



HAL
open science

Visualisation Scientifique en médecine. Application à la visualisation de l'anatomie et à la visualisation en épileptologie clinique

Jean-Louis Dillenseger

► **To cite this version:**

Jean-Louis Dillenseger. Visualisation Scientifique en médecine. Application à la visualisation de l'anatomie et à la visualisation en épileptologie clinique. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2003. tel-00130932

HAL Id: tel-00130932

<https://theses.hal.science/tel-00130932>

Submitted on 14 Feb 2007

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Habilitation à Diriger des Recherches

Présentée devant

L'Université de Rennes 1

Par

Jean-Louis Dillenseger

Visualisation Scientifique en médecine.

Application à la visualisation de l'anatomie et à la visualisation en
épileptologie clinique

Soutenue le 17 Juin 2003 devant la commission d'examen composée par :

Rapporteurs :

Frédéric Patat, LUSI, Université de Tours

Gérard Gimenez, CREATIS, INSA de Lyon

Jean Sequeira, LSIS, Université de Marseille

Examineurs :

Jean-Louis Coatrieux, LTSI, Université de Rennes 1

Christian Roux, LATIM, ENST Bretagne

Table des matières

1	CONTEXTE DE L'ETUDE ET CADRE GENERAL	1
2	ÉLABORATION D'UN OUTIL DE VISUALISATION	4
2.1	DEFINITION DE LA VISUALISATION SCIENTIFIQUE,	4
2.2	CADRE GENERAL DE L'ELABORATION D'UN OUTIL DE VISUALISATION	4
2.2.1	OBJECTIFS DE L'UTILISATEUR ET NATURE DES DONNEES	5
2.2.2	CONCEPTUALISATION DE LA SCENE	7
2.2.2.1	Construction du modèle général	7
2.2.2.2	Transcription de l'information contenue dans les données	8
2.2.3	REPRESENTATION DE L'INFORMATION	9
2.3	ÉVALUATION DE LA PERFORMANCE DE LA REPRESENTATION	10
2.3.1	TYPLOGIE DE L'EVALUATION DE LA VISUALISATION EN IMAGERIE MEDICALE.	11
2.3.2	METHODOLOGIES DE L'EVALUATION.	12
2.3.3	CLASSIFICATION DES METHODES. METHODES ET NIVEAUX D'EVALUATION.	13
3	VISUALISATION DE L'ANATOMIE	14
3.1	OBJECTIFS ET DONNEES	14
3.2	CADRE DE L'ETUDE	15
3.3	LANCER DE RAYONS MULTIFONCTIONS	16
3.3.1	VALIDATION DU LANCER DE RAYONS MULTIFONCTIONS.	18
3.3.2	VISUALISATION EN EMBRYOLOGIE	21
3.4	LANCER DE RAYONS ET BASES DE CONNAISSANCES	22
4	VISUALISATION EN EPILEPSIE	26
4.1	ÉPILEPSIE, DONNES ET OBJECTIFS DE LA VISUALISATION	26
4.2	VISUALISATION EN EPILEPSIE	27
4.2.1	CARACTERISTIQUES DES DONNEES ETUDIEES	29
4.2.2	LIMITES DE LA REPRESENTATION CLASSIQUES DES SIGNAUX	30
4.2.3	VISUALISATION DES SIGNAUX	30
4.2.4	FUSION ANATOMO-FONCTIONNELLE	33
4.2.4.1	Fusion entre signaux et images 3D anatomiques	33
4.2.4.2	Cartographie 3D de signaux EEG	34
4.2.4.3	Visualisation des signaux de profondeur	35
4.2.4.4	Représentation volumique de potentiels	36

4.2.5	VISUALISATION DE PROCESSUS PAROXYSTIQUES	37
4.2.6	ÉVALUATION DE LA VISUALISATION	39
5	PROJETS	41
5.1	VISUALISATION EN EMBRYOLOGIE.	41
5.2	VISUALISATION DE PROCESSUS PAROXYSTIQUES	41
5.3	ÉVALUATION DE LA VISUALISATION	42
5.4	IMAGERIE INTERVENTIONNELLE	42
5.4.1	ÉLABORATION DE LA STRATEGIE OPERATOIRE	45
5.4.2	AIDE A L'INTERVENTION.	46
6	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	50
7	PUBLICATIONS REPRESENTATIVES	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

Table des illustrations

Figure 1 : Synthèse des travaux de recherche passés, en cours et projets.	2
Figure 2 : Processus global du traitement de l'information par la visualisation scientifique	4
Figure 3 : Étapes de l'élaboration d'un outil de visualisation	5
Figure 4 : Conceptualisation de la scène	7
Figure 5 : Processus de la visualisation 3D	9
Figure 6 : Procédure générale de la synthèse d'images	9
Figure 7 : Synthèse des travaux en visualisation de l'anatomie	16
Figure 8 : Généralisation de l'outil de visualisation	17
Figure 9 : Principe du lancer de rayons multifonctions	18
Figure 10 : Visualisation avec réduction de bruit. a) Base sans bruit, b) Base bruitée (SNR= 5dB) c) Réduction de bruit sur le rayon	19
Figure 11 : Détection et représentation de la surface du cortex par détection de ruptures	20
Figure 12 : Modèle de surface de l'opérateur moment	20
Figure 13 : Reconstruction cardiaque	22
Figure 14 : Architecture générale multi-spécialistes	23
Figure 15 : Les quatre sources fondamentales de l'étude de l'épilepsie	26
Figure 16 : Synopsis des techniques de représentation étudiées	28
Figure 17 : Schéma général de la construction des cartographies spatio-temporelles planes	31
Figure 18 : Schéma général de la construction d'une représentation temps/transformée/espace	32
Figure 19 : Cartographies planes spatio-temporelles a) de signaux SEEG et b) d'une représentation temps/fréquences/électrode.	32
Figure 20 : Schéma général de la cartographie 3D de potentiels de surface	34
Figure 21 : Schéma général de la visualisation de signaux de profondeur	35
Figure 22 : Suite temporelle de cartographies 3D de a) potentiels de surface mesurés par EEG, b) potentiels de profondeurs mesurés par SEEG.	36
Figure 23 : Représentations des potentiels volumiques calculés : a) sur un modèle géométrique ajusté à l'anatomie et b) sur un modèle aux différences finies	37
Figure 24 : Schéma général de la visualisation de processus paroxystiques	38
Figure 25 : Représentations 2D (a) et 3D (b) de processus épileptiques.	38
Figure 26 : Évaluation de trois types d'échelles de codages. #1 : proportionnalité entre valeur et rayon. #2 : proportionnalité entre valeur et surface. #3 : proportionnalité entre valeur et volume.	39
Figure 27 : Cadre général du projet.	49

1 Contexte de l'étude et cadre général

Toute démarche scientifique se trouve, à un certain moment, confrontée à une étape d'analyse des données ou de l'information nécessaire à l'atteinte de l'objectif assigné. Cette analyse peut prendre plusieurs formes (analyse d'exploration ou de vérification, analyse qualitative ou quantitative, analyse directe ou indirecte, etc.). Mais, parmi les différentes classes des méthodes d'analyse de données, les techniques de représentation visuelle ou de traitement graphique de l'information tiennent une place toute particulière. Les outils graphiques sont intéressants par de nombreux aspects. La vision est en effet le sens dominant de l'homme. De par ces aspects psychovisuels et cognitifs, elle représente un outil naturel d'observation et de compréhension des phénomènes entourant l'individu. Les représentations graphiques servent donc tout naturellement d'outil d'**exploration et d'analyse de données**. Les facultés cognitives à concevoir des analogies entre phénomènes pourtant dissemblables sont également utilisées par l'outil graphique pour permettre une construction mentale et donc faciliter la **compréhension** de l'organisation, de la structuration et des dynamiques décrites par les données. Tout naturellement, la représentation graphique possède également une faculté à **résumer** et donc à **réduire** fortement la quantité de données tout en préservant son information. L'association étroite entre vision et mémoire à long terme facilite également la **mémorisation** des phénomènes dépeints par les données. Ces aspects font que le langage graphique a également un rôle de **communication** et expliquent la place relativement importante des représentations graphiques dans la démarche scientifique (en tout cas en occident). Grâce à l'ordinateur, le traitement de l'information s'est développé prodigieusement avec, comme corollaire, de besoins nouveaux en outils de représentation mais également de solutions nouvelles proposées par l'outil informatique. La conjonction de ces deux phénomènes a donné naissance à une nouvelle discipline scientifique appelée tout d'abord "visualisation en informatique scientifique" puis plus simplement "visualisation scientifique". L'acte de naissance de cette discipline est généralement associé à un rapport du Comité sur l'infographie, le traitement d'images et les stations de travail du National Science Foundation [McCormick 1987].

En médecine, le rôle de l'image est primordial. Depuis la renaissance, l'image a été un des vecteurs principaux de la transmission du savoir (il suffit de feuilleter les manuels d'anatomie pour s'en rendre compte). Plus récemment, l'essor des techniques d'imageries tridimensionnelles (Tomodensitométrie dans les années 70, IRM dans les années 80) n'a fait qu'étendre l'importance de l'image à la plupart des disciplines et des procédures médicales. Tout naturellement donc, la médecine a représenté un des domaines d'application privilégiés de la visualisation scientifique.

Les travaux de recherche exposés dans ce document de synthèse s'inscrivent directement dans cette discipline de la visualisation scientifique et se présentent sous la forme de solutions de représentations originales apportées et associées à certaines problématiques médicales.

Toute personne, qui un jour s'est retrouvée à utiliser un logiciel de présentation, a pu constater d'une part l'abondance des solutions de représentation proposées par ce logiciel mais également a été

confrontée devant la difficulté de choisir la ou les solutions les mieux adaptées et les plus performantes à satisfaire son objectif. De ce fait, et hormis certaines tentatives de formalisation ou de stratégies systématiques d'élaborations de systèmes de visualisation (voir par exemple [Roth 1990, Robertson 1991, Senay 1994]), le domaine de la recherche en visualisation s'est rapidement transformé en une collection de solutions juxtaposées et définies de manière ad hoc.

Pour ma part, j'ai essayé, dans un premier temps, de définir les axes majeurs permettant **d'élaborer un outil de visualisation** répondant à un besoin précis émis par un utilisateur. La première partie de ce document de synthèse se rapporte donc essentiellement à une réflexion sur l'outil de visualisation, sur les points principaux qui sont à prendre en compte lors de sa conception et sur les domaines de compétences nécessaires aux développeurs. Cette réflexion, si elle ne formalise pas directement l'ensemble des aspects de la visualisation, a quand même pour conséquence de proposer un cadre bien défini qui, je l'espère, puisse guider l'élaboration d'un outil de représentation répondant à une discipline et à une problématique particulière. Le point le plus original de cette réflexion concerne un essai de formalisation de **l'évaluation de la performance des outils de visualisation**, travail mené conjointement avec le professeur Beatriz Sousa Santos de l'université d'Aveiro, Portugal.

Deux grands domaines d'application ont justement permis de démontrer la pertinence du cadre général de la visualisation (Figure 1) : 1) **la visualisation générale de l'anatomie** et 2) **la visualisation en épileptologie clinique**.

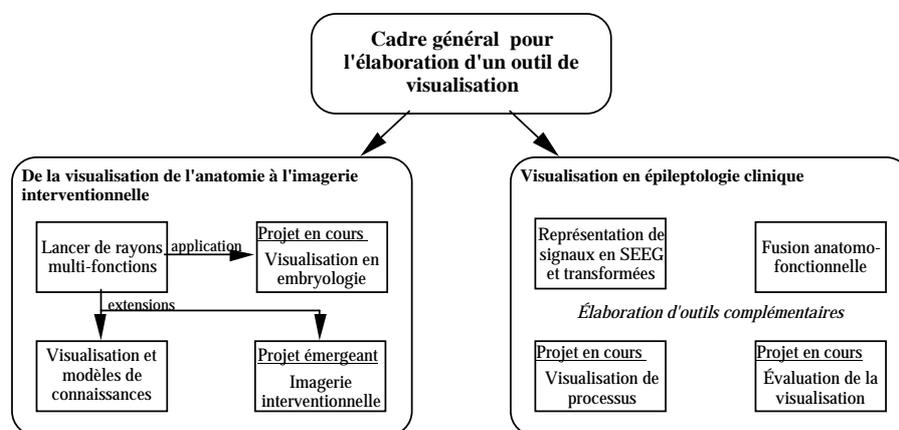


Figure 1 : Synthèse des travaux de recherche passés, en cours et projets.

- Le premier sujet d'application a débuté par la conception d'un outil générique de visualisation de données médicale, le **lancer de rayons multifonctions**. Cet outil a été dans un premier temps validé sous la forme de quatre petites applications spécifiques puis adapté à la représentation de données 3D dans le domaine de la **visualisation en embryologie**, ce dernier projet étant toujours en cours. Le lancer de rayons a été ensuite étendu selon deux axes de recherche, d'une part **l'intégration de modèles de connaissances** dans la procédure de synthèse d'images et d'autre part,

et cela concerne le grand projet de recherche émergeant de mon travail, **l'imagerie interventionnelle** et plus particulièrement des applications en urologie.

- Le second domaine d'application concerne les apports de la visualisation pour l'interprétation des données recueillies sur le patient épileptique. Ces travaux, menés dans le cadre de projets transversaux avec notre équipe travaillant sur l'épileptologie clinique, ont été orientés selon quatre axes qui s'inscrivent dans l'élaboration d'outils complémentaires permettant une analyse progressive des mécanismes et structures impliqués dans la crise : 1) des nouveaux types de **représentation de signaux en SEEG** et de leurs transformées, 2) la **fusion** et la visualisation de **signaux EEG et SEEG dans leur cadre anatomique**, 3) la **visualisation des processus paroxystiques** montrant non seulement l'activité dans les structures cérébrales mais également les relations entre ces structures et, afin de parachever le processus de visualisation, 4) une tentative **d'évaluation** d'une des solutions proposées.

2 Élaboration d'un outil de visualisation

2.1 Définition de la visualisation scientifique,

La vision humaine, par ces aspects psychovisuels et cognitifs, représente un outil naturel d'observation et de compréhension des phénomènes entourant l'individu. L'idée principale de la visualisation scientifique est d'exploiter les propriétés inhérentes de la vision pour l'analyse des différents types de données ou de connaissances du monde scientifique et même de communautés plus généralistes.

Le domaine de recherche de la visualisation scientifique peut être défini par l'ensemble des techniques qui permettent d'explorer, d'extraire, de transcoder ou de modéliser des données, des phénomènes ou structures complexes, à grand nombre de variables et de dimensions élevées sous une forme graphique compréhensible par le système psychovisuel et cérébral humain, pour permettre à l'observateur de construire un modèle mental des processus décrits dans la scène complexe. Elle peut donc être considérée comme l'ensemble des processus de transcription d'informations où tant les données de départ que l'observateur humain et ses processus psychovisuels mentaux interfèrent.

Schématiquement, le processus global de visualisation peut être décrit comme suit :

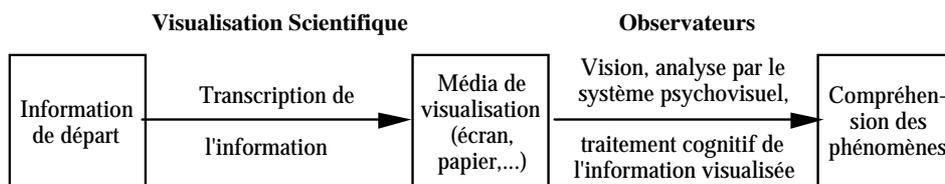


Figure 2 : Processus global du traitement de l'information par la visualisation scientifique

Si le domaine technique proprement dit de la visualisation scientifique ne concerne que les procédés de transcription de l'information, cette dernière doit intégrer et prendre en compte tous les différents aspects du processus global de traitement de l'information et en particulier les aspects psychovisuels et cognitifs des observateurs. Ceci explique l'intégration de l'observateur dans le processus de visualisation.

2.2 Cadre général de l'élaboration d'un outil de visualisation

Dans ce paragraphe, nous nous efforcerons de définir les axes majeurs permettant d'élaborer un outil de visualisation répondant à un besoin précis émis par un utilisateur.

Globalement, il existe deux stratégies qui permettent de répondre à ces besoins. D'une part, l'observateur peut se servir d'un logiciel généraliste de visualisation (AVS par exemple [Upson 1989]). Ces logiciels sont soit développés de manière généraliste par des chercheurs en visualisation, soit étendus à partir d'une application d'un domaine particulier. Ils proposent une palette de traitements et de modèles de représentation. Le rôle de l'utilisateur consiste alors à choisir et à combiner les différents outils lui semblant les plus pertinents à son application. L'autre possibilité

consiste à élaborer un outil directement dédié au domaine précis de l'utilisateur. Cette solution demande une collaboration étroite entre le futur utilisateur et le chercheur en visualisation afin de définir au mieux les besoins et les méthodes de représentation.

Dans les deux cas, que cela soit fait de manière intuitive ou de manière plus formelle, l'élaboration d'un outil de visualisation scientifique dépasse l'acte seul de représentation graphique. Trois points principaux sont à prendre en compte (Figure 3) :

- La connaissance de la nature des données (dimension, nature et topologie spatiale des données) et surtout des objectifs interprétatoires de l'utilisateur (intérêt de certaines variables, corrélation entre données).
- La transposition ou conceptualisation sous une forme schématique et visuelle de l'information contenue dans les données et devant être représentée [Bertin 1988, Brodlie 1992, Keller 1993]. Cette étape peut être divisée en deux sous-parties : 1) la construction d'un modèle général à partir des données et pouvant servir de représentation des phénomènes et 2) la transcription de ce modèle en entités graphiques ou indices visuels.
- La représentation graphique et la manipulation des éléments graphiques en fonction des objectifs interprétatoires. Ce dernier point concerne essentiellement les aspects de synthèse d'images. Cet aspect n'est qu'un des éléments de la chaîne de visualisation même si dans la communauté de l'infographie, certains auteurs réduisent la visualisation scientifique à cet unique aspect.

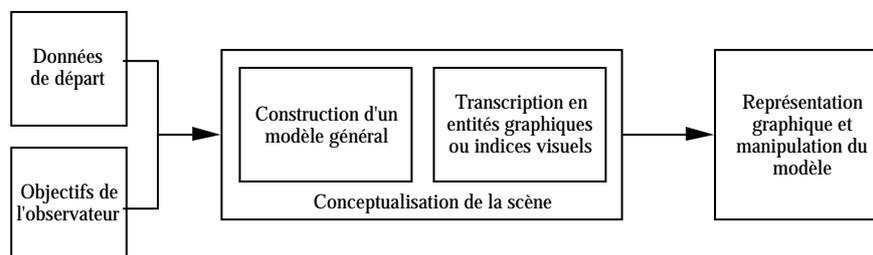


Figure 3 : Étapes de l'élaboration d'un outil de visualisation

Ces trois étapes définissent la structure de base de la visualisation scientifique et sont à prendre en compte lors de son élaboration.

2.2.1 Objectifs de l'utilisateur et nature des données

Ces deux aspects, même s'ils ne semblent intervenir qu'en amont de l'outil de visualisation, constituent les points clés qui vont contraindre en grande partie la stratégie de la représentation et les constituants de sa conception.

Objectifs de l'utilisateur. L'élaboration d'un outil visualisation doit passer par une première phase qui consiste à interroger les futurs utilisateurs sur les différents aspects des données qu'ils veulent analyser et sur la manière dont ils exploitent ou souhaitent exploiter ces données. Cette étape constitue déjà une

véritable analyse de l'information¹ qui sera transcrite par le processus de visualisation. Cette démarche permet d'intégrer la connaissance du domaine scientifique (ou médical dans notre cas), les demandes spécifiques de l'utilisateur (ses motivations, ses objectifs définis et attendus et même ses objectifs cachés) et les "habitudes" du domaine (les procédures habituelles, les conventions du domaine).

