

Memoria del proyecto de Fin de Carrera

Alberto GOMEZ



Integración de un sistema de navegación electromagnética en un entorno de radiología intervencional



Tutor de Télécom Bretagne Chafiaa Hamitouche-Djabou

Technopôle de Brest-Iroise CS 83818 29238 - Brest Cedex 3 CONFIDENCIAL

Tutor de GE Healthcare Julien Léger

Applications Médicales Avancées 283, rue de laMinière 78530 Buc



EVALUATION STAGE DE FIN D'ETUDE

SELECOM

Bretagne

索

5

NOM - Prénom de l'élève ingénieur : Herrero Gomez Alberto

Filière STI (Système de Traitement de l'Information) ou JEUNE INGENIEUR

Entreprise / organisme : GE Healthcare. Sujet du stage : Intégration d'ui

Intégration d'un système de navigation électromagnétique dans un environnement de radiologie interventionnelle

		NOTE	NOTE (pondération)
<u>TRAVAIL FOURNI et APPORT</u> <u>PERSONNEL</u>	- Réalisation des objectifs - Qualité du travail fourni - Investissement personnel - Adaptabilité à l'entreprise	18	(D (5)
COMPETENCES	 Pertinence des propositions fiabilité des résultats Maîtrise technologique, méthodologie Organisation, conduite de projet, coordination Reporting 	16	4 g (3)
RAPPORT LONG et Gestion des échéances	 Respect des échéances (plan détaillé, rapport version provisoire puis finale) Plan et structure du document Analyse de la problématique solidité de l'argumentation références, bibliographie, qualité de l'état de l'art 	18	(<i>0</i> %
RAPPORT_COURT et Gestion des échéances	 Respect de l'échéance (rapport transmis dans les temps alloués) Capacité de synthèse Argumentaire Pertinence de la rédaction 	18) (2)
SOUTENANCE	 Présentation orale et organisation générale Gestion du temps de l'exposé Communication verbale et non verbale (aisance de communication, attitude, ton, rythme) Aldes audiovisuelles 	18	(4)
	NOTE GLOBALE (120): 17,9		

*Barème : 10-12 (Passable) ; 12-14 (Moyen) ; 14-16 (Bon) ; 16-18 (Très bon) ; 18-20 (Excellent)

COMMENTAIRES DU JURY :

Date de la soutenance :

JURY constitué de :	Nom - Prénom	Signeture
Conseiller d'études	Hamitouche-Djabou Chafiaa	del-
Tuteur d'entreprise	Leger. Julien	The i
Responsable de filière	GARELLO René	Tople
	Abraham Manvonne	ATTE

Integración de un sistema de navegación electromagnética en un entono de radiología intervencional

Alberto Gómez Herrero

26 de septiembre de 2008

Tutor: Chafiaa Hamitouche-Djabou Telecom Bretagne Brest, 11 de julio de 2008

Acuerdo de Confidencialidad

Todos los documentos utilizados para la presente memoria son estrictamente confidenciales y quedan en propiedad de General Electric Helthcare. El único fin de esta memoria es el de servir para la evaluación de un proyecto. Toda difusión, distribución o copia no autorizada queda prohibida.

Índice

1.	Contexto	1
2.	Aplicaciones clínicas	2
3.	Problemática de la integración	2
4.	Verificación y análisis del sistema	3
5.	Conclusión	3

1. Contexto

Las tecnologías de imagen médica han evolucionado mucho a lo largo de las últimas décadas. El progreso de la radiología, en principio sólo utilizada para el diagnóstico, ha permitido utilizar un escáner X o un sistema fluoroscópico durante una intervención quirúrgica.

Hasta ahora, la localización de los instrumentos quirúrgicos se realizaba con un guiado fluoroscópico. Esto presenta dos grandes desventajas: por un lado la visualización está limitada por el hecho de que varias estructuras se superponen y pueden entorpecer la localización de los instrumentos en 3D; por otro lado, tanto el médico como el paciente reciben una dosis no despreciable de radiación fluoroscópica.

La solución descrita en este Proyecto es la localización de los instrumentos médicos mediante sensores electroagnéticos. Esta técnica permite determinar la posición y la orientación de las herramientas en el interior del cuerpo, gracias a unos micro sensores integrados en el interior de guías, catéteres, agujas y otros instrumento, con respecto a una antena. De esta forma, se evita estar limitado por una linea de mira como ocurre en la navegación óptica.

La integración de un sistema de navegación electromágnética en un entorno intervencional permite que el tiempo de intervención disminuya gracias a un procedimiento más sencillo, más fiable, menos invasivo para el paciente y menos agresivo para el médico que recibe una dosis menor de radiación. Por tanto, éste método puede paliar las desventajas del guiado fluoroscópico.

El Proyecto fue realizado entre julio de 2007 y julio de 2008 en Buc (Francia), en el departamento de Aplicaciónes Médicas Avanzadas de General Electric Healthcare - Sistemas Clínicos.

2. Aplicaciones clínicas

La integración del sistema de navegaion tiene por objetivo tres aplicaciones clínicas:

- La ablación por radiofrecuencia.
- La vertebroplastia y la kyphoplastia.
- La quimioembolización de tumores en el hígado.

Cada una de estas aplicaciones tiene unos requisitos de precisión, unos tipos de sensores, una instrumentación y un entorno intervencional característico, lo que hace que sea necesario estudiar la viabilidad de la tecnología de navegación para cada una de las aplicaciones de manera independiente.

3. Problemática de la integración

La integración de un sistema de navegació electromagnética en un entorno de radiología intervencional presenta principalmente dos problemas:

1. La localización del sistema debe permitir el desarrollo normal de la intervención.

- 2. Todo sistema electromagnético es susceptible de sufrir interferencias provocadas por fuentes pasivas (masas conductoras) o activas (inductores de campos magnéticos).
- Movimientos ajenos al medico como desplazamientos del paciente o movimientos de los órganos (debidos, por ejemplo, a la respiración) deben ser tenidos en cuenta y corregidos.

4. Verificación y análisis del sistema

La integración es analizada a través de diferentes tipos de tests:

- Tests unitarios: permiten analizar fenómenos aislados como las interferencias provocadas por un componente concreto.
- Tests de instrumentos: los instrumentos deben ser verificados ya que el proceso de fabricación no está normado. Además, es necesario calibrarlos.
- Test del sistema: un test global que da un índice de la precisión total del sistema, donde se suman los errores provocados por el sistema de imagenes, el sistema de navegación, la imprecisión de las herramientas, las interferencias y el factor humano.

5. Conclusión

Los resultados de lo tests demostraron que el sistema está preparado para practicar la vertebroplastia y la ablación por radiofrecuencia en el hígado. En septiembre - ocutubre de 2008 el prototipo será probado en un centro de oncología en Estados Unidos sobre animales. Durante el año de proyecto, varios radiólogos de diferentes nacionalidades y reconocido prestigio internacional probaron la tecnología con fantomas y todos calificaron esta tecnología de asombrosa y muy prometedora.



rapport de stage de fin d'étude Alberto GOMEZ



Intégration d'un système de navigation électromagnétique dans un environnement de radiologie interventionnelle



Conseiller d'étude de Télécom Bretagne

Chafiaa Hamitouche-Djabou

Technopôle de Brest-Iroise CS 83818 29238 - Brest Cedex 3

CONFIDENTIEL

Encadrant à GE Healthcare

Julien Léger

Applications Médicales Avancées 283, rue de laMinière 78530 Buc

Confidentialité

Tous les documents utilisés dans ce rapport sont strictement confidentiels et restent la proprieté de General Electric Healthcare. Ce rapport a pour unique but de servir à l'évaluation d'un projet. Toute diffusion, distribution ou copie non autorisée est formellement interdite.

Résumé

Habituellement, la radiologie interventionnelle utilise du guidage fluoroscopique lors des interventions pour localiser et diriger les instruments médicaux. Ainsi le médecin et le patient reçoivent une dose non négligeable de radiations ionisantes lors de l'intervention. De plus, l'image fluoroscopique est une projection 2D rayons X où les structures atomiques se superposent les unes sur les autres, ce qui gêne la visualisation. Par conséquent, nous proposons dans ce travail une méthode de navigation à l'aide de champs électromagnétiques, sur un volume 3D. Grâce à cette nouvelle méthode , notre objectif est d'améliorer le guidage et notamment la précision du geste interventionnel tout en réduissant la quantité de radiation reçue par le patient et le médecin. Enfin, le temps de l'intervention est raccourci grâce à une intervention plus efficace.

Dans notre étude, nous avons analysé les avantages et les limitations de l'utilisation de capteurs électromagnétiques dans un contexte clinique réaliste. Ainsi, le système de navigation a une précision moyenne de 2 à 3mm. Cette précision est en adéquation avec les besoins des applications cliniques à savoir la vertébroplastie dans une salle interventionnelle et l'ablation par radio fréquence dans un scanner X. Dans le futur, l'utilisation de ce système pourra s'étendre à la navigation endo-vasculaire.

Abstract

Image-guided surgery based on computed tomography (CT) and magnetic resonance (MR) requires 3D instrument localization. Until now, this has been done by 2D acquisition of fluoroscopic images. This technique involves a nonnegligible X-ray dose received by the radiologist and the patient. On the other hand, 2D imaging may impede a correct visualization due to superposition of layers.

An electro-magnetic navigation system in a 3D image space is proposed and explained in this document. This improves accuracy and lowers the X-ray dose during the intervention; thus, surgery time is reduced.

The advanteges and drawbacks of electromagnetic navigation in interventional radiology are analyzed. In spite of interference caused by distorters and magnetic field generators in the interventional cell, system accuracy achieves an average of 2mm, which is below the clinical specifications for several applications such as vertebroplasty, kyphoplasty or RF ablation.

Liste des symboles

0 D	·	1.	•
3D	Trois	dim	ensions

- CHC Carcinome Hépato-Cellulaire
- CT tomographie X (Computerized Tomography en anglais).
- DDL Degrés De Liberté
- ECG Électro Cardio Gramme
- EM Électro-magnétique
- GOF Goodnes-Of-Fit
- ISCA Industry Standard Coil Architecture
- MIP Projection à Maximum d'inténsité, Maximum Intensity Projection en anglais
- MSK centre d'oncologie Memorial Sloan-Kettering de New York (Etats Unis)
- PCB Carte de circuit imprimé, Printed Circuit Board en anglais.
- SID Distance détecteur tube RX, Source Image Distance en anglais

Table des matières

Ι	\mathbf{Co}	ontexte et état initial du projet	2
1	Con	atexte	3
	1.1	General Electric GE	4
		1.1.1 GE Healthcare GEHC	5
		1.1.2 AMA (Advanced Medical Applications)	6
	1.2	Applications cliniques	7
		1.2.1 Ablation par radio-fréquence (Ablation RF)	7
		1.2.2 Vertébroplastie percutanée / kyphoplastie $\ldots \ldots \ldots$	8
		1.2.3 Chimio-embolisation du foie	10
	1.3	La problématique	10
2	L'in	ntégration du système	12
	2.1	L'environnement Innova	12
	2.2	L'environnement CT	13
3	La	navigation avec des capteurs EM	15
	3.1	Principe	15
	3.2	Le système de navigation GE	16
		3.2.1 Types d'outils de navigation	17
		3.2.2 L'antenne PCB	18
		3.2.3 Le « Goodness-Of-Fit »	19
	3.3	Les scénarios applicatifs	19
	3.4	Le recalage entre l'image 3D et le système de navigation	20
		3.4.1 Recalage avec une ceinture (suivi du patient)	23
II	,D	éveloppement des nouvelles fonctionnalités et dé-	.
rc	ouler	ment des tests	24
4	Sui	vi du mouvement interne du patient	25
	4.1	Principe de suivi avec une aiguille	25

	4.2	Changement de référence dynamique (ceinture-aiguille) $\ . \ . \ .$	26
5	Les 5.1	sources d'interférences Sources statiques 5.1.1 Environnement Innova 5.1.2 Environnement CT 5.1.3 Amélioration du système 5.1.4 Sources dynamiques 5.1.4.1 Interférences avec générateurs électriques 5.1.4.2 Rotor du tube 5.1.4.3 Solutions prévues pour affaiblir l'effet des interférences dynamiques	 28 28 29 29 30 30 31
6	Qua	lification et vérification	32
	6.1	Tests unitaires	32
		6.1.1 Principe	32
		6.1.2 Applications et résultats	33
	6.2	Tests des outils	36
		6.2.1 Calibrage	36
	<i>a</i> a	6.2.2 Tests d'alignement des outils	37
	6.3	Tests système	43
		6.3.1.1. Le pointage des billes	44
		6312 La détection des billes	44 45
		6.3.2 Résultats	48
7	Rés	umé et discussion des résultats	50
	7.1	Environnement Innova	50
	7.2	Environnement CT	51
8	L'ap	oplication de navigation	52
	8.1	Descriptif de l'application	52
		8.1.1 Interface avec l'utilisateur	53
		8.1.2 Affichage du volume et des coupes	54
	8.2	Sélection de la cible et trajectoire virtuelle	56
	8.3	Envoi de P&O vers différentes machines permettant la navi- gation en VV	59
II	II	Futur du projet	60
9	Asp	ects les plus importants pour le futur du projet	61

