup>(39)</sup>.

### - Cas particulier des Robot stéréotaxiques

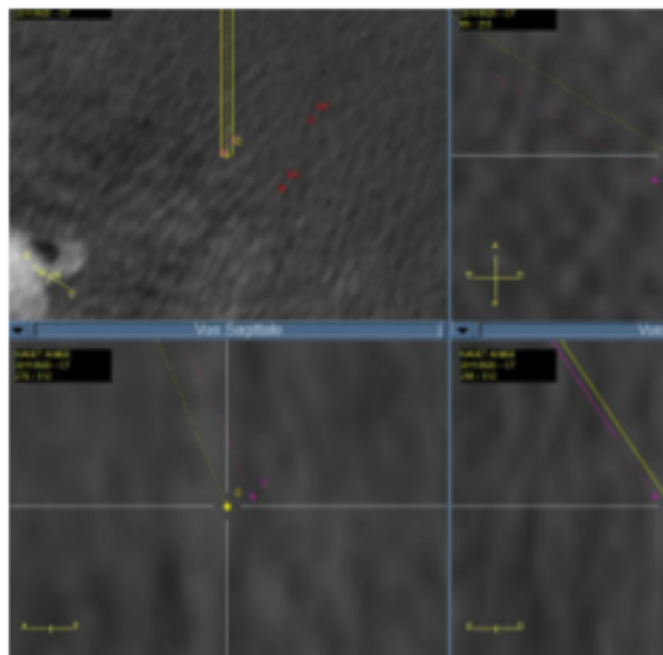
Le robot stéréotaxique sert à la fois de console de planning de l'acte stéréotaxique mais également de bras robotisé porte instrument guidé par cette console. La fiabilité mécanique du bras robotisé (en fonction des robots) est au

moins égale sinon meilleure qu'un arc avec en outre une facilité d'utilisation accrue<sup>37,36,38</sup>. Les robots peuvent également intégrer dans leur console de planification toutes les modalités d'imagerie 3D (IRM, TDM, fpCT) mais aussi 2D (téléradiographie et imagerie à capteur plan). Enfin le principal intérêt des robots stéréotaxiques est la possibilité (lorsqu'ils sont couplés avec une imagerie per opératoire de qualité) de corriger de manière simple la position du bras du robot si une erreur entre la planification et la position des instruments est objectivée en per opératoire.

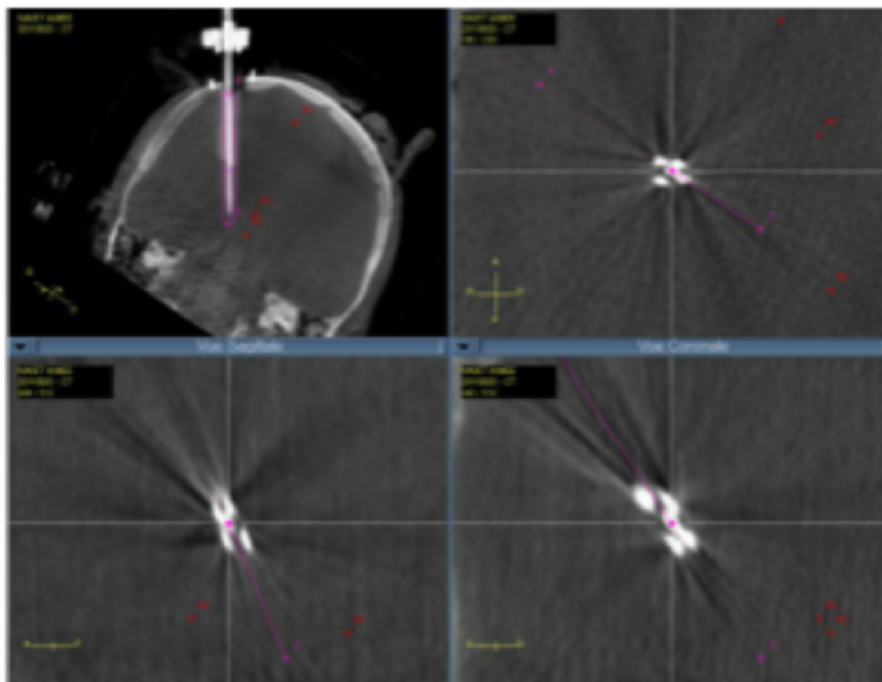
[<](IMG/png/032.png)



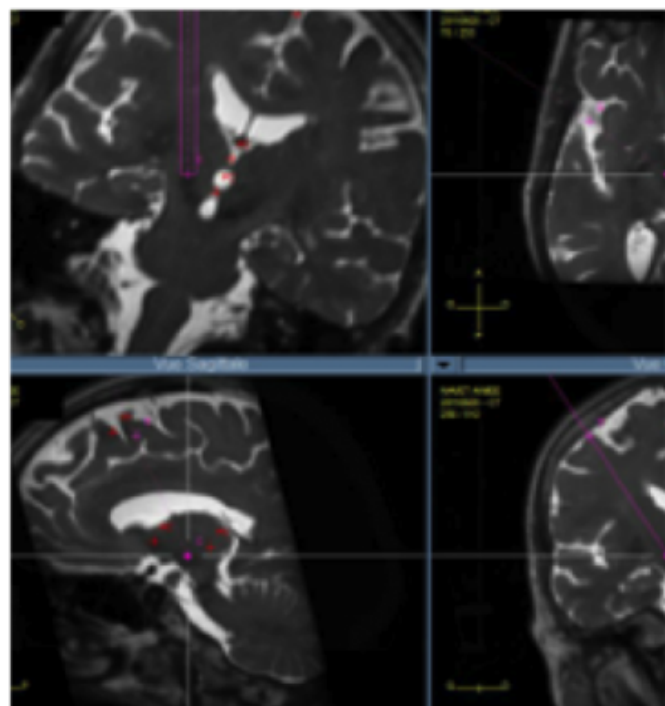
[<](IMG/png/033.png)



[<](IMG/png/034.png)



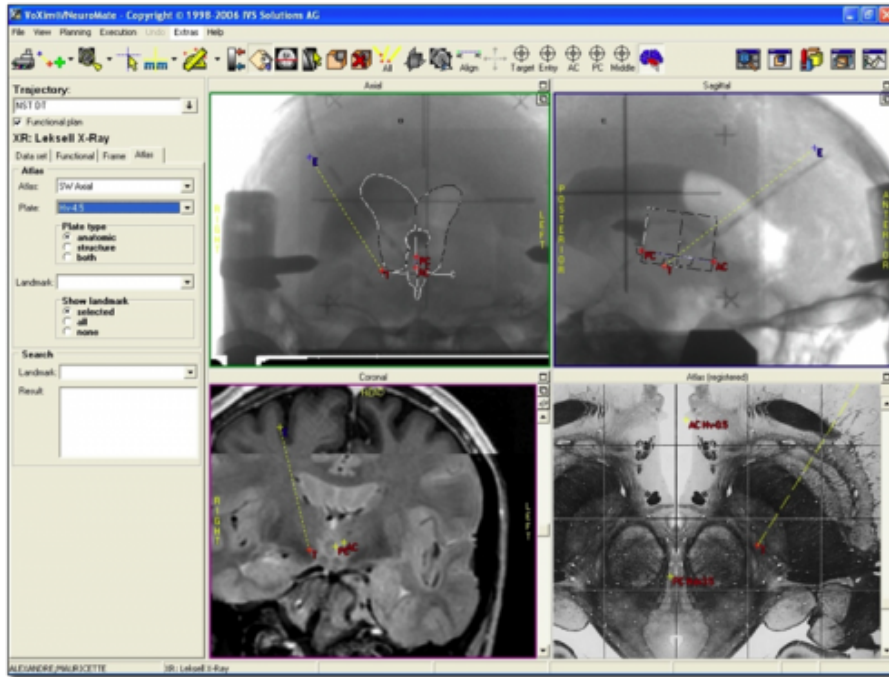
<a href="IMG/png/035.png" type="image/png">



Grace à l'imagerie per-opératoire, une erreur dans le positionnement du tube guide est objectivé et mesuré. La correction est apportée sur le bras du robot. Lors de la mise en place des micro-électrodes, l'électrode centrale suit parfaitement le trajet planifié objectivant que l'erreur a été corrigée.

<a href="IMG/png/036.png" type="image/png">





Exemple d'intégration multimodale telle qu'utilisée au CHRU de Lille

++++

## VI. Acte chirurgical

### a. Un objectif

L'objectif de la SCP est de placer les électrodes thérapeutiques dans le noyau cible en s'assurant d'une bonne corrélation entre les données cliniques, anatomiques et électrophysiologiques et en repérant d'éventuels effets secondaires en fonction de la position des contacts thérapeutiques.

### b. Déroulement de l'hospitalisation en neurochirurgie

Une hospitalisation d'environ 10 à 15 jours est nécessaire dans le service de neurochirurgie. Comme pour toute hospitalisation dans le service de neurochirurgie, le patient devant bénéficier d'une SCP rentrera la veille de son intervention vers 15h. Ce temps permettra la visite du neurochirurgien, pour rappeler les modalités pratiques de la procédure, renouveler l'examen neurologique du patient etc., la visite pré-anesthésique et le début de la préparation du patient.

Préparation pré opératoire : la majorité des équipes réalise un rasage complet du chef (dans le but non démontré de

diminution du risque infectieux) et shampoing / douche à la Bétadine rouge (dans le but de limiter les risque infectieux). Dans le cas particulier de la Maladie de Parkinson, la médication anti parkinsonienne sera arrêtée totalement à partir de minuit. Il est à noter que le patient aura bénéficié d'une consultation auprès du neurologue spécialisé dans le traitement des mouvements anormaux quelques semaines avant la chirurgie. Celui-ci aura adapté le traitement pharmacologique en substituant tous médicament dopaminergique ou agoniste de longue demi-vie par de la L-Dopa de courte demi-vie (le patient ne doit pas se présenter avec une forme LP de sa dopathérapie en particulier).

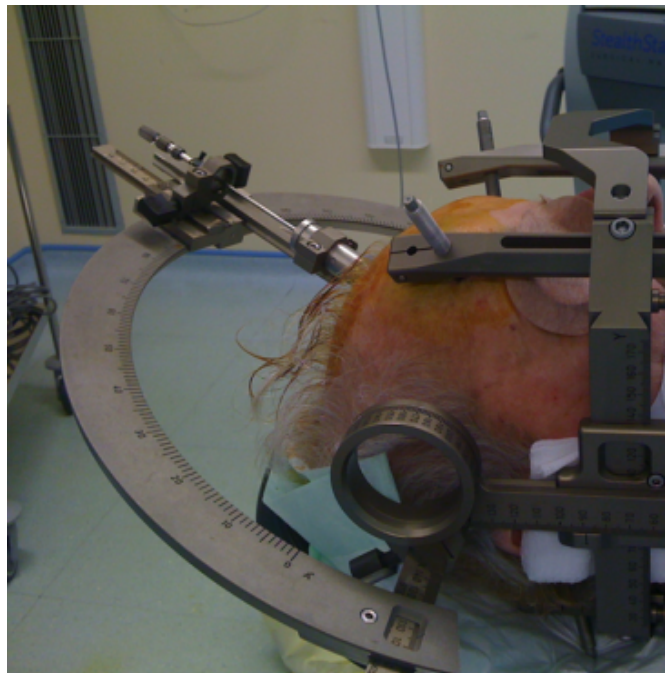
### c. Généralités

Les deux électrodes mises dans les mêmes conditions par voie stéréotaxique. Ces dernières sont ensuite reliées à un neuropacemaker permettant les réglages précis des paramètres de stimulation mais également servant de générateur pour la stimulation électrique.