Nature des données. Il s'agit tout d'abord d'isoler strictement le contenu (l'information) de la visualisation de son contenant (les moyens du système de visualisation). L'analyse de ce contenu constitue ensuite la base de laquelle découlent les étapes de transcodage de l'information. Les données de départ peuvent être de nature totalement différente en fonction du domaine et même de l'application scientifique dont elles sont issues. Cependant toutes ces informations partagent des propriétés communes qui permettent dans un premier temps de les classer puis de les transcrire. Ces propriétés peuvent être cataloguées entre quatre constituants [Bertin 1988] :

- La notion d'invariants opposée à celle de composantes (les variables). L'information visualisée sera formée par la correspondance entre chaque composante de cette information avec une composante (une variable) visuelle.
- La détermination du nombre de composantes de l'information. Celle-ci est obligatoire car elle permet de définir :
 - Le nombre de questions posées par les composantes (et donc le nombre de réponses que devra apporter la visualisation),
 - La nature du composant. Généralement, le composant se partage dans trois grandes catégories : des **grandeurs** variant avec le **temps** et mesurées dans **des lieux** bien spécifiques. Cette séparation en trois classes distinctes est justifiée par le fait que chacune d'elle suscite des catégories de méthodes relativement spécifiques de transcodage en variables visuelles.
 - Le nombre de variables visuelles nécessaires à la représentation de l'information. Ce nombre est généralement au moins égal au nombre de composantes de l'information.
- Le niveau d'organisation des composantes. Ce niveau d'organisation concerne les trois grandes catégories définissant les données à savoir les grandeurs liées à l'information (variables qualitatives, ordonnées ou quantitatives), le support spatial (la dimension du domaine de mesure et la géométrie et la topologie des points de mesure dans le domaine) et le temps (horizon temporel de la mesure, de sa portée, de la synchronisation des différents événements ou de la causalité entre les différents événements). La connaissance de ces niveaux d'organisation est primordiale car les éléments graphiques devant coder les données devront présenter des niveaux d'organisation analogues.

¹ Par information, nous entendons le contenu traduisible des relations entre divers concepts qui ont été reconnus et isolés.

- La résolution des composantes. Cette notion intervient dans tous les aspects des données, que cela soit par le nombre de catégories qu'elles permettent d'identifier, que par leurs dispersions spatiales ou temporelles.

2.2.2 Conceptualisation de la scène

La seconde étape, la conceptualisation de la scène, correspond à la partie centrale du processus de visualisation. Cette étape correspond à la transcription sous une forme schématique et graphique de l'information contenue dans les données.

Plusieurs auteurs [Brodlić 1992, Nielson 1993] séparent le processus de conceptualisation de la scène en deux étapes² (Figure 4) : d'une part, la construction d'un modèle général de l'information utile et, d'autre part, la transcription des éléments de ce modèle en des entités graphiques ou indices visuels. L'observateur intervient à des degrés divers dans les choix adoptés durant ces étapes, mais également, borne la possibilité de ces choix du fait des aspects psychovisuels de la perception humaine.

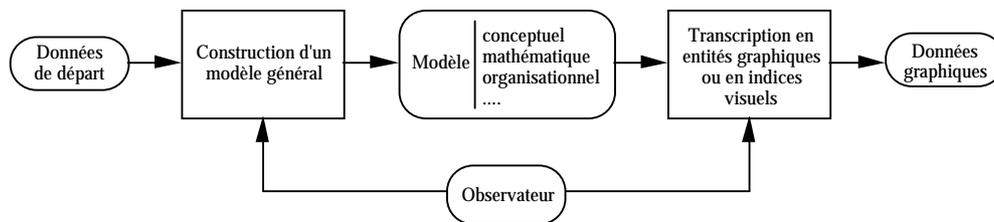


Figure 4 : Conceptualisation de la scène

2.2.2.1 Construction du modèle général

L'information devant être visualisée peut être composée de données qui ont des natures, des localisations et des comportements temporels relativement variés, car mesurés par des sources différentes. La confrontation de ces données nécessite au préalable une **fusion** dans un même repère spatial et temporel. De même, les localisations spatiales des données sont fréquemment échantillonnées et éparpillées dans l'espace. La répartition de l'information sur tout le domaine spatial réclame l'utilisation d'outil d'**interpolation** ou d'extrapolation. L'information utile peut être diffusée dans le domaine ; des techniques de **segmentation** sont souvent nécessaires afin de l'extraire. L'étape suivante concerne alors la **modélisation** ou l'**approximation** de la fonction continue dans son domaine

² En fait, dans la description des étapes de la visualisation, ces auteurs séparent plus formellement l'étape de construction d'un modèle de celle de la transcription graphique. Le choix de les associer en une étape appelée conceptualisation de la scène provient du fait que généralement elles sont liées. La construction d'un type de modèle est la conséquence de la conception que l'on peut avoir de la scène. De même, le choix d'un certain modèle impose la classe d'entités graphiques. Par contre, l'étape de représentation graphique est volontairement séparée de la conception de la scène car elle relève de l'infographie.

(pour nombre de techniques, l'étape de modélisation ou d'approximation est inhérente à la segmentation ; toutefois, la nature de ces opérations est différente).

L'objectif final de ces opérations consiste à créer un modèle des entités de l'information à partir des données, ce modèle pouvant être de nature relativement variée : modèle mathématique continu d'une fonction dans l'espace, modèle d'organisation des données (arbre, graphe,...), etc. Ce modèle servira de support général à l'étape de la transcription graphique. Nous le voyons, cette étape de construction de modèle fait largement appel aux techniques classiques élaborées en analyse d'images. Des références de départ peuvent être : [Maintz 1998] pour la fusion, [Thevenaz 2000] pour l'interpolation, [Cocquerez 1995] pour la segmentation et [Mencl 1998] pour la modélisation.

2.2.2.2 Transcription de l'information contenue dans les données

Le modèle des entités de l'information permet de décrire de manière générale l'information contenue dans données. L'étape logique supplémentaire consécutive consiste à transcrire ces modèles en des entités graphiques les plus pertinentes possibles. Là encore, plusieurs stratégies sont envisageables :

- L'association du modèle à des signes graphiques peut suivre les formes de la vision habituelle de l'environnement. Dans cette classe de codage, l'outil de visualisation utilise des entités, des signes qui reflètent la perception par l'homme de son environnement naturel : surfaces, couleurs, textures,... [Robertson 1991].
- L'association du modèle à des signes propres à l'expérience de l'observateur (formes symboliques propres au domaine scientifique -vecteurs, disques, arcs, lignes de flux...).

Des descriptions et des classifications des variables visuelles ont fait l'objet d'ouvrages de références [Tufté 1987, Bertin 1988, Tufté 1990, Keller 1993] (ouvrages souvent édités avant l'essor de l'informatique). Globalement, ces variables sont séparées en trois aspects lors d'une transcription : la **variable visuelle** (appelée variable rétinienne), son **implémentation dans la scène** et sa **variation dynamique**.

Le choix de la variable visuelle la mieux adaptée reste délicat. Les logiciels de visualisation générique offre généralement à l'utilisateur une palette de codage graphique. L'utilisateur choisit donc un codage en fonction de son intuition, de ses affinités, etc. De même les logiciels les plus évolués, s'ils proposent des codages censément adaptés au problème posé, ne procurent peut-être pas un codage optimal. Dans tous les cas, certaines précautions sont à prendre lors de l'attribution d'un code graphique à une des composantes de l'information.

Une des règles primordiales qui se doit d'être respectée concerne la nature structurelle de la variable graphique qui doit présenter la même nature structurelle que celle des données ou du modèle à encoder. D'autres critères peuvent intervenir dans le choix d'une variable visuelle :

- Son efficacité. Elle peut être exprimée selon plusieurs critères (précision, rapidité dans la perception, son aptitude à synthétiser une information, etc.).

- Sa lisibilité (la densité graphique de l'information imposée par la variable, son pouvoir de séparation dans le plan ou dans sa dynamique).
- Sa dynamique ou plage d'utilisation de la variable.
- Sa résolution, le nombre de palier sur sa dynamique (nous rejoignons ici la lisibilité).
- Etc.

2.2.3 Représentation de l'information

Dans la dernière étape, les variables visuelles sont représentées sur l'écran à l'aide des techniques de l'infographie [Foley 1990, Watt 1998]. Je me suis intéressé avant tout à la représentation de formes 3D.

L'objectif de la visualisation 3D est de proposer sur une image plane (l'écran) de représenter un rendu des aspects spatiaux d'une information qui au départ est tridimensionnelle. Ce processus est donc le pendant inverse de la perception humaine qui effectue une reconstruction mentale des volumes 3D perçus par le capteur 2D qu'est l'œil (Figure 5).

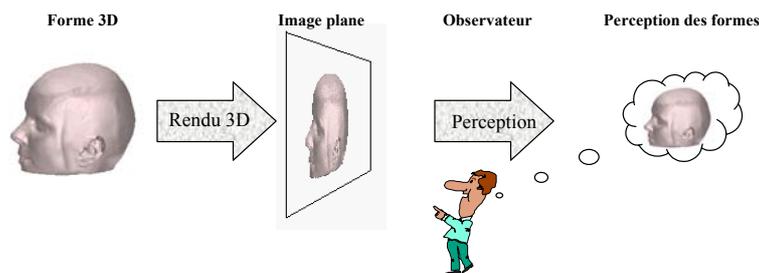


Figure 5 : Processus de la visualisation 3D

La synthèse d'images 3D est donc basée sur la connaissance et l'utilisation des indices perceptuels utilisés par le système psychovisuel et qui permet cette reconstruction mentale. La procédure générale de la synthèse d'images peut être résumée par la Figure 6 : d'une part la projection de l'information 3D sur l'écran 2D en fonction des paramètres de vision (point de vue, etc.) et, d'autre part, la transcription de cette information projetée en indices perceptuels pertinents propres à rendre son aspect 3D (occlusion, ombrage, ombre portée, perspective, éclairage réaliste, stéréoscopie, etc.).

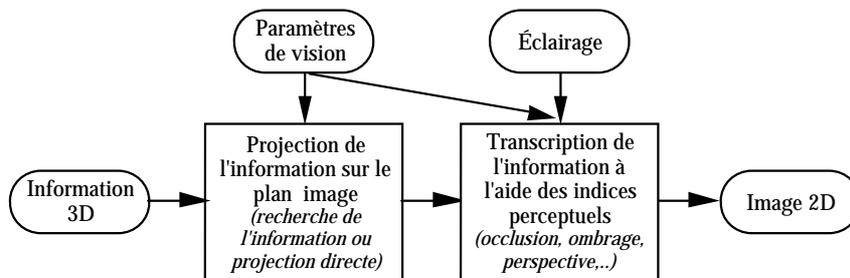


Figure 6 : Procédure générale de la synthèse d'images

Les solutions de synthèse d'images sont assez nombreuses et diverses. Plusieurs critères permettent de toutefois de classer ces différentes techniques :

- La forme de l'information 3D de départ (surfaces –facettes, cuberilles, splines, ...-, volumes – voxels, ...-). La dualité représentation de surfaces/représentation de volumes perdure encore en représentation 3D en imagerie médicale.
- La place de la segmentation dans le pipeline de la visualisation. Les représentations de surfaces sont basées sur des scènes pré-segmentées. Les représentations de volumes intègrent la segmentation plus en aval dans la boucle de visualisation.
- Le mode de recueil de l'information 3D sur l'écran. Deux stratégies sont habituellement employées : les stratégies orientées objets où l'ensemble de l'information 3D est projeté sur l'écran (la plupart des logiciels ou bibliothèques spécialisées sont basés sur ce type de projection [Foley 1990]) et les stratégies orientées écran où le recueil de l'information est effectué à partir de l'œil fictif au travers de l'information. Seule l'information directement susceptible d'intéresser le pixel de l'écran est traitée en fonction des demandes de l'observateur. Le lancer de rayons fait partie de ce type d'approches [Höhne 1987, Levoy 1988, Robb 1989].

2.3 Évaluation de la performance de la représentation

La validation des procédures est un des points cruciaux et une des préoccupations primordiales du domaine médical. Ceci reste également vrai en imagerie médicale où des approches relativement différentes peuvent apporter des solutions à un même problème. Ce besoin de l'évaluation de la qualité concerne tous les domaines (diagnostic, intervention, suivi post-interventionnel, etc.) et toutes les étapes de la procédure d'imagerie (acquisition, reconstruction, segmentation, visualisation, etc.) (voir par exemple [Van Cleynenbreugel 1997, Buvat 1999, Bowyer 2000] pour une présentation des problèmes d'évaluation en imagerie médicale). Il est vrai toutefois que ce souci d'évaluation des techniques a surtout concerné le diagnostic et plus particulièrement les étapes de l'acquisition, la reconstruction, la segmentation et l'interprétation des images médicales. Par contre, les techniques de visualisation ont peu fait l'objet d'études d'évaluations et c'est encore plus particulièrement le cas pour l'imagerie 3D où la visualisation des résultats fait couramment appel aux techniques de représentation tridimensionnelle. La grande difficulté de cette évaluation vient du fait que le système psychovisuel humain fait partie intégrante du processus de visualisation. La communauté de la visualisation scientifique semble toutefois prendre cet aspect de plus en plus en compte [Uselton 1994, Nielson 1996], même si l'inférence des techniques de visualisation 3D sur l'interprétation des images médicales reste une question ouverte.

Depuis 1997, une collaboration de recherche portant sur l'élaboration de techniques d'évaluation de la qualité de la visualisation dans le domaine médical s'est établie avec le professeur Beatriz Sousa Santos de l'Université d'Aveiro, Portugal. Une réflexion commune nous a conduit à déterminer les concepts récurrents de cette évaluation [Sousa Santos 1998].

Un des points clés consiste à poser la question de l'évaluation sous la forme des niveaux dans laquelle elle intervient. Ceci nous a amené à effectuer une **typologie de l'évaluation** de la visualisation. Cette typologie, combinée avec une réflexion sur un **cadre méthodologique général de l'évaluation**, nous a permis de proposer une classification **des méthodes d'évaluation associées à chaque type ou niveau d'évaluation**.

2.3.1 Typologie de l'évaluation de la visualisation en imagerie médicale.

L'évaluation de la qualité d'une technique de visualisation nous amène tout naturellement à nous poser la question suivante : Quelle est l'efficacité d'une image à représenter les phénomènes des données à visualiser et comment aide-t-elle l'observateur à comprendre ces phénomènes ?

Cette question apparemment englobe deux aspects à deux niveaux différents :

- A Une évaluation bas niveau qui concerne les techniques de représentation des phénomènes. Cet aspect pourrait être appelé "évaluation de l'efficacité technique" ou "évaluation de l'efficacité intrinsèque" de la visualisation.
- B L'évaluation à plus haut niveau de l'efficacité des utilisateurs à accomplir leurs tâches d'interprétation, ce qui sous-entend une compréhension des phénomènes. Cet aspect pourrait être appelé "évaluation de l'efficacité sémiologique" de la visualisation. Cet aspect peut se rapprocher de l'évaluation en termes de diagnostic en imagerie médicale.

Une autre typologie en termes de niveaux peut concerner les trois étapes de l'élaboration de la scène décrites précédemment (1) la construction d'un modèle général à partir des données et pouvant servir de représentation des phénomènes, 2) la transcription de ce modèle en entités graphiques ou indices visuels et 3) la représentation graphique de ces éléments en fonction des objectifs interprétoires). Les deux niveaux de l'évaluation des techniques de visualisation (bas niveau -efficacité technique- et haut niveau -efficacité sémiologique-) peuvent être menés sur les trois niveaux de la représentation de données. Ceci nous donne six types différents d'évaluation qui correspondent aux deux triplets de questions suivantes :

Quelle est l'efficacité technique ou la précision :

- A1 du modèle général pour approcher les phénomènes devant être représenté et compris ?
- A2 du modèle de transcription à représenter le modèle général ?
- A3 de l'outil de représentation (tracé de graphe, synthèse d'images) à produire l'image finale ?

Comment :

- B1 la construction du modèle général,
- B2 la sélection de modèles de transcription,
- B3 l'image finale,

aident-elles l'observateur à comprendre les phénomènes sous-jacents aux données ?

2.3.2 Méthodologies de l'évaluation.

Toute méthodologie d'évaluation devrait répondre aux points suivants :

- Le pourquoi de l'évaluation.

Ce point est crucial pour plusieurs raisons. Tout d'abord, il concoure au choix de l'aspect précis qui doit être évalué dans les procédures complexes. Et une fois le sujet de l'évaluation défini, il reste à déterminer les variables indépendantes (entrées) et à former des hypothèses des variables qui en sont dépendantes (sorties).

- Les données tests et les sujets utilisés pour l'évaluation.

De manière générale, l'évaluation implique deux grandes classes de données tests : les données de synthèse et les données réelles, avec toutefois des graduations entre ces deux classes sous la forme de fantômes digitaux réels ou de fantômes réels.

- La méthodologie.

Plusieurs alternatives existent pour la détermination de la qualité de la visualisation, chacune adaptée à un certain type d'évaluation (pour un niveau de représentation ou d'évaluation donné). Nous pouvons classer toutefois ces méthodes en trois grandes catégories :

1. Les méthodes faisant intervenir des indices de qualité.
2. Les méthodes faisant intervenir des observateurs humains.
3. Les méthodes basées sur des observateurs digitaux.

- Le type de données collectées lors de l'évaluation. Celui-ci est au minimum le reflet des variables dépendantes, quoique, dans certains cas, les mesures ne les représentent que de manière indirecte. Nous retrouvons la même classification que pour le type de données à représenter (quantitatif/qualitatif, discret/continu, etc.). Le type de données recueilli a un retentissement direct sur leur analyse statistique.

- L'analyse statistique appliquée sur ces données. Ce dernier point reste des plus délicats car si les observations statistiques classiques (moyenne, écart type, skewness, kurtosis, etc.) sont bien connues et appliquées presque universellement, leur signification n'est pas toujours flagrante. L'étude statistique devra être en adéquation avec le type de données (nombre d'échantillons, distributions normales ou non, nombres discrets ou réels, etc.) et avec la tâche à évaluer. Cette tâche aboutit généralement sur la formation d'hypothèses statistiques qui seront confirmées ou infirmées par le traitement statistique. Le choix des techniques d'analyse les plus pertinentes en réponse à un problème donné a un grand retentissement sur la crédibilité intrinsèque des résultats ou lors de leurs publications.

2.3.3 Classification des méthodes. Méthodes et niveaux d'évaluation.

Différentes dimensions permettent de classer les méthodes d'évaluation de la visualisation. Nous pouvons faire une distinction entre méthodes :

- Quantitatives/qualitatives en fonction du type de résultat obtenu.
- Subjectives/objectives en fonction de la façon dont l'évaluation est menée (jugement humain versus mesures directes).
- Faisant intervenir ou non le système psychovisuel humain.
- Évaluant la qualité visuelle/cognitive. Cette distinction reprend notre première typologie de l'évaluation (évaluation de l'efficacité technique ou visuelle vs. évaluation de l'efficacité sémiologique ou cognitive).

Si nous regardons cette classification par rapport aux trois méthodes d'évaluation évoquées dans le paragraphe précédent (méthodes faisant intervenir des indices de qualité, des observateurs humains ou digitaux). Ceci nous donne le Tableau 1 suivant :

	Quant./Qualit.		Subjectif/Objectif	Sys vis./Non		Visuel/Cognitif	
Indices de qualité	oui	faible	oui	faible	oui		
Observateurs humains	oui	oui	oui	oui		oui	oui
Observateurs digitaux	oui	oui	oui	oui		oui	à faire

Tableau 1 : Classification des méthodes d'évaluation

Les trois méthodes d'évaluation doivent pouvoir s'appliquer aux six types d'évaluation définis précédemment (A1, A2, A3, B1, B2, B3). Le Tableau 2 nous permet de définir un choix de méthode en fonction du type de l'évaluation souhaitée.