10 Le Laboratoire Animal	62
11 La compensation de la respiration « non invasive »	63
IV Annexes	65
A Les angles d'Euler	66
B Le repère du système de navigation	68
C Courants de Foucault	69
D Estimation d'un plan 3D	71
E Tests réalisés et répétabilité	73

v

Table des figures

1.1	Ablation par radio-fréquence	7
1.2	Stylet de navigation (a), cannule (b) et stylet d'ablation (c)	
	pour l'ablation RF	8
1.3	Vertébroplastie	8
1.4	Kyphoplastie	9
1.5	Stylets pour la vertébroplastie	9
1.6	Trocart pour la vertébroplastie	9
1.7	Chimio-embolisation du foie	10
2.1	Innova 4100	12
2.2	Salle de radiologie interventionnelle à l'IGR	13
2.3	CT LightSpeed	14
3.1	Inductance mutuelle	16
3.2	Schéma du système de navigation	17
3.3	Disposition géométrique des bobines du trio dans l'espace	17
3.4	Le guide est un des outils intégrant une micro-bobine	18
3.5	L'antenne de réception	18
3.6	Recalage : étape 1	21
3.7	Recalage : étape 2	21
3.8	Recalage : étape 3	22
3.9	« Hockey Puck » placé sur la boucle	23
4.1	Recalage avec une aiguille	27
4.2	plans de rotation permis quand la référence dynamique a 5 DDL. $\stackrel{\circ}{}$	27
5.1	Amélioration de la précision quand on s'éloigne verticalement	
	de la table CT	30
5.2	Antenne place à côté du détecteur	31
6.1	Test unitaire	33
6.2	Position optimale de la table	33

6.3	Distance capteur à antenne en Innova et CT
6.4	Variation de la SID
6.5	Tests avec des électrodes du ECG
6.6	Calibrage d'outils
6.7	Nombre de points acquis pour l'estimation
6.8	Paramètres mesurés dans le test d'alignement
6.9	Calcul du désaxement et du désalignement
6.10	Calcul de l'axe de la bobine
6.11	Erreur due à un mauvais alignement de l'outil
6.12	Paramètres du cercle en 3D
6.13	Fantôme d'hélice
6.14	Pointage d'hélice
6.15	Algorithme de détection de billes de l'hélice
6.16	Numérotation des billes de l'hélice
8 1	Architecture de l'application de visualisation 52
8.2	Interface de l'application de visualisation :
8.3	Coupes natives 55
8.4	Coupes address 55
8.5	Sélection de la cible 56
8.6	Trajectoire virtuelle 57
8.7	Calcul de la trajectoire virtuelle 58
8.8	Navigation dans le Volume Viewer
Δ 1	Angles d'Euler 67
$\Delta 2$	Composition des rotations des angles d'Euler 67
11.4	Composition des rotations des angles d'Euler
C.1	Position d'un capteur près d'une masse conductrice 70
$\mathrm{E.1}$	Volumes et pointages dans le temps
E.2	Répétabilité des tests

Liste des tableaux

6.1	Résultats des tests d'alignement	40
6.2	Erreur système	48
8.1	Configuration des outils dans l'application	53
E.1	Tests réalisés	73

Première partie Contexte et état initial du projet

Chapitre 1

Contexte

L'imagerie médicale a beaucoup évolué au cours de ces dernières années. Surtout utilisée pour le diagnostic à ses débuts, le progrès de la radiologie permet de se servir d'un scanner X ou d'un système de fluoroscopie lors d'une intervention.

Jusqu'à présent, la localisation des outils se déroule sous guidage fluoroscopique. Cela présente deux grands désavantages : d'une part la visualisation est limitée par le fait que plusieurs structures peuvent se superposer et gêner la localisation des outils en 3D ; d'autre part, le patient ainsi que le radiologue reçoivent une dose non négligeable de radiations ionisantes.

Une autre solution est la localisation des outils à l'aide de capteurs électromagnétiques [12, 5]. Cette technique permet de déterminer la position des outils à l'intérieur du corps, à l'aide de micro-capteurs intégrés dans les outils tels que des guides, des cathéters ou des aiguilles, par rapport à une antenne. Ainsi, la navigation n'est plus contrainte par la ligne de mire, comme dans un système optique [9], et le temps d'intervention peut être diminué grâce à une procédure plus simple et fiable, peu invasive pour le patient et moins agressive pour le médecin en terme d'exposition aux radiations ionisantes.

L'intégration d'un système de navigation électromagnétique (EM) dans un environnement interventionnel peut palier les désavantages du guidage sous fluoroscopie.

Leader dans le développement de systèmes d'imagerie médicale, GE Healthcare a acheté en 2002 la société VTI¹, pionnier dans le développement de systèmes de localisation électromagnétique, navigation et visualisation. Ayant déjà développé des systèmes de navigation, l'objectif du projet est d'intégrer une nouvelle plateforme de navigation EM dans une salle de radiologie interventionnelle. Ce projet se trouve dans le cadre d'un accord entre

^{1.} VTI (Visualization Technologies Inc.) devient GE NAV (Navigation And Visualization) quand elle a été acheté par GE Healthcare.

GE Healthcare et le centre d'oncologie MSK (Memorial Sloan-Kettering²) de New York, aux États Unis.

Ce document est divisé entrois parties (plus une quatrième partie des annexes). La première partie explique le contexte du projet ainsi que l'état du projet tel qu'il était quand je l'ai repris. Tout d'abord nous introduisons briévement General Electric et GE Healthcare (1.1). Nous décrivons ensuite les différentes applications cliniques du système (section 1.2). Dans la section 1.3, nous décrivons deux environnements interventionnels, en particulier un environnement LightSpeed CT et Innova de GE Healthcare. Puis, on explique le principe de la navigation électromagnétique et le système de navigation de GE (Chapitre 3).

Dans la déuxième partie, nous expliquons les améliorations apportées au système de navigation (chapitre 4), puis nous décrivons les différents sources d'interférences (Chapitre 5) ainsi que les tests mis en oeuvre pour vérifier et valider le système (Chapitre 6). Les résultats principaux de ces tests sont présentés dans le chapitre 7. Dans le chapitre 8 nous présentons l'architecture logicielle de l'application de navigation ainsi que les nouvelles fonctionnalités développées durant notre projet.

Dans la troisième partie de ce manuscrit, nous discutons du projet et de l'avenir de ce projet.

1.1 General Electric GE

En 1892, GE a été créé par la fusion de deux entreprises : Edison General Electric et la compagnie Thomson-Houston. Aujourd'hui, GE est présent dans plus de 100 pays et emploie plus de 327 000 personnes dans le monde. GE est composé de six branches d'activité [7] :

- GE Commercial Finance. Cette branche est considérée comme un « moteur de croissance ». Cette division est présente dans 35 pays et joue un rôle clé dans le financement des entreprises et l'accompagnement à la croissance. GE Commercial Finance est reconnu comme expert dans l'accompagnement des PME.
- GE Infrastructure. Cette unité conçoit des technologies pour de nombreux domaines d'activités tels que les moteurs d'avions, la gestion et le traitement de l'eau, la production d'énergie, l'industrie du pétrole et du gaz ainsi que le transport ferroviaire. GE Infrastructure propose également des produits et services liés à la sécurité.
- GE Healthcare (GEHC). Cette division est leader dans la conception d'équipements de haute technologie dans le domaine de l'imagerie médi-

^{2.} http://www.mskcc.org

cale, des technologies de l'information, d'aide aux diagnostics médicaux et de suivi des patients. Elle excelle aussi dans la recherche médicale et la découverte de molécules biopharmaceutiques.

- GE Money. Cette branche est spécialisée dans le financement aux particuliers. GE Money compte 100 millions de clients et plus de 150 000 partenaires distributeurs dans une cinquantaine de pays.
- GE Industrial. Cette division offre une large gamme de produits et de services dans le monde : appareils électroménagers, systèmes d'éclairage et composants électriques, systèmes d'automatisation, plastiques techniques, silicones et quartz, systèmes de sécurité, capteurs. Cette unité propose des financements, de la gestion d'équipements, des services de management et de logistique.
- NBC Universal. Ce business est une des premières compagnies dans le domaine des médias et du divertissement. Il développe, produit et met sur le marché des films et des chaînes de télévision à grande audience.

En 2007, GE a généré une croissance à deux chiffres du profit et des revenus (173 milliards de dollars de revenus et 22.5 milliards de dollars de profits). En moyenne, la croissance des revenus sur les quatre dernières années est de 14% par an.

1.1.1 GE Healthcare GEHC

L'objectif de GEHC [2] est d'aider les médecins à prédire, diagnostiquer, informer et traiter les pathologies le plus tôt possible afin d'améliorer la qualité de vie du patient.

GEHC pèse 17 milliards de dollars et emploie à travers le monde plus de 46 000 personnes. Les différentes branches d'activité de GE Healthcare sont :

- Diagnostic Imaging de GEHC qui offre aux médecins des moyens rapides et non-invasifs pour visualiser des fractures, diagnostiquer des traumatismes dans les services d'urgences, visualiser le cœur et sa fonction ou identifier les stades précoces des cancers et autres maladies cérébrales. Avec la radiographie, la mammographie numérique, le scanner (CT), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et l'imagerie moléculaire, GE crée des produits innovants permettant aux cliniciens d'explorer l'intérieur du corps humain avec une précision accrue.
- Global Services de GEHC qui collabore avec les prestataires de soins médicaux du monde entier pour assurer une maintenance de qualité d'une vaste gamme de systèmes et d'appareils médicaux.
- Clinical Systems de GEHC qui offre tout un éventail de technologies et services destinés aux cliniciens et aux administrateurs d'établissements hospitaliers et permettant aux personnels soignants d'améliorer

chaque jour la qualité et l'efficacité des soins prodigués. L'accent est mis sur l'échographie, l'ECG, la densitométrie osseuse, le monitoring patient, les incubateurs et autres couveuses, l'anesthésie et les soins respiratoires avec des soins qui vont du simple dépistage au diagnostic avancé en passant par la thérapeutique salvatrice. Il inclut aujourd'hui Interventionnal qui offre des outils et des technologies pour des soins interventionnels.

- Life Science de GEHC qui innove par la recherche de nouveaux médicaments, la fabrication de produits biopharmaceutiques et des technologies cellulaires. Cette branche conçoit également des systèmes et des équipements destinés à la purification des produits biopharmaceutiques.
- Medical Diagnostics de GEHC qui développe des produits pharmaceutiques d'imagerie médicale utilisés sur les systèmes de radiographie, d'IRM et de médecine nucléaire, par exemple pour faire ressortir certains organes, tissus ou fonctions à l'intérieur du corps humain pour aider les médecins dans la détection, le diagnostic et la prise en charge des pathologies.
- Integrated IT Solutions de GEHC qui propose des solutions IT cliniques et financières complètes comprenant des produits IT d'entreprises et de départements, des applications de gestion de cycle de chiffre d'affaires et de pratiques.
- Surgery de GEHC qui offre des outils et des technologies mobiles pour des soins chirurgicaux parfaitement intégrés : des systèmes de radioscopie mobiles, des instruments de navigation et de visualisation 3D.

1.1.2 AMA (Advanced Medical Applications)

Mon stage s'est déroulé dans le département AMA (Advanced Medical Application) qui fait partie de la branche Clinical Systems.

Ce département est en charge de la faisabilité et de la conception des applications pour GE Healthcare qui seront intégrées aux systèmes de radiologie et de cardiologie interventionnelle. Ce département est divisé en deux groupes :

- Cardiaque (5 permanents)

- Vasculaire (4 permanents)

Le département AMA interagit avec d'autres départements de l'entreprise et avec le client. Il a l'opportunité d'installer certains prototypes sur des sites de référence et d'avoir un retour direct de leur part. Pour mon stage, j'ai été intégré à l'équipe vasculaire.

1.2 Applications cliniques

L'intégration de notre système de navigation vise trois applications cliniques principales :

- 1. L'ablation par radio-fréquence (ablation RF) des tumeurs du foie (*c.f.* section 1.2.1).
- 2. La vertébroplastie percutanée ou kyphoplastie (c.f. section 1.2.2).
- 3. La chimioembolisation du foie (c.f. section 1.2.3).

1.2.1 Ablation par radio-fréquence (Ablation RF)

L'ablation RF est une technique pour traiter les tumeurs dans les tissus mous tels que le foie[3]. C'est un procédé de destruction de tissus par la chaleur. La méthode consiste à délivrer un courant sinusoïdal de 500 kHz par le biais d'une électrode insérée au sein d'une tumeur solide sous contrôle échographique ou tomodensimométrique (scanner X). En circulant dans les tissus, le courant de radio-fréquence crée une agitation ionique qui provoque un échauffement des tissus. Au-dessus de 60°C, toutes les cellules meurent instantanément [6] (figure 1.1).



(a) Avant l'ablation RF

(b) Après l'ablation RF

FIGURE 1.1 – Ablation par radio-fréquence

L'outil utilisé dans cette procédure est une aiguille d'ablation (c). Cette aiguille a une taille de 16 Ga³, et s'insère dans une cannule (b) de 14 Ga;

^{3.} Ga=gauge : $diametre_{pouces} = \frac{1}{gauge}$, ou $diametre_{mm} = \frac{25.4}{gauge}$

la longueur de cette aiguille est de 10 ou 15 cm (figure 1.2). Nous montrons aussi un prototype d'aiguille de navigation (a) dans la figure 1.2.