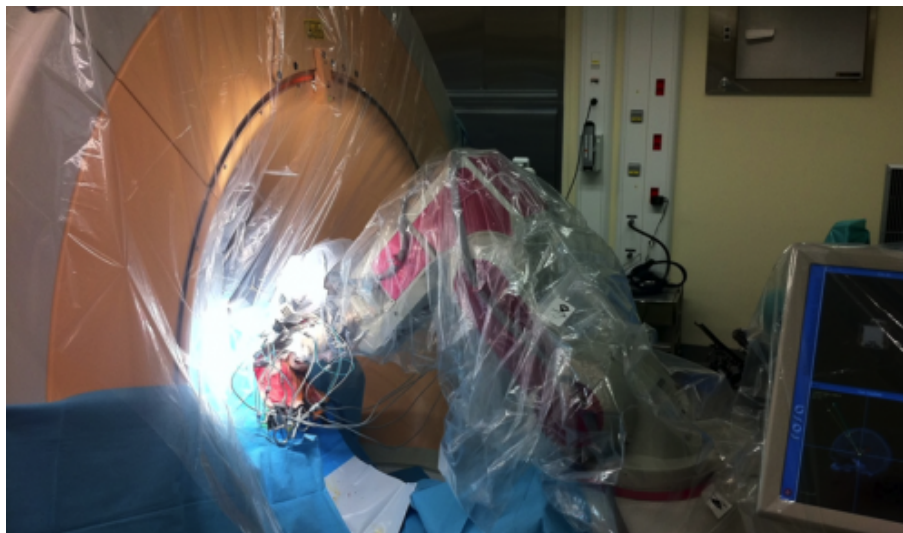
Les équipes chirurgicales peuvent employer divers moyens techniques pour arriver à l'objectif thérapeutique.

La quasi-totalité des équipes utilisent un cadre de stéréotaxie pour créer leur espace stéréotaxique, certaines utiliseront en plus un robot stéréotaxique.

<a href="IMG/png/037.png" type="image/png">



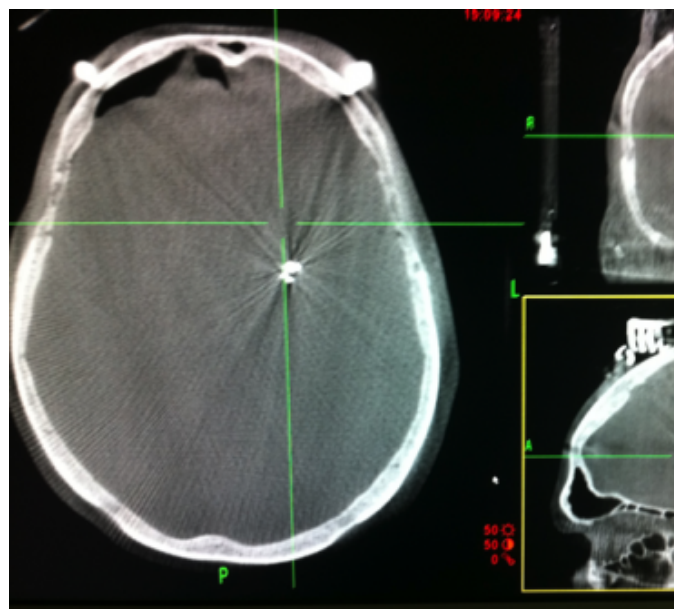
<a href="IMG/png/038.png" type="image/png">



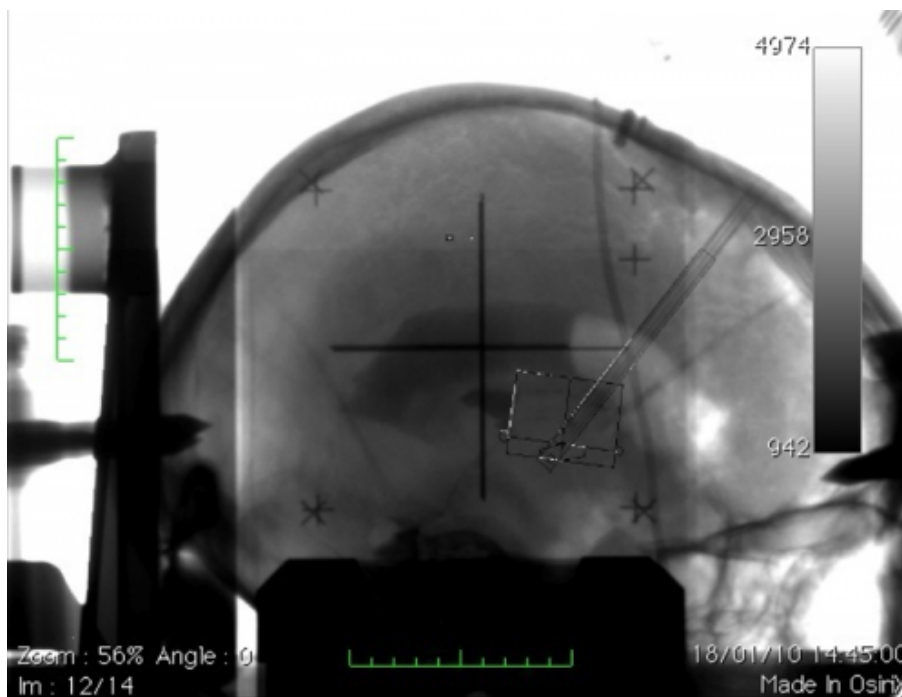
Le cadre de stéréotaxie (Leksell®) est illustré ici avec son arc (gauche) ainsi que le robot stéréotaxique (Rosa® - à droite).

La grande majorité des équipes chirurgicales utilisent plusieurs moyens d'imageries pour définir au mieux la cible (téléradiographie, scanner, IRM). Toutes utiliseront un moyen de contrôle per opératoire pour s'assurer du bon positionnement de l'électrode (amplificateur de brillance, téléradiographie, scanner peropératoire, etc.)

[<](IMG/png/039.png)



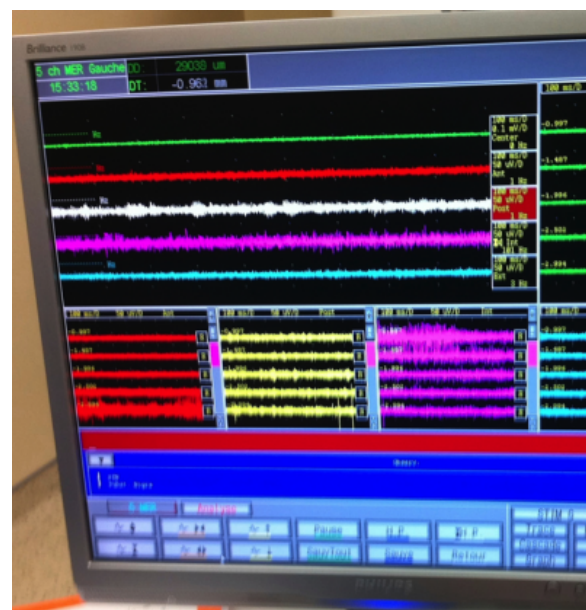
[<](IMG/png/040.png)



Exemple de contrôle per opératoire avec un contrôle scanner (O'arm®) et avec une téléradiographie. Avec un amplificateur de brillance, on peut visualiser les électrodes mais on ne peut mesurer l'erreur de positions des microélectrodes contrairement aux 2 autres moyens d'imagerie.

De la même manière, en France, la majorité des équipes réalisent un enregistrement électrophysiologique per opératoire et un examen clinique per opératoire pour s'assurer du bon positionnement de l'électrode. En effet, les structures profondes du cerveau (noyaux gris centraux) ont chacune leur propre signature électrophysiologique permettant de les reconnaître dans l'espace.

[<](IMG/png/041.png)



Chaque structure de l'encéphale présente sa propre signature encéphalique. L'enregistrement électrophysiologique permet ainsi de repérer par un moyen non anatomique les cibles visées

La durée moyenne de l'intervention est de 7 à 8h.

La chirurgie peut se réaliser sous anesthésie locale, à l'aide d'un protocole spécifique de type « anesthésie générale, réveil per opératoire, suivi d'une sédation sous masque » en fin d'intervention dit « asleep, awake, asleep » afin d'améliorer le confort du patient ou encore sous anesthésie générale. Ce dernier protocole anesthésique rendant l'examen neurologique peropératoire servant à déterminer les effets bénéfiques de la chirurgie impossible.

### d. Première étape opératoire

Le premier temps opératoire va consister à l'implantation des Electrodes. Il se décompose en 5 étapes :

#### 1) Mise en place du cadre de stéréotaxie et acquisition des images

La mise en place du cadre de stéréotaxie est réalisée sous anesthésie locale. Il est parfois mis en place la veille de la chirurgie. Le cadre de stéréotaxie sert à la fois de référence lors de la réalisation de l'espace stéréotaxique (coordonnées des structures cérébrales du patient connues en x,y,z en fonction du cadre) mais également de moyen de contention permettant d'éviter les mouvements de la tête lors de l'acquisition des images et de la réalisation de la chirurgie.

Le positionnement du cadre doit être réalisé de manière rigoureuse afin de permettre la visualisation des cibles. Le patient bénéficiera d'un scanner et/ou d'une IRM stéréotaxique, c'est-à dire avec cadre et boîte fiduciaire permettant de voir à l'imagerie les repères du cadre. \_ Cette imagerie permettra au chirurgien d'être capable de déterminer dans les 3 plans de l'espace les coordonnées de chaque structure.

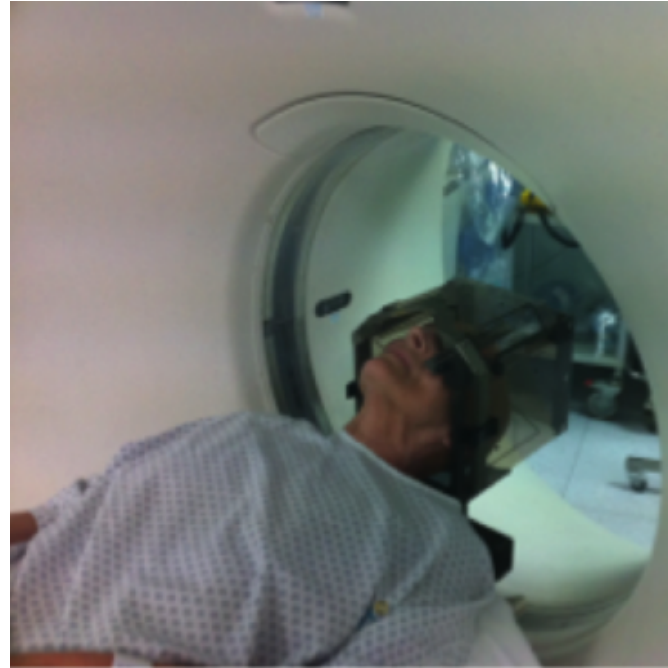
Le cadre doit être mis le plus possible suivant la ligne médiane et en respectant le plan Ca-Cp (un tilt important entraînera une asymétrie de l'image empêchant un calcul manuel de la position de la cible mais sera également préjudiciable lors des calculs à l'aide des navigateurs car le reformage de l'imagerie selon ces deux plans entraînera de facto une perte de résolution de contraste au niveau de l'imagerie).

Certaines équipes réalisent encore une ventriculographie, tandis que d'autres réalisent l'IRM sous anesthésie générale sans cadre et fusionnent cette image avec le scanner stéréotaxique.

[<](IMG/png/042.png)



<a href="IMG/png/043.png" type="image/png">



Le cadre de Leksell® en place et est imagé avec sa boîte fiduciaire lors de la réalisation des images (ici au scanner)

### 2) Planifications des trajectoires

Le neurochirurgien utilise différentes modalités d'imagerie afin de déterminer au mieux la cible stéréotaxique et les trajets pour atteindre cette cible.

Il s'agit d'une étape essentielle de la chirurgie.

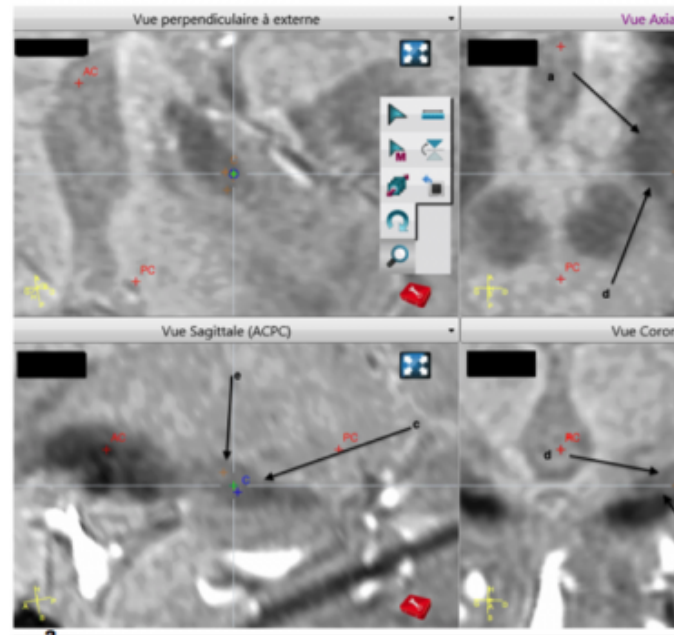
Historiquement, les cibles étaient déterminées de manière déjà très précise à partir de données statistiques fournies par différents atlas stéréotaxiques (Atlas de Talairach, Atlas de Schaltenbrand, ect.)<sup>9</sup>. Ces atlas permettent à partir de repères intracrâniens (la ligne bi-commissurale passant par la commissure blanche antérieure et commissure blanche postérieure formant la ligne dite Ca-Cp). A titre d'exemple, les coordonnées classiques du NST sont 12,5mm de latéralité / cette ligne, 4mm sous cette ligne et 11 mm en avant de CP. De plus en plus souvent ces repères sont utilisés pour se rapprocher de la cible et la visée se fera sur les données propres du patient à partir de séquences spécifiques en particulier IRM. Ces coordonnées sont encore utilisées lorsque la cible n'est pas visible en imagerie 3D IRM.