	Indices de qualité	Observateurs humains	Observateurs digitaux
A1	oui		
B1		oui	oui
A2		oui	?
B2		oui	
A3	oui	oui	
B3		oui	oui

Tableau 2 : Méthodes d'évaluation associées à chaque type d'évaluation

Nous voyons que les évaluations concernées par ce que nous avons appelé qualité intrinsèque (A1 et A3) sont parfaitement menées à l'aide des critères objectifs sous la forme de la mesure d'indices de qualité. Les évaluations concernées par la qualité perceptuelle doivent faire appel à des techniques mettant en œuvre des observateurs (humains ou digitaux). La qualité perceptuelle présente deux aspects distincts, la qualité visuelle et la qualité sémiologique. Le premier aspect est évaluable à l'aide de méthodes proches de celles qui sont utilisées pour déterminer la qualité des images. Le second aspect se rapproche plus des méthodes déployées pour estimer la performance des observateurs à accomplir une tâche donnée (comme les courbes ROC, etc.).

3 Visualisation de l'anatomie

Si nous reprenons le cadre général de l'élaboration d'un outil de visualisation décrit précédemment, il convient tout d'abord d'énoncer les objectifs de la visualisation et le type de données qui seront traités.

3.1 Objectifs et données

Chaque domaine d'application médicale prétend à son propre objectif de visualisation. De manière plus générale, les objectifs de la visualisation de l'anatomie peuvent être classés en différentes catégories : la détection de l'anormalité (diagnostic), la compréhension des formes, des volumes spécifiques (morphologie particulière, caractérisation d'une anomalie, etc.), la préparation à l'intervention (caractérisation de la scène, définition des voies et des gestes, simulation, etc.), l'aide à l'intervention (utilisation des données préopératoires durant l'intervention, etc.), le suivi diagnostic ou thérapeutique (évolution temporelle de la pathologie, comparaison post et préopératoire, etc.),...

Concernant les données, les techniques d'exploration du corps humain sont relativement nombreuses et généralement complémentaires. Si nous les examinons du point de vue de l'information recueillie, ces techniques se différencient par la nature du signal, l'échantillonnage ou le recueil spatial du signal, leur aspect dynamique ou statique, de l'aspect qu'elles décrivent (anatomie ou fonction physiologique) et de leur place dans la chaîne thérapeutique (diagnostic, imagerie peropératoire, suivi thérapeutique, etc.). Chacun de ces points aura une incidence directe sur l'outil d'exploration utilisé pour analyser les données. Certaines constances demeurent toutefois et sont spécifiques aux problèmes posés à la visualisation de données médicales :

- Les objets ne sont pas décrits de manière explicite. Ils existent par les mesures physiques échantillonnées dans l'espace. Les propriétés de ces objets utilisées pour la représentation (volume, surface, etc.) doivent être extraites des données.
- Le volume des données. L'échantillonnage particulier des données tant dans le domaine spatial que temporel) fait en sorte que l'outil de visualisation devra traiter un volume de données relativement important avec toutefois une partie de cette information qui ne sera pas utilisée dans la représentation finale.
- La complémentarité entre informations. La multimodalité entraîne des étapes de fusion entre les différentes acquisitions et des solutions de représentations conjointes de ces informations complémentaires.
- La complexité des objets analysés (par opposition aux objets de synthèse rencontrés dans les autres domaines de l'infographie).

3.2 Cadre de l'étude

Historiquement, les techniques de visualisation en imagerie médicale se sont, dans un premier temps, focalisées sur la représentation des seules surfaces après segmentation préalable des contours ou objets d'intérêts : liste de polygones [Fuchs 1977, Lorensen 1987] (cette description est encore extrêmement répandue en infographie) ou d'éléments de surfaces [Herman 1983, Luo 1986], etc. Ce type de codage permet un calcul d'images relativement rapide (cartes 3D spécialisées, bibliothèques spécialisées, nombre d'éléments graphiques relativement restreints, etc.) et des rendus extrêmement réalistes. Son désavantage réside dans la forme figée de l'information disponible. En effet, un souhait de représentation d'une information différente de celle déjà codée nécessite toute une nouvelle étape de pré-segmentation. Plus récemment des techniques de représentation directe de l'information contenue dans le volume ont été proposées : codage par arbre octal [Maegher 1982], voxels –dont le lancer de rayons [Höhne 1987, Levoy 1988, Robb 1989]-, etc. Toute l'information reste ainsi disponible dans la boucle de visualisation mais au détriment de la taille mémoire et de la rapidité de calcul de l'image. Des représentations mixtes ont été développées depuis ([Levoy 1990] par exemple). Les recherches les plus récentes concernent essentiellement des améliorations en précision et rapidité des principes décrits ci-dessus.

Pour notre part nous avons essayé (Figure 7) de créer un **outil générique de visualisation de données médicale** se présentant sous la forme d'un volume 3D. Ce système étant suffisamment ouvert pour permettre une adaptation à tout objectif thérapeutique précis. La notion sous-jacente de cet outil, le **lancer de rayons multifonctions**, a été dans un premier temps illustrée par quatre applications également à caractère générique (au sens de la problématique médicale). Cette notion a été par la suite adaptée à la représentation de données 3D dans deux domaines bien précis, la visualisation en **embryologie** (travail de Thèse J.-M. Schleich) et **la fusion anatomo-fonctionnelle en épileptologie clinique** (ce dernier point fait l'objet d'un chapitre particulier). Le lancer de rayons a été ensuite étendu selon deux axes de recherche, d'une part **l'intégration de modèles de connaissances** (travail de Thèse de M.-A. Le Merrer) dans la procédure de synthèse d'images et d'autre part, et il s'agit là d'un projet émergent, **l'imagerie interventionnelle** et plus particulièrement à des applications en urologie qui seront abordées par le biais de la visualisation de structures anatomiques.

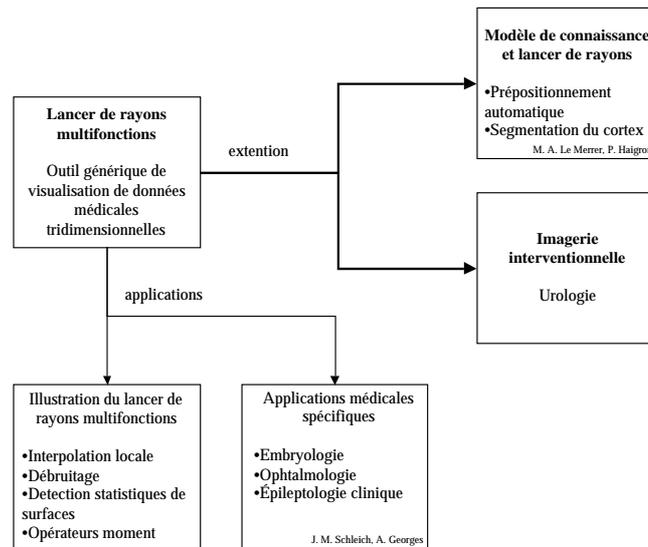


Figure 7 : Synthèse des travaux en visualisation de l'anatomie

3.3 Lancer de rayons multifonctions

L'objectif du travail présenté dans ce paragraphe était avant tout de proposer un outil générique de visualisation de données médicale se présentant sous la forme d'un volume 3D. Ce travail, mené durant ma thèse, a été réalisé en collaboration avec C. Hamitouche spécialisée plus particulièrement dans les opérateurs tridimensionnels [Hamitouche 1991a].

Les hypothèses qui sont donc émises concernant les données sont donc minimales :

- Le volume est formé par un échantillonnage régulier dans les 3 directions, (une matrice de voxels). La résolution dans les trois directions n'est pas forcément égale (volume anisotrope).
- Aucun prétraitement n'est imposé à priori au volume de données. Les objets ne sont décrits que par les propriétés physiques mesurées par l'outil d'acquisition.
- Il existe généralement des fonctions ou des hypothèses heuristiques liant les objets et les propriétés physiques échantillonnées dans l'espace.

Ces hypothèses minimales imposent que les objets et les indices servant à les représenter soient détectés et extraits des données durant le processus de visualisation. Ces hypothèses fortes sont justifiables car du point de vue de la théorie de l'information, l'ensemble de l'information est contenu dans les données, les traitements ultérieurs (visualisation comprise) n'en précisent que certains aspects. En prenant en compte ces hypothèses, le schéma représentant les étapes de l'élaboration d'un outil de visualisation s'adapte comme suit :

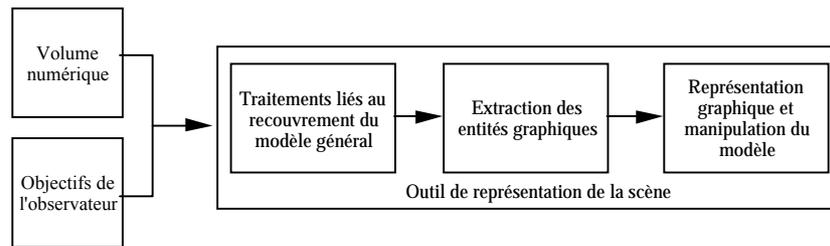


Figure 8 : Généralisation de l'outil de visualisation

Les techniques de représentation possédant une stratégie de recueil de l'information orientée écran et particulièrement le lancer de rayons³ semblent adaptés à notre problématique [Höhne 1987, Levoy 1988, Robb 1989]. En effet, cette technique de visualisation se caractérise par une phase de recherche et de traitement de l'information en fonction des demandes de l'observateur.

Inspirés par les travaux de Troussel [Troussel 1987], nous proposons un schéma unifié, le lancer de rayons multifonctions, pour la visualisation et l'exploitation de base de données à usage médical. L'objectif poursuivi est la généralisation, durant le processus de synthèse d'images, des différentes fonctionnalités de base qui apparaissent en imagerie médicale (manipulation, dissection, mesures,...) [Dillenseger 1991a, Dillenseger 1992b]. La généralisation dont il est question ici sous-entend l'implantation, durant la représentation, de différents opérateurs et l'élaboration de stratégies les combinant (Figure 9). Diverses caractéristiques permettent de définir complètement les applications qui entrent dans ce schéma unifié :

1. La nature des opérateurs. Ce point regroupe la quasi-totalité des traitements qui interviennent en imagerie médicale. Ces opérateurs concernent la réduction de bruit, l'interpolation ou la segmentation des données. D'autres traitements sont plus proches de la visualisation tels les opérateurs d'ombrage, les techniques de composition. Les opérations de mesures et d'extraction des caractéristiques trouvent également leur place dans le schéma généralisé.
2. La dimension spatiale des traitements. Les opérateurs peuvent être restreints au cas monodimensionnel (traitements uniquement restreints aux valeurs le long du rayon) ou étendu à des dimensions supérieures (2D, 3D).
3. La nature des données traitées. Classiquement ces données sont des valeurs échantillonnées dans le volume numérique. Toutefois, la fusion de données ou bien la superposition de données de synthèse ou analytiques dans le volume numérique (visualisation mixte) engendre des situations plus complexes à traiter et visualiser.
4. La localisation des traitements. Certains traitements ne doivent être appliqués que dans des zones bien délimitées de la scène (régions d'intérêt). Les masques logiques qui définissent ces régions sont soit liés à la base tridimensionnelle (volumes englobants ou régions d'intérêt déterminés

³ Le "Ray Casting", à ne pas confondre avec la technique d'ombrage traitant les réflexions multiples, le "Ray Tracing".

interactivement ou automatiquement), soit à l'écran (zones de l'écran à partir desquelles certains rayons sont lancés).

5. Le mode de progression le long des rayons. Traditionnellement, le rayon est parcouru d'avant en arrière de la scène. Certaines situations peuvent imposer un parcours inverse (arrière vers l'avant), une marche alternée et même un cheminement itératif.
6. Les règles de combinaison des différents traitements. Ces règles définissent en fonction de stratégies les séquences d'opérations propres à répondre à la demande de l'utilisateur.

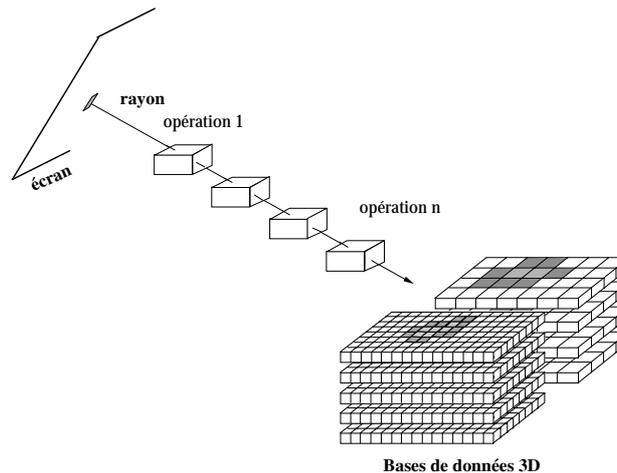


Figure 9 : Principe du lancer de rayons multifonctions

Une application précise du lancer de rayons se caractérise par le nombre d'opérations distinctes qu'elle comporte. Par opérations distinctes, nous entendons un ensemble de fonctions associées afin de répondre à un objectif donné. La liste des opérations concernant l'imagerie médicale tridimensionnelle contient : la mise en forme des données (interpolation,...), la segmentation (ce terme est pris dans son sens le plus général, c'est-à-dire la reconnaissance et la classification des divers éléments d'une scène), la représentation de l'information, les mesures topologiques ou physiologiques, etc. Cette liste est loin d'être exhaustive, mais elle présente une palette des fonctions intégrables sur le lancer de rayons multifonctions.

3.3.1 Validation du lancer de rayons multifonctions.

Différentes applications ont été étudiées afin de valider la notion de lancer de rayons multifonctions :

Réduction du bruit.

L'objectif de cette application consiste à visualiser les structures d'intérêt contenues dans la base de données bruitées, ceci, sans prétraitement global préalable [Hamitouche 1991b]. L'idée centrale consiste à appliquer un opérateur de débruitage (filtre médian 3D) durant la progression le long du rayon et, une fois l'intersection rayon/objet constatée, sur le voisinage du point de surface afin d'estimer l'orientation de la normale à cette surface (Figure 10).

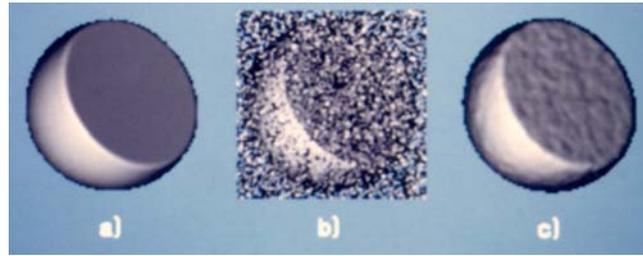


Figure 10 : Visualisation avec réduction de bruit. a) Base sans bruit, b) Base bruitée (SNR= 5dB) c) Réduction de bruit sur le rayon

Interpolation locale.

Les techniques d'imagerie médicales fournissent habituellement des données anisotropes. La visualisation des objets contenus dans le volume oblige à se replacer dans des conditions d'échantillonnage homogène de l'espace à l'aide de techniques d'interpolation. Cette interpolation n'apporte aucune nouvelle information et augmente proportionnellement le nombre de voxels à mémoriser. Pour y remédier, il nous a paru avantageux de réaliser une visualisation par lancer de rayons directement sur les données 3D anisotropes et à procéder à l'interpolation de manière locale [Dillenseger 1990, Dillenseger 1991b]. Ce lancer de rayons à interpolation locale est organisé autour des fonctions suivantes :

1. le lancer de rayons à travers la scène anisotrope ;
2. la détection approximative d'une surface des objets contenus dans la scène ;
3. le ré-échantillonnage isotrope sur un voisinage volumique du point estimé (opérations d'interpolation) ;
4. la recherche plus fine du point de la surface sur le rayon dans la zone ré-échantillonnée (reparcours local et estimation de surface) ;
5. l'ombrage de la normale à la surface estimée dans la zone isotrope.

Cette notion de lancer de rayons dans des données présentant des irrégularités d'échantillonnage a été par la suite adaptée à la problématique de la représentation de données fortement sous-échantillonnées que l'on trouve lors de la navigation dans le volume numérique [Haigron 1996].

Détection de surfaces par un schéma de détection-estimation de ruptures.

Une surface représente une frontière entre deux classes de données dans le volume. Elle se traduit par un passage d'un niveau de valeurs (représentant une des classes) à un autre. Nous pouvons faire une analogie entre l'estimation d'une telle surface et les méthodes de détection de ruptures utilisées en traitement de signal monodimensionnel qui sont basées sur la désignation de marqueurs stochastiques indiquant un changement (dans notre cas une frontière) et de règles statistiques. Une surface est alors estimée par la détection d'une rupture (d'un saut) de moyenne. Le problème de détection se ramène à un test entre les hypothèses de non-changement de moyenne et l'hypothèse de changement de moyenne le long du rayon. La décision peut être formulée au sens du maximum de vraisemblance et le saut de la moyenne estimé par le critère d'arrêt de Page-Hinkley, appelé également test de somme

cumulée (CUSUM) [Hamitouche 1991b]. Cette méthode a été appliquée sur une base de données IRM 3D représentant une tête. Les objectifs à atteindre étaient l'extraction et la visualisation de la surface du cortex. La nature bruitée des données et le faible contraste des tissus rendent difficile une extraction automatique des gyri. Certaines structures, comme le diploë du crâne, présentent les mêmes valeurs que le cortex. Les paramètres ont été choisis de manière à ignorer ces structures (Figure 11).



Figure 11 : Détection et représentation de la surface du cortex par détection de ruptures

Détection et estimation de surface par l'opérateur moment.

Certaines applications (extraction d'objets fins, visualisation de surfaces "difficiles", conditions de sous échantillonnage -navigation-, caractérisation géométrique des surfaces, etc.) demandent une localisation des surfaces à des niveaux de précision inférieure au voxel. Afin de répondre à cette demande, un opérateur 3D basé sur les moments géométriques est utilisé [Luo 1993]. Cet opérateur s'appuie sur la définition d'une surface suivante (Figure 12) : près d'un voxel donné, la surface entre une structure de valeur a et une autre de valeur b est modélisée localement par un plan orienté selon les angles α et β , séparé d'une distance h du centre du voxel. Les structures peuvent représenter des objets, le fond,...

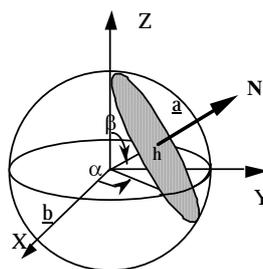


Figure 12 : Modèle de surface de l'opérateur moment

L'opérateur 3D utilisant les moments géométriques d'ordre 2 permet de déterminer par identification, pour un voxel donné, les paramètres de ce modèle de surface, c'est-à-dire son orientation (α , β), sa localisation sous-voxel (h) et son contraste ($c = a - b$) en fonction des valeurs des voxels du voisinage sphérique.

L'opérateur moment est intégré dans le lancer de rayons multifonction de la manière suivante :

1. Lancer de rayons à travers la scène ;
2. Détection approximative d'une surface ;
3. Estimation ses paramètres du modèle de surface à l'aide de l'opérateur moment ;
4. Estimation analytique de l'intersection entre le rayon et le modèle de surface ;
5. Si l'intersection confirme l'hypothèse d'une présence de surface près du voxel, l'ombrage est calculé en utilisant la normale estimée sur le modèle.