FIGURE 1.2 – Stylet de navigation (a), cannule (b) et stylet d'ablation (c) pour l'ablation RF

1.2.2 Vertébroplastie percutanée / kyphoplastie

La vertébroplastie percutanée est une technique de radiologie interventionnelle consistant à injecter, sous guidage fluoroscopique et par voie percutanée, du ciment (mélange de polymères) au sein d'un corps vertébral fragilisé par un processus pathogène, afin d'obtenir un effet antalgique et une stabilisation de la vertèbre (figure 1.3).



FIGURE 1.3 – Vertébroplastie

La kyphoplastie est un procédé similaire où un ballon est gonflé dans le corps vertébral pour créer une cavité et redonner de la hauteur à la vertèbre [1] (figure 1.4).



FIGURE 1.4 – Kyphoplastie

Dans ce cas, on navigue une aiguille de vertébroplastie. Il y a deux types d'aiguilles, qui s'utilisent pour différentes étapes de l'intervention (voir section 3.3) :

Stylet : il est utilisé pour accéder à l'os, la taille est de 16 Ga pour l'aiguille
(a) et de 14 Ga pour la cannule (b), pour une longueur de 10cm ou 15cm. Il en existe deux types de pointes : en diament ou hélicoïdale
(c).



FIGURE 1.5 – Stylets pour la vertébroplastie

Trocart : il est utilisé pour percer dans l'os, est l'outil la plus grosse (13 Ga) qui sert à injecter le ciment dans l'os. Il consiste à un cannula (b) à travers lequel on introduit le ciment et à l'aiguille elle même (a) qui perce dans l'os, et que l'on enlève après.



FIGURE 1.6 – Trocart pour la vertébroplastie

1.2.3 Chimio-embolisation du foie

Un autre moyen de tuer la tumeur du foie est de l'emboliser (pour des tumeurs d'un diamètre de plus de 3 cm). Cette chimio-embolisation consiste à injecter une drogue qui tue les cellules de la tumeur et un produit d'embolisation qui arrête la circulation du sang dans celle-ci (ce qui entraîne une hypoxie des cellules tumorales). Pour guider ces instruments près de la tumeur, le radiologue interventionnel le fait sous guidage fluoroscopique, qui sont des images à rayons X de faible dose. Pour cela il insère son cathéter dans l'artère fémorale et le monte jusqu'à l'artère hépatique. Il injecte ensuite la drogue et l'embol dans l'artère qui irrigue la tumeur. Le blocage peut être temporaire ou permanent suivant le type de particules injecté. Le taux de réponse pour la chimio-embolisation est entre 60% et 80% des cas avec en moyenne une durée de un an pour le CHC ⁴ [16].



(a) Tumeur hépatique

(b) Injection sélective dans la(c) La tumeur est dévascularisée tumeur avec un cathéter

FIGURE 1.7 – Chimio-embolisation du foie

Dans ce type d'intervention on navigue des guides, qui intègrent une micro-bobine de 3mm de longueur et 20 Ga de diamètre (voir figure 3.2.1).

1.3 La problématique

L'intégration d'un système de navigation électromagnétique dans un environnement interventionnel présente principalement deux points auxquels il faut faire attention :

^{4.} Carcinome Hépato-Cellulaire ou cancer primitif du foie.

- 1. La *localisation du système* doit permettre le déroulement normal de l'intervention. Plus particulièrement, on fait attention à l'endroit où on place l'antenne réceptrice (antenne ou carte PCB).
- 2. Un système de navigation électromagnétique est susceptible de subir des *interférences*, provoquées par des sources passives (masses conductrices) ou actives (inducteurs de champs magnétiques).

Il faut faire face à ces contraintes tout en gardant une précision spécifiée par l'application clinique.

Chapitre 2

L'intégration dans un environnement interventionnel

Les différents environnements interventionnels étudiés (Innova et scanner X) ont des caractéristiques spécifiques, notamment en ce qui concerne les composants ou pièces métalliques; pour cette raison on les décrit séparément.

2.1 L'environnement Innova

L'environnement Innova est une salle de radiologie interventionnelle équipée d'un système d'imagerie GE Innova 4100, et plusieurs équipements en plus, comme un respirateur, un système ECG et plusieurs écrans.

Le système Innova est un système d'imagerie qui permet de faire des acquisitions 2D projectif et 3D. On identifie quatre éléments dans le système Innova : la table (support), le « C » (comprenant l'arceau, le tube à rayons X et le détecteur), le « L », et le pied de table (figure 2.1).



FIGURE 2.1 – Innova 4100

L'antenne du système de navigation est placée sur le support de table (ou *dans* le support de table, voir section 6.1.2), au niveau de l'isocentre du système Innova de sorte que lors d'une intervention le patient soit couché sur l'antenne¹. Tous les autres éléments du système de navigation sont éloignés du système Innova ou de ses côtés.

La plupart des tests ont été effectués dans une salle d'intégration chez GE. Cette salle est beaucoup plus petite qu'une salle réelle, et comme équipements médicales il n'y a que le système Innova. Nous avons aussi réalisé des tests dans une vraie salle de radiologie interventionnelle, à l'IGR² (figure 2.1).



FIGURE 2.2 – Salle de radiologie interventionnelle à l'IGR

Ce système Innova est utilisé pour la vertébroplastie, la kyphoplastie et la chimioembolisation du foie.

2.2 L'environnement CT

L'environnement CT (équipé d'un scanner CT GE LightSpeed) est une salle de radiologie interventionnelle utilisée pour l'ablation RF.

On identifie trois éléments principaux : la table (support plus railles contenant un moteur), l'arceau, et le pied de table (figure 2.3).

^{1.} L'antenne est une carte PCB très fine, voir section 3.1

^{2.} Institut Gustave Roussy, http://www.igr.fr



FIGURE 2.3 – CT LightSpeed

L'antenne se situe sur le support de table. Les autres éléments sont éloignés du système CT ou de ses côtés.

Dans ce cas, tous les tests ont été menés au centre médical de Bligny 3 , dans un environnement interventionnel réel.

^{3.} http://www.cm-bligny.com

Chapitre 3

La navigation avec des capteurs EM

Le système de navigation est constitué de trois sous-systèmes, à savoir : les capteurs électromagnétiques et l'antenne; le module de traitement des positions et orientations (qui calcule la position et orientation –P&O– des outils); et l'application de visualisation, qui affiche le résultat. Dans la suite on détaille le fonctionnement du premier sous système.

3.1 Principe

L'obtention de la position et l'orientation d'un capteur par rapport à l'antenne est basée sur le calcul précis des inductances mutuelles [11].

L'inductance mutuelle, $L_{1\to 2}$, entre deux éléments *circuit*₁ et *circuit*₂, dans ce cas des bobines, s'exprime par

$$v_2 = L_{1 \to 2} \frac{di_1}{dt} \tag{3.1}$$

où i_1 est le courant variable du $circuit_1$ qui crée un champ magnétique induisant une tension v_2 dans le $circuit_2$.

Mais on sait aussi que l'inductance mutuelle entre deux bobines est fonction de leurs géométries et leurs positions (et orientations) relatives, d'après la formule de Neumann [2] :

$$L_{1\to2} = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint_{circuit_1} \oint_{circuit_2} \frac{d\vec{l}_1 \cdot d\vec{l}_2}{r_{1\to2}}$$
(3.2)

Où

 $r_{1\to 2} = |\vec{l_1} - \vec{l_2}|$

 l_1 est un segment du $circuit_1,$ et l_2 est un segment du $circuit_2$ et $\mu_0=4\pi 10^{-7}henries/metre$

(Voir figure 3.1)



FIGURE 3.1 – Inductance mutuelle

Donc, si la géométrie des bobines est bien connue (i.e., par calibrage), et que l'on peut mesurer précisément l'inductance mutuelle en mesurant i_1 et v_2 , on est capable de déterminer la position et l'orientation d'une bobine par rapport a l'autre [2].

3.2 Le système de navigation GE

Le système de navigation de GE est constitué d'un système de visualisation (voir section 8), un système de traitement des P&O's et des dispositifs électromagnétiques, en particulier :

- Des bobines *émettrices ou capteurs* (générateurs du champ magnétique) et qui sont intégrées dans les outils de navigation. Elles émettent autour de 14KHz.
- Des bobines réceptrices qui sont assemblées pour former une antenne.
 Cette antenne est planaire et ressemble à un circuit imprimé (*i.e.* : PCB).



FIGURE 3.2 – Schéma du système de navigation

3.2.1 Types d'outils de navigation

Il existe deux types de capteurs conçus pour les outils de navigation :

 Le trio ISCA est un capteur constitué de trois bobines (a, b et c), centrées et orientées dans trois directions orthogonales (figure 3.3) :



FIGURE 3.3 – Disposition géométrique des bobines du trio dans l'espace

Cette configuration permet de mesurer six degrés de liberté (DDL) : les positions dans les trois directions de l'espace et les trois angles d'Euler pour l'orientation (précession, nutation et rotation propre) comme détaillé dans l'annexe B. La taille de ce capteur est d'environ 1cm^3 . Il s'attache uniquement sur des outils rigides ou pour suivre le mouvement du patient en l'attachant à une ceinture (voir section 3.4). Il peut être câblé (« Hockey Puck ») ou sans fil (« Wi Snap¹ »).

^{1.} Le « Wi Snap » est un dispositif équipé d'un trio-ISCA, sans fil, et que l'on accroche à un instrument. Sa taille est de 6cm x 2cm x 1.5cm, et il est souvent utilisé dans la vertébroplastie avec le trocart.

 La micro-bobine est une bobine très petite (diamètre inférieure à 1mm et entre 3mm et 6mm de longueur). Aussi il est possible d'intégrer cette bobine dans des outils de navigation comme des aiguilles ou des guides (figure 3.2.1).



FIGURE 3.4 – Le guide est un des outils intégrant une micro-bobine.

Sa petite taille permet une introduction peu invasive dans le corps du patient, mais le fait d'avoir une seule bobine, de forme cylindrique donc symétrique par rapport à un des axes de rotation permet d'avoir uniquement cinq DDL, à savoir les trois positions dans les trois directions de l'espace, et deux orientations : précession et nutation. La rotation autour de l'axe de la bobine est indéterminée.

3.2.2 L'antenne PCB

L'antenne PCB est équipée de 12 bobines qui captent le champ magnétique créé par les bobines ISCA et micro-bobines. Il s'agit d'un circuit imprimé de 1mm d'épaisseur et de 40x40 cm de surface (figure 3.5).



FIGURE 3.5 – L'antenne de réception

Cette antenne est connectée via un câble au module de traitement de P&O. À partir des courants générés dans les bobines des outils et des tensions induites dans l'antenne, on peut donc calculer les inductances mutuelles entre les bobines des outils et celles de l'antenne (c.f. section 3.1).

3.2.3 Le « Goodness-Of-Fit »

Le fait qu'il y ait 12 bobines sur l'antenne permet une redondance dans la mesure de l'inductance mutuelle. On se sert de cette redondance pour estimer les P&O's. En fait, une fonction coût (GOF) est minimisée afin d'obtenir le P&O d'une bobine de l'outil par rapport aux douze bobines de l'antenne. Le GOF exprime l'écart entre les inductances mutuelles modélisées, L_{mod} (qui sont fonctions de la position et de l'orientation), et les inductances mutuelles mesurées, L_{mes} [2] :

$$GOF = \frac{\sum_{t=0}^{n} \sum_{r=0}^{m} (L_{mod} - L_{mes})_{t,r}^{2}}{\sum_{t=0}^{n} \sum_{r=0}^{m} (L_{mes})_{t,r}^{2}}$$
(3.3)

où n est le nombre de bobines dans l'outil et m le numéro de bobines dans l'antenne utilisés pour le calcul du GOF.

Les valeurs du GOF en dessous de 10^{-5} sont considérées bonnes².

3.3 Les scénarios applicatifs

Le scénario applicatif est la façon dont la navigation se déroule avec une application clinique spécifique. Pour les trois applications cliniques décrites dans la section 1.2, la phase initiale est commune. On suppose que, avant l'intervention, le système de navigation a été mis en place, et que l'antenne est placée sur la table et en dessous du matelas. Ainsi le scénario se déroule de la façon suivante :

- 1. Le patient est placé sur le matelas, près de l'antenne, où le radiologue souhaite naviguer.
- On place la ceinture sur le patient. On la centre de façon à avoir les sept billes de la boucle dans le champ de vue 3D du système d'imagerie. Si le médecin souhaite travailler en suivant le mouvement de l'organe, il introduit une aiguille :
 - Pour l'ablation RF et la chimioembolisation, on place l'aiguille (stylet) avec le capteur dans le parenchyme du foie.
 - Pour la vertébroplastie ou la kyphoplastie, on l'introduit dans une vertèbre voisine à celle de la lésion. Pour cela, on se sert d'un stylet avec une cannule pour percer l'os. Puis on retire le stylet tout en

^{2.} Éventuellement, on peut considérer le filtrage des points au dessus d'un certain seuil du GOF.

gardant la canule, dont on se sert pour introduire l'aiguille avec le capteur.

