

*Équipe CHIR**Chirurgie, Informatique, Robotique**Sophia Antipolis*

THÈME 4A



*R*apport
*d'**A*ctivité

2002

Table des matières

1. Composition de l'équipe	1
2. Présentation et objectifs généraux	1
3. Fondements scientifiques	2
3.1. Modélisation d'organes déformables	2
3.2. Planification et simulation de procédures chirurgicales robotisées	3
3.3. Intégration temps-réel sécurisée avec réalité augmentée	3
3.3.1. Réalité augmentée	4
3.3.2. Intégration temps-réel sécurisée	4
4. Domaines d'application	5
4.1. Panorama	5
5. Logiciels	7
5.1. STARS : Simulation and Transfer Architecture for Robotic Surgery	7
5.2. XirAcqui Système d'Acquisition de l'équipe ChIR	8
5.3. Outils de reconstruction 3D et d'initialisation de recalage de surfaces	8
6. Résultats nouveaux	8
6.1. Généralités	8
6.2. Modélisation d'organes déformables	9
6.2.1. Modélisation du cœur	9
6.3. Planification et simulation de procédures robotiques	10
6.3.1. Approche générale	10
6.3.2. Contraintes virtuelles haptiques pour la téléchirurgie	11
6.3.3. Télé-enseignement du geste chirurgical	13
6.4. Réalité augmentée	14
6.4.1. Recalage pré/intra opératoire externe	14
6.4.2. Guidage intraopératoire visuel par réalité augmentée	16
6.5. Intégration temps-réel sécurisée avec réalité augmentée	18
6.5.1. Intégration : Acquisition et réseau	19
6.5.2. Certification formelle des algorithmes de détection de collision	19
6.5.3. Intégration : validation expérimentale	20
7. Contrats industriels	21
7.1. Intuitive Surgical	21
7.2. General Electric Medical System Europe	21
7.3. Actions nationales	21
7.3.1. Contrat de collaboration clinique : Hegp/Inria	21
7.3.2. Action Coopérative de l'Inria Sophia (Colors) Pecker : CHU Nice/ChIR	21
7.3.3. Contrat de collaboration clinique : Institut Mutualiste Montsouris/ChIR	21
7.3.4. Collaboration clinique : Herzzentrum/ChIR	22
7.3.5. Collaboration clinique : ChU Mondor/ChIR	22
7.3.6. Aci « Télé-médecine »	22
7.3.7. Projets Vthd/Vthd++ soutenus par le Rnrt	22
7.3.7.1. Projet Vthd : Vraiment Très Haut Débit	22
7.3.7.2. Projet Vthd++ : Vraiment Très Haut Débit ++	22
7.3.8. Projet EndoXiRob soutenu par le Rnts :	22
9. Diffusion des résultats	23
9.1. Animation de la Communauté scientifique et diffusion large public	23
9.2. Enseignement universitaire	23
9.3. Thèses et Stages	23

9.4. Participations à des jurys de thèse	24
9.5. Participation à des colloques, séminaires, invitations	24
10. Bibliographie	25

1. Composition de l'équipe

CHIR est une action à caractère pluridisciplinaire créée au 1^{er} janvier 2000. Elle s'inscrit dans le domaine applicatif prioritaire « Santé » défini dans le Plan Stratégique et plus particulièrement la robotique chirurgicale. L'objectif central de CHIR est d'intégrer robotique et traitement d'images pour faciliter la planification et l'exécution de procédures chirurgicales plus précises et moins invasives.

Responsable scientifique

Ève Coste-Manière [CR]

Assistante de projet

Lætitia Grimaldi [TR, à temps partiel]

Ingénieurs experts

Didier Bondyfalat

Donal Stevan

Post-Doctorant

Christophe Caby

Ingénieur Associé

Olivier Bantiche

Chercheurs doctorants

Louaï Adhami [allocataire EGIDE]

Fabien Mourgues [allocataire moniteur normalien]

Christophe Blondel [contrat CIFRE]

Guy Shechter [NIH/JHU, jusqu'à février]

Stagiaire

Julie Letchner [MSc Stanford]

Collaborateurs cliniques

Alain Carpentier [Hôpital Européen Georges Pompidou]

Patrick Antiphon [CHU Henri Mondor]

Clément-Claude Abbou [CHU Henri Mondor]

Stéphane Litrico [CHU de Nice]

Antonio Renda [Institut Mutualiste Montsouris, depuis novembre]

Guy Vallancien [Institut Mutualiste Montsouris, depuis novembre]

Personnel Inria

David Geldreich [IR Dream, à temps partiel, depuis juillet]

Thierry Viéville [DR, à temps partiel]

Grégoire Malandain [DR, à temps partiel]

2. Présentation et objectifs généraux

CHIR est une action à caractère pluridisciplinaire créée au 1^{er} janvier 2000. Elle s'inscrit dans le domaine applicatif prioritaire *Santé* défini dans le Plan Stratégique et plus particulièrement la robotique chirurgicale.