L'IRM permettra grâce aux séquences avec injection de gadolinium de voir les vaisseaux, sillons corticaux à éviter pour limiter le risque de saignements tandis que des séquences spécifiques (T2\*, 3D Swan HR ...) permettront de voir directement la cible.

L'avantage de l'IRM est ainsi la possibilité de s'adapter à l'anatomie propre du patient (obliquité taille latéralité du NST)<sup>4,37,19</sup>. L'imagerie IRM (si elle permet une bonne visualisation de la cible) permettra de planifier non pas un point mais bien une structure présentant un volume et des rapports spécifiques avec les autres tissus environnants. Il est alors possible de planifier la position au sein du noyau d'un ou plusieurs contacts de l'électrode définitive, de

prendre en compte le volume et le positionnement de l'électrode / noyau.

<a href="IMG/png/044.png" type="image/png">

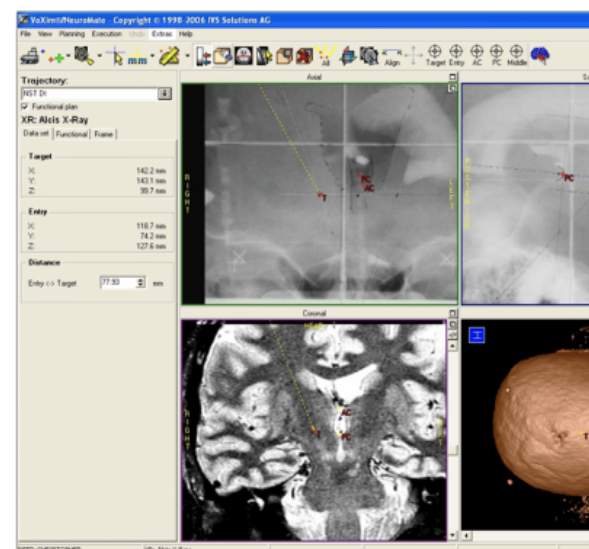


La cible (NST) est parfaitement visualisée sur cette séquence IRM 3D Swan dédiée

Cependant il s'agit d'une imagerie IRM soumise à des distorsions géométriques : l'objet (ou plus souvent la référence utilisée pour créer son espace stéréotaxique) n'est forcément pas vue à l'endroit exact où il se trouve ce qui peut impliquer une imprécision géométrique et un mauvais positionnement de l'électrode. C'est la raison pour laquelle le plus souvent les équipes utilisent d'autres protocoles d'imagerie non soumis à ces erreurs géométriques (scanner le plus souvent ou ventriculographie). Les données de l'IRM seront fusionnées avec les données du scanner ce qui permettra de limiter des erreurs de visée.

Des techniques pour limiter des distorsions en IRM sont également disponibles et permettent dans certains cas sur des IRM 1.5T l'utilisation de l'IRM seule(19).

<a href="IMG/png/045.png" type="image/png">

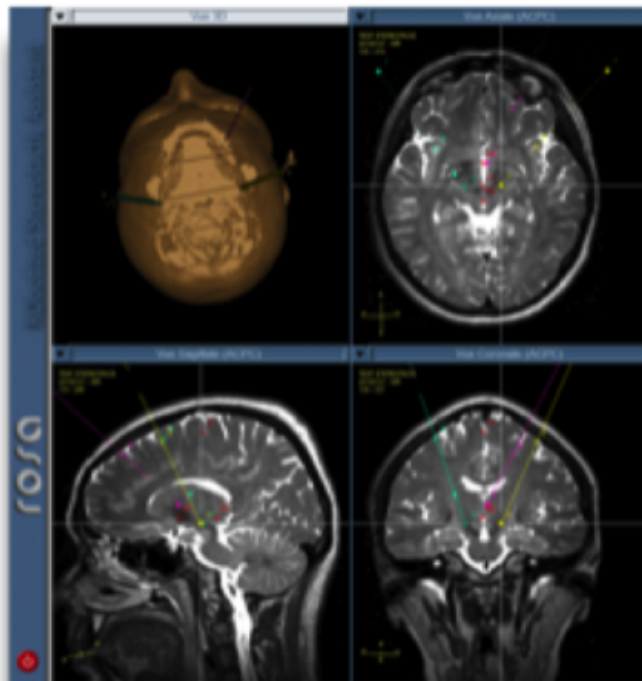




Exemple de planification sur l'IRM et de fusion des images avec une ventriculographie. Si la ventriculographie était la méthode historique pour déterminer la cible, elle est aujourd'hui souvent remplacée par les imageries tels que l'IRM fusionnée (ou non) au scanner

Plus que la simple détermination d'une cible, la trajectoire planifiée a également une importance cruciale. Il sera nécessaire d'éviter vaisseaux, fonds de sillons épendyme pour limiter le risque hémorragique. Un trajet évitant de passer à travers les ventricules est indispensable car le shift entraîné par la perte de LCR sera tel que les repères déterminés en pré opératoire sur l'imagerie rendra l'information caduque. De même, Il apparaît nécessaire de planifier une trajectoire à distance des structures les plus fonctionnelles tels que la voie cortico-spinale etc(46,57,8).

<a href="IMG/png/046.png" type="image/png">



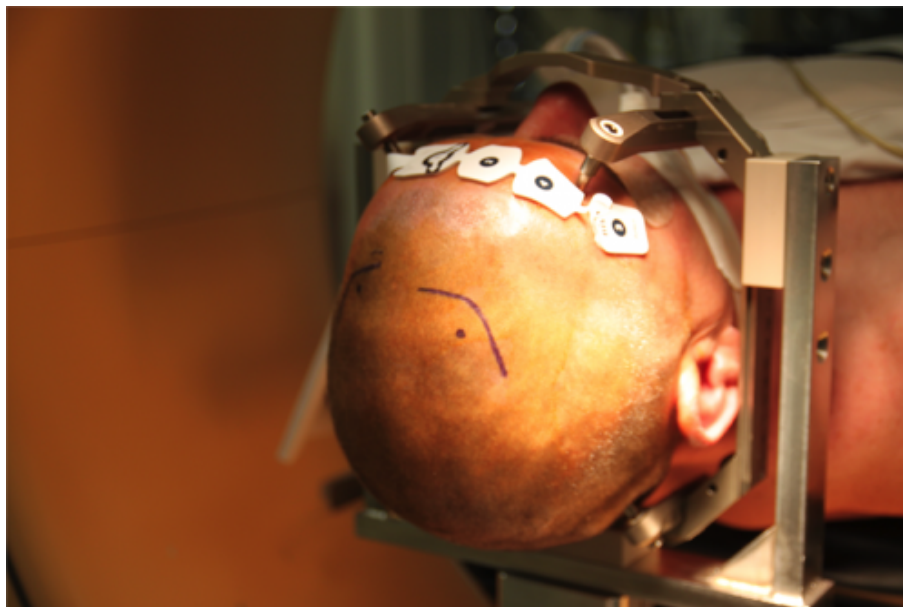
Exemple de planification de trajectoires pour une SCP-NST

### 3) Installation du malade

Après détermination de la cible finale, le patient est installé en décubitus dorsal, tête fixée par le cadre en position neutre ou discrètement surélevée par rapport au tronc. On déconseillera une position trop proclive de la tête afin de limiter le risque de pneumocéphalie.

En cas d'utilisation d'un robot stéréotaxique, tout mouvement du cadre / robot doit pouvoir être proscrit. Les arcs utilisés communément avec les cadres de stéréotaxie ne présentent pas cette limite.

<a href="IMG/png/047.png" type="image/png">



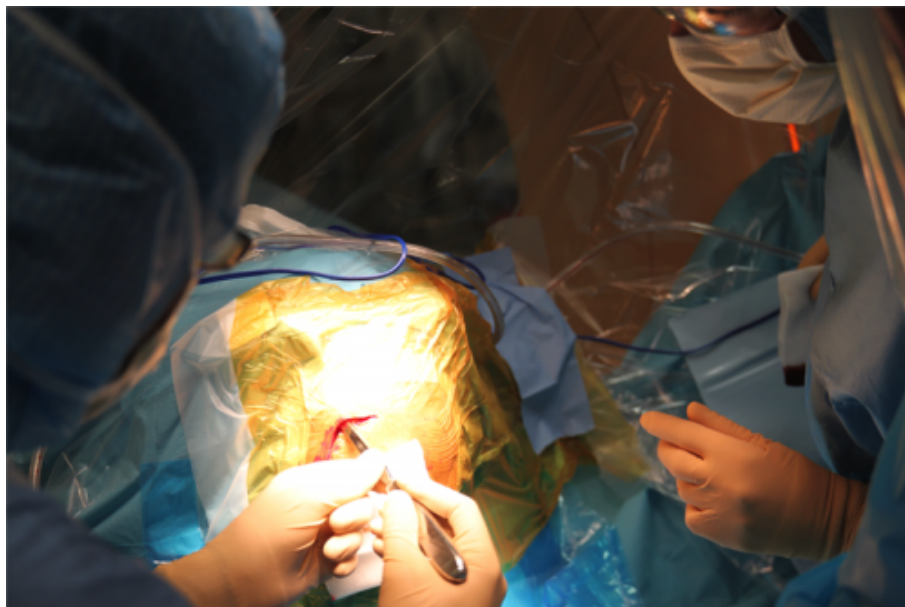
<a href="IMG/png/048.png" type="image/png">



Exemple d'installation lors d'une utilisation du cadre, d'un robot et scanner peropératoire

On réalise alors les 2 scalpels, les 2 trous de trépan en fonction de la planification du point d'entrée, coagulation de la dure mère dans le but de l'affiner sans permettre la perte LCR (toute perte massive de LCR sera responsable d'un important schift ne rendant plus adéquate le ciblage réalisé sur les données d'imagerie. Une perte importante de LCR pourra en outre être responsable d'une confusion post opératoire)

<a href="IMG/png/049.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/050.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/051.png" type="image/png">

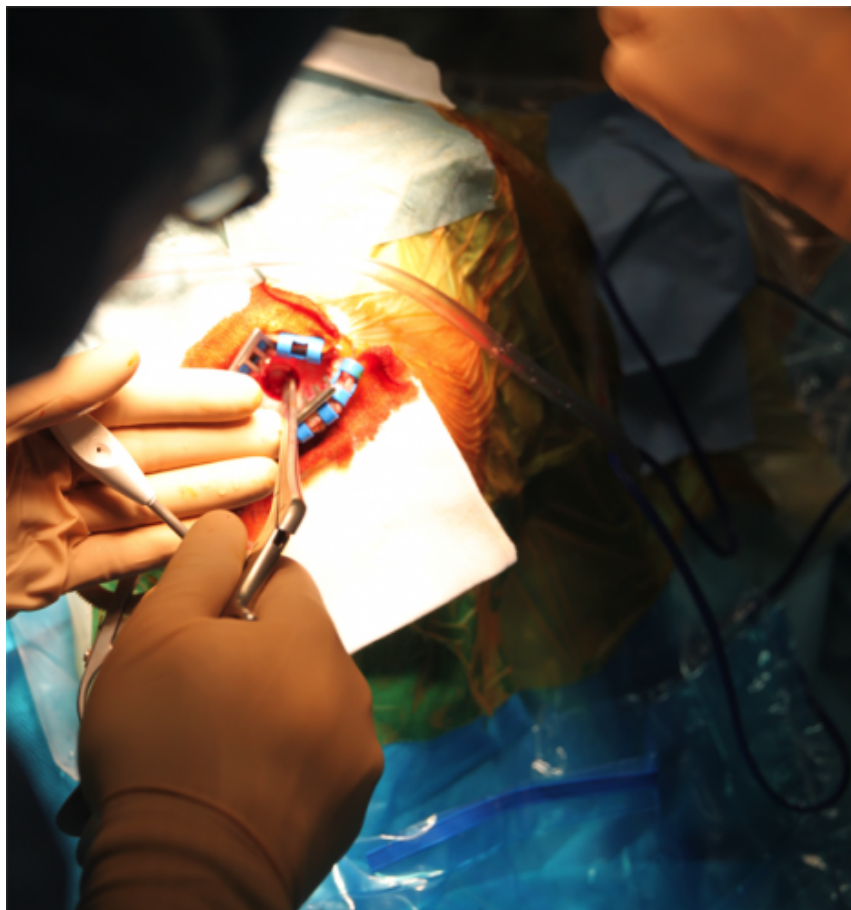
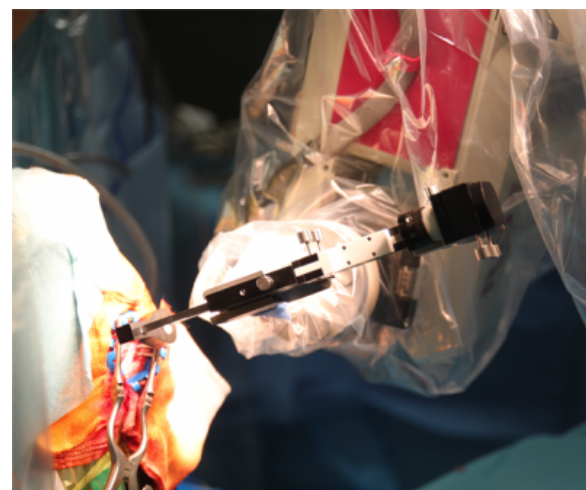


illustration des 2 scalp, du trou de trépan. La dure mère peut être affinée grâce à une pince bipolaire afin d'éviter la perte de LCR et la déviation des électrodes. Lorsque que l'on utilise des bouchons de fixations des électrodes dédiées (ex : stimlock®) la première partie du bouchon est posée à cette étape.