- 3. On fait l'acquisition du volume 3D, qui est ensuite transféré vers la station de navigation.
- 4. On effectue le recalage, soit avec la ceinture, soit avec l'aiguille (c.f. section 3.4).
- 5. L'intervention à l'aide du système de navigation peut alors débuter.

3.4 Le recalage entre l'image 3D et le système de navigation

Le recalage consiste à établir la correspondance entre l'espace du système de navigation et l'espace image. Cette correspondance est exprimée sous la forme d'une matrice de recalage, $M_{ant \rightarrow IMG_{outil}}$, à savoir :

$$p_{IMG_{outil}} = M_{ant \to IMG_{outil}} \times p_{TR_{cap}} =$$

$$M_{ant \to RD} \times M_{RD \to IMG_{cap}} \times M_{IMG_{cap} \to IMG_{outil}} \times p_{TR} (3.5)$$

où p_{IMG} est le P&O de *l'outil* dans l'espace image et p_{TR} est un P&O du capteur dans l'espace du système de navigation.

Cette matrice, $M_{ant \to IMG_{outil}}$, est calculée en plusieurs étapes comme on voit dans l'équation 3.5 :

 Calcul du P&O par rapport a un autre capteur de référence (figure 3.6) Il y a deux raisons pour vouloir exprimer le P&O par rapport à un autre capteur que l'antenne. La première est que si ce capteur de référence est solidaire du corps du patient, on va suivre ce mouvement et alors on ne perd pas le recalage même si le patient bouge lors de l'intervention. La deuxième est d'automatiser le recalage (c.f. section 3.4.1).

Aussi, le module de calcul des P&O permet de faire ce calcul directement; il calcule automatiquement la matrice $M_{ant\to RD}$, et c'est totalement transparent.



FIGURE 3.6 – Recalage : étape 1

- 2. Calcul de la position du capteur dans l'espace image
 - On calcule la matrice de correspondance entre l'espace image et l'espace de la référence dynamique. Pour cela, on a besoin d'un ensemble de points connus au même temps dans les deux repères. Dans ce but, on a un dispositif qui intègre un capteur électromagnétique (l'« Hockey Puck », c.f. section 3.4.1) ainsi que des marqueurs détectables dans l'image, dont la position par rapport au capteur est connue (voir figure 3.9). Il s'agit de la boucle d'une ceinture que l'on met sur le patient avant de faire l'acquisition 3D (figure 3.7).



FIGURE 3.7 – Recalage : étape 2
Plus précisément, on calcule la matrice $M_{RD \to IMG_{cap}}$ comme :

$$M_{RD \to IMG_{cap}} = \operatorname{argmin}_{M} \sum \left(M \times marqueur_{RD,i} - marqueur_{IMG_{cap},j} \right)^{2}$$
(3.6)

où $\{marqueur_{RD,i}\}_{i=1...7}$ sont les positions mesurées (avec le système de navigation) des marqueurs, et $\{marqueur_{IMG,i}\}_{i=1...7}$ sont les positions détectées (dans l'image) des marqueurs.

3. Calcul de le P&O de l'outil dans l'espace image

On veut afficher sur le volume la pointe de l'outil que l'on navigue, indépendamment d'où est le capteur à l'intérieur. Pour cela il faut trouver la transformation entre le capteur et la pointe de l'outil (voir section 6.2.1), qui est une autre matrice de la forme

$$M_{IMG_{cap} \to IMG_{outil}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & c_x \\ 0 & 1 & 0 & c_y \\ 0 & 0 & 1 & c_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(3.7)

donc une translation du capteur à la pointe de l'outil. Le vecteur (c_x, c_y, c_z) est le calibrage de l'outil (figure 3.8).



FIGURE 3.8 – Recalage : étape 3

Si l'on veut être rigoureux, la matrice de recalage est seulement la matrice de correspondance entre les deux repères, donc la matrice $M_{RD \to IMG_{cap}}$; par conséquent, désormais c'est cette matrice que l'on utilise quand nous parlons de matrice de recalage dans ce document.

3.4.1 Recalage avec une ceinture (suivi du patient)

Celle-ci est la procédure standard de recalage. Dans la boucle de la ceinture (que l'on suppose solidaire au patient), il y a sept marqueurs (billes métalliques), et un socle où fixer le capteur de référence : l' « Hockey Puck » (figure 3.9), de façon qu'il soit toujours dans la même position par rapport aux marqueurs. L' « Hockey Puck » est un capteur de type trio ISCA et donc possède 6 DDL.

La position des marqueurs par rapport au capteur est connue, car les sept marqueurs ont été d'abord pointés (avec un autre outil) dans un environnement libre d'interférences.

Les marqueurs sont détectés dans l'image par l'application de visualisation; ainsi on a deux jeux de positions, qui permettent de trouver la matrice de recalage. En prenant en compte le décalage du capteur par rapport à la pointe de l'outil (*i.e.*, le calibrage de l'outil) on peut alors afficher l'outil de navigation dans le volume.



FIGURE 3.9 - « Hockey Puck » placé sur la boucle

Grâce à cette technique, on ne perd pas le recalage si le patient bouge, car la ceinture et le capteur dans la ceinture sont solidaires entre eux.

Deuxième partie

Développement des nouvelles fonctionnalités et déroulement des tests

Chapitre 4

Suivi du mouvement interne du patient

Le suivi du mouvement du patient avec une ceinture a deux désavantages : en premier lieu, la ceinture doit être placée près de la zone d'intervention, ce qui peut gêner le médecin. En plus, la ceinture ne peut suivre que le mouvement *externe* du patient, mais pas celui *interne*, des organes, dû à la respiration.

4.1 Principe de suivi avec une aiguille

Une méthode de suivi du mouvement des organes (en particulier de l'organe sur lequel le médecin intervient) consiste à placer un capteur à l'intérieur de cet organe, et d'y référer l'outil de navigation. Ce capteur peut s'introduire à l'intérieur d'une aiguille.

La procédure est la suivante :

- 1. On place la ceinture avec l' « Hockey Puck » sur le patient.
- 2. On introduit l'aiguille à l'endroit où on veut suivre la respiration.
- 3. On fait l'aquisition de l'image 3D. Les marqueurs de la boucle de la ceinture doivent être visibles dans le volume.
- 4. On fait le changement de référence dynamique (du capteur de la boucle au capteur de l'aiguille), comme indiqué dans la section 4.2.
- 5. On peut laisser maintenant le patient en respiration libre et même enlever la ceinture sans perdre le recalage par rapport à la aiguille placée à l'intérieur de l'organe.

4.2 Changement de référence dynamique (ceintureaiguille)

La position des marqueurs par rapport à un capteur est nécessaire pour faire le recalage (avec les positions des marqueurs détectés dans l'image). Ces positions sont bien connues pour l'« Hockey Puck », car il est toujours au même endroit par rapport aux marqueurs (en fait on connaît leur position *par rapport à l'« Hockey Puck »*). C'est pour cela que, quand on veut changer de référence dynamique et s'en servir d'une qui est dans une position arbitraire (repère « a », voir figure 4.1) par rapport aux marqueurs, on fait un calcul en deux temps : dans un premier temps on calcule le P&O de la nouvelle référence dynamique par rapport à l'« Hockey Puck » (repère « HP », voir figure 4.1), et puis on transforme les positions des marqueurs du repère « Hockey Puck » au repère de la nouvelle référence dynamique :

$$marq_{nouvelleRefDyn} = M_{HP \to nouvelleRefDyn} \times marq_{HP}$$
 (4.1)

Alors il faut obtenir la matrice $M_{HP\to nouvelleRefDyn}$. Cette matrice de transformation, entre le repère « Hockey Puck » et le repère « aiguille », est composée d'une matrice de rotation et d'une matrice de translation. Soit $(a_x, a_y, a_z, a_n, a_p, a_r)$ le P&O de l'aiguille (nouvelle référence dynamique) par rapport a l' « Hockey Puck », alors la matrice de rotation est :

$$M_R(a_n, a_p, a_r) = M_x(a_p) \times M_y(a_n) \times M_z(a_r)$$
(4.2)

dont on peut voir une expression plus détaillée dans l'annexe B, (équation B.1).

Et la partie translation est :

$$M_T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_x \\ 0 & 1 & 0 & a_y \\ 0 & 0 & 1 & a_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(4.3)

Des équations 4.2 et 4.3 on peut calculer la matrice de transformation :

$$M_{a \to HP} = M_T \times M_R \Longrightarrow M_{HP \to a} = (M_T \times M_R)^{-1}$$
(4.4)

Et on calcule donc la position des marqueurs par rapport à l'aiguille :

$$marqueurs_a = M_{a \to HP}^{-1} \times marqueurs_{HP} \tag{4.5}$$



FIGURE 4.1 – Recalage avec une aiguille

Cette méthode est limitée par le fait que tout capteur suffisamment petit pour être inséré dans le corps du patient n'a que cinq DDL (c.f. section 3.2.1). Cela veut dire qu'il y a des plans de rotation où on risque de perdre le recalage. En particulier, on peut faire des rotations dans des plans contenant l'aiguille (i.e., des plans qui contient l'axe de la bobine, voir figure 4.2), mais une rotation du volume dans un autre plan et, surtout autour de l'axe de l'aiguille (qui doit coïncider avec l'axe de la bobine à l'intérieur) fait perdre le recalage.



FIGURE 4.2 – plans de rotation permis quand la référence dynamique a 5 DDL.

Chapitre 5

Les sources d'interférences

Tout système électromagnétique est sensible aux interférences métalliques et électromagnétiques [14]. On identifie deux types de sources : les sources statiques (passives, e.g. une plaque métallique), et les sources dynamiques (actives e.g. les bobines d'un transformateur de courant). Le système de navigation subit ces deux types d'interférences dans une salle interventionnelle [12].

5.1 Sources statiques

On appelle source statique ou passif, tout matériel conducteur (métallique ou pas) qui se trouve près du champ magnétique. En fait, un champ magnétique variable (comme celui émis par les capteurs des outils) induit un courant dans tout objet possédant une certaine conductivité électrique présent dans le milieu.

En fait, quand un champ magnétique variable pénètre dans une masse conductrice, un courant est induit (i.e., courant de Foucault, *c.f.* annexe C), ce qui provoque un champ magnétique s'opposant au champ qui l'a provoqué. En pratique, cela provoque une déformation du champ magnétique émis par les bobines, et par conséquent, les positions se décalent dans le sens inverse de la position de la masse métallique (*i.e.*, les capteurs semblent s'éloigner de la source d'interférences).

5.1.1 Environnement Innova

Dans l'environnement Innova (figure 2.1), les sources d'interférence statiques les plus importantes sont la table, le détecteur et le pied de table. Le détecteur Le détecteur est une masse métallique de 40cm x 40cm de surface et 10cm de hauteur. L'influence du détecteur dépend de la SID ainsi que de la position verticale de la table. En général, les interférences sont plus importantes quand la SID est réduite et quand les capteurs se rapprochent de lui.

La table Innova La table Innova est faite en fibre de carbone, un matériel non-métallique mais conducteur. Elle est responsable des interférences les plus importantes quand les capteurs sont près de l'antenne.

Position optimale de la table Vu que le détecteur est très perturbant, on pourrait songer à s'en éloigner vers le pied de table, une fois que l'on n'a plus besoin des rayons X. Néanmoins, le pied de table présente une grande masse métallique et provoque des interférences importantes. Il existe donc une position optimale, entre l'isocentre du système et le pied de table.

5.1.2 Environmement CT

Dans un environnement CT, les sources d'interférence statiques les plus importantes sont la table et le pied de table.

Le pied de table Le pied de table du scanner CT présente une grande masse conductrice et par conséquent il faut s'en éloigner, et donc se rapprocher de l'arceau.

La table Le support de table CT est en fibre de carbone (matériel conducteur) ce qui provoque des interférences. De plus ce n'est pas le principal contributeur aux interférences. Dans les rails de la table, en dessous du support de table, il existe un moteur (qui sert à déplacer la table), qui présente une masse métallique qui créée des interférences même quand il ne tourne pas. C'est pour cela que dans l'environnement CT la solution pour avoir une meilleur précision consiste à s'éloigner verticalement de la table.

5.1.3 Amélioration du système

Afin de minimiser l'impact des interférences, nous proposons dans cette section des moyens pour les diminuer.

Table en Kevlar Le Kevlar est un matériel avec un index de conductivité électrique très faible (négligeable par rapport à celui de la fibre de carbone), et présente des propriétés mécaniques adéquates en termes de charge (poids du patient).

J'ai réalisé des tests avec une table en Kevlar dans un environnement Innova et les résultats sont très positifs. Notamment, on a prouvé une amélioration de la performance de 30% sur la précision du système (tableau 6.2). De plus, les interférences dues aux autres éléments sont aussi affaiblies (en particulier, celles liées au détecteur).

Par contre, dans un environnement CT il est trop coûteux de remplacer la table de fibre de carbone par une table en Kevlar, alors la solution envisagée est de placer un support de table en Kevlar sur la table CT. La distance entre la table CT et le support de table est d'environ 10 cm (figure 5.1).