L'objectif central de CHIR est d'intégrer robotique et traitement d'images pour faciliter la planification et l'exécution de procédures chirurgicales plus précises et moins invasives. La procédure de pontage coronarien est l'application centrale autour de laquelle cette intégration est réalisée. Aujourd'hui, elle est effectuée en partenariat privilégié avec l'équipe du professeur Alain Carpentier à l'Hôpital Européen Georges Pompidou autour du robot télé-opéré DA VINCI™. Ce robot a été acquis en copropriété entre l'Inria et Paris VI pour une installation en milieu clinique à l'HEGP. D'autres partenariats cliniques concernent les travaux en chirurgie cardiaque avec l'équipe du Professeur Mohr à Leipzig, l'urologie avec les équipes des professeurs Vallancien

à l'Institut Mutualiste Montsouris et Abbou au Chu Mondor et la neurochirurgie avec l'équipe du Professeur Paquis au Chu de Nice.

Autour de la problématique scientifique de *l'intégration en chirurgie robotisée*, les recherches menées dans l'équipe concernent la chaîne suivante :

1. la construction et la visualisation de modèles anatomiques déformables,
2. la planification et la simulation d'interventions chirurgicales robotisées intégrant ces modèles,
3. l'intégration temps réel de procédures robotisées sécurisées avec réalité augmentée.

Les équipes de recherche EPIDAURE (Imagerie Médicale), PRISME (Géométrie Algorithmique), et ROBOTVIS (Vision Artificielle) participent aujourd'hui au développement des différentes recherches requises pour chacune des briques qui interviennent dans la chaîne d'intégration.

3. Fondements scientifiques

3.1. Modélisation d'organes déformables

Mots clés : *vision par ordinateur, stéréoscopie, imagerie médicale.*

Les algorithmes et méthodes développés ici doivent permettre de construire les modèles informatiques des différents organes impliqués. Cette modélisation est nécessaire à toutes les phases d'une opération de chirurgie robotisée. C'est à cette étape que sont incorporées des données en provenance de différentes sources d'acquisition (images 2D et 3D, modèles a priori, atlas anatomiques, données biomécaniques) afin de produire des modèles réalistes du patient, des instruments chirurgicaux et de leur relation géométrique au bloc.

La première application chirurgicale à laquelle nous nous intéressons est le pontage coronarien (voir section 4.1). Cette application nécessite en premier lieu la construction d'un modèle complet de l'organe concerné, le cœur. Des caractéristiques importantes à prendre en compte pour la modélisation du cœur sont :

- la grande variabilité anatomique inter-patients ;
- des mouvements importants et quasi-périodiques.

Il est donc nécessaire de construire un modèle 3D+t (c.-à-d. variant avec le temps) du cœur complet. Un modèle volumique du cœur à un instant donné du cycle cardiaque peut être obtenu à partir d'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique). Pour obtenir un modèle 3D+t complet, on doit animer ce modèle volumique statique à partir d'un modèle 3D+t du réseau coronarien.

Les données permettant de construire un modèle 3D+t du réseau coronarien sont des séquences d'images coronarographiques (rayons X), prises sous des angles différents et durant plusieurs périodes cardiaques. La première étape consiste à détecter dans chaque séquence la position des vaisseaux (ligne médiane et diamètre), en utilisant la redondance temporelle, avec par exemple des techniques de diffusion anisotrope ou une approche par modèles. Dans un second temps, il s'agit d'utiliser les différentes séquences, synchronisées par rapport à l'ECG mais prises à des instants différents, pour reconstruire en 3D le réseau coronarien. Cette deuxième étape revient à faire de la stéréoscopie sur des courbes dont la position 3D peut avoir légèrement changé entre les prises de vue. La stéréoscopie sur des prises de vue non-simultanées est une situation largement ignorée dans les travaux du domaine.

La dernière étape consiste enfin à fusionner le modèle volumique 3D du cœur avec le réseau coronarien 3D+t. Cette étape nécessite d'abord d'identifier des repères communs aux deux modèles (départs des coronaires), puis à animer le modèle du cœur en utilisant le mouvement des coronaires.

En plus de ce modèle cinématique du cœur, il sera nécessaire d'obtenir un modèle physique de l'ensemble du patient, pour pouvoir simuler les interactions du corps du patient et de ses organes avec l'extérieur (notamment les instruments du robot et la pesanteur).

3.2. Planification et simulation de procédures chirurgicales robotisées

Mots clés : *géométrie algorithmique, modélisation et simulation robotique.*

C'est à cette étape que sont développés les algorithmes nécessaires d'une part à l'étude et à la prédiction des effets des actions chirurgicales en utilisant les modèles calculés dans l'équipe, et d'autre part à l'optimisation et l'évaluation des plannings chirurgicaux. Cette phase a de plus un impact majeur sur l'enseignement de gestes chirurgicaux nouveaux dans lesquels le chirurgien manipule non plus des outils endoscopiques classiques mais la console maître du système télérobotique. Elle ouvre aussi la porte au télé-enseignement du geste grâce au couplage du simulateur et de la console maître.