Mise en place du micro descendeur et des électrodes d'enregistrement. Il est à noter que des contrôles scanner per opératoires (téléradiographie / scanner / fpCT) permettront d'affirmer que ce qui a été planifié est bien ce qui est réalisé, et potentiellement de corriger les erreurs de positions des électrodes.

[<](IMG/png/052.png)



Le microdescendeur est en position, un tube guide en place. Une imagerie sera réalisée pour permettre de vérifier le bon positionnement de ce dernier par rapport à la trajectoire planifiée. Le robot stéréotaxique présentera alors l'avantage d'une correction facile du positionnement du micro-descendeur.

### 4) Descente des Electrodes d'enregistrement et enregistrements électrophysiologiques

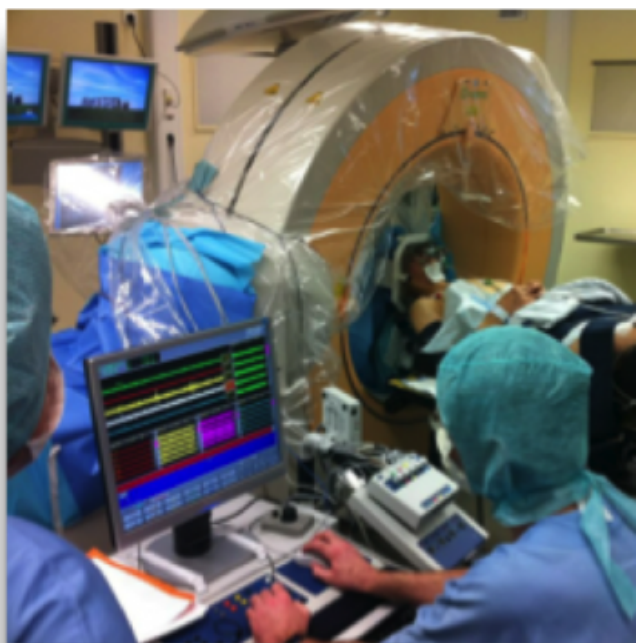
Pour que la descente des électrodes puisse être réalisée, le patient doit être réveillé ou au minimum les agents anesthésiques diminués au maximum afin d'obtenir un enregistrement de qualité. Souvent 3 à 5 micro-électrodes sont descendues à l'aide d'un micro descendeur selon la trajectoire préalablement définie d'après les données anatomiques. Chaque structure encéphalique présente une signature électrique propre permettant de la différencier par son analyse fine.

Ces enregistrements permettent ainsi de déterminer électriquement la topographie du Noyau en profondeur et latéralité. Typiquement le NST (cible la plus utilisée) se caractérise par une activité de burst irrégulière (décharges toniques irrégulières) associée à un élargissement de la ligne de base<sup>29,7</sup>.

[<](IMG/png/053.png)



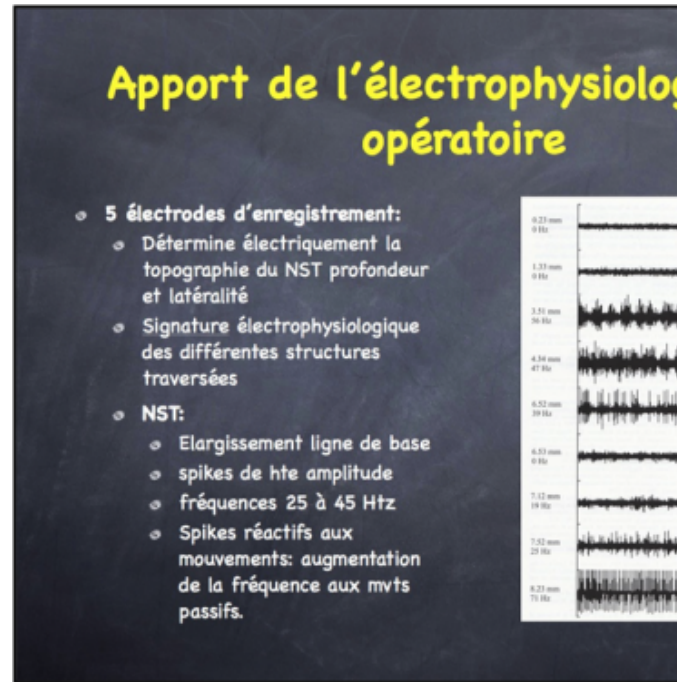
[<](IMG/png/054.png)



Illustrations des microélectrodes portées par le bras du robot stéréotaxique (gauche) et de l'enregistrement per opératoire réalisé par un neurophysiologiste expérimenté



<a href="IMG/png/055.png" type="image/png">



Illustrations des différents patrons en fonction des structures traversées

## 5) Examen clinique neurologique peropératoire

En fonction des données anatomiques et électrophysiologiques sont déterminées les 2 ou 3 meilleures électrodes au sein du noyau. Est alors réalisé un examen clinique per opératoire (avec l'aide d'un neurologue expert en pathologie du mouvement) à l'aide des électrodes de stimulation dont le but est de reproduire les effets de la stimulation à haute fréquence.

Le but est de déterminer la meilleure électrode en évaluant le meilleur effet clinique sur la triade parkinsonienne (raison pour laquelle le traitement a été arrêté la veille) mais également de déterminer et d'éviter les effets indésirables liés au mauvais positionnement de l'électrode définitive<sup>47</sup> (trop latérale en regard du faisceau cortico-spinal la stimulation sera responsable d'une contracture et ou d'une dysarthrie, trop postérieure responsable de paresthésies, trop médiale responsable de troubles oculomoteurs (fibre du III), ect.

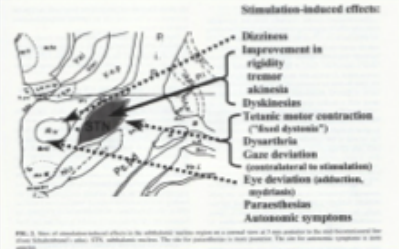
Si le patient est opéré sous anesthésie générale seul le seuil de complications avec le faisceau cortico-spinal et la stimulation des fibres de la troisième paire crânienne sont déterminables (contracture tonique / déviation oculaire).

L'examen clinique per opératoire se fait en reprenant les paramètres de stimulation utilisés en post opératoire (haute fréquence : 130 Hz en particulier). Sous anesthésie générale, avec sédation au minimum, si des difficultés apparaissent pour différencier une diffusion au faisceau cortico-spinal de dyskinésies induites par la stimulation du NST, une stimulation basse fréquence peut alors être réalisée. Seul une diffusion aux voies motrice entraînera alors un mouvement.

<a href="IMG/png/056.png" type="image/png">

## Apports de l'examen clinique per opératoire

- 3 électrodes de stimulation
  - Choisies en fonction des données anatomique et électrophysiologiques
  - Détermine la meilleure réponse clinique
  - Evalue les éventuels effets indésirables



Stimulation-induced effects:

- Dizziness
- Improvement in rigidity, tremor, akinesia
- Dyskinesias
- Tetanic motor contraction ("foot dystonia")
- Dysarthria
- Gaze deviation (contralateral to stimulation)
- Eye deviation (abduction, adduction)
- Parosmia
- Autonomic symptoms

Apport de l'examen clinique per opératoire

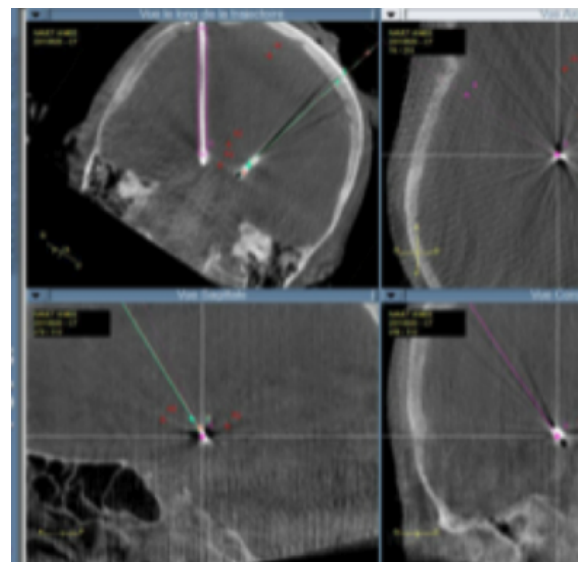
## 6) Mise en place de l'électrode définitive

Le choix de l'électrode définitive est le résultat d'une concertation pluridisciplinaire (neurochirurgien - neurophysiologiste - neurologue) dans le but d'obtenir le meilleur résultat clinique post opératoire.

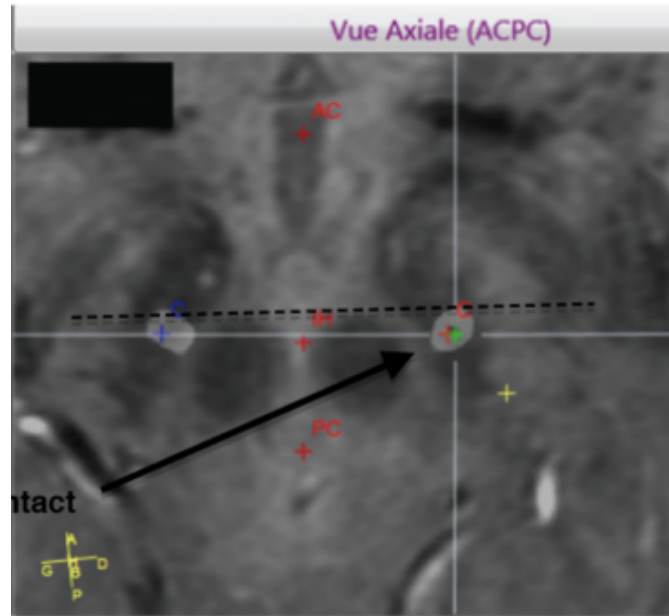
Une fois ce choix réalisé, le chirurgien réalise l'implantation de l'électrode définitive selon les coordonnées déterminées précédemment. Les électrodes de détection/stimulation sont retirées. On implante alors l'électrode définitive selon les coordonnées décidées préalablement. L'imagerie per opératoire permet de vérifier le bon positionnement de l'électrode définitive.

L'électrode est alors fixée à la voûte du crâne en regard des trous de trépan via des capuchons dédiés, à l'aide de fils et de ciment ou de petites plaques d'ostéosynthèse suivant les choix du chirurgien.