Une première évaluation de la précision de l'estimation de la surface et de l'estimation de surface a été menée dans des conditions d'échantillonnage identique entre écran et scène 3D. Cette évaluation a montré une certaine supériorité en termes de précision de l'opérateur moment par rapport aux techniques classiques (estimation par seuil, opérateur de Canny, de Zucker ou le gradient simple). Ces résultats doivent être toutefois tempérés dans le cadre d'une différence de résolution comme celle qui existe en navigation (essentiellement pour la précision de détection) [Dillenseger 1998a].

3.3.2 Visualisation en embryologie

Le travail de recherche exposé dans ce paragraphe fait partie d'un projet plus global sur l'élaboration d'un outil d'aide à l'apprentissage de l'embryogenèse cardiaque, projet proposé puis mené dans le cadre d'une Thèse par le Dr Jean-Marc Schleich. L'apprentissage du développement cardiaque est essentiel pour la compréhension non seulement de la morphologie et de la physiologie de l'organe mais également des causes des cardiopathies congénitales. Le travail mené par Jean-Marc Schleich a abouti à l'élaboration d'un outil multimédia d'apprentissage autonome de la formation normale du cœur. Cet outil d'apprentissage s'articule autour d'une description illustrée, animée et commentée qui présente de façon magistrale, exhaustive et globale la totalité de la morphogenèse cardiaque de la conception à la 6^{ème} semaine de vie utérine. Pour cela, les différentes phases du développement ont été recréées et visualisées directement à partir d'objets 3D de synthèse [Schleich 2000, Schleich 2002].

L'objectif du travail présenté ici concerne la validation de la morphologie et de la géométrie des objets virtuels. Pour cela, il a été prévu de reconstruire le volume de cœurs d'embryons humains de 8 à 13 semaines de grossesse obtenue à partir de prélèvements électifs lors d'interruptions thérapeutiques de grossesse. Le problème majeur d'une telle reconstruction, hormis la difficulté à recueillir les cœurs d'embryons, provient de la taille de l'organe (de l'ordre de quelques mm). Cette taille se trouve être intermédiaire entre les domaines de résolutions offertes par les différents outils d'acquisition. Deux techniques sont principalement utilisées : la reconstruction à partir de coupes histologiques acquises par microscopie optique [Whiten 1998, Brune 1999] ou l'acquisition directe par microscopie IRM (μ IRM) [Dhenain 2001]. Sans écarter totalement la deuxième technique, nous avons fait un travail préliminaire de faisabilité de reconstruction à partir de coupes histologiques [Dillenseger 2001a]. La procédure de reconstruction est schématisée dans la Figure 13.

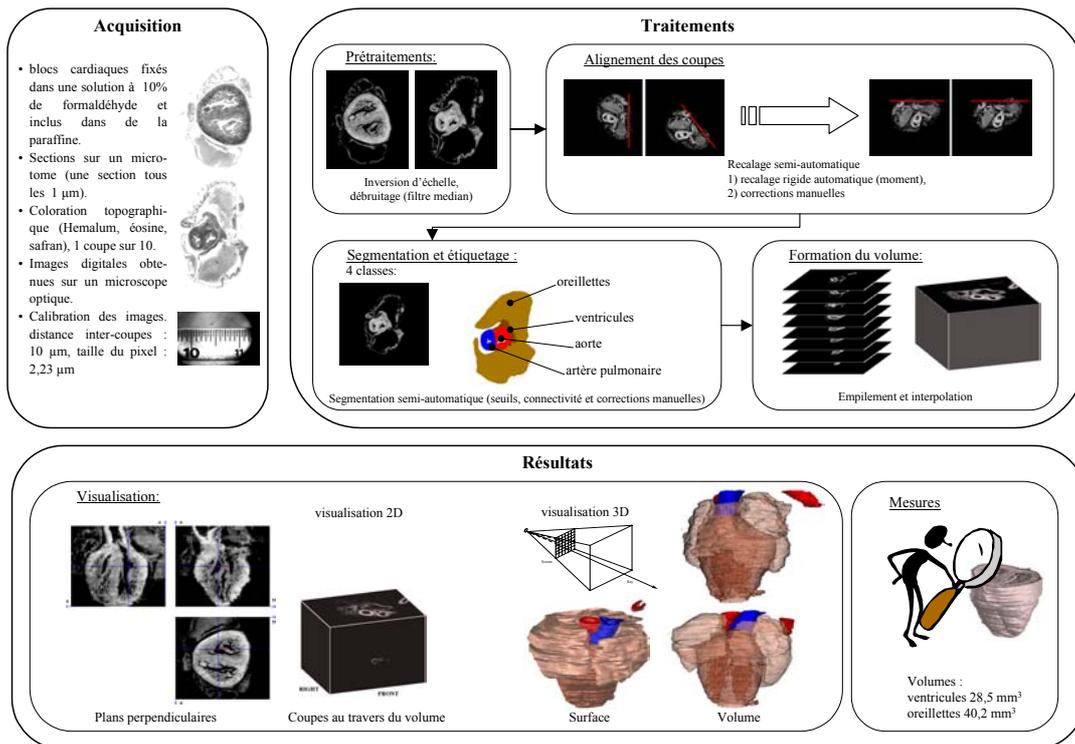


Figure 13 : Reconstruction cardiaque

3.4 Lancer de rayons et bases de connaissances

Les travaux exposés dans ce paragraphe ont été menés durant le stage de DEA et de la Thèse de M.-A. Le Merrer, en collaboration également avec Pascal Haigron pour la mise en œuvre des exemples d'applications.

Les différentes applications du lancer de rayons multifonctions se caractérisent essentiellement par le choix des différents modules de traitements et de leur association. Ces choix sont conduits de manière ad hoc en fonction des connaissances a priori de l'utilisateur concernant tant l'objectif de la visualisation (domaine scientifique spécifique à l'application) que les différentes procédures de traitements existants (domaine spécifique au traitement d'image et à la visualisation). Une des voies possibles consiste à intégrer, de manière totalement implicite, ces connaissances spécifiques dans le processus de visualisation. Pour cela, une architecture multi-spécialistes, identifiant les sources de connaissances intervenant dans les processus de vision 3D (traitement numérique, géométrie, anatomie), a été proposée [Le Merrer 1991, Dillenseger 1994b, Dillenseger 1995].

Plusieurs sources de connaissance sont impliquées dans un système de vision 3D. Leur indépendance, leur complexité et leur spécificité conduisent à les identifier sous la forme d'entités physiques (matérielles ou logicielles), chacune ayant une compétence particulière et sa propre autonomie, coopérant à la résolution du problème général. L'approche retenue ici est fondée sur une architecture multi-spécialistes communiquant par partage d'informations et échange de messages (Figure 14).

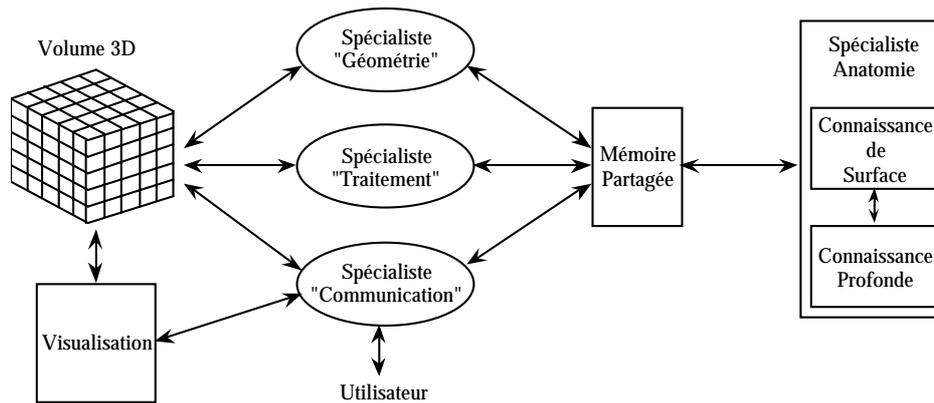


Figure 14 : Architecture générale multi-spécialistes

Le système comprend :

- Un spécialiste de "traitement" dit bas niveau qui regroupe les algorithmes de filtrage, détection, extraction de primitives. Son rôle est de planifier et de contrôler l'exécution des tâches à réaliser dans un objectif donné en définissant les opérateurs, leurs paramètres, leurs séquences d'application et en étant capable de mesurer leurs performances et de les reconfigurer en cas d'échec.
- Un spécialiste "géométrique" qui gère l'ensemble des transformations de base impliquées dans le lancer de rayon (référentiel et parcours du volume, projections 3D-2D) mais aussi les caractérisations des entités extraites (positions, orientations, formes, symétries).
- Un spécialiste "anatomie", décomposé en deux sous-ensembles : le premier ne possède qu'une connaissance globale ou superficielle des structures et de leurs relations (elle peut être assimilée à une connaissance de sens commun) ; le second, un modèle profond, relève de l'expertise anatomique et intégrera à terme une description de type atlas.
- Un module d'interface assurant les tâches de visualisation et d'interprétation des commandes (choix de points de vue standards, définition des objets recherchés, accès aux informations symboliques et numériques, suivi du processus de résolution).

Deux exemples ont été développés afin de concrétiser la démarche adoptée. Leur objectif est, à partir d'une IRM volumique, d'une part de prépositionner un volume 3D de référentiel inconnu à partir de l'étiquetage des caractéristiques faciales et d'autre part d'extraire un objet particulier, le cortex en exploitant les propriétés physiques et morphologiques des tissus et des surfaces et leurs dispositions spatiales relatives.

Prépositionnement automatique

Ce prépositionnement consiste à retrouver, dans un volume numérique acquis sur une tête, les notions de face, profil ou encore de vues coronale, sagittale, axiale à partir des caractéristiques intrinsèques des objets, ceux-ci étant échantillonnés spatialement de manière quelconque.

L'approche proposée se décompose de la manière suivante [Haigron 1994] :

1. Balayage du volume d'intérêt par prise de vues orthogonales arbitraires ou rotation autour de l'objet (l'axe étant d'orientation quelconque).
2. Détection, calcul de courbures et sélection : l'étape de détection de la surface externe est réalisée par un simple seuillage. L'estimation des courbures locales fait appel aux outils de géométrie différentielle. Ces courbures sont un préalable à une description topologique des structures, permettant par la suite de répondre à des objectifs de reconnaissance ou de recalage en particulier à partir de lignes de crêtes. Les points répondant les maxima de la courbure principale maximale sont ainsi extraits.
3. Formation et caractérisation des nuages de points : la formation des groupes dépend étroitement des critères de sélection des points et de l'étendue de la connexité utilisée. Les objets recherchés, pourront selon le cas, correspondre à un seul groupe, être fragmentés en plusieurs nuages, voire inclus dans un groupe plus important. Ces nuages seront caractérisés par un ensemble de paramètres (tailles, moments d'inertie, positions et orientations).
4. Génération d'hypothèses d'étiquetage des groupes sur la base de leurs propriétés intrinsèques : la distribution des valeurs propres des matrices d'inertie est représentative de la forme des nuages et permet d'opérer un premier filtrage d'hypothèses.
5. Vérification de la cohérence des étiquettes sur la base de relations conjointes : elles sont fondées sur les notions de similarité de forme, des dispositions relatives en position et en orientation, des symétries (certains objets pouvant être absents si l'acquisition ne recouvre pas la totalité de l'organe). Cette phase interagit avec les précédentes soit par modification des critères de sélection et de formation des nuages (étapes 2 et 3), soit par concaténation directe des nuages (étape 4).
6. Prépositionnement du système de référence lié à l'organe : après identification des objets, des plans particuliers peuvent être définis par alignement des repères attachés aux objets, puis ré-estimés de manière précise en exploitant les données du volume.

La description de ces étapes fait apparaître les contributions de chacun des spécialistes introduits initialement : le bas niveau (étape 2), les connaissances géométriques (étapes 1,3,5) et anatomique (étapes 4,5 et 6). L'articulation entre le raisonnement guidé par les données (comme 2,3 et 4) et le modèle (5) est aussi identifiée.

Segmentation du cortex

L'intérêt de l'étape précédente est de fournir un repère géométrique global lié à l'organe qui permet de délimiter de manière approchée les supports spatiaux potentiellement occupés par les structures anatomiques et les points de vue les plus appropriés pour la recherche d'un objet particulier par lancer de rayon. Les algorithmes de traitement d'images ne permettant pas d'atteindre une détection automatique complète, il est intéressant de formaliser et d'exploiter la connaissance disponible sur les caractéristiques intrinsèques des structures (nature et propriétés des tissus, topologies locales) et leur

arrangement spatial le long d'un rayon ou d'un faisceau (relation d'inclusion ou d'ordre). Ceci conduit, pour un objectif fixé (ici la segmentation du cortex) à introduire entre autres :

- les caractéristiques physiques des tissus (intensités absolues ou relatives, valeurs maximales ou minimales, variations d'intensité, textures etc...) spécifiées en fonction de la modalité d'observation,
- les propriétés morphologiques locales (épaisseur, profondeur, orientation de la surface, singularités topologiques par exemples),
- les connaissances contextuelles et globales en particulier les notions de proximité, de connexité, de séquentialité.

Un premier modèle, privilégiant les connaissances simples et robustes, a été intégré sur le lancer de rayons [Dillenseger 1995]. Il exploite d'une part le fait que les structures traversées sont d'abord la peau, puis l'os (avec des ruptures éventuelles), la dure-mère (qui, quand elle apparaît est de faible épaisseur), le liquide céphalo-rachidien (LCR) enfin le cortex (matière grise). D'autre part les intensités sont qualifiées en IRM : très élevées pour la peau, moyennes à élevées pour le cortex (comparables à l'os spongieux et à la dure-mère), très faibles pour le LCR. Enfin, les épaisseurs sont utilisées par comptage des points successifs répondant aux critères.

La démarche consiste à détecter les limites de la première structure (la peau) puis à examiner la séquence spatiale de points intermédiaires (dits points d'alerte) vérifiant les conditions locales, en laissant le rayon se propager sur une profondeur fixée a priori (horizon de validation du cortex), en exploitant la cohérence des étiquetages du voisinage des points de surface candidats. Les tâches de détection et de génération de points d'alerte sont réalisées par le module bas niveau, leur analyse par le module anatomique (connaissance de surface).

4 Visualisation en épilepsie

4.1 Épilepsie, données et objectifs de la visualisation

L'épilepsie est l'une des premières causes d'hospitalisation en neurologie. Elle concerne entre 0,5 et 1 % de la population [Thomas 1994]. L'état épileptique est la conséquence d'un déséquilibre d'origine synaptique ou cellulaire qui entraîne une modification brutale de l'activité électrique cérébrale. Cette activité (appelée activité ictale) naît lorsque des ensembles de neurones se synchronisent de manière anormale. Le résultat correspond souvent à des décharges, dites décharges critiques, de fréquence élevée et d'amplitude variable. Cette activité paroxystique se propage alors via des connexions anormalement facilitées vers d'autres structures à la surface du cortex et vers des relais plus profonds provoquant ainsi une activation de ces différentes structures nerveuses. Si les mécanismes entraînant une crise d'épilepsie sont encore mal connus, une des hypothèses consiste à dire que les zones épileptogènes sont organisées en un réseau de structures ou sous-structures cérébrales dit réseau épileptogène dont les interactions (synchronisations, etc.) entraîneraient la crise [Chauvel 1987].

La plupart des patients sont traités par voie médicamenteuse. Ce traitement est avant tout un traitement des symptômes de la crise mais non de ces causes. Dans le cas d'épilepsies pharmaco-résistantes, sur des patients fortement handicapés, un traitement chirurgical est envisageable. Ce traitement consiste en la résection d'un volume cérébral défini à partir d'un compromis entre le maintien des capacités fonctionnelles et l'information plus ou moins précise obtenue à partir de la corrélation des données recueillies sur la zone épileptogène.

Une typologie de ces moyens d'investigation consiste à les classer dans quatre groupes en fonction du type de données qu'elles fournissent : clinique, expertise médicale, anatomique ou physiologique (Figure 15) :

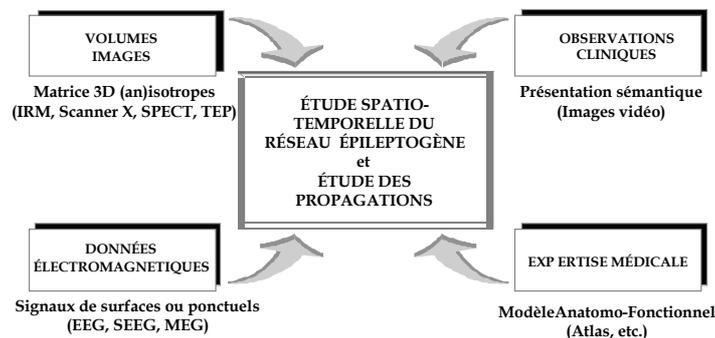


Figure 15 : Les quatre sources fondamentales de l'étude de l'épilepsie

- Les données cliniques sont fournies par l'analyse détaillée des signes apparaissant au début, pendant et après la crise d'épilepsie.
- Les modèles, dans le domaine anatomique (atlas cérébraux [Talairach 1967, Höhne 1992]) mais également dans le domaine fonctionnel (atlas des connexions cortico-corticales), sont utilisés pour

la compréhension de phénomènes survenant durant la crise mais également pour la planification préopératoire dans le cas de traitement chirurgical.

- Les données anatomiques sont apportées par les techniques d'imagerie qui permettent, dans certains cas, de localiser une lésion (une tumeur par exemple) à l'origine des décharges. D'autres techniques d'imagerie, de type fonctionnel (imagerie en médecine nucléaire, IRM fonctionnelle – IRMf), sont utilisées pour étudier directement la zone épileptique. Ces techniques montrent et localisent relativement bien les changements de métabolismes causés par les crises. Par contre, leur échantillonnage temporel est insuffisant pour suivre le déroulement d'une crise.
- Enfin, la magnétoencéphalographie (MEG), l'électroencéphalographie (EEG de surface) et la stéréoelectroencéphalographie (SEEG, utilisant des électrodes intracérébrales) fournissent les données physiologiques, sous la forme de signaux qui varient en fonction du temps et qui constituent des marqueurs "temps réel" de l'activité électrique cérébrale.

L'objectif de la recherche clinique liée à l'épilepsie est d'étudier l'organisation de la zone épileptogène en analysant la dynamique spatio-temporelle des processus épileptiques. De manière plus précise, elle se focalise 1) sur l'étude de l'existence d'une ou plusieurs zones qui sont sièges d'activités indépendantes, 2) sur l'analyse de phénomènes de synchronisation (partielle ou complète) et de retard entre activités sur des sous-ensembles de structure et 3) sur les phénomènes de propagations d'activités paroxystiques d'une structure à une autre dans une zone plus ou moins étendue. Le résultat escompté de cette analyse est de comprendre l'épilepsie d'un malade afin, si cela est possible et nécessaire, de la guérir en proposant un schéma d'intervention chirurgical.

En parallèle, et pour la recherche fondamentale, l'analyse fine des données critiques et intercritiques doit permettre de mettre en évidence les différents mécanismes sous-jacents et ainsi valider et formaliser la notion de réseau épileptogène.

4.2 Visualisation en épilepsie

La visualisation se doit d'apporter des solutions facilitant l'interprétation des données recueillies sur le patient en fonction des objectifs annoncés dans le paragraphe précédent. L'outil de visualisation idéal serait, comme le montre la Figure 15, celui qui permettrait d'intégrer et de fusionner les différents types de données concernant le patient.

Par souci de simplicité, nous nous sommes intéressés essentiellement à **l'analyse des signaux électromagnétiques**. En effet, seul ce type de données donne une appréciation de l'ensemble de l'activité électrique durant la crise et ceci à une résolution temporelle suffisante. L'analyse de ces signaux représente donc l'outil principal pour la compréhension fine des phénomènes épileptiques. Or la représentation graphique classique, la représentation scalaire des signaux telle que celle indiquée dans la case signal de la Figure 16, est en effet rapidement illisible et de surcroît difficilement exploitable pour une analyse visuelle fine des synchronisations et propagations. Cette analyse est

menée par la mesure et la représentation de certaines statistiques issues des signaux. À notre connaissance, peu de travaux se sont pour l'instant intéressés à ce problème spécifique de visualisation de données issues de l'analyse de signaux électroencéphalographique.