Lors de la phase préopératoire, qui précède l'intervention chirurgicale, le chirurgien doit pouvoir visualiser les données/images médicales (par exemple IRM, Scanner...) acquises sur le patient et simuler différents mouvements des robots et de l'endoscope afin de déterminer la stratégie opératoire à suivre et, en particulier, optimiser le positionnement des incisions permettant l'introduction des instruments dans le corps du patient. Cette simulation nécessite la prise en compte de critères divers reliés à la fois à la nature de l'intervention et à l'anatomie du patient. Elle doit de plus prendre en compte automatiquement les tâches de « bas niveau » (gestion des contraintes mécaniques et des collisions, visualisation) pour permettre au chirurgien de se concentrer sur son intervention. On peut également envisager que ce simulateur serve pour l'apprentissage du geste ou en cours d'intervention pour éventuellement replanifier l'intervention.

Dans le domaine clinique, le positionnement des trois incisions nécessaires à l'introduction des instruments dans le corps du patient se fait actuellement de manière empirique sur la base d'un travail expérimental effectué sur des cadavres ou des animaux. Les règles utilisées ne permettent pas de pratiquer l'opération avec facilité chez tous les malades à cause des variations individuelles des rapports anatomiques.

Les travaux effectués dans l'équipe visent donc à proposer un simulateur intégré de ces procédures chirurgicales robotisées. Ils s'appuient sur les résultats de domaines de recherche comme la géométrie algorithmique et la planification de trajectoires. Trois parties principales sont à prendre en compte pour le développement de ce simulateur :

1. *Modélisation des organes et du robot* : la représentation des organes et du robot doit être suffisamment réaliste et permettre d'accélérer les calculs géométriques. La modélisation des organes doit prendre en compte des caractéristiques physiologiques comme des propriétés d'élasticité et de mouvement périodique au cours du temps (battements du cœur).
2. *Planification* : cette phase doit permettre d'optimiser la planification de la procédure opératoire dans son ensemble ; en particulier, elle doit prendre en compte automatiquement des contraintes mécaniques et anatomiques, calculer des trajectoires respectant ces contraintes, et positionner correctement les incisions.
Pour effectuer les calculs géométriques nécessaires, l'objectif est de développer des méthodes efficaces pour la visualisation, les tests de collision entre les bras du robot ou entre un robot et un organe, et le calcul de déformations et de trajectoires.
3. *Simulation* : le simulateur doit permettre de visualiser d'un point de vue quelconque l'ensemble des organes, calculer la vue de l'endoscope, et rendre compte d'efforts de contact (déformation des organes et retour sensoriel). Le simulateur gèrera aussi les collisions entre les bras du robot qui se trouvent en dehors du corps du patient.

Ce simulateur est en cours d'intégration dans la console maître du robot DA VINCI™ pour permettre la simulation du geste dans les conditions opératoires.

3.3. Intégration temps-réel sécurisée avec réalité augmentée

Mots clés : *recalage, réalité augmentée, intégration logicielle, temps réel, méthodes formelles, architecture de contrôle.*

Lors du couplage de la phase pré-opératoire avec la phase per-opératoire, il s'agit d'intégrer au système robotique les modèles et les plannings chirurgicaux construits et élaborés aux étapes précédentes. Ce couplage s'exerce sous la forme de superposition d'images par incorporation en temps-réel des images en provenance de la phase de planification.

Il faut ici fournir la méthodologie et les outils nécessaires à l'intégration des différents composants logiciels et matériels requis pour un fonctionnement en temps réel dans un cadre clinique. L'utilisation de méthodes formelles permettra de certifier la correction d'un maximum de sous-systèmes.

3.3.1. *Réalité augmentée*

Le corps du patient et les organes étant déformables, il est nécessaire de calculer leur déformation, en utilisant notamment les images endoscopiques. Ce recalage peut être basé sur des primitives issues d'une image monoscopique (recalage 2D/3D), ou sur une reconstruction locale 3D de la surface observée par un endoscope stéréoscopique (recalage 2.5D/3D).

Les résultats de la modélisation et du recalage devront alors être utilisés pour guider le chirurgien dans son geste, par incrustation d'informations significatives pour celui-ci dans les images endoscopiques. Ces informations pourront être par exemple la localisation globale de l'endoscope par rapport au réseau coronarien (dans le cas du pontage cardiaque), et la position des artères présentes dans le champ de vision. Le problème essentiel consiste à visualiser dans des images instantanées un modèle recalé par rapport à des images acquises auparavant, et donc à estimer le mouvement 3D de l'endoscope et des organes entre ces deux instants.

Concernant la phase de recalage temps réel pour une application de réalité augmentée, les travaux en cours s'intéressent plutôt à la chirurgie du cerveau qu'à la chirurgie cardiaque. La difficulté de la chirurgie cardiaque réside essentiellement dans le fait que le déplacement des organes entre la phase pré-opératoire et per-opératoire est important, ce qui justifie l'utilisation de méthodes de recalage pour mesurer ces déplacements.

3.3.2. *Intégration temps-réel sécurisée*

Le développement de systèmes de robotique chirurgicale repose essentiellement sur la mise en œuvre de nombreux algorithmes provenant de différents domaines de recherche (automatique, vision, imagerie médicale, géométrie, informatique temps-réel, reconnaissance de la parole, etc). L'intégration de ces différents composants dans un cadre informatique commun, par sa complexité et son hétérogénéité, requiert l'utilisation de méthodes de génie logiciel comme, par exemple, la définition d'une architecture de programmation [2].