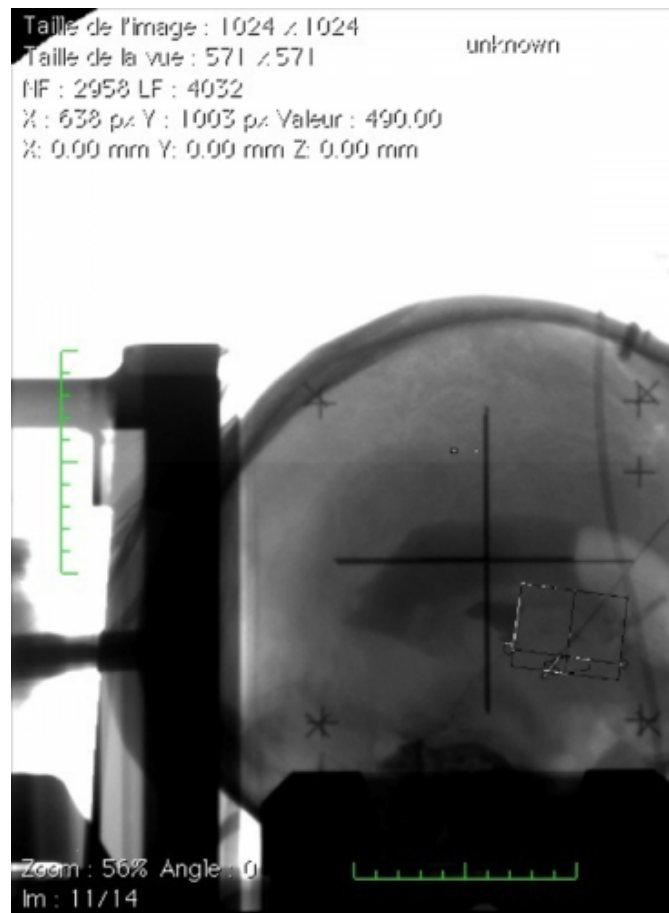
[<](IMG/png/057.png)



<a href="IMG/png/058.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/059.png" type="image/png">



<a href="IMG/png/060.png" type="image/png">

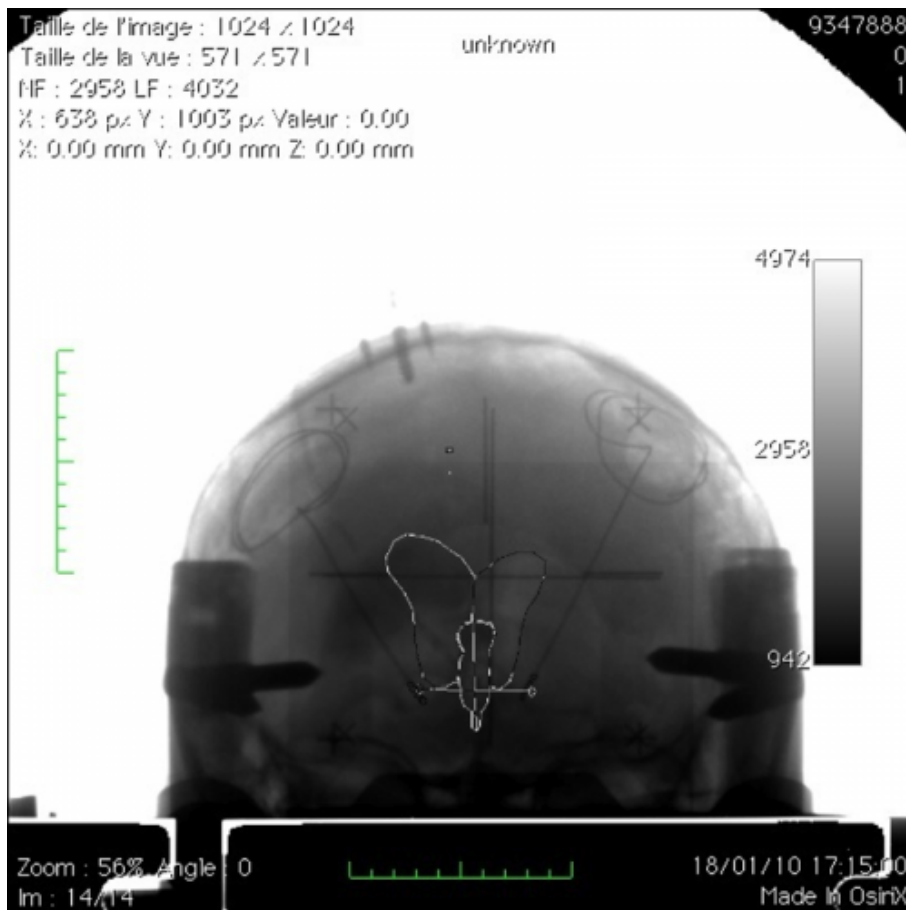


Illustration du contrôle per opératoire définitif. En haut, un scanner per opératoire permet de voir dans les 3D les électrodes et de s'assurer - après fusion avec le planning pré-opératoire - que l'électrode est bien en regard du NST. En bas, vérification du bon positionnement des électrodes sur les données de la téléradiographie (ventriculographie)

La même procédure sera réalisée pour le second côté, la procédure de SCP étant le plus souvent bilatérale. On vérifiera le bon positionnement des électrodes et détermination des coordonnées définitives des différents plots. Lorsque les deux électrodes définitives sont en place, le patient est le plus souvent re-sédaté par nos confrères anesthésistes (morphine +/- hypnovel®) afin de permettre une fermeture non douloureuse. Le patient est ventilé au masque. On tunnélise alors jusqu'en supra auriculaire les deux extensions extra -fixés sous la peau par un point au vicryl® 2.0. Les deux scalpels seront refermés en deux plans (Vicryl® 2.0 ou équivalent pour la peau et Ethilon® 2.0 ou équivalent pour la peau).

<a href="IMG/png/061.png" type="image/png">



Seuls 2 petits scalps sont nécessaire pour insérer les électrodes.

Après fermeture des scalps, le patient sera adressé pour 24 heures en surveillance continue neurochirurgicale comme tout patient opéré d'un crâne. On reprendra l'ensemble des médicaments anti parkinsoniennes le soir même.

Il est à noter qu'avec l'amélioration de la détermination de la cible sur l'imagerie IRM, l'évolution est vers une simplification de la technique. Le réveil per opératoire est moins systématique, la cible étant mieux définie les chirurgiens peuvent également se permettre d'utiliser moins de micro-électrodes en per opératoire dans le principal but de raccourcir le temps opératoire, d'améliorer le confort du patient mais également de diminuer le risque hémorragique.

++++

### e. Deuxième étape opératoire

Ce temps consiste à relier les deux électrodes tunellisées sous le scalp et la peau au pacemaker par l'intermédiaire d'un prolongateur.

Si le patient est opéré sous anesthésie générale, ce temps peut être fait immédiatement à la suite de l'implantation

## Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

des électrodes. Lorsque le patient a été opéré éveillé, l'acte opératoire sera réalisé quelques jours après le premier temps.

L'opération se fait sous anesthésie générale. Le patient est en décubitus dorsal tête latéro déviée vers la droite fixée sur têtère en fer à cheval ou simplement posée sur un rond de tête. On fera attention à dégager le pavillon de l'oreille et de mettre le rachis cervical en discrète extension afin de faciliter la tunnélisation.

<a href="IMG/png/062.png" type="image/png">



Installation du patient pour le second temps.

Dans un premier temps on réalise une poche sous claviculaire de taille suffisante pour y implanter le boîtier de stimulation (neuro-pacemaker). Il est à noter que l'on peut réaliser la poche également dans la région abdominale. On réalisera la poche le plus souvent à droite en France (pour diminuer les risques de compression/frottements par la ceinture de sécurité en voiture) mais il est possible de positionner cette poche à droite ou gauche selon les désirs du patient et ou ses activités sportives (chasse, tirs...).

<a href="IMG/png/063.png" type="image/png">

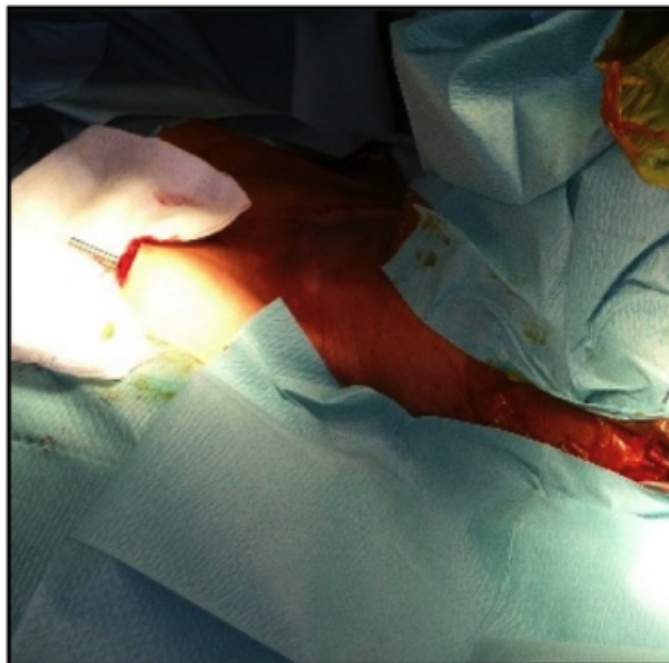


Poche sous claviculaire de taille suffisante pour recevoir le neuropacemaker

## Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

Puis est réalisée une contre incision rétro et supra auriculaire en regard du lieu où avaient été tunnélisées les électrodes à la fin du premier temps. Le chirurgien retrouve alors les deux électrodes définitives. On réalisera alors la tunnélisation des deux connecteurs. Ces derniers permettent aux électrodes d'être reliées au neuropacemaker.

[<](IMG/png/064.png)

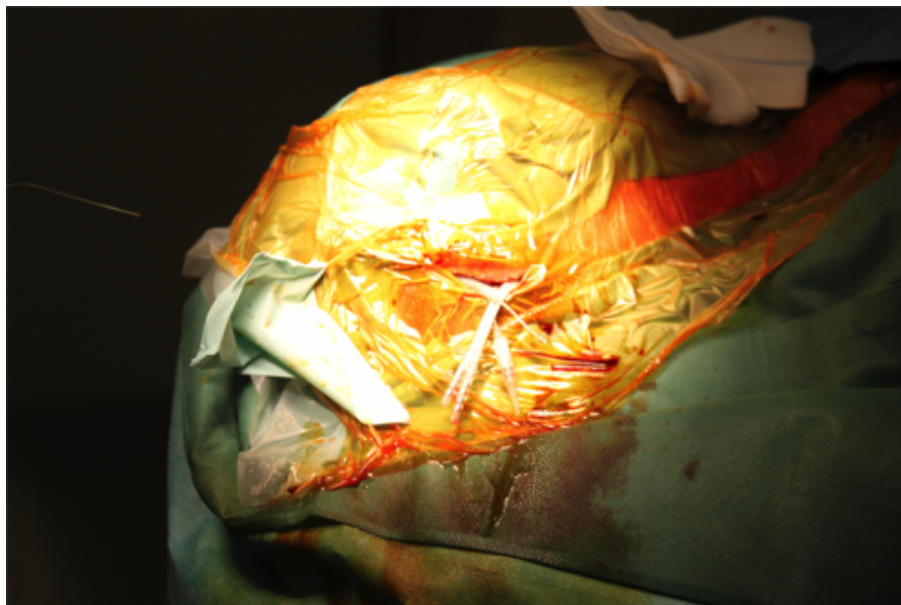


[<](IMG/png/065.png)



[<](IMG/png/066.png)

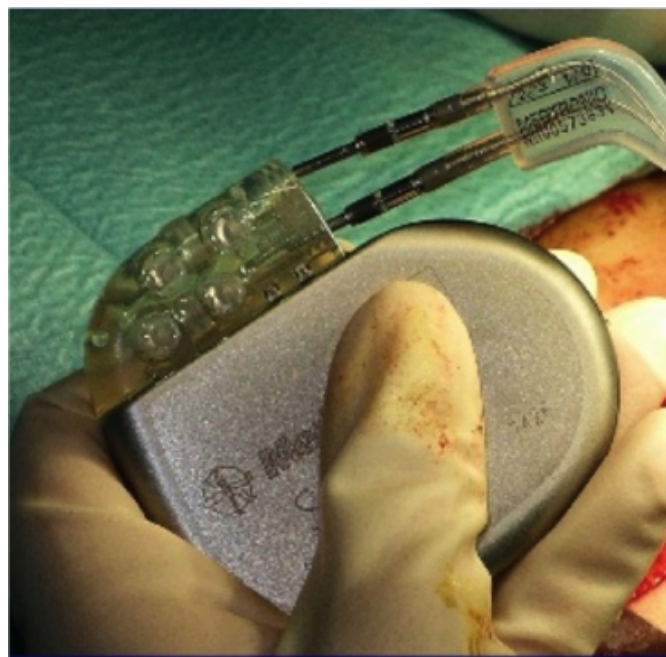




Mise en place et connexions des deux électrodes aux connecteurs puis les connecteurs au neuropacemaker.