Une fusion de ces **signaux avec les données anatomiques** est toutefois rapidement nécessaire afin d'intégrer la notion d'espace anatomique spécifique au patient. Cette fusion est essentielle dans les techniques basées sur l'identification de sources d'activités électromagnétiques à partir des données de surfaces et a donné lieu à des travaux pouvant être cités dans le domaine de la visualisation [Gevins 1990, Gevins 1994, Scherg 1994].

Un des objectifs à terme serait de pouvoir compléter ces représentations par les informations d'autres natures.

Dans un premier temps, et suivant ainsi les règles de l'élaboration d'un outil de visualisation énoncées dans le chapitre "Élaboration d'un outil de visualisation", les caractéristiques des données à représenter sont exposées. Cette description paraît nécessaire car certaines des caractéristiques de ces données ont directement inspiré les solutions de visualisation.

Les travaux présentés dans ce mémoire sont ensuite orientés selon 4 axes qui s'inscrivent dans l'élaboration d'outils complémentaires permettant une analyse progressive des mécanismes et structures impliqués dans la crise (Figure 16) :

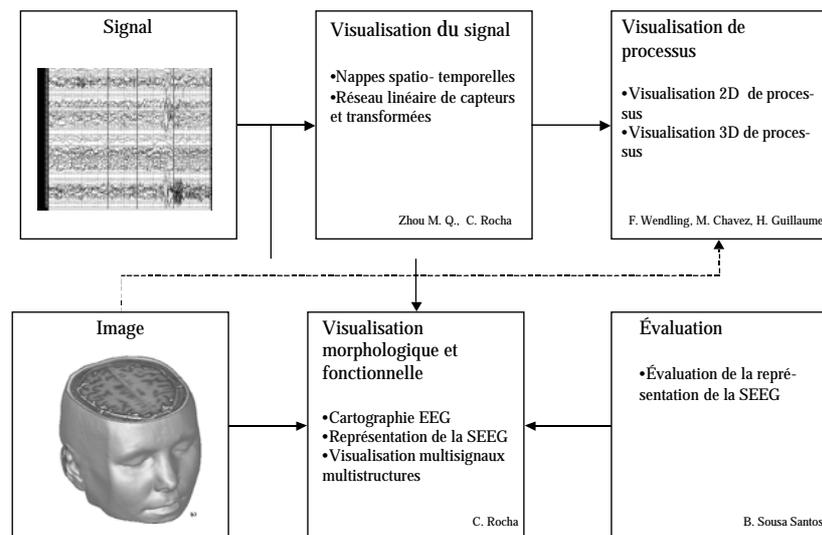


Figure 16 : Synopsis des techniques de représentation étudiées

1) des nouveaux types de représentation de signaux en SEEG et de leurs transformées, 2) la fusion et la visualisation de signaux EEG et SEEG dans leur cadre anatomique, 3) la visualisation des processus paroxystiques montrant non seulement l'activité dans les structures cérébrales mais également les relations entre ces structures et, afin de parachever, le processus de visualisation et 4) une tentative d'évaluation d'une des solutions proposées.

Ces techniques possèdent chacune leurs avantages et inconvénients. D'un point de vue clinique, les données sont acquises d'un point de vue progressif (EEG et images, puis SEEG) pour être mises en

regard avec l'objectif médical poursuivi à un stade donné du protocole de suivi du patient. L'analyse de l'information (et donc les outils de visualisation facilitant cette analyse) suit donc naturellement cette progression dans l'examen et la compréhension graduelle des mécanismes mis en œuvre durant les crises.

Ces différentes techniques ont été élaborées dans le cadre de la Thèse de C. Rocha, d'un stage de reconversion d'un professeur chinois M. Q. Zhou, de travaux de scientifiques du contingent V. Carrico et J.-P. Sinteff. Les travaux les plus récents ont fait l'objet de collaboration avec d'autres chercheurs de notre équipe ou d'une université étrangère. Ainsi, l'étude de la visualisation des processus paroxystiques a été codirigée par F. Wendling et a été réalisée lors du stage de DEA de M. Chavez et du stage d'ingénieur de H. Guillaume. L'évaluation d'une technique de visualisation est issue d'une collaboration avec le professeur B. Sousa Santos de l'Université d'Aveiro, Portugal.

4.2.1 Caractéristiques des données étudiées

Les propriétés des images anatomiques ont été énoncées précédemment, nous nous attacherons à décrire plus précisément les particularités spatio-temporelles des signaux EEG et SEEG.

Au regard d'une analyse menée dans le cadre de l'élaboration d'outil de visualisation, les caractéristiques principales des signaux EEG et SEEG sont :

- Leur arrangement spatial :
 - Pour l'EEG, des montages standards (par exemple le montage 10/20 International, le système 10/10) sont couramment utilisés ; les électrodes sont distribuées régulièrement sur le scalp (la surface de la tête). Leur faible densité ou, autrement dit, l'échantillonnage spatial réduit, va conduire à la mise en œuvre de techniques d'interpolation pour restituer des cartographies complètes de surface.
 - Les électrodes de profondeur se présentent au contraire sous forme d'aiguilles, c'est-à-dire d'arrangements linéaires de plots de mesure de potentiels électriques répartis de manière uniforme : ils se situeront dans différentes structures cérébrales.
- Le nombre de capteurs et leurs caractéristiques propres :
 - Les observations de surface sont généralement limitées à une vingtaine de capteurs, mais les travaux menés en identification de sources (sur la base de modèles dipolaires ou autres et prenant en compte la géométrie et les propriétés électriques des tissus) tendent clairement vers une augmentation significative de ce nombre (une soixantaine voire plus).
 - Les électrodes de profondeur, quant à elles, peuvent comporter une quinzaine de plots et, pour lever les ambiguïtés de localisation des foyers épileptiques, en moyenne 5 à 6 électrodes sont utilisées.
- Les fréquences d'échantillonnage : elles sont comprises entre 200 et 500 Hz et vont conduire à des volumes considérables de données, dont la majeure partie ne portera pas d'information

significative. Ces fréquences d'échantillonnage sont par contre déterminantes lorsqu'il s'agit d'estimer des retards entre voies.

4.2.2 Limites de la représentation classiques des signaux

La représentation classique des signaux électromagnétiques comme celle de la figure est peu satisfaisante : chaque signal est décrit par un tracé scalaire de son amplitude en fonction du temps. Cette représentation ne simplifie pas l'inspection visuelle des observations, à cause :

- Du nombre important de courbes à analyser simultanément (facilement supérieur à 100). La représentation graphique devient vite illisible.
- De la durée des périodes de monitoring (portant sur plusieurs jours) a pour conséquence immédiate de rendre difficile l'exploitation des signaux à la fois pour les périodes intercritiques (entre crises) et critiques (correspondant aux crises). En effet, l'analyse temporelle fine (l'étude des synchronisations ou des propagations qui sont des événements durant de l'ordre de la ms) devient alors extrêmement malcommode du fait de cette différence d'échelle temporelle.
- De l'absence de repères anatomiques explicites et spécialement pour la SEEG (chaque signal n'étant repéré que par la lettre correspondant une électrode - A, B, ... - suivie du numéro du capteur sur cette électrode - 1, 2, ... -). L'absence de relations spatiales explicite entre capteurs, ou entre les capteurs et le volume cérébral, est un handicap majeur pour la mise à jour de transitions se manifestant à l'échelle de quelques échantillons temporels.
- Du fait que les signaux bruts contiennent des informations (comme la présence par exemple de ressemblance ou de relations de causalités entre signaux) qui ne sont pas accessibles directement par l'examen visuel.

Ces représentations classiques restent toutefois indispensables. Car, en dehors du fait qu'elles font partie intégrante des habitudes des neurologues, elles permettent une première vision globale des différents phénomènes électriques. C'est autour de cette représentation classique que s'articulent et se confrontent les nouvelles techniques de visualisation.

4.2.3 Visualisation des signaux

Deux techniques de représentation originales ont été présentées :

Les cartographies spatio-temporelles planes de signaux SEEG.

Cette technique a pour objectif de représenter simultanément les signaux mesurés sur les plots de mesure d'une même électrode. Elle a été inspirée par les travaux de Badier [Badier 1991] concernant les nappes spatio-temporelles. Le principe de base découle de la constatation suivante : l'échantillonnage temporel des signaux est largement suffisant, mais la résolution spatiale est par contre plus faible. L'idée est alors d'exploiter la topologie spatiale des plots de mesure, leur arrangement linéaire le long de l'électrode, afin de proposer une visualisation globale de l'ensemble

des signaux [Rocha 1995] (Figure 19a). Si nous reprenons la figure présentant les étapes de l'élaboration d'un outil de visualisation, la construction des cartographies spatio-temporelles planes est la suivante (Figure 17) :

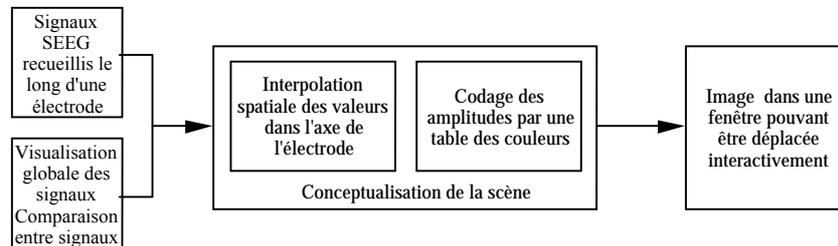


Figure 17 : Schéma général de la construction des cartographies spatio-temporelles planes

L'interpolation monodimensionnelle le long de l'axe de l'électrode est faite à l'aide de splines cubiques qui permettent d'obtenir une bonne précision pour un temps de calcul raisonnable. Les tensions sont ensuite codées à l'aide d'une table des couleurs. L'échelle de couleurs choisie, le spectre des couleurs allant du bleu (valeur maximale négative), vert (valeurs proches de zéro) au rouge (valeur maximale positive) a été choisie du fait de l'habitude des cliniciens. Cette échelle n'est pas optimale pour la discrimination et la perception de grandeurs [Bertin 1988], mais, et si l'on se réfère à l'étude de Levkowitz [Levkowitz 1992], les échelles liées à l'observateur par habitude donnent de meilleures performances même si elles ne sont pas optimales d'un point de vue perception.

Ce type de représentation a plusieurs avantages en terme d'interprétation. Il permet une lecture spatiale entre les différents plots d'une même électrode et donc de séparer visuellement les événements auxquels ils sont sensibles et leurs retards instantanés. Il offre, par l'utilisation d'une fenêtre temporelle glissante, la possibilité de suivre la propagation de ces événements dans l'espace linéaire correspondant à l'électrode. L'utilisation conjointe d'une partie ou de l'ensemble des électrodes dont les nappes respectives sont synchronisées dans le temps, facilite la compréhension des relations spatiales dès lors qu'une connaissance implicite reconstitue la topologie des structures cérébrales explorées. Ces nappes bidimensionnelles sont également manipulées dans le plan image afin de mieux traduire leurs relations spatiales.

Les cartographies planes spatio-temporelles et analyses temps-fréquences ou temps-échelles.

Une représentation duale d'observations temporelles peut être obtenue après changement d'espace de description. Les transformations appliquées relèvent de la théorie du signal ou de la reconnaissance des formes et ont comme caractère commun de modifier la dimension de l'espace de représentation. Cette modification conduit à s'interroger sur de nouveaux modes de visualisation. Les développements les plus récents, à travers les transformées temps-échelles et temps-fréquences, ont démontré l'importance de disposer d'outils de visualisation très élaborés d'autant que, le plus souvent, c'est à une interprétation subjective des résultats qu'elles conduisent [Senhadji 1995]. L'intégration de la dimension spatiale dans les représentations de transformées temps-échelles et temps-fréquences est

problématique. Ce problème se pose pour la représentation des transformées de l'ensemble des signaux recueillis le long d'une électrode de profondeur [Rocha 1996a]. La Figure 18 montre une proposition d'un schéma permettant l'élaboration d'un tel outil de visualisation.

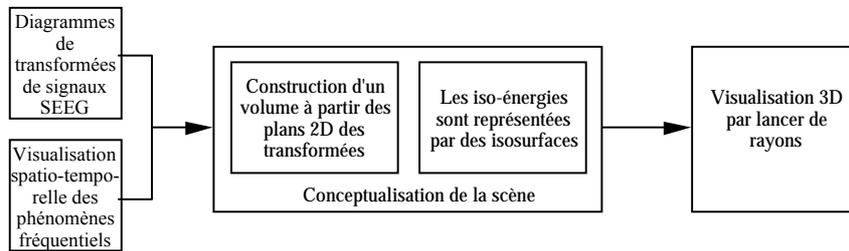


Figure 18 : Schéma général de la construction d'une représentation temps/transformée/espace

Pour chaque plot de mesure d'une électrode de profondeur, un diagramme 2D de transformées est calculé. En prenant en compte l'arrangement linéaire des plots, il est possible d'associer les diagrammes et de constituer un volume 3D dont les axes représentent l'échelle (ou la fréquence), le temps et la position le long du capteur. Du fait des différences de résolution, il est souvent nécessaire d'interpoler selon l'axe de l'électrode. Ce volume est ensuite exploré et visualisé par le lancer de rayons multifonctions. La Figure 19b montre un exemple de représentation temps/fréquences/électrode. Les surfaces visualisées figurent la répartition dans le volume d'une iso-valeur d'énergie. Ce type de description permet l'utilisation de nombreux outils d'analyse (translation, rotation, transparence, opérations arithmétiques, superposition d'une information supplémentaire –la phase par ex.-, etc.). L'objectif est de visualiser les ruptures ou les glissements en fréquences et donc de saisir les cohérences spatio-temporelles entre voies (et donc entre structures). L'interprétation visuelle de ces résultats par contre demeure assez difficile, ceci peut être du, entre autres, à une non-familiarité avec l'espace de description.

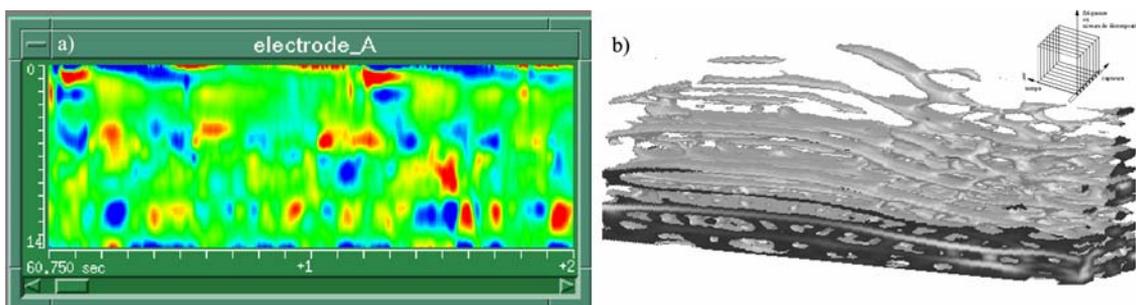


Figure 19 : Cartographies planes spatio-temporelles a) de signaux SEEG et b) d'une représentation temps/fréquences/électrode.

4.2.4 Fusion anatomo-fonctionnelle

Les représentations décrites dans le paragraphe précédent sont limitées à une seule électrode sans relations directes avec l'anatomie du patient. Or, la connaissance des relations spatiales entre capteurs et structures cérébrales est essentielle pour l'analyse de données épileptiques. De même, la confrontation entre données issues de capteurs de surface et capteurs de profondeur dépend directement de la topologie des points de mesure et des structures cérébrales explorées. Seule la fusion, symbolique ou explicite, entre signaux et anatomie permet une perception directe des processus dans leur cadre anatomique.

Les relations entre capteurs et structures ne sont que partiellement accessibles à partir de sources d'imagerie IRM ou TDM qui fournissent une vue en quelque sorte macroscopique des structures anatomiques. Leur intérêt est cependant d'offrir un référentiel qui même simplifié, va fortement contribuer à une perception directe des mécanismes prenant naissance dans le cortex. Les relations entre capteurs de surface et capteurs de profondeur n'ont, à notre connaissance, pas été traitées au moyen de techniques de visualisation tridimensionnelles, or ces relations profondeur-surface sont très difficiles à établir à partir des enregistrements scalaires classiques.

Les travaux présentés dans ce paragraphe concernent des techniques de cartographie 3D de signaux EEG, de représentations de signaux SEEG et de répartitions volumiques de potentiels dans leur référentiel anatomique. Ces techniques sont toutes basées sur une fusion des potentiels électriques dans les données issues de l'imagerie anatomique 3D.

4.2.4.1 Fusion entre signaux et images 3D anatomiques

L'information commune entre les deux modalités, et qui permet donc cette fusion, est la position des capteurs. Plusieurs stratégies sont possibles pour repérer ou reporter les électrodes sur l'image 3D du patient :

- Le repérage idéal [Dillenseger 1992b]. Cette solution se base sur la répartition idéale des montages standards. Ces montages sont référencés à l'aide de points anatomiques (l'inion et le nasion). Le repérage interactif de ces points sur la surface de l'image 3D permet de projeter les positions idéales des capteurs sur cette surface. L'utilisation de cette solution est même envisageable comme aide au placement des électrodes sur le patient réel.
- Le report des positions des électrodes mesurées sur le patient [Rocha 1997]. Ces positions sont mesurées à l'aide d'un numériseur 3D. Le report consiste donc à recalcr ces points sur la surface de l'image 3D. Cette procédure a été validée sur un crâne sec dont la position des points de mesures est mesurée à l'aide du numériseur 3D, puis marquée avec des billes de plombs [Dillenseger 1994c]. Les billes permettent de repérer la position des capteurs sur l'acquisition TDM et donc de quantifier les erreurs de recalage.

- Dans le cas du report de la position des électrodes de SEEG dans le volume 3D du patient, nous avons considéré ce problème comme résolu et nous nous sommes basés sur des positions des électrodes supposées connues.

4.2.4.2 Cartographie 3D de signaux EEG

Les cartographies planes de signaux EEG font parties intégrantes des outils mis à la disposition du neurologue pour l'étude et le repérage de composante marquant les processus normaux ou anormaux. Dans le cas de l'épileptologie, l'étude par exemple de la propagation spatiale d'événements paroxystiques intercritiques permet l'émission d'hypothèses concernant les structures impliquées ultérieurement dans la crise. Certains travaux font état de la représentation de ces potentiels sur la surface 3D de modèle de scalps générique ou spécifique au patient [Soufflet 1991, Gevins 1994]. Nos travaux se différencient de travaux similaires par le fait qu'ils n'essayent pas d'adapter des modèles géométriques sur les données anatomiques, ne requièrent pas ou peu de segmentation préalable et visualisent les signaux directement sur les données [Dillenseger 1992a, Dillenseger 1993]. Le schéma général de la cartographie 3D des potentiels de surface est le suivant (Figure 20) :

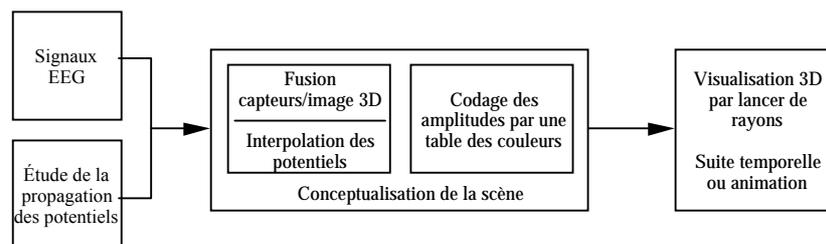


Figure 20 : Schéma général de la cartographie 3D de potentiels de surface

Les valeurs des potentiels ne sont connues qu'aux positions des électrodes. La restitution des potentiels sur l'ensemble de la surface du scalp nécessite de recourir à une étape d'interpolation. Le support géométrique de l'interpolation est la surface du scalp. La fonction d'interpolation doit donc répondre à cette spécificité topographique. Du fait de la géométrie assez cylindrique du scalp, l'interpolation par splines sphériques [Perrin 1989], basées sur des distances angulaires, nous présente un bon compromis entre simplicité et précision de l'interpolation.