Aux considérations générales de génie logiciel viennent s'ajouter des préoccupations essentielles de sécurité et de fiabilité intrinsèques au domaine médical. En effet, bien que la sécurité soit un souci générique en robotique, celle-ci prend une nouvelle dimension lorsque les robots doivent être utilisés en contact et à proximité des humains, en manipulant de surcroît des instruments chirurgicaux pouvant avoir des conséquences irréversibles. La sécurité des patients ou du personnel médical au bloc dépend de systèmes dont la conception et le fonctionnement interne dépassent leur compétence initiale. Il faut donc garantir que le système est fiable et qu'il répond à leurs attentes en matière de fonctionnement et de sécurité.

Pour satisfaire cette préoccupation, des procédures légales de certification sont en cours d'utilisation par des instances officielles comme la Communauté Européenne ou la Food & Drug Administration (FDA) pour garantir que les différentes parties (matérielles et logicielles) des systèmes robotiques sont conformes aux normes (par exemple la norme IEC601) avant autorisation de commercialisation.

À l'heure actuelle, la partie logicielle des quelques robots médicaux proposés dans l'industrie est principalement validée par *tests*. On réalise des tests unitaires, où chaque sous-programme du logiciel est testé indépendamment des tests d'intégration. Ceux-ci examinent ensuite le bon fonctionnement de l'ensemble du logiciel. Les tests de validation fonctionnelle permettent eux de vérifier le bon fonctionnement en situation réelle, lorsque le logiciel est connecté à la ressource physique qu'il pilote, c'est-à-dire le système robotique et son ensemble de capteurs. Malheureusement, ces tests ne permettent pas d'affirmer qu'un logiciel est correct, car seul un sous ensemble fini des exécutions possibles est testé.

Pour garantir de manière plus exhaustive la sécurité logicielle d'une application de robotique médicale, nous proposons de continuer les développements autour de notre *méthodologie de programmation temps réel*,

basée sur l'utilisation de méthodes formelles[2]. L'introduction de ces méthodes qui utilisent très largement des vérifications mathématiques est totalement novatrice dans le contexte de la robotique médicale.

Spécification et programmation d'applications : un système de robotique médicale est en lui-même un système complexe pour lequel la spécification du contrôle est un exercice délicat. Il est donc nécessaire de structurer la partie logicielle dans une *architecture de contrôle*. On souhaite assurer que l'exécution temps réel des différents modules informatiques est respectée et que le comportement de l'application reste correct dans tous les modes de fonctionnement, y compris en présence de pannes. Pour ce faire, nous poursuivons les études déjà entreprises dans le contexte d'ORCCAD. Au delà des algorithmes de contrôle du robot, son utilisation dans notre contexte de chirurgie cardiaque robotisée devra être adaptée pour permettre l'exécution temps réel de nombreux algorithmes de vision et de traitement d'images. Le langage MAESTRO, qui est dédié à la programmation de missions robotiques sera également étendu dans ce contexte. L'objectif est de permettre à un non informaticien de décrire, à un haut niveau d'abstraction, la totalité de l'intervention, sans avoir à se soucier des détails d'implémentation sous-jacents.

Cette activité implique la définition, d'une part, des entités manipulées (lois de commande, algorithmes de vision et de traitement d'image, de génération de trajectoires...), et, d'autre part, de la sémantique et de la syntaxe des primitives de manipulation de ces entités.

Validation : nous proposons d'utiliser des méthodes formelles afin d'apporter *la preuve rigoureuse du bon fonctionnement des programmes avant leur exécution*. Actuellement, une partie seulement du logiciel que nous proposons est **validée de façon formelle** et nous souhaitons étendre les vérifications à l'*ensemble du logiciel de contrôle*.

Dans l'environnement de programmation MAESTRO, certaines propriétés du comportement global de l'application (logique d'enchaînement des algorithmes) sont garanties à l'aide de vérifications par méthodes comportementales. Cependant, la vérification formelle des programmes obtenus est pour l'instant effectuée, de façon classique, sur des automates finis. Nous étudierons la possibilité d'*effectuer des diagnostics*, c'est-à-dire d'interpréter les résultats de la vérification formelle, afin d'éclairer l'utilisateur sur les modifications à apporter au programme source MAESTRO en cas d'erreur.

L'extension naturelle du système de vérification consiste à prouver que chacun des algorithmes pris séparément ne provoquera pas d'erreur d'exécution, par exemple de dépassement de capacité de calcul sur des nombres réels (division par zéro, validité des opérations mathématiques, etc) ou de manipulation incohérente des variables. En nous inspirant des travaux en cours pour la vérification du code de micro-contrôleurs embarqué dans des stimulateurs cardiaques, nous étudions l'adéquation du système COQ en collaboration avec l'équipe LOGICAL pour vérifier le code des différentes actions mises en œuvre lors de la réalisation d'une application. Le premier algorithme étudié et « certifié » est celui de la détection de collision.

L'objectif est de rendre la programmation et la validation des applications robotiques accessibles à des utilisateurs non spécialistes des méthodes théoriques sous-jacentes et de faciliter ainsi leur diffusion.