On réalisera ensuite l'implantation définitive du pacemaker et la fixation de celui-ci à l'aponévrose sur pectorale. On fermera en deux plans (vicryl® à résorption lente 2.0 pour la sous peau et Ethilon® 2.0 pour la peau) l'ensemble des cicatrices.

<a href="IMG/png/067.png" type="image/png">



Le patient bénéficiera dans les suites, comme tout crâne, d'une surveillance de 24h en soins intensifs (réanimation Neurochirurgicale). On reprendra l'ensemble des médicaments anti parkinsoniennes le soir même.

Après le second temps, le patient est levé dès le lendemain du bloc opératoire et bénéficie de la poursuite de la prise en charge. La surveillance post opératoire immédiate servira à surveiller des complications éventuelles. L'examen clinique servira à détecter d'éventuelles dégradations neurologiques ; une surveillance des cicatrices stricte sera réalisée pour dépister tout problème infectieux post opératoire. Il bénéficiera de pansements secs après soins à la

Bétadine® tous les 48h ainsi que d'une kinésithérapie de mobilisation.

### **g. Critères requis pour s'assurer de la réalisation effective de l'acte (clinique, imagerie)**

Le bon fonctionnement du montage est vérifié par une mesure des impédances de chaque plot (entre 500 et 2000 ohms), l'absence d'effets indésirables à des seuils de stimulations bas (<3 Volts) et l'apparition d'un effet clinique sur la symptomatologie lors de la stimulation. Enfin, on s'assurera également du bon positionnement des électrodes au sein de la structure ciblée à l'aide d'une imagerie 3D post opératoire (recalée si besoin au planning pré opératoire)  
*Citation.*

Ces 3 éléments (électrique - clinique - imagerie) signeront la réalisation effective de l'acte opératoire.

++++

## **II. Suivi post-opératoire**

### **1. Surveillance post-opératoire**

Un TDM<sup>27</sup> ou une IRM encéphalique<sup>20</sup> (1,5T en suivant scrupuleusement les recommandations constructeurs) sera réalisée quelques jours après l'intervention. Cette imagerie sera recalée à la planification pré-opératoire pour s'assurer du positionnement des électrodes. Plus qu'un contrôle de la position des électrodes (dont on recommande la vérification en per opératoire par une imagerie 3D performante, cette imagerie servira à rechercher d'éventuelles complications (HSD, Hématome intra parenchymateux, pneumencéphalie...) liées à la chirurgie.

Durant cette période, une surveillance neurologique particulière sera portée au patient. En effet, outre l'apparition d'une éventuelle symptomatologie neurologique déficitaire (souvent en lien avec une complication hématique), une attention sur l'aggravation des dyskinésies du « on » sera recherchée. En effet, en raison d'un effet thérapeutique par la simple implantation des électrodes, la symptomatologie parkinsonienne peut s'améliorer dès J1 post opératoire. On appelle cet effet mimant la stimulation « effet de subthalamotomie ». Il s'agit d'un effet toujours totalement réversible sur quelques jours si les électrodes ne sont pas reliées au pacemaker. Par un effet « SCP like », de par la reprise de la médication antiparkinsonienne, il peut être responsable d'une augmentation des dyskinésies des phases « on ». Le traitement de cet effet est l'adaptation de la dopa thérapie par une diminution progressive de la dose quotidienne de L dopa.

De la même manière, pendant la période post-opératoire peuvent apparaître un syndrome confusionnel, des hallucinations ou des troubles comportements dopa induits. Ces symptômes sont transitoires, en lien avec l'effet de subthalamotomie et nécessitent souvent une simple diminution des traitements dopaminergiques pour être résolus.

Un soin particulier pour les cicatrices du scalp et pectorales sera apporté.

++++

## 2. Éléments de surveillance immédiate et à distance de l'acte

### a. Surveillance immédiate

Le patient est levé dès le lendemain du bloc opératoire. De manière plus spécifique, il bénéficiera de pansements secs après soins à la Bétadine® tous les 48h sur l'ensemble de ses cicatrices. Le protocole de soins variera cependant selon les habitudes du service implanteur. Le patient bénéficiera de kinésithérapie de mobilisation et d'aide à la marche dès les premiers jours post-opératoires.

On démarrera la stimulation dans le but d'objectiver le bon fonctionnement du montage, de s'assurer de l'absence de complications majeures liées à la stimulation (telle qu'une contracture signant une stimulation du faisceau cortico-spinal pour de faibles intensités de stimulation) ainsi que d'objectiver une efficacité clinique.

Rapidement (72h à une semaine après le bloc opératoire en moyenne), le patient sera ensuite transféré dans le service de neurologie pour l'optimisation des réglages et adaptations thérapeutiques.

Lors de l'hospitalisation pour SCP, le patient va bénéficier jusqu'à l'obtention d'un bon équilibre entre les paramètres de stimulation et la médication antiparkinsonienne de nombreuses adaptations thérapeutiques. Durant son séjour dans le service de neurochirurgie, le but est l'adaptation des traitement afin d'améliorer l'état clinique mais également d'éviter les effets indésirables d'une dose (médicamenteuse et « fonctionnelle » liée à la stimulation). Ces modifications thérapeutiques seront réalisées uniquement par les neurochirurgiens formés à la SCP et les neurologues membres de l'équipe d'implantation. Les patients opérés seront revus régulièrement à la consultation de neurochirurgie à 15 jours (contrôle de l'état de la cicatrisation) à 1 et 3 mois puis tous les ans. Le bon fonctionnement du boîtier, l'adaptation des paramètres de stimulation - si besoin - seront réalisés lors de ces consultations.

### b. A long terme

A distance de la chirurgie, quatre types de complications peuvent survenir en lien avec le matériel et ou l'acte chirurgical en lui-même : les infections, les fractures / dysfonctionnement des électrodes, les érosions cutanées et l'usure de la pile.

A) Les infections post opératoires constituent, même à plus long terme, une des complications les plus fréquentes de la SCP. La fréquence de ces infections varie autour de 4 à 15% selon les séries<sup>33,52,26,9</sup>. Elles nécessitent la mise en place de soins locaux, d'une antibiothérapie ciblée et dans la moitié des cas l'ablation partielle ou totale du matériel. Les infections impliquent quasiment uniquement le pacemaker ou les connecteurs, les complications à type d'abcès intra cérébraux sont exceptionnels<sup>11</sup>.

B) les fractures des électrodes et ou des connecteurs sont devenues des complications rares en raison vraisemblablement de l'amélioration du matériel (les connecteurs sont devenus élastiques)<sup>30,54</sup>. Lors d'un tel événement, le diagnostic clinique est facile : l'effet lié à la stimulation disparaît instantanément, le patient présentant alors à nouveau ses symptômes pré-opératoire (les symptômes pouvant être unilatéraux en cas de dysfonctionnement d'une seule électrode). La confirmation diagnostic est obtenue par l'interrogation de la pile. En effet, en cas de fracture des électrodes ou connecteurs, il existe une fuite de courant se traduisant lors de l'interrogation de la pile par des mesures d'impédance élevées (4000 ohms). Il convient alors de réaliser un bilan

radiographique de l'ensemble du montage à la recherche de la fracture visible sous une forme de perte de continuité. Le traitement est une reprise chirurgicale avec le remplacement de la partie du montage qui dysfonctionne.

C) Les érosions cutanées responsables de la mise à l'air d'une partie du montage (électrodes, connecteurs ou pile) par affinement progressif de la peau est une complication moins fréquente mais nécessitant une prise en charge rapide<sup>50</sup>. En l'absence d'érosion complète, il peut être intéressant de réaliser une chirurgie préventive et de mettre le matériel à distance de la zone de souffrance cutanée. En cas d'érosion franche et de disparition de l'épiderme, la colonisation bactérienne du matériel est inévitable, une ablation d'une partie ou de tout le montage sera alors nécessaire. Le patient pourra se voir proposée une ré-implantation à distance si son état général le permet.

D) La durée de fonctionnement de la pile du neurostimulateur est d'environ 5 à 8 ans. La durée de son fonctionnement est directement liée aux réglages du neuropacemaker, plus l'énergie délivrée est importante, moins longue sera la durée d'utilisation de la pile. Dans le cas des "gros consommateurs" d'énergie en particulier pour les patients dystoniques ayant une stimulation du pallidum interne, il pourra se discuter la mise en place d'un neurostimulateur rechargeable permettant de s'assurer d'une utilisation minimale de 8 ans quelque soit les paramètres de stimulation. De manière générale, il est important de remplacer la pile avant son usure complète. En effet, les réglages sont à la suite de la repose aisés (pas de modifications ou légère baisse des intensités de stimulation), surtout le patient ne présentera pas de dégradation brutale de sa maladie pouvant le cas échéant s'avérer grave (apparition de troubles de la déglutition responsables de pneumopathies, chutes responsables de fractures et perte d'autonomie...). Le geste de remplacement de la pile est rapide et simple. Il ne doit cependant pas être négligé. Le risque infectieux étant identique voire plus important que celui existant lors de la primo-implantation<sup>45</sup>. Le remplacement de la pile peut être réalisé sous anesthésie locale ou générale lors d'une brève hospitalisation dans le service de neurochirurgie<sup>49</sup>.

Enfin, on retiendra que la SCP pourra avoir des effets spécifiques liés à une cible stimulée (cognitifs, comportementale, ...) qu'il conviendra de surveiller de manière spécifique en fonction de ces dernières<sup>14</sup>. Les effets indésirables liés à la stimulation seront détaillés dans les chapitres dédiés aux différentes pathologies.

++++

### III. Principaux risques liés à la SCP

Le risque de complications responsables d'effets indésirables au long terme et retentissant sur les activités de la vie quotidienne est estimé entre 2 et 4%<sup>2</sup>.

Les principaux risques liés à l'implantation des électrodes sont aux- nombre de 2 : infections et hématomes intra-cérébraux. Le risque lié à la stimulation en elle-même sera également abordée.

#### h. Infections

Les complications cutanées liées à une infection du site opératoire ou une érosion de la peau sont les complications les plus fréquentes. Elles sont estimées en fonction des équipes entre 5-15 %<sup>9</sup>. Ces infections touchent essentiellement le boîtier (neuropacemaker) ou les connecteurs. Les complications infectieuses intracrâniennes sont exceptionnelles. Ces complications cutanées nécessitent dans environ la moitié des cas une ablation partielle ou totale du matériel, le patient retrouvant alors son examen clinique antérieur. Une antibiothérapie d'une durée de 15 jours à 6 semaines suivant les données bactériologiques peut également être nécessaire.

Les complications cutanées locales liées à une érosion de la peau ou le plus souvent à une infection sur matériel sont fréquentes et estimées à environ 4 à 15% selon les séries<sup>9,19,52,50</sup>. Les infections de matériel nécessitent l'ablation partielle ou complète du matériel implanté dans la moitié des cas.

### **i. Hématome intra parenchymateux**

Il s'agit d'une complication peu fréquente et de plus en plus rare. L'hématome intra cérébral est cependant le risque chirurgical le plus important par sa gravité. Il est retrouvé dans 1 à 8,4 % des cas selon les séries, dont la majorité sont asymptomatiques ou paucisymptomatique<sup>9,48</sup>. La série grenobloise rapporte 2,4% d'hématome intracérébral symptomatique dans la série, quand à la série lilloise 4,8 %. Sansur et al. estimaient dans leur série la fréquence d'un déficit neurologique focalisé post hémorragique à 0,7 % et la fréquence d'une hémorragie symptomatique dans 1,2% des cas<sup>48</sup>. Son impact clinique est variable en fonction de sa taille et de sa localisation pouvant être asymptomatique, responsable d'une atteinte nucléaire voire d'un déficit massif hémicorporel. Avec l'amélioration continue des techniques chirurgicales, leur nombre tend à significativement diminuer.

Il est à noter que le nombre d'électrodes d'enregistrement / stimulation en per opératoire semble augmenter le risque hémorragique per opératoire.