FIGURE 5.1 – Amélioration de la précision quand on s'éloigne verticalement de la table CT $\,$

5.1.4 Sources dynamiques

Les sources d'interférence dynamique sont celles générant des champs magnétiques, comme des éléments mécaniques en mouvement (notamment le tube de rayons X quand il tourne, à vitesse constante) ou les bobines des transformateurs des sources de puissance. Dans les deux cas, le champ magnétique généré est constant, ce qui provoque une oscillation sinusoïdale des positions d'une amplitude proportionnelle à la distance de l'antenne à la source du champ magnétique.

5.1.4.1 Interférences avec générateurs électriques

Le générateur de puissance du système Innova est en dehors de la salle de radiologie interventionnelle, et on considère donc leur influence négligeable. Cependant, le système est sensible aux interférences provenant d'autres générateurs de puissance; si dans les salles contiguës il y a des transformateurs d'alimentation générale, par exemple pour un bâtiment tout entier, cela provoque des interférences qui entraînent des erreurs de plusieurs cm sur la position des capteurs. Dans l'environnement CT, le générateur du tube RX est placé dans l'arceau, ce qui provoque des interférences dés que l'on s'y rapproche.

5.1.4.2 Rotor du tube

Dans l'environnement Innova, le rotor du tube tourne à chaque fois que l'on fait des X. De plus, le tube tourne pendant 10 minutes pour permettre une acquisition d'image instantanée au cas où le médecin veut en faire à des intervalles de temps proches (ce qui est assez normal dans les interventions que l'on cible). La proximité du tube à l'antenne fait que les interférences qu'il provoque sont très importantes.

5.1.4.3 Solutions prévues pour affaiblir l'effet des interférences dynamiques

Pour éviter les interférences dues au rotor du tube, dans un premier temps nous avons implémenté une fonctionnalité qui permet d'arrêter le rotor à n'importe quel moment. Cependant, ce n'est pas une option viable a long terme, parce que la vie du rotor est raccourcie si on l'arrête et on le redémarre tout le temps.

Une autre option est de placer l'antenne du côté du détecteur. De cette façon, l'antenne est plus loin du tube et l'influence est moindre.



FIGURE 5.2 – Antenne place à côté du détecteur

Finalement, une autre solution a été envisagée pour toutes les interférences dynamiques, basée sur le caractère sinusoïdal (i.e., mono-fréquentiel) des oscillations. Une modélisation du tube et des générateurs permettrait de filtrer la fréquence interférant et enlever cette composante de l'interférence globale.

Chapitre 6

Qualification et vérification du système de navigation

La qualification et la vérification constituent une partie essentielle pour son intégration dans un système d'imagerie. Les tests que j'ai mis en oeuvre dans cette étude se classent en 3 types :

- Les tests unitaires : ils sont conçus afin d'isoler une seule source d'erreur où un phénomène particulier ; par exemple, ils permettent d'étudier le décalage de la position d'un capteur (voir section 5.1) provoqué par un élément spécifique du système comme le tube de rayons X.
- Les tests des outils : ils permettent la vérification et la qualification des outils (alignement et calibrage).
- Le test système : il qualifie l'erreur globale du système, et il intègre les erreurs comme l'erreur de l'acquisition 3D, l'erreur de recalage, l'erreur de calcul des positions, etc.

6.1 Tests unitaires

6.1.1 Principe

Les tests unitaires permettent de déterminer de façon simple et rapide si les capteurs EM subissent des interférences. Pour cela, deux capteurs sont placés sur un support à une distance fixe et connue. En l'absence d'interférence, la distance mesurée reste constante quand on parcourt l'espace avec ce dispositif. Par contre, deux phénomènes font varier cette distance [2, 10] : les interférences électromagnétiques et la distance des capteurs à l'antenne. Pour ces tests, des P&O's sont acquis pendant un certain temps permettant aussi l'analyse des variations de la distance au cours du temps.



FIGURE 6.1 – Test unitaire

La distance entre les deux capteurs est mesurée dans un environnement libre d'interférences (*i.e.*, distance de référence) afin de calibrer le dispositif. Puis elle est comparée avec la distance obtenue dans les tests d'intégration avec le système d'imagerie (Innova ou CT). Plus précisément, deux paramètres sont calculés à partir de ce dispositif : la distance dans le temps entre les deux capteurs (moyenne et écart type), et la variation de cette distance (fréquence et amplitude).

6.1.2 Applications et résultats

On utilise ce test en variant un seul paramètre environnemental à chaque fois. Les phénomènes que nous étudions ont été :

1. Les interférences statiques :

(a) Influence de la position de la table

On place les capteurs à une hauteur fixe par rapport à l'antenne et on déplace la table de quelques centimètres, à chaque mesure afin de trouver la position optimale pour la navigation.



FIGURE 6.2 – Position optimale de la table

Il existe dans cette configuration une position privilégié pour chaque système d'imagerie, entre le pied de table et l'isocentre du système (Innova et CT).

(b) Influence de la position des capteurs par rapport à l'antenne En Innova, nous montrons que l'erreur augmente de façon linéaire avec la hauteur. En environnement CT l'erreur, est plus importante et il est nécessaire donc de limiter la hauteur pour se ramener à une configuration similaire avec Innova et table en Kevlar.



FIGURE 6.3 – Distance capteur à antenne en Innova et CT

En environnement Innova, à 30 cm, cette erreur est de 1,5 mm pour la table en fibre de carbone, trois fois plus que pour une table en Kevlar. Finalement, l'utilisation d'une table en Kevlar permettrait aussi d'intégrer l'antenne dans le support de table au lieu de la placer au dessus.

(c) Influence de la variation de SID dans le système Innova

A SID maximale, l'influence du détecteur est faible ; l'erreur vient plutôt de l'arceau et le « L », d'où que les principales composantes de l'erreur global soient x et y (horizontales). Au fur et à mesure que l'on fait descendre le détecteur, on observe une augmentation de l'erreur sur la composante z :



FIGURE 6.4 – Variation de la SID

2. Interférences dynamiques

Ces interférences ont des fréquences assez basses (de l'ordre du dixième de hertz). Par conséquent l'acquisition des P&O's peut durer jusqu'à dix minutes.

Dans le cas de l'environnement Innova, la rotation du tube pendant le rayonnement X ajoute une composante sinusoïdale, d'une fréquence supérieur à 15Hz^1 dans le P&O des capteurs. L'amplitude de cette oscillation varie de 5 à 35 mm, suivant la hauteur des capteurs par rapport à l'antenne.

Les générateurs de puissance à proximité du système de navigation provoquent également des oscillations parasites sur les capteurs. Ces fréquences sont des fréquences de battement par rapport aux 15 Hz et peuvent être très lentes (de l'ordre de 0.1 Hz). L'amplitude de cette oscillation augmente exponentiellement avec la proximité au générateur, jusqu'à plusieurs cm.

Dans le système CT, le générateur de puissance se trouve à l'intérieur de l'arceau (figure 2.3). Il provoque des oscillations de plus de 15 Hz et d'une amplitude entre 0.7 et 1.5 mm lorsque les capteurs sont à une hauteur d'entre 10 en 20 cm par rapport à l'antenne, et qui augmente dès que l'on s'en éloigne.

J'ai aussi utilisé ce dispositif pour analyser la compatibilité du système de navigation avec un ECG. L'influence des électrodes ECG sur le système de navigation étaient négligeables.

^{1.} Le système de traitement de P&O's en envoie 30 par seconde (30 Hz); d'après le théorème de Nyquist, le signal le plus rapide que l'on peut détecter est de $\frac{30}{2} = 15Hz$.



FIGURE 6.5 – Tests avec des électrodes du ECG

6.2 Tests des outils

Comme on a vu dans la section 3.8, la position de la pointe des outils par rapport au capteur est calibrée. Dans le cas des capteurs à 5 DDL, il faut également s'assurer que le capteur est dans l'axe de l'outil et centré.

6.2.1 Calibrage

Le calibrage des instruments consiste à calculer le vecteur entre le capteur et la pointe de l'instrument. Pour cela, on place l'instrument dans un trou en le faisant pivoter avec acquisition de P&O's. Pendant cette procédure, les points acquis permettent d'estimer le centre et le rayon d'une sphère. Le rayon estimé correspond au vecteur capteur et pointe de l'outil.



FIGURE 6.6 – Calibrage d'outils



Nous noterons que le nombre de points permet d'améliorer l'estimation de ce vecteur.

FIGURE 6.7 – Nombre de points acquis pour l'estimation

6.2.2 Tests d'alignement des outils

L'alignement des outils a deux composantes : l'angle entre l'axe de l'outil et l'axe de la bobine (désalignement, d_s); et la distance entre le centre de la bobine et l'axe de l'outil (désaxement, α).



FIGURE 6.8 – Paramètres mesurés dans le test d'alignement

Si nous faisons tourner l'outil sur son axe, une bobine désaxée décrit un cercle; si la bobine est désalignée, l'axe de la bobine décrit un cône. En partant de ce fait, le test d'alignement consiste à faire tourner l'outil sur son axe, en l'introduisant dans une canule, et on analyse un ensemble de positions calculées à une distance d_1 du capteur, et un ensemble de positions calculées à une distance d_2 (d_1 et d_2 sont choisis arbitrairement). Si le capteur est aligné de façon idéale, les deux ensembles de positions se résument à deux points à d_1 et d_2 . En pratique, on obtient deux nuages de points qui décrivent deux

cercles qui reflètent la distance d_s et le désalignement α par rapport à l'axe de l'outil (figure 6.9).



FIGURE 6.9 – Calcul du désaxement et du désalignement

Pour calculer les valeurs de d_s et de α , on a besoin de connaître l'axe de la bobine; et pour cela on a besoin des paramètres des cercles (rayon, centre et vecteur normal au plan du cercle) comme décrit dans la section 6.2.2.

Soient r_1 , c_1 , $\vec{n_1}$ et r_2 , c_2 , $\vec{n_2}$ le rayon, le centre et le vecteur normal des cercles *cercle*₁ et *cercle*₂; et soit σ un plan arbitraire qui contient l'axe de l'aiguille (défini par le vecteur $\vec{n_{ai}} = c_1 \vec{c}_2$) comme indiqué sur la figure 6.10 :



FIGURE 6.10 – Calcul de l'axe de la bobine

Par simplicité, on calcule le vecteur normal au plan σ comme $\vec{n_{\sigma}} = \vec{n_{ai}} \times \vec{n_1}$. Ce plan coupe les deux cercles dans les points p_1 et p_2 :

$$p_i = c_i + r_i \cdot (\vec{\sigma_n} \times \vec{n_i}) \qquad i \in \{1, 2\}$$

$$(6.1)$$

Ainsi, l'axe de la bobine est défini par le vecteur $\vec{n_b} = p_1 \vec{p}_2$ et le point p_1 (figure 6.10). Nous calculons les paramètres d_s et α de la manière suivante :

$$\alpha = \arccos\left(\vec{n_b} \bullet \vec{n_{ai}}\right)$$
$$d_s = \frac{r_1^2}{d_1 \tan \alpha + r_1} \tag{6.2}$$

Finalement, l'erreur de mesure de la position provoqué par ces défauts de fabrication, dans le sens de distance euclidienne au point théorique est :

$$error\left(d_{s},\alpha,d_{cal}\right) = \sqrt{d^{2} + \left(2d_{cal}\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)\right)^{2} - 4d_{s}d_{cal}\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)\cos\left(\pi - \alpha\right)}$$
(6.3)

où d_{cal} est la distance du calibrage².

 $^{2. \ {\}rm Pour \ les \ outils \ qui intégrent \ des \ capteurs \ 5DDL, le calibrage est une distance dans l'axe de l'outil.$



Comme on peut déduire de la figure 6.11.

FIGURE 6.11 – Erreur due à un mauvais alignement de l'outil

ID	Bohino	Calibrage			Parar	nètre	Erreur	Valid	
Outil		х	у	Z	$d_s \ (\mathrm{mm})$	α (rad.)	(mm)	vanu	
NAV-1	6mm	0	0	6.5	0.03	0.01	0.10	ok	
NAV-2	$6 \mathrm{mm}$	0	0	6.5	0.05	0.01	0.14	ok	
NAV-3	$6 \mathrm{mm}$	0	0	46.5	0.02	0.03	1.52	NO	
NAV-4	$6\mathrm{mm}$	0	0	6.07	0.07	0.01	0.11	ok	
NAV-5	$6\mathrm{mm}$	0	0	9.56	0.19	0.01	0.27	ok	
NAV-6	$6 \mathrm{mm}$	0	0	7.6	0.03	0.04	0.31	NO	

Quelques valeurs typiques pour des outils considérés valides, sont :

TABLE 6.1 – Résultats des tests d'alignement

Où on a fixé un seuil de 0.3mm pour l'erreur maximal.