Différentes natures d'information sont à représenter :

- Une information anatomique (la surface de la tête) qui, pour un point de vue donné, est statique.
- Les positions des capteurs également statiques pour un point de vue donné.
- La distribution des potentiels qui elle varie en fonction du temps.

Pour un point de vue donné, le calcul de l'image est effectué en deux temps :

- Le recueil de l'information anatomique par une adaptation du lancer de rayons multifonctions (cf. Chapitre II). Cette étape permet de calculer l'ombrage des surfaces sous le domaine de représentation de la cartographie, de dessiner les électrodes sur le scalp et de recueillir les

grandeurs anatomiques (positions des points de surface, normale à la surface) nécessaires au calcul final de l'image. Cette information est statique.

- Le calcul dynamique des potentiels. Pour chaque échantillon temporel, la valeur du potentiel à chaque point de surface visible est calculée par interpolation. Cette valeur est codée par une échelle de couleur (là encore, l'échelle spectrale des couleurs est utilisée et ceci pour les mêmes raisons déjà évoquées dans le paragraphe précédent). L'ombrage de la teinte ainsi déterminée permet de représenter simultanément l'information de forme 3D et le potentiel.

Cette décomposition en deux étapes permet un calcul rapide à chaque échantillon temporel.

Deux modalités d'affichage sont envisagées afin de suivre l'évolution spatio-temporelle du potentiel :

- Une suite de d'images ou chacune correspond à un instant temporel particulier (Figure 22).
- Une animation temporelle où la cartographie évolue en fonction du temps.

4.2.4.3 Visualisation des signaux de profondeur

Si pour la cartographie 3D, le support des potentiels est la surface du scalp, dans le cas des signaux de profondeur, le support des signaux est ponctuel et donc le schéma général de la représentation se simplifie de la manière suivante (Figure 21) :

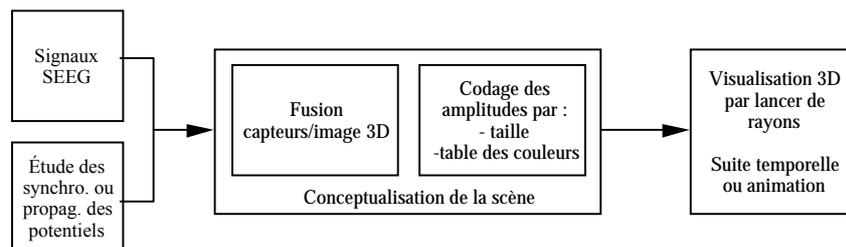


Figure 21 : Schéma général de la visualisation de signaux de profondeur

Un signal mesuré sur ce support spatial ponctuel doit impérativement être représenté visuellement par une forme pour être perçu. Le choix d'une représentation 3D impose une forme tridimensionnelle comme glyphe. Pour éviter une influence de la forme sur la représentation, nous avons choisi la sphère qui possède la propriété d'être une forme invariante dans l'espace. Concernant l'amplitude des signaux, le codage graphique doit posséder le même niveau d'organisation que celle des données à représenter. Seule la variation de taille permet une perception quantitative. Le codage des grandeurs se fera donc par une échelle de taille de la sphère. La variable taille permet de coder une valeur mais plus difficilement son signe. Nous choisissons donc de représenter ce signe à l'aide d'une couleur ou, plus précisément, d'une échelle de couleur (l'échelle spectrale des couleurs présentée précédemment). Au final, la valeur du signal est codée par une sphère dont la taille est proportionnelle à la valeur absolue du signal et la teinte directement proportionnelle à cette valeur. Cette redondance n'est qu'apparente, car l'œil globalement n'interprète l'échelle de couleur que de manière qualitative (teintes bleues - valeurs négatives, teintes rouges -valeurs positives) [Dillenseger 1994a, Dillenseger 1996, Rocha 1996b] (Figure 22b).

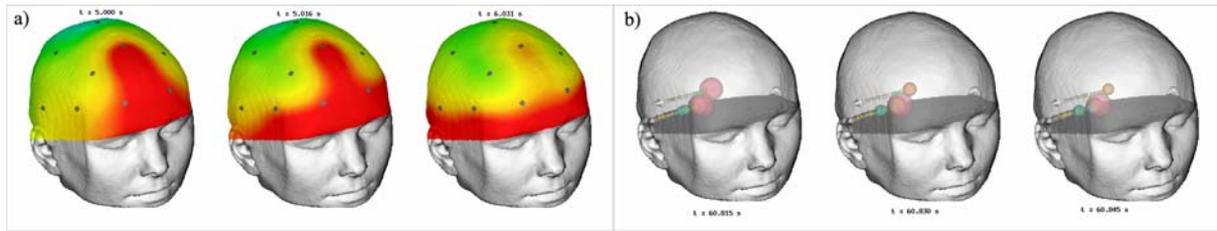


Figure 22 : Suite temporelle de cartographies 3D de a) potentiels de surface mesurés par EEG, b) potentiels de profondeurs mesurés par SEEG.

4.2.4.4 Représentation volumique de potentiels

Il n'y a pas d'accès direct à la distribution volumique des potentiels à partir des enregistrements EEG, SEEG ou MEG. De nombreux travaux ont cependant été consacrés à ce qu'il convient d'appeler l'identification de sources d'activités électromagnétiques. Leur formulation repose sur des modèles de sources dont l'examen dépasse largement le cadre de ce travail (voir [Scherg 1994] par exemple). Ce qu'il faut retenir, c'est que les solutions proposées vont s'exprimer sous la forme de dipôles qu'il faudra représenter par des vecteurs 3-D (position, orientation, puissance), sous la forme de distributions de potentiels estimées sur des surfaces internes pour les méthodes de déconvolution spatiale ou encore sous la forme de cartographie volumique régulière (pour des approches fondées sur les différences finies par exemple). Dans ce dernier cas, nous avons étudié deux cas de représentation :

- L'adaptation à une anatomie spécifique du résultat d'un problème direct calculé sur un modèle géométrique. Cette adaptation est effectuée par l'ajustement du modèle sphérique concentrique à trois couches sur les données réelles [Carrico 1991].
- La représentation des potentiels pour une méthode de résolution du problème direct utilisant les différences finies maillées dans des données anatomiques directement issues du volume 3D [Hédou 1997].

Dans les deux cas, une variable supplémentaire, par exemple le potentiel, est attachée à chaque voxel du volume cérébral. C'est cette nouvelle variable qui doit être représentée sans pour autant perdre l'information morphologique (Figure 23). Une table de couleurs bivariable est alors utilisée pour coder les potentiels (teinte de la couleur) et les propriétés spatiales de l'imagerie morphologique (variation de la luminosité de la couleur).

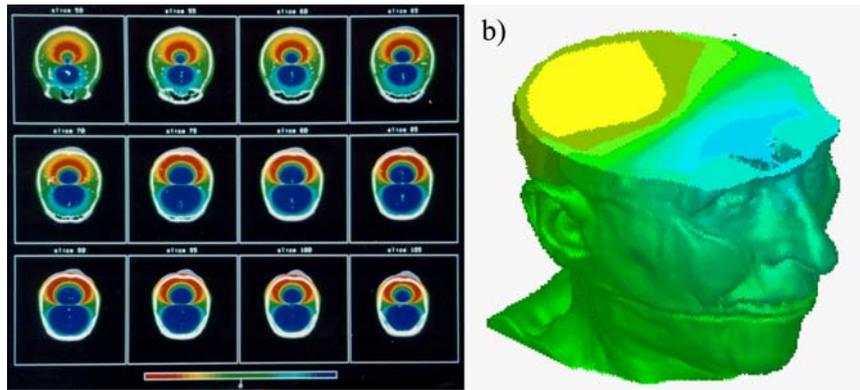


Figure 23 : Représentations des potentiels volumiques calculés : a) sur un modèle géométrique ajusté à l'anatomie et b) sur un modèle aux différences finies

4.2.5 Visualisation de processus paroxystiques

Les différents types de représentation exposés précédemment n'exploitent que des données scalaires et non des mesures extraites des signaux. De plus, les relations entre structures cérébrales ne sont perçues que de manière implicite lors du déroulement des séquences temporelles. Enfin, la surabondance d'informations de nature électrique et anatomique dans une scène unique est une limite à l'interprétation claire des phénomènes.

L'objectif de ces travaux, menés en collaboration avec Fabrice Wendling, est donc de développer un système de visualisation d'un réseau de structures cérébrales capable de dégager des caractéristiques pertinentes non seulement sur la dynamique des processus mais également sur les relations qui s'établissent entre les différentes structures lors des crises d'épilepsie [Dillenseger 1998b, Wendling 1998]. Cet objectif rend prépondérante la représentation des dynamiques fonctionnelles.

L'idée est donc d'extraire des signaux SEEG des grandeurs pouvant caractériser au mieux l'activité dans les structures mais également effectuer des mesures entre signaux reflétant les relations qui s'établissent entre les structures. Parmi les différentes statistiques pouvant être déduites des signaux SEEG, certaines grandeurs pertinentes ont été choisies a priori (ces statistiques semblaient le mieux correspondre aux signes utilisés par le praticien lors de l'analyse visuelle des signaux SEEG) :

- L'énergie et la fréquence moyenne des signaux renseignent sur l'activité dans les structures. Ces grandeurs caractérisent respectivement l'amplitude et le rythme des signaux enregistrés dans les différentes structures cérébrales.
- Un coefficient d'intercorrélacion non linéaire et un indice de direction mesurés sur une paire de signaux qui renseignent sur le degré de couplage statistique et sur une causalité éventuelle entre les signaux.

Le modèle de représentation doit traiter à la fois de la dynamique des grandeurs liées aux structures et des relations entre ces structures. Le modèle proposé (Figure 24) a été le suivant :

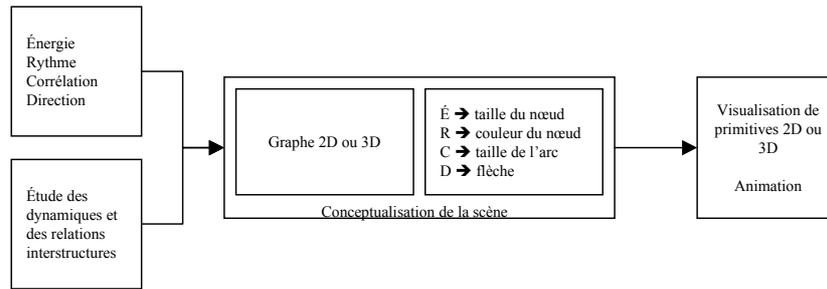


Figure 24 : Schéma général de la visualisation de processus paroxystiques

La notion de réseau de structures cérébrales conduit naturellement à s'intéresser aux travaux émergents en visualisation de réseaux (voir [Herman 2000] pour un point de départ). Un réseau peut être représenté sous la forme d'un graphe relationnel. La zone explorée par la SEEG est modélisée par un graphe codant les relations anatomo-fonctionnelles. Les nœuds correspondent aux structures anatomiques ; les liens (arcs entre nœuds) sont représentatifs des relations entre structures. La disposition spatiale des nœuds dans la scène se devra de respecter au mieux la topographie cérébrale. Des modes de représentation 2D [Chavez 1997] puis 3D [Guillaume 2001] ont été étudiés (Figure 25). Le codage graphique des grandeurs a été le suivant :

- Chaque nœud est représenté par un disque (une sphère). L'énergie mesurée en ce nœud est codée graphiquement par la taille -le diamètre- du disque (de la sphère). Le rythme est codé par une variation soit de la luminosité soit de la saturation de la teinte du disque (de la sphère).
- Les relations entre deux structures sont représentées par une droite (un cylindre) reliant les deux disques (sphères) correspondant(e)s. L'épaisseur du trait (le rayon du cylindre) est proportionnelle au coefficient de corrélation. En 3D, la direction est indiquée sous la forme d'un cône placé au centre du cylindre.

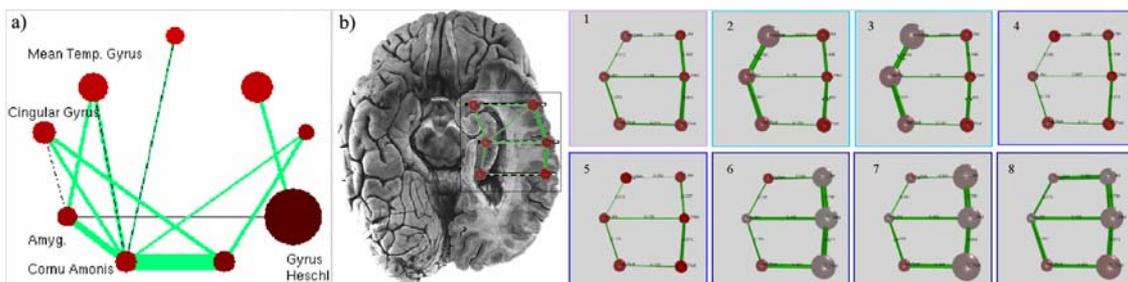


Figure 25 : Représentations 2D (a) et 3D (b) de processus épileptiques.

Ces types de représentations ont permis de montrer des phénomènes difficilement décelable par la simple analyse visuelle des signaux représentés en fonction du temps. Un exemple peut en être donné par la représentation 3D de la Figure 25b. Les trois sphères de gauche correspondent à trois structures internes du lobe temporal. Les trois sphères de droite correspondent aux structures latérales néocorticales. La période intercritique (1) renseigne sur les quantités codant une activité cérébrale "non critique". Durant la période pré-critique (début de la crise, 2 et 3), on remarque une augmentation

notable de l'énergie sur les structures internes ainsi qu'un renforcement des relations. Pendant la crise (4, 5), les relations interstructures semblent montrer un "découplage" interne /externe. À la fin de la crise (6, 7, 8), on observe un envahissement des structures latérales qui est mis en évidence par une élévation de l'énergie et du degré de relation.

4.2.6 Évaluation de la visualisation

Dans cette étude, menée en collaboration avec le professeur Beatriz Sousa Santos de l'Université d'Aveiro, Portugal, l'objectif est de poser et de faire apparaître de manière formelle les différents points qui sont à prendre en compte pour l'évaluation d'une technique de visualisation par rapport à la problématique médicale et plus particulièrement pour celle de la représentation 3D de signaux de profondeur (voir p. 35). Nous avons voulu insister avant tout sur la rigueur que doit suivre un protocole d'évaluation et essentiellement sur la définition de ce protocole d'évaluation et celle de l'analyse statistique.

Par souci de simplicité, dans un premier temps, nous avons restreint notre étude à la tâche suivante : la perception quantitative de signaux [Dillenseger 1999, Dillenseger 2000, Dillenseger 2001b, Sousa Santos 2002]. L'évaluation porte alors sur l'influence du codage graphique et, plus précisément, de l'échelle de codage sur l'interprétation quantitative des signaux SEEG.

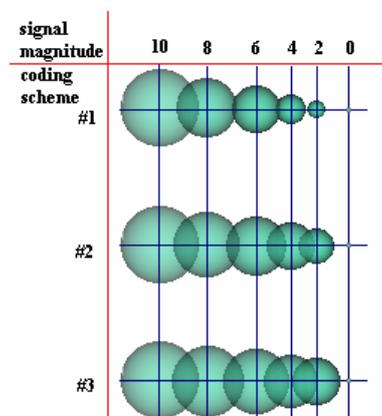


Figure 26 : Évaluation de trois types d'échelles de codages. #1 : proportionnalité entre valeur et rayon. #2 : proportionnalité entre valeur et surface. #3 : proportionnalité entre valeur et volume.

L'idée est d'estimer et de comparer les performances de trois échelles de codages proposant trois types de proportionnalité entre valeur et taille de la sphère en termes de précision et rapidité. Le type d'évaluation nécessite l'emploi d'observateurs humains. L'expérimentation est ensuite définie afin de contrôler au mieux les influences externes sur le plan spatial, sur le plan temporel, sur les variables visuelles et la quantité d'information représentée. Un grand soin est apporté sur la pertinence au sens statistique du terme du protocole expérimental, de la population interrogée et des méthodes d'analyses elles-mêmes afin de les adapter au mieux au type de données recueillies [Ferreira 2000].

Cette étude a montré qu'une des échelles de codage était plus mauvaise en termes de précision et également en termes de rapidité que les deux autres. L'étude de certains paramètres externes a montré que la taille des sphères pouvait avoir une influence sur les résultats. Par contre, la préférence des observateurs pour une certaine échelle ainsi que la pratique acquise durant l'expérimentation (jugées par les observateurs comme influant le test) n'avaient pas de répercussions statistiquement mesurables sur les performances des observateurs.

5 Projets

5.1 Visualisation en embryologie.

La démarche décrite précédemment (p. 21) n'est qu'un travail préliminaire voulant montrer la faisabilité d'une telle reconstruction. Ceci explique entre autres la place relativement importante de l'expert humain dans la méthodologie. Cette démarche a surtout eu pour mérite de poser les problèmes liés à la reconstruction. Ainsi, le microtome déforme les coupes (un nouveau protocole d'acquisition est à l'étude et, d'un autre côté, l'acquisition directe par microscopie IRM n'est pas écartée), la fusion des coupes est délicate (l'inclusion d'un référentiel externe ou l'acquisition directe de la section avant découpe sont à l'étude), la segmentation se doit d'être plus automatisée (une segmentation totalement automatique semble toutefois exclue pour l'instant, la voie à suivre semble être la création d'un outil de segmentation semi-automatique adapté [Schiemann 1997, Udupa 1998]).

Au final, outre les aspects de validation des volumes cardiaques, nous espérons que le protocole développé pourra également servir, en anatomo-pathologie, d'outil d'analyse d'objets de taille similaire. En effet, les méthodes diagnostiques non invasives et invasives sont de plus en plus performantes et autorisent des examens de plus en plus précis pendant le premier trimestre de grossesse, c'est à dire durant la période embryonnaire et la période fœtale précoce. Afin de contrôler la véracité du diagnostic, de rechercher des anomalies associées et parfois à visée étiologique, il est absolument nécessaire d'avoir un examen anatomo-pathologique précis et complet au décours de toute interruption de grossesse. Les techniques de reconstructions autorisent une analyse précise de niveau diagnostique des structures cardiaques embryonnaires.

5.2 Visualisation de processus paroxystiques

Dans la version actuelle, la position des structures, bien que respectant certaines relations topologiques, reste subjective dans la mesure où elle ne respecte pas fidèlement l'anatomie cérébrale. Les travaux futurs vont donc s'orienter vers une amélioration du réalisme anatomique : les formes géométriques simples seront remplacées par les structures réelles (obtenues, par exemple, par segmentation de bases de données 3D ou d'atlas) et le graphe relationnel reliant ses structures dépendra directement de l'anatomie (faisceaux de fibres). À ce niveau, plusieurs difficultés vont se présenter, notamment du fait que certaines relations inter-structures sont encore mal connues.

Dans le système proposé, les relations inter-structures sont caractérisées par une fonction d'intercorrélation non linéaire. Bien que celle-ci mette en évidence des modifications du couplage statistique sur des paires de signaux, elle ne permet pas d'analyser les relations sur des sous-ensembles de trois ou N structures. Dans ce cas, la cohérence partielle pourrait apporter des solutions mais poser de nouveaux problèmes de représentations.