### **j. Complications de matériels**

Les complications de matériels telles que les fractures d'électrodes ou les déconnexions sont estimées aux alentours de 4 à 5 %<sup>30,54</sup> (3,8% dans la série lilloise<sup>21</sup>). Ces dernières complications ont tendance à diminuer lors des dernières études, ceci vraisemblablement en lien avec l'amélioration du matériel (les connecteurs sont extensibles)

### **k. Risques liés à la stimulation**

Les risques liés à la stimulation sont par définition totalement réversibles et directement en lien avec la structure stimulée. Ainsi, il ne s'agit le plus souvent pas d'un risque à proprement parler mais d'un risque d'une « efficacité moindre » en cas de positionnement « non optimal » de l'électrode.

#### **I. Liés à la stimulation**

Il est nécessaire de distinguer 2 types d'effets indésirables liés à la stimulation. Le premier est dû à un mauvais positionnement de l'électrode (cette dernière n'est pas ou pas totalement dans le noyau et stimule ainsi des structures adjacentes. Les effets indésirables tiennent donc à la stimulation non voulue de ces structures). La seconde est liée à la stimulation de la structure visée par elle-même.

Le placement incorrect des électrodes ne permettant pas d'obtenir l'objectif thérapeutique est une autre complication majeure de la procédure (estimé par les neurologues à 7,7% dans la série lilloise<sup>52</sup>. On retrouvera des effets indésirables liés à la diffusion du courant à des structures adjacentes, à titre d'exemple des électrodes placées trop latéralement pour une NST ou à l'inverse trop médialement lorsque l'on vise le Gpi sera responsable d'une diffusion au faisceau cortico spinal responsable d'une contracture empêchant ou limitant les possibilités de réglages, optimisation thérapeutique. Le choix étant alors de stimuler avec une largeur d'impulsion moindre et ou avec intensité moindre afin de ne pas faire apparaître l'effet indésirable. Ce choix - par obligation clinique - limitant de fait le potentiel thérapeutique de l'électrode implantée.

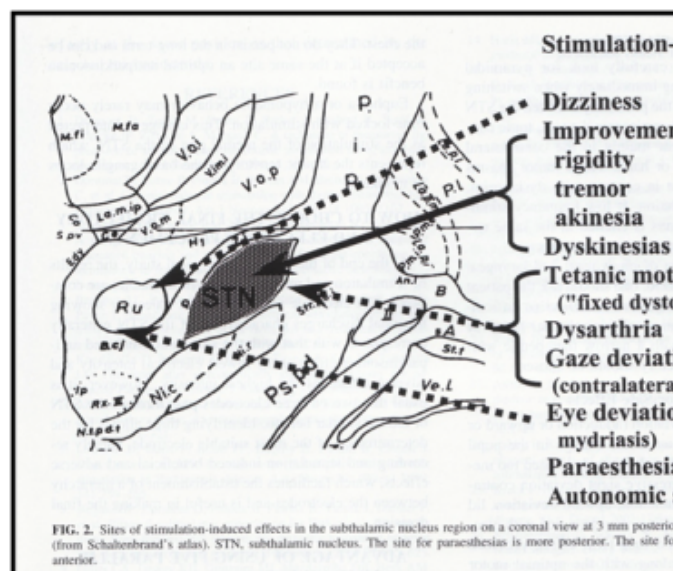
## Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson

Les effets indésirables liés au mauvais positionnement de l'électrode seront fonction de la cible visée et des structures fonctionnelles entourant cette dernière. Ils seront détaillés dans les chapitres dédiés aux pathologies.

Les effets indésirables peuvent également être directement en lien avec la structure modulée. A titre d'exemple, un des risques liés à la stimulation du noyau subthalamique est l'apraxie d'ouverture des paupières (ouverture retardée ou fermeture involontaire des paupières sans aucune fatigue associée) pouvant survenir jusqu'à 20% des cas. Cette complication est transitoire ou bien supportée le plus souvent, elle peut être très gênante dans 30% des cas et peut nécessiter l'injection de toxine botulinique pré-tarsale<sup>34</sup>. Pour le noyau subthalamique, un plot actif trop antérieur et médian pourrait être responsable d'une stimulation de la part associative et/ ou limbique du NST et ainsi favoriser l'apparition de troubles neuropsychiques à type de troubles et/ou changement de comportement (accès d'hypomanie, etc.) mais également des troubles thymiques (apathie ou l'apparition ou la décompensation d'un syndrome dépressif majeur ; Les syndromes dépressifs et l'apathie peuvent également être réactionnels aux nombreux changements induits par l'amélioration clinique spectaculaire des patients et ou favorisés par une diminution trop importante et trop rapide de la L-dopa<sup>14</sup>.

Dans la grande majorité des cas, la stimulation des différentes cibles (NST- Gpi- Vim) n'est pas responsable d'une détérioration ni de l'état cognitif ni thymique des patients. Cependant, en cas de préexistence de ces troubles, la décompensation de la pathologie pourrait être favorisée par la stimulation cérébrale profonde et ceci particulièrement chez les sujets âgés.

[<](IMG/png/068.png)



[<](IMG/png/069.png)

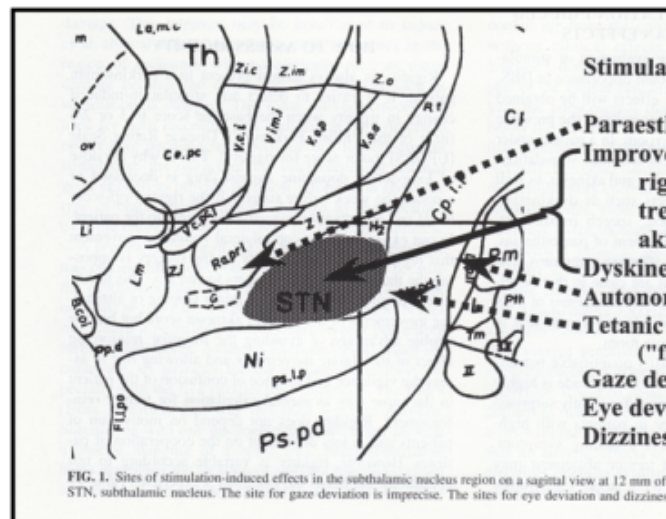


Schéma illustrant les effets indésirables induits en fonction du site anatomique de stimulation lors d'une SCP-NST (d'après Krach et al.).

++++

## VII. Principaux résultats de la SCP-NST dans la maladie de Parkinson

La SCP couvre un nombre important de pathologies et ses résultats dépendent en outre des indications mais également des cibles choisies.

Nous ne détaillerons ainsi que les résultats de la SCP pour les principales pathologies prises en charge avec la cible la plus communément adoptée par les différentes équipes.

### a. Principaux résultats de la SCP-NST dans la maladie de Parkinson

La stimulation cérébrale profonde permet la diminution de l'ensemble des symptômes moteurs de la maladie de Parkinson (17,33,9 (Akinésie, rigidité, tremblements). L'amélioration globale de l'ensemble des symptômes est d'environ 60% à 70% et permet dans le même temps une diminution d'environ 70% en moyenne de la médication antiparkinsonienne.

La SCP-NST permet de corriger de manière significative les signes parkinsoniens de 80% pour le tremblement, 62% pour la rigidité, 58% pour l'akinésie et 55% pour la marche (comparé au score UPDRS de la période pré opératoire et sans médication). La durée des blocages journaliers est diminuée de 72%. On retrouve une diminution voire une disparition des fluctuations motrices avec amélioration du score UPDRS lors de périodes off de 40 à 70% avec un effet particulier sur les dystonies douloureuses du « off ». L'amélioration (diminution) des dyskinésies du « on » est en moyenne de 75%. La SCP permet également une diminution de la prise médicamenteuse en particulier des doses de L-dopa entre 50 et 70% et une amélioration des scores d'activité de la vie quotidienne (UPDRS 2) de 58 à 64%.

Sur le long terme, l'effet de la SCP reste hautement significative avec une amélioration sous SCP / état de base pré opératoire de 75% pour le tremblement, 71% pour la rigidité et 49% pour l'akinésie (série Grenobloise).

### b) Principaux résultats de la SCP-Vim dans les tremblements essentiels

L'effet de la SCP-Vim sur le tremblement essentiel est majeur avec une amélioration de 80% à 100% des tremblements. Cet effet diminuerait dans le temps (43,3,10).

### c) Principaux résultats de la SCP-Gpi dans les dystonies

Les dystonies forment un groupe de pathologies hétérogènes, cependant le lecteur pourra retenir que l'effet sera de meilleure qualité si les patients sont opérés tôt (53,2). Les dystonies répondant le mieux à la SCP sont les dystonies



primaires généralisées (idiopathiques ou d'origine génétique - DYT1 en particulier) ou segmentaire (cervical, syndrome de Meige, blépharospasme) avec une amélioration allant de 60 à 90% selon les séries (ref). Les dystonies myocloniques et le syndrome tardif au neuroleptique constituent également une excellente indication de SCP-Gpi avec une amélioration de 60 à 80% des symptômes<sup>53</sup>.

Les dystonies secondaires (AVC, traumatismes crâniens, anoxie à la naissance...) répondent moins favorablement à la SCP avec des améliorations rapportées de moins de 50%. L'indication dans ces pathologies doit être portée avec retenue uniquement pour des cas particuliers.

++++

## VIII. Conclusion

La stimulation cérébrale profonde est une technique chirurgicale aujourd'hui âgée de 25 ans et qui a bénéficié déjà à plus de 85000 patients de par le monde. Il s'agit d'une technique chirurgicale sûre permettant de rendre un service considérable au patient relevant d'une indication chirurgicale. L'amélioration continue des techniques et outils neurochirurgicaux en particulier l'imagerie ou l'utilisation de la robotique permet de rendre cette chirurgie encore plus sûre, plus simple et moins longue. Ces améliorations permettent de proposer cette technique à plus de patients et/ou de la proposer dans le cadre de pathologies autres que celle de la Maladie de Parkinson.

++++

## Bibliographie

1. Alexander GE, Crutcher MD, DeLong MR : Basal ganglia-thalamocortical circuits : parallel substrates for motor, oculomotor, "prefrontal" and "limbic" functions. Prog. Brain Res. 85:119-146, 1990 Available : Accessed 2 April 2012
2. Andrews C, Aviles-Olmos I, Hariz M, Foltynie T : Which patients with dystonia benefit from deep brain stimulation ? A metaregression of individual patient outcomes. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry:2010, 10.1136/jnnp.2010.207993 Available : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20841370>.
3. Barbe MT, Liebhart L, Runge M, Pauls KAM, Wojtecki L, Schnitzler A, et al. : Deep brain stimulation in the nucleus ventralis intermedius in patients with essential tremor : habituation of tremor suppression. J. Neurol. 258:434-439, 2011, 10.1007/s00415-010-5773-3 Available : Accessed 8 February 2012
4. Bejjani BP, Dormont D, Pidoux B, Yelnik J, Damier P, Arnulf I, et al. : Bilateral subthalamic stimulation for Parkinson's disease by using three-dimensional stereotactic magnetic resonance imaging and electrophysiological guidance. J. Neurosurg. 92:615-625, 2000, 10.3171/jns.2000.92.4.0615 Available : Accessed 2 April 2012
5. Benabid AL, Chabardes S, Seigneuret E, Hoffmann D, Lebas JF : The Talairach Stereotactic System, in Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery. 2009, pp 495-509 Available : [http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6\\_32](http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6_32).
6. Benabid A-L, Chabardes S, Seigneuret E, Fraix V, Krack P, Pollak P : How Could HFS Functionally Inhibit Neuronal Networks ?, in Proceedings of the Medtronic Forum for Neuroscience and Neuro-Technology 2005. 2007, pp 33-35 Available : [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-32746-2\\_7](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-32746-2_7). Accessed 18 December 2009
7. Benabid AL : Functional Neurosurgery for Parkinson's Disease, in Practical Handbook of Neurosurgery. 2009, pp 1350-1368 Available : [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-211-84820-3\\_80](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-211-84820-3_80). Accessed 30 January 2010
8. Benabid AL, Chabardes S, Seigneuret E : History of Stereotactic Surgery in France, in Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery. 2009, pp 97-111 Available :

[http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6\\_9](http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6_9). Accessed 9 January 2010