Estimation des cercles en 3D à partir d'un nuage de points

L'estimation de cercles (figures planes) en 3D est un problème de minimisation qui admet plusieurs approches pour arriver à la solution. Nous proposons une solution fondée sur la méthode de Powell de minimisation et une paramétrisation particulière [17] de la solution à estimer. Soit $D \subset \Re^3$ l'ensemble des points à partir desquels on veut estimer un cercle. L'algorithme trouve les paramètres du cercle qui minimise l'erreur entre D et le propre cercle, au sens de la distance euclidienne carrée. Il y a 6 paramètres à minimiser :

- L'angle α du plan du cercle avec l'axe x
- L'angle β du plan du cercle avec l'axe y
- Le rayon r_c du cercle
- Les trois coordonnées du centre : c_x, c_y, c_z



FIGURE 6.12 – Paramètres du cercle en 3D

On va diviser l'algorithme en deux problèmes de minimisation : une estimation du plan contenant le cercle, et une estimation du cercle en 2D [17] :

- 1. On calcule les angles α_{estim} et β_{estim}
- 2. On applique une rotation $M_r(\alpha_{estim}, \beta_{estim})$ à l'ensemble de points D afin de les projeter dans un plan horizontal.

3. On calcule le rayon et le centre sur l'ensemble de points projetés sur le plan horizontal, d'une façon similaire au même problème en 2D.

L'estimation du cercle en 2D est donc réduit à quatre paramètres (rayon du cercle et centre) à estimer. Il y a une phase d'initialisation des paramètres et une phase de minimisation de l'erreur.

Estimation du plan et initialisation des paramètres du cercle

Tout d'abord on estime le plan contenant le cercle, σ_{init} ; nous nous servons de la méthode des moindres carrés (voir annexe D). On se sert du vecteur normal au plan, $\vec{n_{\sigma_{init}}}$, pour calculer la valeur initial des angles :

- 1. D'abord on calcule l'angle avec l'axe y : $\beta_{estim} = \arccos(n_{\sigma_{init}}^{-}|_{XZ} \bullet (0,0,1)),$ où $n_{\sigma_{init}}^{-}|_{XZ}$ est la projection orthogonale de $n_{\sigma_{init}}^{-}$ sur le plan XZ.
- 2. On calcule l'angle avec l'axe x, α_{estim} . Pour cela, il faut appliquer à $n_{\vec{\sigma}_{init}}$ une rotation de β_{init} autour de l'axe y (car les angles d'Euler sont définis comme une composition de rotations, voir annexe A), ce qui donne $n_{\vec{\sigma}_{init}}|_{\beta}$:

$$n_{\vec{\sigma_{init}}}|_{\beta} = \begin{bmatrix} \cos\beta_{estim} & 0 & \sin\beta_{estim} \\ 0 & 1 & \\ -\sin\beta_{estim} & 0 & \cos\beta_{estim} \end{bmatrix}^{-1} \times n_{\vec{\sigma_{init}}}$$
(6.4)

Et l'angle autour de x est $\alpha_{init} = \arccos(\vec{n_{\sigma_{init}}}|_{\beta} \bullet (0, 0, 1)).$

3. On applique une rotation $(\alpha_{init}, \beta_{init})$ à D et on obtient $D_{horizontal}$:

$$D_{horizontal} = \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_{estim} & -\sin \alpha_{estim} \\ \sin \alpha_{estim} & 0 & \cos \alpha_{estim} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos \beta_{estim} & 0 & \sin \beta_{estim} \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta_{estim} & 0 & \cos \beta_{estim} \end{bmatrix} \right)^{-1} \times D$$

$$(6.5)$$

4. On calcule le centre c_{estim} comme le centre de gravité de $D_{horizontal}$:

$$c_{estim} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} p_k \tag{6.6}$$

5. Pour l'estimation du rayon r_{estim} , on projette $D_{horizontal}$ et c_{estim} sur le plan XY, et on calcule la distance moyenne au centre projeté :

$$r_{estim} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} \|p_k\|_{XY} - c_{estim}\|_{XY}\|$$
(6.7)

où $p_k|_{XY}$ et $c_{estim}|_{XY}$ son calculés tout simplement en faisant leur composante en z égal à 0.

Cette initialisation privilègie la simplicité face à l'efficacité. Remarquons que si l'ensemble de points décrit uniquement un arc de cercle, les centre et rayon initiaux ne sont pas optimaux, et l'algorithme fera d'avantage d'itérations lors de la minimisation.

Minimisation des paramètres du cercle

La fonction d'erreur globale pour un cercle 3D s'exprime comme [17] :

$$e_{eucl}^{2} = \sum_{k=1}^{N} \left(e_{k,cercle}^{2} + h_{k}^{2} \right)$$
(6.8)

où $e_{k,cercle}^2$ est la distance d'un point p_k à un cercle dans le plan de ce cercle, et h_k est la hauteur du point p_k par rapport au plan du cercle. Nous travaillons sur le plan XY (car on projette l'ensemble des points sur un plan horizontal, et la hauteur par rapport au plan XY est prise en compte avec $\{h_k\}_{k=1...N}$). Pour la minimisation de l'erreur on se sert de la méthode de Powell. La fonction à minimiser est :

$$E(r, c_x, c_y, c_z) = \sum_{k=1}^{N} \left(\left(\sqrt{(p_{x,k} - c_x)^2 + (p_{y,k} - c_y)^2} - r \right)^2 + (p_{z,k} - c_z)^2 \right)$$
(6.9)

où $\{p_{x,k}, p_{y,k}, p_{z,k}\}_{k=1...N} \epsilon D_{horizontal}$.

Cette minimisation donne comme résultat r_{estim} et $c_{estim}|_{horizontal}$. Il faut récupérer le vrai centre du cercle à travers une rotation inverse de α_{estim} et β_{estim} :

$$c_{estim} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_{estim} & -\sin \alpha_{estim} \\ \sin \alpha_{estim} & 0 & \cos \alpha_{estim} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos \beta_{estim} & 0 & \sin \beta_{estim} \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta_{estim} & 0 & \cos \beta_{estim} \end{bmatrix} \times c_{estim} |_{horizontal}$$
(6.10)

En pratique l'algorithme converge au bout de quelques itérations (entre 3 e 5).

6.3 Tests système

Le test système permet de caractériser la performance globale du système de navigation dans un environnement donné. On définit l'erreur système comme la distance euclidienne entre une position mesurée avec le système de navigation et sa position dans l'image acquise. L'erreur est calculée pour plusieurs positions et elle est ensuite moyennée pour l'ensemble des positions. Ce test système dépend des capteurs et des instruments utilisés, du volume acquis et de l'environnement (voir tableau 6.2).

6.3.1 Méthode

Lors d'un test système, on utilise un fantôme contenant 40 billes positionnées en forme d'hélice. Ces marqueurs (ou billes) sont d'une part visibles dans le volume acquis et sont pointés avec un instrument (par rapport à une référence dynamique) dans l'environnement considéré. Afin d'établir le recalage entre le système de navigation et l'image, nous collons à ce fantôme une boucle de ceinture comme décrite dans la section 3.4.



FIGURE 6.13 – Fantôme d'hélice

6.3.1.1 Le pointage des billes

Le protocole du test est le suivant. On place sur le fantôme un outil –la référence dynamique (soit le « Hockey Puck » sur la boucle de la ceinture, soit un outil avec une micro-bobine placé à un endroit arbitraire), et on pointe chacune des billes avec un instrument (aiguille ou guide), en prenant pour chaque bille un certain nombre de positions ³.

^{3.} Le système de traitement des P&O's envoie les P&O's à une vitesse de 30 par seconde. Cependant, l'oeil humain intègre la variation des positions dans un intervalle court de temps (i.e., inférieur à 150 ms; alors pour le calcul des positions dans l'espace du système de navigation on moyenne sur 6 points contigus dans le temps.



FIGURE 6.14 – Pointage d'hélice

Ensuite on place les positions mesurées dans l'image par recalage et on les corrige du vecteur capteur - centre du rayon des marqueurs détectés de façon automatique.

6.3.1.2 La détection des billes

La détection des billes est effectuée par l'application de visualisation du système de navigation (voir section 8). En fait, l'application détecte un ensemble de clusters et elle identifie ceux correspondant aux marqueurs (billes) de la boucle de la ceinture (voir figure 3.9) et ceux provenant du fantôme.

Plus précisément, l'application calcule l'histogramme d'intensité des voxels du volume, et crée la liste des clusters (indiquant pour chacun le centre et le nombre de voxels) candidats.

En pratique, toutes les billes du fantôme qui tombent dans le champ de vue dépassent un certain seuil. Les clusters se classent alors en trois groupes correspondant à différents seuils :

- Billes de la boucle de la ceinture : 7 clusters
- Billes de l'hélice : entre 30 et 40 clusters (dépendant du positionnement du fantôme au moment de l'acquisition), dont un plus grand que les autres, correspondant à une bille de référence (la bille 31), de rayon double que les autres billes.
- Autres éléments, tels que bobines des capteurs ou de l'antenne.

Les billes de l'hélice sont identifiées avec un filtrage par distance à une bille contiguë déjà identifiée (la distance entre deux billes, d, est connue). Pour identifier la prémière bille de l'hélice, on suppose que lq plupart des clusters correspondent à billes de l'hélice, et que ces billes ont toutes la même taille. On prend donc l'ensemble de clusters de taille similaire le plus grand (c.f. figure 6.15) et on cherche un cluster qui soit à une distance d de deux autres clusters, ce qui assure qu'il correspond à une bille de l'hélice (chaque bille a deux billes voisines). On prend ce cluster comme point de départ pour l'algorithme.



 (a) On prend l'ensemble de clusters le(b) On mesure la distance de ce cluster plus grand (en bleu) et on choisi unde référence aux autres et on rajoute à la cluster
 liste de billes de l'hélice ceux qui sont à une distance d



(c) A chaque fois, on repéte l'opération(d) On est capable de bien détecter pour les clusters rajoutés lors de la der-toutes les billes de l'hélice nière itération

FIGURE 6.15 – Algorithme de détection de billes de l'hélice

En fait, l'algorithme d'identification est :

Algorithm 1 Identification des billes de l'hélice dans l'ensemble de clusters # On part de l'hypothèse que l'hélice est vertical dans l'image # (ce qui permet de numéroter les billes) # définition et initialisation des paramètres C =clusters #ensemble de clusters $H = \{\emptyset\} \ \#$ ensemble des billes de l'hélice (vide) d = distance fixe entre les billes de l'hélice # connue par fabrication de l'hélicet =tolérance dans la distance entre billes #Identifier le centre de la bille 31 $H \leftarrow B_{31}$ #Identifier les autres billes Pour tout cluster $c \in (C - H)$ { Pour tout $h \in H$ { Si $(distance(c,h) - d) \le t$ { $H \leftarrow c$ } Si aucun c a été ajouté à H finir

Une fois que toutes les billes de l'hélice sont identifiées, on les numérote. La numérotation des billes de l'hélice est fondée sur une identification correcte de la bille 31. La taille de cette bille est suffisament grande, par rapport à la taille des autres billes, pour la détecter toujours avec précision. On l'identifie donc gràce à un filtrage par taille.



FIGURE 6.16 – Numérotation des billes de l'hélice

Après avoir identifié la bille 31, les billes sont numérotées par son position à la bille 31 selon y et selon x (figure 6.16). Cette méthode de numérotation est limitée par la position de l'hélice au moment de faire l'acquisition 3D.

6.3.2 Résultats

On calcule la distance euclidienne bille par bille (erreur par bille), et finalement on s'intéresse à trois valeurs statistiques :

- L'erreur moyenne
- L'écart-type de l'erreur
- Le 95 percentile de l'erreur

Innova	Erreur système								
Environnement	libre d'intérf.		térf.	Innova std			Innova - Kevlar		
	M	E.T.	P95	M	E.T.	P95	M	E.T.	P95
Aiguille p.r.à. la ceinture	1,4	0,4	2,1	2,2	0,8	3,2	1,7	0,6	2,6
Aiguille p.r.à. une aiguille	1,7	0,8	2,9	2,5	0,6	3,3	2,1	0,5	3,0
Guide p.r.à. une aiguille	1,8	0,6	2,7	2,0	0,7	3,0	2,0	0,6	2,7
CT	Erreur système								
Environnement	lib	libre d'intérf. CT std CT à					T à 10	cm	
	M	E.T.	P95	M	E.T.	P95	M	E.T.	P95
Aiguille p.r.à. la ceinture	1,4	0,4	2,1	4,8	1,4	7,8	2,5	0,7	4,2
Aiguille p.r.à. une aiguille	1,7	0,8	2,9	2,8	1,5	5,7	2,6	1,0	4,4

p.r.a. = par rapport à

M = moyenne

E.T. = écart type

TABLE 6.2 – Erreur système

Je montre dans le tableau 6.2 comment l'utilisation d'une table en Kevlar permet d'améliorer d'environ un 30% l'erreur moyenne et le P95, dans la plupart des cas, en environnement Innova.

En environnement CT, le système est plus sensible à la hauteur des capteurs, et par conséquent :

- Quand la référence dynamique est la ceinture, elle est placée sur le patient, à près de 30 cm de hauteur; à cette distance les P&O's sont très perturbés. Alors l'utilisation d'un support de table en Kevlar à 10cm permet de améliorer la précision d'un 50%.
- Quand la référence dynamique est une aiguille, elle est placée à l'intérieur du corps du patient, à près de 15 cm de l'antenne. A cette hauteur,

le système est plus robuste face aux interférences et la différence entre la configuration CT standard et CT avec le support de table en Kevlar est plus faible.