En ce qui concerne l'horizon d'analyse, le système de visualisation, qui exploite la mémoire court terme de l'opérateur, est surtout performant sur un horizon temporel de durée faible. Il ne permet pas de rendre compte de l'organisation globale d'une crise d'épilepsie se déroulant sur plusieurs minutes. Il se pose donc bien un problème de représentation de phénomènes dynamiques.

Les notions de retard et de causalités pertinentes dans l'analyse de la propagation d'événements transitoires devront être approfondies sur le plan théorique puis définies dans un contexte de visualisation. Des outils de représentation des propagations et des relations de causalité devront être définis. La représentation de ces notions est en effet délicate. Par exemple, la simple perception d'un retard pourrait déjà être simplement liée à la forme des signaux. Une évaluation des composantes de la perception de retard par rapport à une définition formelle (au sens signal) doit être envisagée.

5.3 Évaluation de la visualisation

Afin de renforcer la première étude décrite p. 39, une nouvelle phase de test est en cours. Le nombre d'images à évaluer a été augmenté. Ce nouveau protocole a été proposé sur une population test plus étendue tant sur le nombre des participants que sur une plus grande hétérogénéité de leurs profils. Une autre phase de test est en cours afin d'évaluer l'influence de l'orientation de la scène sur les performances des observateurs. Dans les deux cas, les données ont été recueillies et sont en cours d'analyse.

À plus long terme, il est prévu d'étendre l'évaluation de visualisation à d'autres applications. La visualisation de processus épileptiques (p. 37) semble présenter un champ de recherche relativement étendu. Cette représentation intègre des notions de représentation de données aussi bien quantitatives que dynamique, mais également de notions abstraites comme les retards, les synchronisations ou les causalités. Il est clair que les modèles de couplages entre ensembles de neurones élaborés au sein du LTSI [Wendling 2001] formeront une bonne base de données tests pour une telle évaluation.

5.4 Imagerie interventionnelle

Cette thématique représente le projet émergent de mon travail de recherche et se déroulera en collaboration avec le Dr J.-J. Patard du Service d'Urologie, CHU Pontchaillou, Rennes.

La notion d'imagerie interventionnelle est relativement récente et concourt à la réalisation du geste chirurgical à invasion minimale surtout lorsqu'elle est accompagnée des notions de réalité virtuelle et réalité augmentée. L'idée globale de cette notion est de créer un environnement ou un système virtuel qui facilite en temps réel la fusion de données complexes et les restitue dans l'environnement réel afin de faciliter ou guider le geste interventionnel. Les applications actuelles de ce concept sont : la simulation, l'enseignement, l'aide à l'intervention, la télé-médecine et l'intervention à distance, etc. Les domaines applicatifs sont également nombreux et englobent la presque totalité des champs de compétences médicales. Une revue bibliographique des différentes applications réalisées actuellement montrerait qu'il existe autant de solutions ou de procédures que de champs applicatifs et médicaux (il

suffit de lire les actes des conférences CVRMed ou MICCAI). Il existe en fait deux démarches opposées ; d'une part la construction d'un cadre généraliste qui sera adapté à un champ applicatif particulier et d'autre part l'approche qui consiste à s'imprégner des spécificités de l'application afin de proposer une procédure adaptée. Cette dernière démarche a pour avantage d'être directement confrontée à une réalité complexe et de donner des éléments de réponses adaptés au domaine et à cette difficulté spécifique. Du fait de cette difficulté, une telle démarche permet classiquement de généraliser cette connaissance du particulier vers celle du général.

Le cadre applicatif prévu concerne certains gestes chirurgicaux en urologie et plus particulièrement ceux liés aux traitements du cancer du rein. La néphrectomie élargie est actuellement le traitement de référence des tumeurs rénales. Or, dans certains cas comme par exemple la maladie de von Hippel Lindau, les sujets atteints de cette maladie font dans 40 à 50% des cas des tumeurs qui sont volontiers bilatérales et multifocales [Zambrano 1999]. De plus, le cancer rénal est de plus en plus souvent, découvert de manière fortuite. Ceci est dû à l'essor de l'échographie qui découvre 80% de ces tumeurs latentes et de la tomodensitométrie. Il a été bien démontré que ces tumeurs de découverte fortuite ont un meilleur devenir que les tumeurs symptomatiques et que la survie des patients était également très nettement meilleure [Belldegrun 1999]. Il est ainsi apparu que la néphrectomie partielle même en dehors des options de nécessité (rein unique, tumeur bilatérale, diabète, insuffisance rénale, etc.) donne des résultats carcinologiques et fonctionnels satisfaisants qui incitent à proposer aux patients une chirurgie conservatrice de principe [Fergany 2000]. Actuellement, une stratégie de chirurgie conservatrice de principe pour les petites tumeurs de diamètre inférieur à 4 cm est une option raisonnable. Différentes stratégies opératoires sont alors envisageables : la chirurgie ouverte classique, la chirurgie à accès minimale en laparoscopie (technique plus récente et présentant une grande difficulté technique du geste en utilisant la seule instrumentation laparoscopique) et des techniques alternatives non chirurgicales comme la destruction des tumeurs par ultrasons ou par radiofréquence [Hall 2000].

L'apport d'une recherche menée dans le cadre applicatif de l'imagerie interventionnelle dépend directement de la compréhension des gestes opératoires.

Chirurgie conservatrice

- Déroulement d'une chirurgie partielle rénale traditionnelle. L'intervention est menée par voie thoracoabdominale (lombotomie) ou par voie transpéritonéale (abord sous costal). Dans un premier temps la libération de l'ensemble du rein de sa graisse et des vaisseaux rénaux principaux est pratiquée et est suivie d'une dissection des vaisseaux de manière la plus élective possible par rapport à la tumeur. L'artère et la veine sont clampées. Les artères qui se dirigent de manière sélective vers la tumeur si elles ont été identifiées sont liées et sectionnées. La néphrectomie partielle est ensuite réalisée avec une marge de sécurité de 1 cm par rapport à la tumeur. Des hémostases électives sont réalisées quand des vaisseaux sont vus. De même, il est opéré une

fermeture de la voie excrétrice si celle-ci a été ouverte. S'ensuit le déclampage et la vérification de l'hémostase, puis la fermeture de la tranche de parenchyme après l'examen anatomo-pathologique extemporané qui s'assure que la section est passée en zone saine.

- Chirurgie conservatrice rénale à accès minimale en laparoscopie. En ce qui concerne la chirurgie conservatrice rénale, cette technique est encore relativement confidentielle et rarement reportée dans les journaux d'urologie [Wolf 2000]. Ceci provient essentiellement de la grande difficulté technique du geste en utilisant la seule instrumentation laparoscopique. Ce type de chirurgie associe les difficultés de la chirurgie classique à celle du geste à invasion minimale (champ de vue réduit, difficulté de repérage, etc.). Cette chirurgie semble toutefois inévitable (récupération post-opératoire rapide, réduction des temps d'hospitalisation et de convalescence) et présentera une bonne alternative dans le cas de tumeurs rénales localisées de manière favorable.

Des solutions intermédiaires entre ces deux chirurgies (la chirurgie laparoscopique assistée manuellement par exemple) doivent également être envisagées à courts et moyens termes.

Dans ces deux cas (chirurgie partielle rénale traditionnelle ou à accès minimal en laparoscopie), si les tumeurs périphériques posent peu de problèmes techniques les tumeurs centrales ou les tumeurs plus volumineuses en cas de chirurgie de nécessité sont plus périlleuses étant donné leurs rapports parfois complexes avec la voie excrétrice et surtout la vascularisation rénale.

Thermocoagulation des tumeurs par radiofréquence.

Le principe de l'ablation par radiofréquence est d'entraîner une nécrose tissulaire locale par thermocoagulation au contact d'une électrode. En percutanée sous guidage échographique ou en coelioscopie [Crowley 2001], l'aiguille radiofréquence est positionnée de telle manière à transfixer la lésion par la partie active de l'électrode. Le courant de radiofréquence provoque une élévation de la température de 60° à 90° responsable d'une altération cellulaire irréversible. La surveillance de l'acte est effectuée sous contrôle par scanner ou échographie. Les problèmes liés à ce geste sont assez nombreux. La réalisation de ce geste peut manquer de précision et ne concerne que les localisations tumorales superficielles. Il se pose donc comme précédemment la difficulté de la localisation et du guidage de l'outil vers la cible, mais d'autres causes d'échecs proviennent d'une part de l'atteinte de certaines zones sensibles et d'autre part d'un échauffement non homogène de la zone traitée due essentiellement au refroidissement local au voisinage des vaisseaux importants ou des voies urinaires. La planification de ce geste nécessite donc non seulement la définition de la voie et de la stratégie d'approche de la tumeur mais également l'estimation des paramètres de l'émission du champ radiofréquence.

Si les objectifs de ces gestes diffèrent certaines similarités sont toutefois présentes. Dans les trois cas, les examens préopératoires avant ces chirurgies sont l'uroscanner et éventuellement l'artériographie rénale. Les buts respectifs de ces examens sont de préciser le siège exact de la tumeur dans le

parenchyme rénal et la vascularisation de la tumeur par rapport à celle du rein normal. Cependant ces données auraient intérêt à être intégrées dans l'espace de manière à planifier de manière extrêmement précise la stratégie opératoire. Par ailleurs actuellement en peropératoire il n'y a pas de moyens autres que l'expérience et la connaissance de l'anatomie du rein afin d'appliquer de manière précise le plan préopératoire fixé en fonction des examens complémentaires. Une amélioration significative des gestes opératoires nécessiterait une meilleure connaissance de l'anatomie propre à chaque patient. Si l'imagerie médicale permet aujourd'hui une vision interne des patients selon une série de coupes 2D, leur interprétation reste cependant complexe et non utilisable en temps réel au bloc opératoire. Le but à terme du projet est alors double :

- En préopératoire, mettre au point des outils informatiques permettant d'analyser de manière très précise, dans l'espace, les rapports de la cible avec les vaisseaux, la voie excrétrice et le parenchyme adjacent. Cela conduira à une planification simulée de l'intervention et donc à une stratégie opératoire idéale. Cette intervention virtuelle pourra être présentée et discutée en staff chirurgical préopératoire.
- Mettre au point un processus de réalité augmentée qui permettra en peropératoire de se recalculer sur la stratégie prédéfinie. Ces outils informatiques fourniront en salle d'opération une aide permettant au chirurgien de réaliser l'intervention anatomiquement idéale.

En reprenant en détail ces deux points, le projet se structure de la façon suivante (par souci de simplicité, l'exemple de projet décrit ci-dessous ne concerne que la chirurgie partielle de rein ; cette description fixe les points clés dont certains devront certes être adaptés pour les autres problématiques médicales, mais seront toujours présents dans le cadre méthodologique) :

5.4.1 Élaboration de la stratégie opératoire

Objectifs

- Repérer et caractériser spatialement la tumeur.
- Caractériser les connexions entre la zone tumorale et les branches principales du système vasculaire artériel et veineux ainsi que du système collecteur urinaire.
- Délimiter spatialement la zone opératoire.
- Élaborer un scénario de l'intervention (voies d'entrée, ligature ciblée de vaisseaux, etc.).
- Planification simulée de l'intervention.

Données

Acquisitions de volumes en TDM ou IRM à différents stades de la propagation de produits de contraste (angioscans et uroscans par exemple) afin de caractériser les voies artérielles, veineuses et urinaires. Le choix de la technique et du protocole d'acquisition doit être finalisé.

Méthodes

- Élaboration de méthodes de segmentation pour : 1) isoler le rein, 2) identifier puis caractériser spatialement la tumeur et 3) extraire les vaisseaux (branches principales) et les voies urinaires. Les problèmes 1) et 2) pourront faire l'objet de méthodes classiques de segmentation par approches région (basée sur les propriétés des valeurs) ou contour, ceci de manière automatique ou semi-automatique. Le problème 3) est proche des problématiques d'extraction et de caractérisation de vaisseaux en MRA et angiographie. L'opérateur moment appliqué à cette problématique pourrait être utilisé [Reuzé 1993, Toumoulin 2001]. La caractérisation peut également être effectuée par navigation active.
- Élaboration d'outil de définition de la zone opératoire (croissance automatique de la tumeur, délimitation manuelle, etc.)
- Élaboration d'outil spécifique de visualisation 2D et 3D de la scène. Fusion de l'information 3D et celle de la planification préopératoire.

5.4.2 Aide à l'intervention.

Objectif

Aide au chirurgien permettant de réaliser l'intervention idéale par des processus de réalité augmentée.

Contexte

Le chirurgien se trouve à l'interface d'un système mettant en correspondance l'espace opératoire et la planification préopératoire au travers de technique de réalité augmentée. Durant l'intervention, les informations issues de l'étape de planification seront transmises au chirurgien en fonction de son geste par un média et une forme à définir (visuelle, auditive, haptique, etc.)

Méthodes

Le schéma général est subdivisé en plusieurs sous-problèmes pouvant être traités en parallèle (cf. Figure 27). Les points principaux peuvent être résumés de la façon suivante. L'organe réel et le geste du chirurgien doivent pouvoir être reportés dans l'espace virtuel des données préopératoires. Ce report nécessite d'une part la mise en correspondance en l'espace physique et l'espace virtuel et d'autre part le suivi des gestes et des instruments du chirurgien et des organes du patient dans l'espace virtuel. À partir de ce point, les informations de l'espace virtuel doivent être renvoyées au chirurgien au travers de médias permettant la réalité augmentée. Cette opération outre le recueil de l'information réelle pose le problème de la modélisation des objets dans l'espace virtuel (organes, instruments et informations issues de la planification préopératoire) et du codage de cette fusion vers l'espace de la réalité augmentée. Mais également de la restitution de cette information vers le chirurgien et l'espace opératoire.

En détaillant la problématique d'un point de vue méthodologique, ceci donne :

- Mise en correspondance entre l'espace opératoire et préopératoire. Cette étape consiste mettre en correspondance le référentiel 3D de l'environnement spatial de l'espace virtuel (image 3D) et l'espace physique du patient. Chronologiquement, cette étape peut avoir lieu après que le rein est dégagé des tissus environnants. Cet instant permet d'avoir un champ d'observation relativement dégagé. Une hypothèse de départ forte (qui reste à être confirmée) est que le rein est un organe suffisamment compact et solide pour que nous puissions utiliser une technique de recalage de type rigide. La technique de mise en correspondance à ce niveau est alors étroitement définie par l'information mutuelle disponible et/ou mesurable. Sans préjuger de la technique retenue, il peut être envisagé d'utiliser :
 - La surface mise à jour du rein qui peut être recalée sur la surface de l'image 3D. Malgré la forme relativement lisse du rein, la tumeur peut former un bon amer à ce type de recalage. Le problème est alors de recueillir l'information de surface 3D (optique 2D, scanner laser 3D, pointeur 3D, etc.). Les surfaces peuvent alors être recalées à l'aide de techniques de minimisation de distance (chemfer, ICP,...)
 - La forme globale du rein. Celle-ci peut être recueillie en 2D par une technique de scopie (profilométrie 3D de type Rayon X) et mise en correspondance par une méthode de recalage 2D/3D.
- Suivi de l'organe durant l'intervention. Le problème est le suivi de l'organe, le rein, durant l'intervention. Le geste peut entraîner des changements de natures diverses concernant la position, la forme (l'ablation de la tumeur,...) et la visibilité (sang, gestes qui encombrent le champ opératoire,...) de l'organe. Une technique spécifique de suivi doit être définie et incluse dans le protocole opératoire. Cela peut aller de l'immobilisation totale de l'organe (fixation), à une technique de suivi peropératoire (marquage artificiel de l'organe), en passant par des solutions intermédiaires (fixation du rein sur un support mobile par exemple).
- Localisation et suivi des instruments. Le guidage du geste par réalité augmentée nécessite généralement de connaître la position des outils chirurgicaux durant l'intervention afin de les reporter dans l'espace préopératoire ou l'espace réalité augmentée. Plusieurs familles de localisateurs 3D sont disponibles sur le marché. Les grandes familles en sont les localisateurs 3D magnétiques (isotrack), par ultrasons, par infrarouges ou purement optiques. Des solutions mécaniques sont également envisageables. Chaque technique présente des avantages et des inconvénients. La technique choisie pourra également dans certains cas être couplée à la solution de suivi de l'organe (pour certains types de marquage de l'organe par exemple).
- Modélisation des objets dans l'espace virtuel. Nous supposons que les étapes précédentes de mise en correspondance entre l'espace réel et l'espace virtuels sont assurées. L'intervention réelle peut donc être reportée dans l'espace virtuel afin de bénéficier des informations de la planification

préopératoire. La prise en compte des interactions entre instruments et organes nécessite une modélisation de ces entités. Le niveau de modélisation (de modèles rigides à des modèles élastiques) dépendra du niveau de sécurité et du niveau de réalisme demandé. Si nous considérons comme hypothèse que le rein est un organe rigide, seule la position des instruments par rapport à la zone à opérer est considérée. Une simple modélisation de surface rigide peut alors être envisagée. Dans le cas où le rein serait considéré comme non rigide, des techniques de modèles déformables (surfaces élastiques, volumes modélisés par des systèmes masses-ressorts, méthodes aux éléments finis) sont utilisables mais là encore à différents niveaux, de la simple interaction entre objets à des simulations réalistes de l'opération (cf. simulateurs chirurgicaux). Les hypothèses sur les organes et sur le degré de réalisme contraindront fortement le choix de la méthode de simulation.

- Retour de l'information vers l'espace opératoire. Le retour de l'information peut prendre plusieurs formes et différents médias. Dans un premier temps, la réflexion doit être menée sur le type d'information que doit fournir le système. Cette information peut aller du simple positionnement des outils dans l'espace virtuel à un guidage complet de l'outil. Une solution intermédiaire peut être la possibilité offerte au chirurgien d'opérer à l'aide d'un guidage visuel ou/et auditif. La solution matérielle à envisager est grandement liée au niveau d'information.
 - Dans le cas de la simple localisation des outils dans l'espace virtuel, un simple écran présentant des images 2D et 3D peut être envisagé. Des solutions de fusion, sur un écran, d'images réelles et d'informations issues de l'espace virtuel peuvent être considérées comme des techniques plus élaborées. Ces solutions nécessitent alors le recueil d'images de l'espace réel à l'aide de caméra CCD par exemple.
 - Si l'on envisage un guidage visuel plus élaboré, il existe des solutions de reprojction de l'information sur l'organe ou bien de vision de la scène au travers de lunettes HMD. Ces deux dernières techniques nécessitent également une bonne localisation des instruments de réalité augmentée par rapport à l'espace opératoire et l'espace virtuel.
 - D'autres types de retour d'information comme des retours auditifs ou bien des retours visuels abstraits (distance outil/zone à enlever, indication de direction, etc.) peuvent également être envisagés.

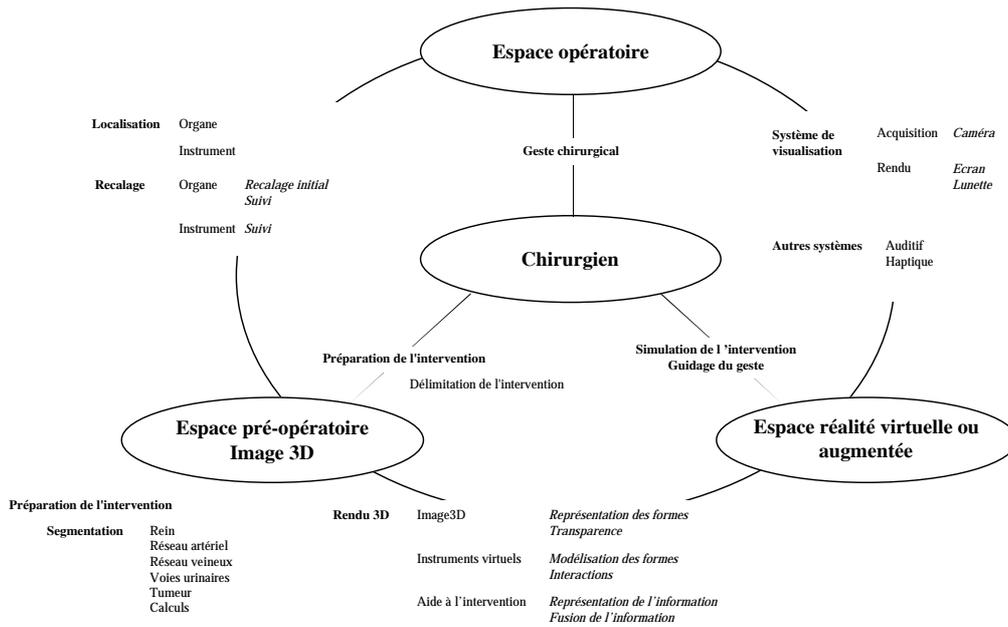


Figure 27 : Cadre général du projet.