9. Benabid AL, Chabardes S, Mitrofanis J, Pollak P : Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of Parkinson's disease. *Lancet Neurol.* 8:67-81, 2009, 10.1016/S1474-4422(08)70291-6 Available : Accessed 25 January 2010
10. Berk C, Carr J, Sinden M, Martzke J, Honey CR : Thalamic deep brain stimulation for the treatment of tremor due to multiple sclerosis : a prospective study of tremor and quality of life. *J. Neurosurg.* 97:815-820, 2002, 10.3171/jns.2002.97.4.0815 Available : Accessed 8 February 2012
11. Brandão E, Rosas MJ, Abreu P, Linhares P, Vaz R : Intracerebral abscess : A rare complication of deep brain stimulation. *Neurocir. Astur. Spain* 24:33-36, 2013, 10.1016/j.neucir.2011.11.008
12. Brown P, Marsden CD : What do the basal ganglia do ? *Lancet* 351:1801-1804, 1998 Available : Accessed 2 April 2012
13. Carron R, Chabardès S, Hammond C : [Mechanisms of action of high-frequency deep brain stimulation. A review of the literature and current concepts.]. *Neurochirurgie.*:2012, 10.1016/j.neuchi.2012.02.006 Available : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22465140>. Accessed 3 April 2012
14. Castrioto A, Lhommée E, Moro E, Krack P : Mood and behavioural effects of subthalamic stimulation in Parkinson's disease. *Lancet Neurol.* 13:287-305, 2014, 10.1016/S1474-4422(13)70294-1
15. DeLong MR, Georgopoulos AP, Crutcher MD, Mitchell SJ, Richardson RT, Alexander GE : Functional organization of the basal ganglia : contributions of single-cell recording studies. *Ciba Found. Symp.* 107:64-82, 1984 Available : Accessed 2 April 2012
16. DeLong MR, Wichmann T : Pathophysiology of Parkinson's Disease, in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery.* 2009, pp 1497-1506 Available : [http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6\\_89](http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6_89). Accessed 13 June 2010
17. Deuschl G, Schade-Brittinger C, Krack P, Volkmann J, Schäfer H, Bötzel K, et al. : A randomized trial of deep-brain stimulation for Parkinson's disease. *N. Engl. J. Med.* 355:896-908, 2006, 10.1056/NEJMoa060281 Available : Accessed 27 March 2012
18. Ferraye MU, Gerardin P, Debu B, Chabardes S, Fraix V, Seigneuret E, et al. : Pedunculopontine nucleus stimulation induces monocular oscillopsia. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 80:228-231, 2009, 10.1136/jnnp.2008.146472
19. Foltynie T, Zrinzo L, Martinez-Torres I, Tripoliti E, Petersen E, Holl E, et al. : MRI-guided STN DBS in Parkinson's disease without microelectrode recording : efficacy and safety. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*:2010, 10.1136/jnnp.2010.205542 Available : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20571041>. Accessed 20 September 2010
20. Fraix V, Chabardes S, Krainik A, Seigneuret E, Grand S, Le Bas J-F, et al. : Effects of magnetic resonance imaging in patients with implanted deep brain stimulation systems. *J. Neurosurg.*:2010, 10.3171/2010.1.JNS09951 Available : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20187699>. Accessed 26 August 2010
21. Gorgulho AA, Ishida W, De Salles AAF : General Imaging Modalities : Basic Principles, in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery.* 2009, pp 249-267 Available : [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6\\_17](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6_17). Accessed 2 January 2010
22. Gupta R, Cheung AC, Bartling SH, Lissauskas J, Grasruck M, Leidecker C, et al. : Flat-panel volume CT : fundamental principles, technology, and applications. *Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. N. Am. Inc* 28:2009-2022, 2008, 10.1148/rg.287085004 Available : Accessed 3 January 2012
23. Hariz MI, Zrinzo L : CT/MRI Technology : Basic Principles, in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery.* 2009, pp 269-278 Available : [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6\\_18](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6_18). Accessed 2 January 2010
24. Hariz M, Blomstedt P, Zrinzo L : Future of brain stimulation : new targets, new indications, new technology. *Mov. Disord. Off. J. Mov. Disord. Soc.* 28:1784-1792, 2013, 10.1002/mds.25665
25. Hariz MI, Blomstedt P, Zrinzo L : Deep brain stimulation between 1947 and 1987 : the untold story. *Neurosurg. Focus* 29:E1, 2010, 10.3171/2010.4.FOCUS10106
26. Hariz MI : Complications of deep brain stimulation surgery. *Mov. Disord.* 17:S162-S166, 2002, 10.1002/mds.10159 Available : Accessed 13 March 2014
27. Hemm S, Coste J, Gabrillargues J, Ouchchane L, Sarry L, Caire F, et al. : Contact position analysis of deep

- brain stimulation electrodes on post-operative CT images. *Acta Neurochir. (Wien)* 151:823-829, 2009, 10.1007/s00701-009-0393-3 Available : Accessed 2 January 2010
28. Holloway K, Docef A : A quantitative assessment of the accuracy and reliability of O-arm images for deep brain stimulation surgery. *Neurosurgery* 72:47-57, 2013, 10.1227/NEU.0b013e318273a090
29. Hutchison WD, Dostrovsky JO, Hodaie M, Davis KD, Lozano AM, Tasker RR : Microelectrode Recording in Functional Neurosurgery, in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery*. 2009, pp 1283-1323 Available : [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6\\_78](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6_78). Accessed 2 January 2010
30. Joint C, Nandi D, Parkin S, Gregory R, Aziz T : Hardware-Related problems of deep brain stimulation. *Mov. Disord.* 17:S175-S180, 2002, 10.1002/mds.10161 Available : Accessed 13 March 2014
31. Kall BA : Image Reconstruction and Fusion, in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery*. 2009, pp 335-343 Available : [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6\\_24](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-69960-6_24). Accessed 2 January 2010
32. Kelly PJ : *Tumor stereotaxis*. Saunders, 1991
33. Krack P, Batir A, Van Blercom N, Chabardes S, Fraix V, Ardouin C, et al. : Five-year follow-up of bilateral stimulation of the subthalamic nucleus in advanced Parkinson's disease. *N. Engl. J. Med.* 349:1925-1934, 2003, 10.1056/NEJMoa035275 Available : Accessed 2 April 2012
34. Krack P, Fraix V, Mendes A, Benabid A-L, Pollak P : Postoperative management of subthalamic nucleus stimulation for Parkinson's disease. *Mov. Disord. Off. J. Mov. Disord. Soc.* 17 Suppl 3:S188-197, 2002 Available : Accessed 26 August 2010
- 35.
36. Lefranc M, Le Gars D : Robotic implantation of deep brain stimulation leads, assisted by intra-operative, flat-panel CT. *Acta Neurochir. (Wien)*:1-6, 10.1007/s00701-012-1445-7 Available : Accessed 23 July 2012
37. Lefranc M, Derrey S, Merle P, Tir M, Constans J-M, Montpellier D, et al. : High-resolution Three-dimensional T2 Star Weighted Angiography (HR 3-D SWAN) : An Optimized 3T MRI Sequence for Targeting the Subthalamic Nucleus. *Neurosurgery*:1, 2014, 10.1227/NEU.0000000000000319 Available : Accessed 19 February 2014
38. Li QH, Zamorano L, Pandya A, Perez R, Gong J, Diaz F : The application accuracy of the NeuroMate robot—A quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems. *Comput. Aided Surg. Off. J. Int. Soc. Comput. Aided Surg.* 7:90-98, 2002, 10.1002/igs.10035 Available : Accessed 16 March 2010
39. Maciunas RJ, Galloway RL Jr, Latimer JW : The application accuracy of stereotactic frames. *Neurosurgery* 35:682-694 ; discussion 694-695, 1994
40. Massey LA, Miranda MA, Zrinzo L, Al-Helli O, Parkes HG, Thornton JS, et al. : High resolution MR anatomy of the subthalamic nucleus : Imaging at 9.4 T with histological validation. *NeuroImage*:10.1016/j.neuroimage.2011.10.016 Available : <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811911011773>. Accessed 30 November 2011
41. Maurer CR, Aboutanos GB, Dawant BM, Gadamsetty S, Margolin RA, Maciunas RJ, et al. : Effect of geometrical distortion correction in MR on image registration accuracy. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 20:666-679, 1996 Available : Accessed 20 March 2010
42. Moreau C, Defebvre L, Destée A, Bleuse S, Clement F, Blatt JL, et al. : STN-DBS frequency effects on freezing of gait in advanced Parkinson disease. *Neurology* 71:80-84, 2008, 10.1212/01.wnl.0000303972.16279.46 Available : Accessed 23 November 2011
43. Nazzaro JM, Lyons KE, Pahwa R : Management of Essential Tremor, in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery*. 2009, pp 1743-1755 Available : [http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6\\_104](http://dx.doi.org.gate3.inist.fr/10.1007/978-3-540-69960-6_104). Accessed 13 June 2010
44. Obeso JA, Rodríguez-Oroz MC, Benitez-Temino B, Blesa FJ, Guridi J, Marin C, et al. : Functional organization of the basal ganglia : Therapeutic implications for Parkinson's disease. *Mov. Disord.* 23:S548-S559, 2008, 10.1002/mds.22062 Available : Accessed 5 January 2010
45. Pepper J, Zrinzo L, Mirza B, Foltynie T, Limousin P, Hariz M : The risk of hardware infection in deep brain stimulation surgery is greater at impulse generator replacement than at the primary procedure. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 91:56-65, 2013, 10.1159/000343202
46. Petersen EA, Holl EM, Martinez-Torres I, Foltynie T, Limousin P, Hariz MI, et al. : Minimizing Brain Shift in Stereotactic Functional Neurosurgery. *Neurosurgery* 67:ons213-ons221, 2010, 10.1227/01.NEU.0000380991.23444.08 Available : Accessed 9 February 2011

47. Pollak P, Krack P, Fraix V, Mendes A, Moro E, Chabardes S, et al. : Intraoperative micro- and macrostimulation of the subthalamic nucleus in Parkinson's disease. *Mov. Disord.* 17:S155-S161, 2002, 10.1002/mds.10158 Available : Accessed 13 March 2014
48. Sansur CA, Frysinger RC, Pouratian N, Fu K-M, Bittl M, Oskouian RJ, et al. : Incidence of symptomatic hemorrhage after stereotactic electrode placement. *J. Neurosurg.* 107:998-1003, 2007, 10.3171/JNS-07/11/0998 Available : Accessed 29 December 2009
49. Satzer D, Lanctin D, Eberly LE, Abosch A : Variation in Deep Brain Stimulation Electrode Impedance over Years Following Electrode Implantation. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 92:94-102, 2014, 10.1159/000358014
50. Sixel-Döring F, Trenkwalder C, Kappus C, Hellwig D : Skin complications in deep brain stimulation for Parkinson's disease : frequency, time course, and risk factors. *Acta Neurochir.* (Wien):10.1007/s00701-009-0490-3 Available : <http://dx.doi.org/gate3.inist.fr/10.1007/s00701-009-0490-3>. Accessed 10 January 2010
51. Talairach J, Tournoux P : Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. Thieme, 1988
52. Tir M, Devos D, Blond S, Touzet G, Reyns N, Duhamel A, et al. : Exhaustive, one-year follow-up of subthalamic nucleus deep brain stimulation in a large, single-center cohort of parkinsonian patients. *Neurosurgery* 61:297-304 ; discussion 304-305, 2007, 10.1227/01.NEU.0000285347.50028.B9 Available : Accessed 25 August 2010
53. Vidailhet M, Jutras M-F, Grabli D, Roze E : Deep brain stimulation for dystonia. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*:2012, 10.1136/jnnp-2011-301714 Available : <http://jnnp.bmj.com/content/early/2012/11/14/jnnp-2011-301714>. Accessed 6 March 2013
54. Voges J, Waerzeggers Y, Maarouf M, Lehrke R, Koulousakis A, Lenartz D, et al. : Deep-brain stimulation : long-term analysis of complications caused by hardware and surgery&mdash;experiences from a single centre. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 77:868-872, 2006, 10.1136/jnnp.2005.081232
55. Wang D, Doddrell DM, Cowin G : A novel phantom and method for comprehensive 3-dimensional measurement and correction of geometric distortion in magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Imaging* 22:529-542, 2004, 10.1016/j.mri.2004.01.008 Available : Accessed 20 March 2010
56. Watanabe Y, Lee CK, Gerbi BJ : Geometrical accuracy of a 3-tesla magnetic resonance imaging unit in Gamma Knife surgery. *J. Neurosurg.* 105 Suppl:190-193, 2006, 10.3171/sup.2006.105.7.190 Available : Accessed 14 March 2010
57. Zrinzo L, van Hulzen ALJ, Gorgulho AA, Limousin P, Staal MJ, De Salles AAF, et al. : Avoiding the ventricle : a simple step to improve accuracy of anatomical targeting during deep brain stimulation. *J. Neurosurg.* 110:1283-1290, 2009, 10.3171/2008.12.JNS08885 Available : Accessed 29 December 2009