Chapitre 7

Résumé et discussion des résultats

Le statut du projet, pour chaque environnement clinique, est le suivant :

7.1 Environnement Innova

En environnement Innova, les éléments qui contribuent le plus aux interférences sont la table en fibre de carbone, le rotor du tube de rayons X et le détecteur.

La table va alors être remplacée par une table en Kevlar. Le tube de rayons X ajoute une composante oscillatoire aux P&O's quand il tourne; la solution à ce problème est d'arrêter manuellement le roteur du tube au moment de la navigation (sinon il s'arrête tout seul au bout de dix minutes sans rayons X). Construire un détecteur en Kevlar est très coûteux, la solution est donc de travailler en SID maximale tant qu'il soit possible.

Dans ces conditions, on a une précision moyenne entre 1.5 et 2 mm. Cette précision doit satisfaire les spécifications cliniques, qui varient pour chaque application :

- Pour la vertébroplastie, on a besoin d'une précision telle que l'on puisse percer le pédicule (d'environ 1cm de diamètre pour les vertèbres lombaires). Cette précision a été fixée à 3mm rendant ainsi le système actuel compatible avec cette application.
- Pour la chimio-embolisation, on navigue des guides à travers des vaisseaux parfois très fins (de 1 mm de diamètre), et par conséquent les spécifications en terme de précision sont très exigeantes, d'environ 1 mm. Le système actuel ne peut pas assurer une telle précision en moyenne.

7.2 Environnement CT

En environnement CT, les éléments qui contribuent le plus aux interférences sont la table (qui présente une grand masse métallique), le pied de table et l'arceau.

La table ne peut pas être remplacée pour des raisons de coût; la solution est de mettre un support de table en Kevlar, sur la table CT à une distance d'environ 10 cm. Cela permet aussi s'éloigner du pied de table et du générateur de puissance qui est dans l'arceau.

Pour éviter les interférences générées par l'arceau, le médecin déplace le patient à une position entre le pied de table et l'arceau (à environ 30 cm de l'arceau), que l'on à trouvé optimale pour la navigation.

Dans cette configuration, on à une précision d'environ 2.5 mm en moyenne. Dans cet environnement interventionnel, on réalise l'ablation RF, où les instruments que l'on navigue vont chauffer une zone sphérique d'entre 1 et 4 cm de diamètre [4]. Cela permet d'accepter une précision dans la navigation de 3 ou 4 mm, précision atteinte par le système de navigation.

Chapitre 8

L'application de navigation

L'application de navigation reçoit les positions et les orientations des capteurs du système de traitement des P&O's, et elle affiche le volume acquis (et ses coupes) et l'instrument de navigation.

8.1 Descriptif de l'application



L'application réalise trois fonctions principales :

FIGURE 8.1 – Architecture de l'application de visualisation

- 1. Le recalage : c'est dans l'application que l'on détecte les marqueurs de la boucle de la ceinture et que l'on trouve la correspondance avec la vraie position des marqueurs (c.f. section 3.4).
- 2. Interaction avec l'utilisateur : à travers une interface graphique, l'utilisateur introduit deux types d'informations :
 - (a) La configuration des outils : paramètres de calibrage, outil utilisé comme référence dynamique et instrument de navigation.
 - (b) La configuration du système de visualisation : quelles coupes montrer, ajustement des paramètres des images (contraste, luminosité), zoom, rotation du volume...
- 3. L'affichage du volume : l'application affiche le volume et ses coupes ainsi que l'outil de navigation.

8.1.1 Interface avec l'utilisateur

L'interface graphique permet de configurer le calibrage des outils et de choisir quel outil fait la référence dynamique :

Outil de navigation	Référence dynamique
« Wi-Snap »	« Hockey Puck »
Stylet	Aiguille
Guide	

TABLE 8.1 – Configuration des outils dans l'application

Il permet aussi de démarrer et arrêter l'envoi de P&O's, et de choisir l'application clinique. Le choix d'application clinique détermine le type de volume à charger (Innova ou CT) et le mode d'affichage prédéterminé.



FIGURE 8.2 – Interface de l'application

8.1.2 Affichage du volume et des coupes

Quand le volume est chargé, il s'affiche à l'écran. Plus précisément, on visualise trois plans de coupe et une projection volumique. Lprojection volumique peut être une projection MIP ou comme un rendu volumique (figure 8.3).

Il existe deux types de coupes qui peuvent être affichées dans toutes les quatre vues :

- Les coupes *natives* sont les coupes résultantes des sections par les plans anatomiques transverse, vertical et frontal (coupes *axiale*, *sagittale* et *coronale*) du volume.



(a) plans anatomiques na- (b) coupes natives dans l'application tifs

FIGURE 8.3 – Coupes natives

 Les coupes obliques son les coupes résultantes des sections par les plans suivant la direction de l'instrument et sa perpendiculaire.



(a) sections par les plans (b) coupes obliques dans l'application obliques

FIGURE 8.4 – Coupes obliques

L'intérêt des coupes obliques est que l'on voit tout ce qui est dans l'axe de l'outil; cela veut dire que lorsque on pointe vers une lésion, dans les coupes natives on ne les voit pas forcément (*i.e.*, si on n'est pas dans le plan natif de la lésion) alors que dans les coupes obliques on les voit. Dans la figure 8.3, on pointe vers une tumeur artificielle mais on ne la voit pas dans toutes les coupes. Par contre, dans la figure 8.4, on affiche les coupes obliques et on observe la tumeur dans toutes les coupes.

L'application permet aussi de régler tous les paramètres basics des images : contraste, saturation, zoom et position.

8.2 Sélection de la cible et trajectoire virtuelle

La visualisation d'une lésion en bougeant l'outil à l'aide des coupes obliques n'est utile que si l'on peut bouger l'outil librement. Ce n'est pas toujours le cas. Alors, nous avons développé une fonctionnalité qui permet de naviguer dans les coupes et le volume avec le curseur, localiser la cible, et établir la trajectoire qu'il faut suivre avec l'instrument pour y arriver (trajectoire virtuelle). Cette trajectoire est représentée par une ligne droite, qui change dynamiquement avec le mouvement de l'outil. Le procédé se déroule en deux étapes :

1. Sélection de la cible : on bascule au mode « freeze », où on peut naviguer avec le curseur. Puis, on localise la lésion au mois en deux coupes et on la sélectionne. La trajectoire virtuelle s'affiche automatiquement.



FIGURE 8.5 – Sélection de la cible

2. Ensuite, on bascule au mode « navigation avec l'outil ». On voit à nouveau les coupes habituelles mais cette fois la trajectoire virtuelle s'affiche, et il suffit d'aligner l'instrument avec elle pour être dans la bonne direction pour arriver à la lésion.



FIGURE 8.6 – Trajectoire virtuelle

L'implémentation de cette fonctionnalité consiste à trouver à chaque fois la matrice de transformation entre l'origine du repère et la trajectoire virtuelle : cette matrice est composée d'une rotation γ qui nous aligne avec la trajectoire et d'une translation de l'origine à la pointe de l'outil :

Soit $(c_x, c_y, c_z, c_n, c_p, c_r) = (\vec{c}, c_n, c_p, c_r)$ le P&O du capteur de l'instrument de navigation, \vec{t} la position de la cible et \vec{p} la position de la pointe de l'outil.


FIGURE 8.7 – Calcul de la trajectoire virtuelle

La direction de la trajectoire virtuelle est donc définie par le vecteur unitaire $\vec{v}(\vec{p}) = \frac{(\vec{t}-\vec{p})}{\|\vec{t}-\vec{p}\|}$. Ensuite, On choisi un vecteur unitaire arbitraire (par simplicité, nous avons choisi le vecteur unitaire \hat{x}), par rapport auquel on calcule l'angle $\gamma(\vec{p})$ avec le vecteur \vec{v} :

$$\gamma\left(\vec{p}\right) = \arccos\left(\vec{v}\left(\vec{p}\right) \bullet \hat{x}\right) \tag{8.1}$$

On peut calculer la matrice de rotation $M_{\gamma}(\vec{p})$ autour de l'axe a, défini par le vecteur unitaire $\vec{a}(\vec{p}) = (a_x, a_y, a_z) = \frac{\vec{v}(\vec{p}) \times \hat{x}}{\|\vec{v}(\vec{p}) \times \hat{x}\|}$ qui passe par l'origine (car après on va composer cette rotation avec une translation à la pointe de l'outil) comme expliqué dans [13]. Ensuite, la matrice qui, pour une position de la pointe \vec{p} donnée, transforme le vecteur arbitraire choisi (\hat{x} dans notre cas) en le vecteur \vec{d} dans la direction de la trajectoire virtuelle et avec l'origine à la pointe de l'instrument est :

$$M_d(\vec{p}) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & p_x \\ 0 & 1 & 0 & p_y \\ 0 & 0 & 1 & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times M_\gamma(\vec{p})$$
(8.2)

Et finalement pour afficher la trajectoire virtuelle il suffit de multiplier des points de la droite défini par la direction \hat{x} qui passe par l'origine (i.e., l'axe x) par la matrice $M_d(\vec{p})$ (voir figure 8.6).

8.3 Envoi de P&O vers différentes machines permettant la navigation en VV.

L'AW (Avantage Workstation) est un système de visualisation et traitement des images, séquences et volumes de GE, très utilisé par les médecins dans le monde. En particulier, le « Volume Viewer », une application de visualisation des images 3D de l'AW, permet d'afficher des points et des traits dans le volume à travers de scripts programmables. La qualité des images affichées et le fait d'être déjà bien connu par les médecins font que l'intégration du système de navigation est très intéressant.

Actuellement, j'ai développé une méthode qui affiche les P&O générés par le système de navigation et envoyés à l'AW à travers un lien série. Cela consiste à récupérer la position et l'orientation des capteurs au travers d'un lien Ethernet et d'afficher des traits représentant l'outil à fur et à mesure sous la forme de fils de fer (« wire frames »).



FIGURE 8.8 – Navigation dans le Volume Viewer

Troisième partie Futur du projet

Chapitre 9

Aspects les plus importants pour le futur du projet

Des résultats prometeurs ainsi que la satisfaction des clients assureront le succés de ce projet. Dans quelques semaines, une période de tests dans un laboratoire sur des animaux aura lieu; de plus, quelques améliorations sont prévues sur le système; par exemple, la modélisation des sources d'intérference et la navigation des outils directement dans les images fluoroscopiques. Dans la suite on introduit les actions les plus importantes à court terme.

Chapitre 10

Le Laboratoire Animal

Un laboratoire à été construit récemment au centre d'oncologie MSK, destiné a la recherche et le test sur des animaux. Dans le cadre de l'accord entre GE Healthcare et MSK, le système de navigation va être testé dans ce laboratoire, sur des moutons et des porcs. Cela constitue une phase essentielle pour la validation du système et cela va permettre aux médecins et aux techniciens de se servir du système sur des cas réels.

Le Laboratoire Animal commencera *a priori* entre la fin de juin et le début de juillet de 2008.

Chapitre 11

La compensation de la respiration « non invasive »

Nous avons proposé une méthode pour la compensation du mouvement interne d'un organe, dans la section 4.1. Une application immédiate de cette compensation est le suivi (et la compensation) du mouvement des organes dû à la respiration. Cependant, cette technique nécessite une aiguille avec un capteur introduit dans l'organe pendant toute l'intervention.

Une technique moins invasive permettant la compensation de la respiration, qui en est a ses premiers balbutiments, pourra être utilisée dans le futur. Il s'agit d'utiliser un capteur externe pour la suivi du mouvement [8].

La méthode consiste en l'utilisation d'un capteur externe en combinaison d'une modélisation du mouvement de l'organe par rapport au capteur externe. Plus précisément, une aiguille est introduite dans l'organe que l'on veut suivre (comme dans la section 4.1) et un capteur externe (comme la ceinture) est placé sur le patient de façon à ce qu'il bouge avec la respiration (i.e., sur le thorax ou l'abdomen). Les P&O's des deux capteurs sont acquis pendant une intervalle de temps largement supérieur à la durée du cycle respiratoire¹. Ensuite, la corrélation entre les deux mouvements permet d'en estimer un à partir de l'autre (celui de l'organe interne à partir du capteur externe).

L'efficacité de cette technique doit être testée davantage. Les résultats publiés dans [8] montrent que le déplacement résiduel de l'organe avec compensation est divisé par un facteur ~4 par rapport au cas sans aucune compensation.

^{1.} Le cycle respiratoire normal dure entre 3 et 6 secondes, donc l'intervalle d'acquisition doit être de l'ordre de 30 à 60 secondes.