4. Domaines d'application

4.1. Panorama

La télé-chirurgie mini-invasive est particulièrement bien adaptée à l'opération qui consiste à pratiquer un pontage de l'artère coronaire inter-ventriculaire (IVA) obstruée ou occluse, en utilisant l'artère mammaire interne gauche (MIG). Cette opération est réalisée en deux temps : 1) la dissection de la MIG qui est située sur la face interne de la paroi thoracique le long du bord gauche du sternum, 2) l'anastomose de l'extrémité distale de cette artère à l'IVA.

À l'opposé de l'opération couramment pratiquée par une incision longitudinale du sternum longue de 30 cm, l'opération dite « mini-invasive » se fait de manière totalement endoscopique par un robot chirurgical télé-manipulé. Pour la réaliser, le robot télé-opéré DA VINCI™ a été choisi par l'équipe du professeur Alain Carpentier et notre équipe (figure 1) pour les avantages qu'il offre par rapport aux autres systèmes télé-opérés : la vision tridimensionnelle et la dextérité du poignet mécanique.



Figure 1. Le robot DA VINCI™, copropriété Inria/Hôpital Européen Georges Pompidou pendant une validation expérimentale

L'intervention est réalisée en utilisant trois incisions de 1 cm nécessaires à la mise en place des deux instruments et de l'endoscope à l'intérieur du thorax. Celles-ci sont disposées de façon triangulaire sur le côté latéral gauche du thorax. *La position des incisions constitue l'aspect le plus important de la stratégie opératoire.* En effet, de cette position dépendent la visualisation et l'exposition des structures anatomiques concernées (c.-à-d. de l'IVA et de la MIG).

Or, les variations anatomiques d'un patient à l'autre rendent illusoire la définition d'une règle pratique qui permettrait le calcul de la position des incisions idéales pour chaque cas. Cependant, il s'agit de positionner les trois incisions de façon que les instruments puissent accéder sans difficulté à tout le trajet de la MIG et de l'IVA et qu'il n'y ait ni conflit interne (entre instruments) ni conflit externe (entre bras robotisés porteurs d'instruments).

Lors de la phase per-opératoire se pose ensuite un problème de repérage des structures anatomiques cibles et en particulier celui de l'IVA avec laquelle doit être effectuée l'anastomose. En chirurgie conventionnelle, l'utilisation d'une large incision permet une vision directe de grand angle à l'intérieur du thorax ainsi qu'une éventuelle manipulation du cœur, toutes deux propices à l'analyse des rapports anatomiques. Ces deux accès directs sont supprimés et avec eux la possibilité de repérer la totalité du trajet de l'IVA lorsqu'on utilise une approche endoscopique.

Par conséquent *des outils de planification et simulation préopératoire et d'augmentation per-opératoire* seraient très utiles pour chaque opération. Les outils préopératoires nécessitent :

- *une reconstruction numérique* tridimensionnelle et temporelle de la zone d'intérêt de chaque patient, c'est-à-dire de la cage thoracique, du trajet des artères IVA et MIG, du thorax, etc.,
- *un calcul automatique du positionnement des trois incisions* et
- *la simulation de la procédure chirurgicale* que les mouvements des bras manipulateurs permettent de réaliser à partir de ces configurations.

En phase per-opératoire, seul un système de *chirurgie augmentée* par superposition en temps réel d'images numériques sur les images fournies par l'endoscope permettra au chirurgien de compléter la vision volumique réduite que lui fournit l'endoscope 3D.

Si l'application de pontage coronarien en chirurgie cardiaque est l'application centrale de CHIR, son analyse et sa réalisation progressive font apparaître des extensions possibles à d'autres types de chirurgies. Le système de planification de procédures télé-opérées est en cours de transposition dans le cadre de la chirurgie générale/digestive (dans le cadre du projet EndoXirob par exemple), en urologie (avec l'institut Mutualiste Montsouris et le CHU Mondor) et en neurochirurgie avec le CHU de Nice (suite du stage de DEA de Stéphane Litrico, dans le cadre d'une action coopérative « Pecker »). Le recalage intra-opératoire couplé à la réalité augmentée est évidemment transférable à plusieurs types de chirurgie avec invasion réduite, en particulier à la chirurgie endoscopique, ou à la chirurgie du sein (les tests sont prévus avec l'université d'Oxford).

5. Logiciels

5.1. STARS : Simulation and Transfer Architecture for Robotic Surgery

Participants : Louaï Adhami, Mourgues Fabien, Christophe Caby, Stevan Donal, Olivier Bantiche, Ève Coste-Manière.

STARS est l'implémentation d'une architecture logicielle intégrée pour la chirurgie mini-invasive robotisée basée sur l'approche détaillée dans [4]. Cette approche a donné suite à un dépôt de brevet [24] aux États-Unis effectué conjointement par l'INRIA et la société Intuitive Surgical Inc. A part la phase de transfert final, STARS est principalement une solution logicielle adaptable aux différentes applications chirurgicales concernées, et aux robots utilisés dans le cas de la chirurgie robotisée.