En conclusion, le concept de l'imagerie interventionnelle ouvre de nouvelles voies dans la prise en charge chirurgicale conservatrice des tumeurs du rein. Dans un premier temps, nous nous appliquerons à développer des outils de planification et de simulation préopératoire. Ces outils seront utiles au chirurgien pour préparer son intervention et décider, éventuellement en discussion d'équipe de la meilleure stratégie chirurgicale après avoir étudié les différentes stratégies figurées. Une deuxième étape plus complexe sur le plan méthodologique et sur le plan des moyens à mettre en œuvre sera réalisée après validation de la première étape. Elle consistera à introduire en salle d'opération les outils informatiques nécessaires à la réalisation de l'intervention préalablement planifiée en fournissant en temps réels les supports d'aide nécessaires au guidage de cette intervention.

6 Références bibliographiques

- Badier J.-M., "Étude de la localisation des sources cérébrales d'activités paroxystiques par cartographies", *Thèse de l'Université de Compiègne*, Compiègne, 1991.
- Beldegrun A., K. H. Tsui, J. B. deKernion, et al., "Efficacy of nephron-sparing surgery for renal cell carcinoma: analysis based on the new 1997 tumor-node-metastasis staging system", *J Clin Oncol*, vol. 17(9), pp. 2868-75., 1999.
- Bertin J., *Sémiologie graphique*, Édition de l'EHESS, 3ème édition, Paris, 1988.
- Bowyer K. W., *Validation of medical image analysis techniques*, in Handbook of Medical Imaging, Medical Image Processing and Analysis, vol. 2, M. Sonka and J. M. Sonka (eds), 2000.
- Brodie K. W., L. A. Carpenter, R. A. Earnshaw, et al., *Scientific visualization - techniques and application*, Springer Verlag, 1992.
- Brune R. M., J. B. Bard, C. Dubreuil, et al., "A three-dimensional model of the mouse at embryonic day 9", *Dev Biol*, vol. 216(2), pp. 457-68., 1999.
- Buvat I., V. Chameroy, F. Aubry, et al., "The need to develop guidelines for evaluations of medical image processing procedures", présenté à *SPIE, Medical Imaging 1999*, San Diego, pp. 1466-1477, 1999.
- Carrico V., J.-L. Dillenseger, J.-L. Coatrieux, et al., "Modèles géométriques pour la localisation de sources électriques et magnétiques cérébrales. Validation sur des bases d'images 3D", *Rapport interne*, Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, Université de Rennes I, 1991.
- Chauvel P., P. Buser, J. M. Badier, et al., "La "zone épileptogène" chez l'homme : représentation des événements intercritiques par cartes spatio-temporelles", *Revue Neurologique*, vol. 143(6), pp. 443-450, 1987.
- Chavez M., "Visualisation anatomo-fonctionnelle de processus épileptiques", *rapport de DEA STIR*, Université de Rennes 1, 1997.
- Cocquerez J.-P., S. Philipp, *Analyse d'images : filtrage et segmentation*, Masson, Paris, 1995.
- Crowley J. D., J. Shelton, A. J. Iverson, et al., "Laparoscopic and computed tomography-guided percutaneous radiofrequency ablation of renal tissue: acute and chronic effects in an animal model", *Urology*, vol. 57(5), pp. 976-80., 2001.
- Dhenain M., S. W. Ruffins, R. E. Jacobs, "Three-dimensional digital mouse atlas using high-resolution MRI", *Dev Biol*, vol. 232(2), pp. 458-70., 2001.

Dillenseger J.-L., J.-L. Coatrieux, "Procédé de visualisation tridimensionnelle par lancer de rayons avec interpolation locale", *Brevet Français, FR9006683*, France, 1990.

Dillenseger J.-L., C. Hamitouche, J.-L. Coatrieux, "An integrated multi-purpose ray tracing framework for the visualization of medical images", présenté à *13rd conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Orlando, pp. 1125-1126, 1991a.

Dillenseger J.-L., C. Hamitouche, J.-L. Coatrieux, "Visualisation d'images tridimensionnelles par lancer de rayons avec interpolation locale", *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine*, vol. 12(3), pp. 244-255, 1991b.

Dillenseger J.-L., J.-L. Coatrieux, "Functional and morphological data fusion in electroencephalography", présenté à *14th conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Paris, pp. 2022-2023, 1992a.

Dillenseger J.-L., "Imagerie tridimensionnelle morphologique et fonctionnelle en multimodalité", *Thèse de l'Université François Rabelais*, Tours, 1992b.

Dillenseger J.-L., "Morphological and functional three dimensional medical imaging. A tutorial on 3D medical imaging", présenté à *5th Portuguese Computer Graphics Meeting*, Aveiro, 1993.

Dillenseger J.-L., C. Rocha, J.-L. Coatrieux, "Extension of the X-Image 3D software to epilepsy applications", présenté à *16th conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Baltimore, pp. 624-625, 1994a.

Dillenseger J.-L., M.-A. Le Merrer, M. Garreau, et al., "Multi-agent knowledge-based ray tracing for multimodal volume processing", présenté à *World Congress on Medical Physics and Biomed. Eng.*, Rio, pp. 621, 1994b.

Dillenseger J.-L., C. Rocha, J.-L. Coatrieux, "'X-Image 3D' : an evolutionary software system for interactive visualization and analysis of multidimensional biomedical data", présenté à *12th International Congress on Medical Informatics (MIE-94)*, Lisbon, pp. 590-596, 1994c.

Dillenseger J.-L., M.-A. Le Merrer, P. Haignon, et al., "Modèle de connaissance et lancer de rayons pour le traitement d'images volumiques multimodales", *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine*, vol. 16(1), pp. 1-11, 1995.

Dillenseger J.-L., C. Rocha, J.-L. Coatrieux, et al., "Fusion of signal and anatomical data in 3D medical imaging", présenté à *Biosignal'96*, Brno, pp. 72-76, 1996.

Dillenseger J.-L., B. Sousa Santos, "Comparison between two three-dimensional edge operators applied in a 3D navigation approach", présenté à *Eurographics'98*, Lisbon, pp. 3.7.1-3.7.2, 1998a.

Dillenseger J.-L., F. Wendling, "Visualization of paroxistic processes", présenté à *Eurographics'98*, Lisbon, pp. 3.4.1-3.4.2, 1998b.

- Dillenseger J.-L., B. Sousa Santos, P. Texeira, et al., "Evaluating visualizations of stereotactic EEG in anatomical context: an experiment", présenté à *APRP Workshop on Medical Imaging*, Aveiro, pp. 41-45, 1999.
- Dillenseger J.-L., B. Sousa Santos, P. Teixeira, et al., "Evaluation of the 3D visualization of quantitative stereoelectroencephalographic information", présenté à *22nd conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, pp. 2751-2754, 2000.
- Dillenseger J.-L., J.-M. Schleich, "3D reconstruction and morphological quantization of a human embryo heart for the validation of a virtual model", présenté à *23rd conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Istanbul, pp. paper 784 on the cdrom, 2001a.
- Dillenseger J.-L., B. Sousa Santos, C. Ferreira, "Evaluation of the 3D visualization of quantitative stereoelectroencephalographic information. New results", présenté à *SPIE Medical Imaging 2001: Image Perception and Performance*, San Diego, pp. 234-241, 2001b.
- Fergany A. F., K. S. Hafez, A. C. Novick, "Long-term results of nephron sparing surgery for localized renal cell carcinoma: 10-year followup", *J Urol*, vol. 163(2), pp. 442-5., 2000.
- Ferreira C., B. Sousa Santos, J.-L. Dillenseger, "Avaliação de visualização de dados de electroencefalografia estereotática : protocole e análise de dados", présenté à *VI Jornadas de Classificação e Análise de Dados, JOCLAD 2000*, Lisbon, pp. 74-75, 2000.
- Foley J. D., A. Van Dam, S. K. Feinesz, et al., *Fundamentals of interactive computer graphics*, Addison-Wesley, 1990.
- Fuchs H., Z. M. Kedem, S. P. Uselton, "Optimal surface reconstruction from planar contours", *Comm. of ACM*, vol. 20(10), pp. 693, 1977.
- Gevins A., P. Brickett, B. Costales, et al., "Beyond topographic mapping: towards functional-anatomical imaging with 124-channel EEGs and 3-D MRIs", *Brain Topogr*, vol. 3(1), pp. 53-64., 1990.
- Gevins A., J. Le, N. K. Martin, et al., "High resolution EEG: 124-channel recording, spatial deblurring and MRI integration methods", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 90(5), pp. 337-58., 1994.
- Guillaume H., J.-L. Dillenseger, F. Wendling, "Visualisation 3D de processus épileptiques", présenté à *11ème Forum des Jeunes Chercheurs*, Compiègne, pp. 36-37, 2001.
- Haignon P., M.-A. Le Merrer, J.-L. Dillenseger, "3D facial features extraction and prepositioning", présenté à *16th conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Baltimore, pp. 688-689, 1994.
- Haignon P., G. Le Berre, J.-L. Coatrieux, "3D navigation in Medicine", *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 15(2), pp. 70-78, 1996.

- Hall W. H., J. P. McGahan, D. P. Link, et al., "Combined embolization and percutaneous radiofrequency ablation of a solid renal tumor", *AJR Am J Roentgenol*, vol. 174(6), pp. 1592-4., 2000.
- Hamitouche C., "Analyse d'images médicales tridimensionnelles : application à l'extraction de structures anatomiques", *Thèse de l'Université de Rennes 1*, Rennes, 1991a.
- Hamitouche C., J.-L. Dillenseger, J.-L. Coatrieux, et al., "Combining 3-D processing and ray tracing", présenté à *CAR'91*, Berlin, pp. 870, 1991b.
- Hédou V., "Méthodes numériques pour la modélisation électro-anatomique du cerveau", *Thèse de l'Université de Rennes 1*, Rennes, 1997.
- Herman G., J. K. Udupa, "Display of 3-D digital images: computational foundation and medical applications", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 3(5), pp. 34-46, 1983.
- Herman I., G. Melançon, M. Scott Marshall, "Graph visualization and navigation in information visualization: a survey", *IEEE trans. on Visualization and Computer Graphics*, vol. 6(1), pp. 24-43, 2000.
- Höhne K. H., M. Boman, M. Riemer, et al., "A volume-based anatomical atlas", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 12(4), pp. 72-78, 1992.
- Höhne K.-H., "3-D Bildverarbeitung und Computer-Graphik in der Medizin", *Informatik Spektrum*, vol. 10, pp. 192-204, 1987.
- Keller P. R., M. M. Keller, *Visual cues: practical data visualisation*, IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, 1993.
- Le Merrer M.-A., "Lancer de rayons pour le traitement d'images volumiques multimodales", *rapport du DEA STIR*, Université de Rennes 1, 1991.
- Levkowitz H., G. T. Herman, "Color scales for image data", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 12(1), pp. 72-80, 1992.
- Levoy M., "Display of surfaces from volume data", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 8(3), pp. 29-37, 1988.
- Levoy M., "Efficient ray tracing of volume data", *ACM trans. on Graphics*, vol. 9(3), pp. 245-261, 1990.
- Lorensen W. E., H. E. Cline, "Marching Cube: a high resolution 3D surface construction algorithm", présenté à *SIGGRAPH'87*, pp. 163-169, 1987.
- Luo L. M., "Reconstruction tridimensionnelle en imageris médicale à partir de coupes parallèles - application en imagerie scanner X et RMN", *Thèse de l'Université de Rennes 1*, Rennes, 1986.

- Luo L. M., C. Hamitouche, J.-L. Dillenseger, et al., "A moment-based three-dimensional edge operator", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 40(7), pp. 693-703, 1993.
- Maegher D., "Geometrical modeling using Octree encoding", *Computer Graphics & Image Processing*, vol. 10, pp. 129-147, 1982.
- Maintz J. B., M. A. Viergever, "A survey of medical image registration", *Med Image Anal*, vol. 2(1), pp. 1-36., 1998.
- McCormick B. H., T. A. DeFanti, M. D. Brown, "Visualization in scientific computing", *special issue of Computer Graphics*, vol. 21(6), 1987.
- Mencl R., H. Müller, "Interpolation and approximation of surfaces from three-dimensional scattered data points", présenté à *State of Art Report, proc. Eurographics'98*, Lisbon, pp. 51-67, 1998.
- Nielson G., "Visualization in the scientific discovery loop", présenté à *notes of the course "Algorithms and Techniques for Scientific Data Visualization"*, *ViSC Summer School*, Le Bréau, 1993.
- Nielson G., "Challenges in visualization research", *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 2(2), pp. 97-99, 1996.
- Perrin F., J. Pernier, O. Bertrand, et al., "Spherical splines for scalp potential and current density mapping", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 72(2), pp. 184-7., 1989.
- Reuzé P., J.-L. Coatrieux, L. M. Luo, et al., "3D moment based approach for blood vessel detection and quantitation in MRI", *Technological and Health Care*, vol. 1(2), pp. 181-188, 1993.
- Robb R., C. Barillot, "Interactive 3-D display and analysis of 3-D medical images", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 8(3), pp. 217-226, 1989.
- Robertson P. K., "A methodology for choosing data representations", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 11(3), pp. 56-66, 1991.
- Rocha C., M. Q. Zhou, J.-L. Dillenseger, et al., "Toward the visualization of time-varying multi-sensors data sets", présenté à *3rd European Conference on Engineering and Medicine*, Florence, pp. 278, 1995.
- Rocha C., M. B. Shamsollahi, J.-L. Dillenseger, et al., "3D visualization of a time-frequency representation of SEEG signals", présenté à *18th conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam, pp. 652-653, 1996a.
- Rocha C., J.-L. Dillenseger, J.-L. Coatrieux, "Multi-array EEG signals mapped with three dimensional images for clinical epilepsy studies", présenté à *Visualization in Biomedical Computing*, Hamburg, pp. 467-476, 1996b.

- Rocha C., "Visualisation scientifique en épilepsie : fusion de signaux électroencéphalographiques en imagerie morphologique 3D", *Thèse de l'Université de Rennes 1*, Rennes, 1997.
- Roth S. F., J. Mattis, "Data characterization for intelligent graphics presentation", présenté à *Conference on Human Factors in Computing Systems (SIGCHI '90)*, Seattle, pp. 193-200, 1990.
- Scherg M., J. S. Ebersole, "Brain source imaging of focal and multifocal epileptiform EEG activity", *Neurophysiol Clin*, vol. 24(1), pp. 51-60., 1994.
- Schiemann T., U. Tiede, K. H. Hohne, "Segmentation of the visible human for high-quality volume-based visualization", *Med Image Anal*, vol. 1(4), pp. 263-70., 1997.
- Schleich J.-M., C. Almange, "Four-dimensional virtual pictures: a new method for teaching cardiac embryology", présenté à *49th Annual Scientific Session of American College of Cardiology*, pp. 548 A, 2000.
- Schleich J.-M., J.-L. Dillenseger, S. Andru, et al., "Understanding normal cardiac development using animated models", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 22(1), pp. 14-19, 2002.
- Senay H., E. Ignatius, "A knowledge-based system for visualization design", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 14(6), pp. 36-47, 1994.
- Senhadji L., J.-L. Dillenseger, F. Wendling, et al., "Wavelet analysis of EEG for three-dimensional mapping of epileptic events", *Ann Biomed Eng*, vol. 23(5), pp. 543-52., 1995.
- Soufflet L., M. Toussaint, R. Luthringer, et al., "Image processing on a new brain mapping representation", *Digital Signal Processing*, vol. 91, pp. 620-625, 1991.
- Sousa Santos B., J.-L. Dillenseger, J.-L. Coatrieux, "Some recurrent concepts of quality evaluation in medical visualization", *Revista do DETUA*, vol. 2(2), pp. 244-247, 1998.
- Sousa Santos B., J.-L. Dillenseger, C. Ferreira, "Experimental methodology for the evaluation of the 3D visualization of quantitative stereoelectroencephalographic information", *Journal of Computing and Information Technology*, vol. 10(2), pp. 93-103, 2002.
- Talairach J., G. Szikla, P. Tournoux, et al., *Atlas d'anatomie stéréotaxique du télécéphale*, Masson, Paris, 1967.
- Thevenaz P., T. Blu, M. Unser, "Interpolation revisited", *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 19(7), pp. 739-58., 2000.
- Thomas P., P. Genton, *Épilepsies*, Masson, Paris, 1994.
- Toumoulin C., C. Boldak, J.-L. Dillenseger, et al., "Fast detection and characterization of vessels in very large 3-D data sets using geometrical moments", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48(5), pp. 604-606, 2001.

- Trousset Y., "Visualisation d'objets médicaux tridimensionnels", *Thèse de l'ENST*, Paris, 1987.
- Tufte E., *Visual display of quantitative information*, Graphic Press, 1987.
- Tufte E., *Envisioning information*, Graphic Press, 1990.
- Udupa J. K., B. E. Hirsch, H. J. Hillstrom, et al., "Analysis of in vivo 3-D internal kinematics of the joints of the foot", *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 45(11), pp. 1387-96., 1998.
- Upton C., T. Faulhaber, D. Kamins, et al., "The Application Visualization System : a computational environment for scientific visualization", *IEEE Computer Graphics & Applications*, vol. 9(4), pp. 30-42, 1989.
- Usselton S., G. Dorn, C. Farhat, et al., "Panel: validation, verification and evaluation", présenté à *Visualization '94*, Washington DC, pp. 414-418, 1994.
- Van Cleynenbreugel J., J. Nuyts, R. Verbeek, et al., *On the problem of validating computer assisted medical image interpretation*, in Contemporary perspectives in three-dimensional biomedical imaging, C. Roux and J.-L. Coatrieux (eds), IOS Press, 1997.
- Watt A., F. Policarpo, *The computer image*, Addison Wesley, 1998.
- Wendling F., J.-L. Dillenseger, "Visualisation de processus paroxystiques enregistrés lors de crises d'épilepsie", *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine*, vol. 19(6), pp. 463-474, 1998.
- Wendling F., F. Bartolomei, J. J. Bellanger, et al., "Identification of epileptogenic networks from modeling and nonlinear analysis of SEEG signals", *Neurophysiol Clin*, vol. 31(3), pp. 139-51., 2001.
- Whiten S., S. D. Smart, J. C. McLachlan, et al., "Computer-aided interactive three-dimensional reconstruction of the embryonic human heart", *J Anat*, vol. 193(Pt 3), pp. 337-45., 1998.
- Wolf J. S., Jr., B. D. Seifman, J. E. Montie, "Nephron sparing surgery for suspected malignancy: open surgery compared to laparoscopy with selective use of hand assistance", *J Urol*, vol. 163(6), pp. 1659-64., 2000.
- Zambrano N. R., I. A. Lubensky, M. J. Merino, et al., "Histopathology and molecular genetics of renal tumors toward unification of a classification system", *J Urol*, vol. 162(4), pp. 1246-58., 1999.