Remerciements

Je veux remercier tous les personnes qui ont contribué au bon déroulement de mon stage. Je remercie particulièrement :

- Jérémie Pescatore, qui m'a guidé depuis le début de mon stage. Ses défis m'ont motivé pendant toute sa durée. Son aide avec le rédaction du rapport a été inestimable.
- Julien Léger, qui à déposé son confiance sur moi et qui a assuré le bon déroulement de mon stage.
- François Kotian et Michel Grimaud, pour leur confiance et son support.
- Gervais Marty, qui a toujours eu de solutions pour les problèmes les plus diverses, et à l'équipe Possitionneur pour son amabilité et son efficacité.
- Les stagiaires de la plateforme AMA, qui ont collaboré à la correction grammaticale du rapport.
- L'équipe de GE NAV à Boston, pour ses conseils et son aide avec l'application de visualisation et les outils.
- Eric Pichon, pour son aide avec l' « AW » et le « Volume Viewer ».
- Les collègues de l'équipe AMA pour leur aide lors du stage.
- Le personnel de l'IGR et de l'hôpital de Bligny, pour nous laisser utiliser leurs installations pour les tests.
- Carolina Vanegas, Pierre-Amaury Brun et à toutes les personnes qui d'une façon ou d'autre ont contribué a rendre mon stage plus facile.

Quatrième partie

Annexes

Annexe A

Les angles d'Euler

Soit un solide (ou un repère R mobile x, y, z) en mouvement par rapport à un référentiel R_A considéré comme fixe, dont les axes sont notés X, Yet Z. Nous savons mathématiquement que trois rotations sont nécessaires pour passer de R_A à R (Alors pour passer d'un repère à l'autre onous allons utiliser trois rotations et deux repères intermédiaires). Pour la définition des angles, on défini d'abord la droite u, droite où le plan Oxy et le plan OXYse coupent [15].

Les trois rotations ne sont pas uniques : on peut composer les rotations autour des trois axes librement, tant que on ne fait pas deux rotations consécutives autour du même axe. Cela fait alors douze combinaisons possibles (z-y-x, y-z-y, x-z-y,...). La séquence la plus habituelle est z-x-z; néanmoins, nous utilisons x-y-z dans le système de navigation, pour des raisons de cohérence avec le repère image. Les trois angles d'Euler sont alors définis de la façon suivante :

Précession, ψ est l'angle entre X et u.

Nutation, θ est l'angle orienté de Y à y.

Rotation-Propre, φ est l'angle orienté de u à z.



FIGURE A.1 – Angles d'Euler

Les trois rotations qui ont lieu sont les suivantes :

- 1. $R_A = XYZ$ est transformé en uvZ par la rotation de l'angle ψ autour de Z.
- 2. uvZ est transformé en xvw par la rotation de l'angle θ autour de v.
- 3. xvw est transformé en R=xyz par la rotation de l'angle φ autour de x.



FIGURE A.2 – Composition des rotations des angles d'Euler

Annexe B

Le repère du système de navigation

Le repère du système de navigation est un système de coordonnés cartésiennes orientés (i.e., les éléments sont vecteurs de 6 composantes dont 3 pour la position et 3 pour l'orientation). Les trois cordonnés angulaires sont la « précession » (rotation autour de l'axe x), la « nutation » (rotation autour de l'axe y) et la « rotation propre » (rotation autour de l'axe z). Le format des points venant du système de navigation est :

numPort x[cm] y[cm] z[cm] nutation[deg.] precession[deg.] rotation propre[deg.]

où le numéro de port correspond à la bobine utilisée.

Pour exprimer une rotation autour de l'origine dans ce système, on calcule la rotation autour de chacun de axes x, y et z, dans ce ordre :

оù

$$a_r = rotation \ propre\epsilon \ [-\pi, \pi]$$
$$a_p = precession \epsilon \ [-\pi, \pi]$$
$$a_n = nutation \epsilon \ [-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$$

Annexe C

Courants de Foucault

On appelle courants de Foucault les courants électriques $i_f(t)$ créés dans une masse conductrice, par la variation au cours du temps d'un champ magnétique extérieur traversant ce milieu (le flux du champ à travers le milieu, $B_1(t)$).

Ce courant a deux effets :

1. Il provoque un échauffement par effet Joule de la masse conductrice : Soit R la résistance électrique de la masse conductrice, et T l'intervalle de temps dans laquelle $B_1(t)$ varie. L'énergie sous la forme de chaleur dissipée est donc :

$$W = R \int_{T} i_f(t) dt \tag{C.1}$$

2. Il crée un champ magnétique $B_2(t)$ qui s'oppose à la cause de la variation du champ original (loi de Lenz-Faraday). Dans le système de navigation, le champ original est créé par les capteurs des outils. Ce phénomène est responsable d'une déformation du champ magnétique créé par un capteur. Par conséquent, la position calculé est déplacé par rapport à la position réel du capteur. Plus précisément, ce déplacement s'éloigne de la masse conductrice (voir figure C.1).



FIGURE C.1 – Position d'un capteur près d'une masse conductrice

Annexe D

Estimation d'un plan à partir d'un nuage de points 3D

Soit $P \subset \mathbb{R}^3$ un ensemble de points 3D. Une façon d'estimer un plan à partir de ce nuage de points par la méthode des moindres carrés, est la suivante :

Un plan ω est défini par l'équation :

$$\omega \equiv Ax + By + C = z \tag{D.1}$$

où $\left(-\frac{A}{C},-\frac{B}{C},\frac{1}{C}\right)$ est un vecteur normal au plan, $\vec{n_{\omega}}$, et x, y, et z sont les coordonnés des points $p \in \omega$.

On défini l'erreur quadratique selon z d'un point au plan comme :

$$d_i = (Ax_i + By_i + C - z_i)^2$$
(D.2)

Pour minimiser l'erreur d_i , on dérive cette expression par rapport à A, B, et C, ce qui donne :

$$2\sum_{i=1}^{M} x_i (Ax_i + By_i + C - z_i) = 0$$

$$2\sum_{i=1}^{M} y_i (Ax_i + By_i + C - z_i) = 0$$

$$2\sum_{i=1}^{M} (Ax_i + By_i + C - z_i) = 0$$
 (D.3)

On peut alors exprimer ce système de trois équations en forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} \sum x_i x_i & \sum y_i x_i & \sum x_i \\ \sum x_i y_i & \sum y_i y_i & \sum y_i \\ \sum x_i & \sum y_i & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum x_i z_i \\ \sum y_i z_i \\ \sum z_i \end{bmatrix}$$
(D.4)

$$S \times N = K$$
 (D.5)

La matrice ${\cal N}$ que l'on veut estimer est donc immédiate :

$$\begin{bmatrix} A\\B\\C \end{bmatrix} = S^{-1} \times K \tag{D.6}$$

Annexe E

Tests réalisés et répétabilité

Les résultats donnés dans ce document proviennent d'une grand base des tests réalisés durant douze mois. Inclure tous les tests et ses résultats dans ce document est impossible. Néanmoins, il est intéressant de montrer la quantité de tests réalisés de chaque type pour donner une idée de l'intervalle de confiance des mesures et de chiffres données.

				Env. Innova			
Type de test	Total	« non bruité »	Table seule	iso.	inter.	kevlar	Env. CT
$\operatorname{Scribble}^1$	167	55	19	58	6	11	14
Pointage	198	57	19	54	22	35	4
Tests Unitaires	1009	274	45	374	9	66	98
Alignement	62	62	-	_	-	-	_
Total	1436	448	83	486	37	122	116

оù

iso. = isocentre du système d'imagerie

inter. = position intermediaire optimale (voir section 6.1.2).

TABLE E.1 – Tests réalisés

Aussi important que les résultats des tests sont la répétabilité et la reproductibilité des tests :

- *Reproductibilité* : la capacité de se remettre en conditions similaires à un autre test déjà réalisé.
- $R\acute{e}p\acute{e}tabilit\acute{e}$: la capacité d'obtenir résultats similaires dans des tests réalises sous conditions similaires.

La méthode suivie pour étudier ce deux paramètres est la suivante :

On se sert des pointages d'hélice effectués dans un environnement libre

d'interférences. On calcule l'erreur système (voir section 6.2) pour plusieurs pointages réalisés pendant trois mois. Pour chacun, on calcule l'erreur système avec le volume acquis le plus près dans le temps (voir figure E.1). Puis, on calcule l'écart entre les valeurs d'erreur obtenues pour chacune des billes de l'hélice ainsi qu'une valeur globale pour toutes les billes.



FIGURE E.1 – Volumes et pointages dans le temps

Nous montrons que, malgré la variabilité initiale des résultats due aux changements successifs dans le système, la tendance est de devenir de plus en plus répétables. C'est la raison pour laquelle les résultats montrés dans ce document correspondent aux tests du dernier mois. Ainsi, la répétabilité est d'environ 0.5mm en moyenne.



FIGURE E.2 – Répétabilité des tests

Les valeurs obtenues sont un indice des deux paramètres (i.e., la contribution de la reproductibilité et de la répétabilité sont compris dans les chiffres).

Bibliographie

- [1] G. Maestretti C. Roux C. Vallée A. Gangi, J.D. Laredo. Vertébroplastie et kyphoplastie. 2005.
- [2] P.T. Anderson. A source of accurately calculable quasi-static magnetic fields. PhD thesis, University of Vernon, 2001.
- [3] J. Cochrane. Percutaneus radiofrequency ablation of tumors in the liver and kidney. 2004.
- [4] E. B. Levy T. Chang M. F. McCullough Z. Yaniv B. J. Wood F. Banovac S. Xu K. Cleary D. Lindisch, H.Y. Chung. Precision targeting of liver lesions using a novel electromagnetic navigation device in physiologic phantom and swine. 2005.
- [5] S.B. Solomon C. Magee D.E. Acker, A.C. Venbrux. Tips placement in swine, guided by electromagnetic real-time needle tip localization displayed on previously acquired 3d ct. *Chest*, 22 :411–414, 1999.
- [6] T. de Baere. Radiologie interventionnelle. Technical report, IGR, 2005.
- [7] General Electric. Official web site. http://www.ge.com, 2008.
- [8] S. Krüger H. Timinger J. Krücker N. Glossop A. Durrani B.J. Wood J. Borgert. Respiratory motion compensation with tracked internal and external sensors during ct guided procedures. 2007.
- [9] J. Katisko S. Yrjana T. Vaara G. Ehnholm E. Vahala M. Ylihautala J. Koivukangas J. Tuominen, H. Schiffbauer. Registration in interventional procedures with optical navigator. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2001.
- [10] V.V. Kindratenko. A survey of electromagnetic position tracker calibration techniques. Virtual Reality : Research, Development and Application, 5 :169–182, 2000.
- [11] J. Kuipers. Method and apparatus for determining remote object orientation and position. 1988.
- [12] C. Nafis V. Jensen L. Beauregard, P. T. Anderson. Method for estimating dynamic em tracking accuracy of surgical navigation tools. SPIE Medical Imaging, 2006.

- [13] G. Murray. Rotation about an arbitrary axis in 3d dimensions. http://www.mines.edu/gmurray, 2005.
- [14] J. Borgert H. Schulz J. Krücker S. Xu N. Glossop, A. Viswanathan and B.J. Wood. Electromagnetic tracking for thermal ablation and biopsy guidance : Clinical evaluation of spatial accuracy. J Vasc Interv Radiol, 2007.
- [15] G. Robert. Mécanique spatiale. Centre Inter Universitaire de Mécanique et de Technologie Mécanique, 2005.
- [16] N. Dahbi D. Castaing R. Adam D. Samuel E. Vibert D. Azoulay M.F. Bellin S. Awad, Y. Ajavon. La chimioembolisation (ce) intra hépatique pour carcinome hépato-cellulaire revisitée. Technical report, Service de Radiologie et Centre Hépato-Biliaire Hôpital Paul Brousse, AP-HP, Villejuif Faculté de Médecine Paris-Sud 11, -.
- [17] D. Cheng X. Jiang. Fitting of 3d circles and ellipses using a parameter decomposition approach. *IEEE Fifth International Conference on 3D Digital Imaging and Modelling (3DIM'05)*, 2005.

Index

Ablation RF, 7 Application de navigation, 52 Avantage Workstation, 59 Capteurs, 15 Cercles 3D estimation, 40 CHC, 10 Chimio-embolisation, 10 Ciment, 8 Coupes natives, 54 obliques, 55 CT, 13 pied de table, 29 table, 29 Désalignement, 37 Désaxement, 37 Degrés de libérté, 17 Euler, angles de, 17 Foucault, courant de, 28 Gauge, 7 GOF, 19 Guide, 10 Histogramme d'intensité, 45 Hockey Puck, 17 Inductance mutuelle, 15 Innova, 12 détecteur, 29

table, 29 en Kevlar, 30 tube de Rayons X, 30 Interférences, 28 sources de, 28 dynamiques, 30 statiques, 28 **ISCA**, 17 Joule effet, 69 Kyphoplastie, 9 Micro-bobine, 18 Mouvement compensation du, 25 compensation non invasive, 63 Neumann, formule de, 15 Nutation, 66 Position et orientation, 16 Précession, 66 Référence capteur de, 20 dynamique, 20, 25 changement de, 26 Répétabilité, 73 Réproductibilité, 73 Recalage, 20 marqueurs pour le, 21 Repère du système de navigation, 68

INDEX

Rotation propre, 66 Stylet, 9 Système de navigation, 16 Tests des outils, 36 alignement, 37 Calibrage, 36 système, 43 pointage, 44 unitaires, 32 oscillations parasites, 35 Trajectoire virtuelle, 56 Trocart, 9

Vertébroplastie, 8 Volume Viewer, 59