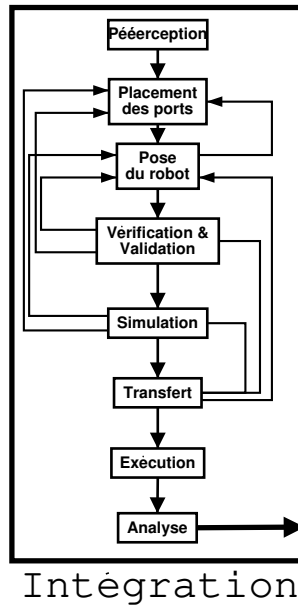


Figure 2. Architecture générale de STARS (voir [12])

De plus, la structure modulaire du logiciel a permis l'intégration de plusieurs extensions et améliorations concernant la réalité augmentée, les contraintes actives et le développement d'une version distribuée (cf. 6.3 et 6.4).

5.2. XirAcqui Système d'Acquisition de l'équipe ChIR

Participants : Olivier Bantiche, Laurent Goffin, Frédéric Devernay, Stevan Donal, David Geldreich.

Le système d'acquisition Xir-Acqui [21] propose une bibliothèque permettant l'acquisition locale ou déportée (RPC via VTHD), en temps réel ou en différé, de données très différentes (Vidéo, Matrices, Coordonnées articulaires du robot DA VINCI™,...) à travers une interface unique et générique. Il est intégré dans le simulateur STARS et dans les modules de réalité augmentée en sur-couche des pilotes physiques. Il est également utilisé en tant que vecteur de communication inter-modulaire.

5.3. Outils de reconstruction 3D et d'initialisation de recalage de surfaces

Participant : Olivier Bantiche.

Deux logiciels complémentaires forment ce module.

Le premier permet la préparation au calibrage ainsi que la reconstruction en 3D de surfaces selon la méthode décrite dans [20]. Une interface graphique permet de charger les images prises par l'appareil photo, d'appliquer les traitements nécessaires aux images de calibrage, et de reconstruire la surface du patient dans un format VTK.

Le deuxième sert à la fois d'éditeur pour visualiser, lisser et décimer les reconstructions ainsi créées, et permet d'effectuer manuellement le recalage initial nécessaire à l'algorithme ICP (Iterative Closest Point) en cliquant sur des points correspondants de deux reconstructions d'un même objet.

6. Résultats nouveaux

6.1. Généralités

Cette année a permis d'étoffer toute la chaîne des recherches effectuées autour du thème central de l'intégration, et de démontrer concrètement ces travaux. De nouveaux résultats théoriques ont été apportés

pour chacun des thèmes de recherche de l'équipe. Les points forts de l'année concernent le dépôt sur le territoire américain d'un brevet, la validation expérimentale in vivo de tous les résultats depuis la planification de la procédure jusqu'à son transfert au bloc pour les tests des premières images de réalité augmentée (cf figure 14). De plus, les résultats de l'équipe ont donné lieu à de nombreuses publications dans des journaux scientifiques et médicaux [7][6][8][5].

La validation in vivo a été réalisée à l'aide du système téléopéré DA VINCI™. L'accueil dans leur bloc animalier et la participation active des industriels lors de cette expérimentation a permis de renforcer nos liens avec Intuitive Surgical. De plus la réalisation d'une expérimentation complexe et complète a été très fédératrice, pour un travail « main dans la main » entre chirurgiens et chercheurs. La crédibilité ainsi acquise par l'équipe dans le domaine de la chirurgie cardiaque [7] a permis d'étoffer et d'étendre nos partenariats médicaux (exemple de l'urologie [6], visites étendues de nombreux chirurgiens toutes spécialités et nationalités confondues) pour répondre à une demande clinique accrue. Nos collaborations académiques internationales continuent avec des relations informelles internationales (Japon, USA, Allemagne, France...).

6.2. Modélisation d'organes déformables

Participants : Christophe Blondel, Fabien Mourgues, Guy Shechter, Grégoire Malandain, Ève Coste-Manière.

Mots clés : *vision par ordinateur, stéréoscopie multi-oculaire, contours déformables, déformation élastique.*

6.2.1. Modélisation du cœur

Les algorithmes développés ont pour but de produire des modèles d'organes déformables à partir d'exams cliniques tels que le scanner, l'IRM ou la coronarographie. Ces modèles sont requis comme données d'entrée pour la planification et la simulation d'intervention.

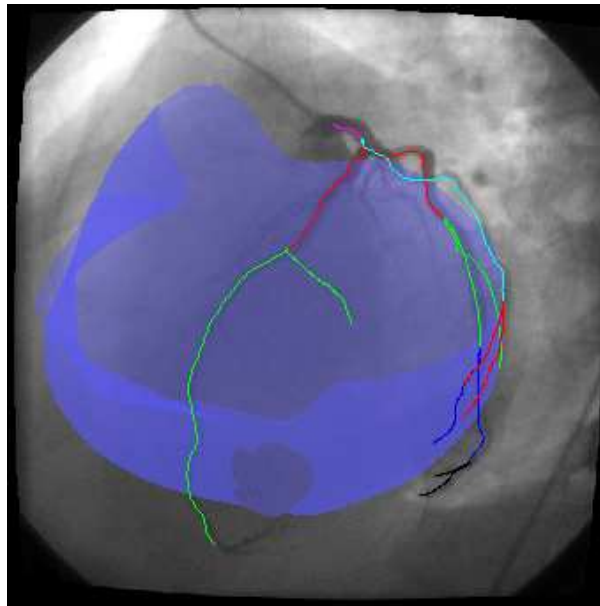


Figure 3. *Projection de la surface IRM recalée sur l'arbre coronaire reconstruit*

Nos études portent sur l'ensemble formé par le cœur et les artères coronaires. La chaîne algorithmique conduisant de l'examen clinique au modèle de l'organe a été enrichie et améliorée. Cette chaîne comporte maintenant les algorithmes suivants : détection automatique d'artères, suivi 2D d'artères, reconstruction 3D multi-oculaire de l'arbre coronaire, ajustement de faisceau pour la compensation du mouvement respiratoire, calcul de déformation 3D et 4D des artères, suivi 3D d'artères, modélisation 3D + t de l'arbre coronaire, recalage 3D de la surface du cœur sur les artères [10][16].

Des outils interactifs permettent la segmentation, l'appariement, puis la reconstruction 3D des lignes centrales des artères coronaires. Ces artères peuvent alors être suivies en 3D pour donner un modèle 3D + t des lignes centrales des artères coronaires.

De manière complémentaire, des algorithmes automatiques de segmentation et de reconstruction 3D multi-oculaire ont été développés [16]. Le mouvement respiratoire est désormais déterminé et compensé par optimisation des paramètres de la caméra d'acquisition angiographique. Le calcul de déformation élastique 3D donne une connaissance précise du mouvement des artères coronaires au cours du cycle cardiaque. L'extension de ce calcul de déformation aux acquisitions rotationnelles a nécessité la prise en compte de la compensation du mouvement respiratoire. La généralisation du calcul de déformation élastique en 4D permet de fournir un modèle 3D + t des lignes centrales des artères coronaires y compris dans les cas où l'acquisition est effectuée sur un cœur qui n'est pas parfaitement périodique. Cette partie logicielle a été parallélisée en mettant à profit la ferme de PC INRIA.

A partir des données qui précèdent et après avoir recalé l'arbre coronaire 3D avec la surface du myocarde déduite d'images de type scanner ou IRM, le mouvement de la surface du cœur est approché en utilisant le champ de déformation obtenu par le suivi 3D.

C'est ce modèle qui alimente les phases de planification et de simulation, puis de réalité augmentée lors des validations cliniques sur patient.

6.3. Planification et simulation de procédures robotiques

6.3.1. Approche générale

Participants : Louaï Adhami, Ève Coste-Manière.

Mots clés : *Chirurgie assistée par ordinateur, modélisation de robots, détection de collisions, planification, environnement de simulation.*

Malgré leurs nombreux avantages pour les patients, l'utilisation des interventions chirurgicales mini-invasives et robotisées comporte encore des difficultés inhérentes à leur nouveauté et à leur complexité. Dans l'équipe CHIR, nous proposons d'accompagner le chirurgien dans cette transition en développant un environnement intégré (STARS, cf. 5.1) facilitant l'accès à ces technologies. Pour chaque patient, ce système permet la planification, la vérification, la simulation, le transfert au bloc opératoire et l'analyse des procédures chirurgicales robotisées.

Nous nous sommes intéressés à la planification des conditions opératoires, étape critique pour le déroulement efficace de l'intervention. Dans un premier temps, nous proposons d'optimiser, à l'aide d'une traduction mathématique de l'intervention, les points d'entrée des instruments coelioscopiques afin de garantir de bonnes conditions de dextérité et de visibilité. Dans un second temps, le problème du positionnement des robots possédant un grand nombre de degrés de liberté actifs et passifs (articulations non motorisées, position et orientation de la base) est abordé [14][5]. Ce problème vise à établir une posture du robot qui permettra de reproduire les gestes voulus par le chirurgien, tout en maximisant la distance entre les bras manipulateurs et/ou entre le robot et les obstacles de la salle d'opération. La difficulté de ce problème est accrue par le fait que les points d'entrée déterminés au préalable sont imposés sur la posture finale du robot (voir [24] et [14] pour les détails des deux étapes).

Une fois les conditions optimales de l'intervention déterminées, la simulation avec réalité virtuelle, locale ou distribuée, est utilisée pour valider la planification et pour permettre un meilleur apprentissage du geste et une meilleure préparation aux conditions opératoires. La globalité de l'approche est décrite dans [4]. La mise en oeuvre de l'approche dans des conditions opératoires in vivo est décrite dans [8] pour une application de pontage coronarien. Son utilisation dans différents contextes cliniques est décrite dans [9][7] dans le contexte cardiaque en coopération avec Alain Carpentier, dans [6] pour une procédure de néphrectomie avec Claude Abbou et Patrick Antiphon. Nous commençons à transposer ces résultats pour la planification et la simulation d'une prostatectomie radicale en laparoscopie avec Guy Vallancien et Antonio Renda.

6.3.2. Contraintes virtuelles haptiques pour la téléchirurgie

Participants : Christophe Caby, Stevan Donal, Louaï Adhami, Julie Letchner, Ève Coste-Manière.

Mots clés : *simulation haptique, système à retour d'effort, contraintes virtuelles.*

Le but de ce travail est d'étendre les capacités du système de planification et de simulation de l'équipe, **STARS**, en enrichissant le retour d'informations vers le chirurgien. Ce système dispose d'une interface dédiée qui permet au chirurgien d'émuler des procédures chirurgicales robotisées. L'objectif est alors de mettre à la disposition du chirurgien, en plus de ces informations visuelles, des informations tactiles en couplant **STARS** à un système à retour d'effort (intégré dans la console maître). La mission principale de l'ajout d'informations haptiques au simulateur est de contraindre les mouvements du chirurgien par retour d'effort en travaillant sur un modèle 3D de l'espace opérationnel (le patient). En effet, l'environnement opératoire typique des procédures chirurgicales mini-invasives est caractérisé par une complexité importante, une faible visibilité et un niveau de sécurité élevé. Dans de telles conditions, et malgré l'existence de techniques telles que le filtrage des tremblements ou l'utilisation de facteur d'échelle pour affiner les mouvements, il apparaît essentiel de fournir au chirurgien une assistance opérationnelle et décisionnelle. Nous nous sommes alors inspirés des guides virtuels (*virtual fixtures* ou *synthetic fixtures*, en anglais) utilisés en télérobotique pour définir la notion de contraintes virtuelles haptiques dont le but est de guider et d'assister les mouvements du chirurgien par retour d'effort.

La première partie de ce travail a alors consisté à coupler **STARS** avec un système à retour d'effort, le PHANTOM 1.5 à trois degrés de liberté actifs développé par SensAble Technologies (fig. 4). Nous avons opté pour ce système car son espace de travail correspond approximativement aux mouvements de l'avant-bras autour de l'axe du coude, c'est-à-dire à ceux du chirurgien lors d'une opération mini-invasive. L'interfaçage logiciel est réalisé grâce à la librairie GHOST qui représente le processus haptique et qui communique d'une part directement avec le PHANTOM et d'autre part avec **STARS** qui représente lui le processus graphique de simulation. L'utilisation d'une telle architecture nécessite qu'une attention particulière soit portée à la stabilité du processus haptique ainsi qu'à la pertinence et à la qualité des forces retournées au chirurgien. En effet, GHOST envoie des consignes d'efforts au PHANTOM à une fréquence de 1 KHz (temps réel haptique) à partir de forces calculées dans **STARS** à une fréquence de 25 Hz (temps réel visuel). La sensibilité tactile de l'humain étant nettement plus fine que sa sensibilité visuelle, il en résulte alors une sensation de discontinuités au niveau du retour d'effort pour le chirurgien et l'occurrence d'oscillations. Pour éviter ce type de phénomènes, nous avons d'une part optimisé nos algorithmes afin de réduire les temps de calcul des forces, et d'autre part utilisé une technique d'extrapolation des forces au niveau du processus haptique.

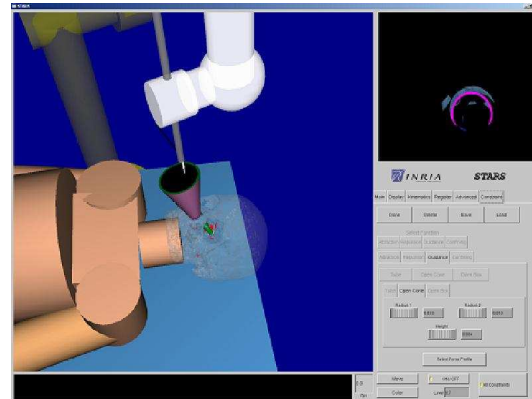
La seconde partie de ce travail a consisté à définir, formaliser et implanter dans **STARS** le concept de contraintes virtuelles haptiques (fig. 5). Leur but est de guider et de contraindre le geste du chirurgien par retour d'effort à partir de modèles virtuels de son environnement de travail. L'objectif est ainsi d'augmenter la sécurité de la zone opératoire intra-corporelle, les performances et la précision du chirurgien, mais également de permettre un apprentissage assisté de gestes chirurgicaux nouveaux à des chirurgiens apprentis. Le principe des contraintes virtuelles est de générer une force grâce à la technique des champs de potentiels, dont la détermination est basée sur le calcul de distance entre l'organe terminal du robot et la contrainte virtuelle concernée.

La notion de contraintes virtuelles haptiques est implantée dans **STARS** sous la forme d'une librairie indépendante et d'une interface graphique permettant de : créer-détruire, sauvegarder-importer, positionner-orienter, paramétrer-dimensionner ou encore activer-désactiver une contrainte virtuelle. Enfin, un éditeur de force permet au chirurgien de choisir, entre plusieurs profils de force à fortes caractéristiques, celui qui s'adaptera le plus à la situation traitée, puis de le paramétrer (fig. 5).

Ces travaux représentent les recherches menées par l'équipe dans le cadre du projet ENDOXIROB pour la chirurgie téléopérée. Ils ont reçu une première validation pour la simulation de l'ablation de l'hypophyse lors du stage de Julie Letchner [25] (fig. 4). Ce travail a permis de mettre en évidence le lien très fort qui existe entre la définition de contraintes virtuelles et la formalisation d'une procédure chirurgicale. En effet, certaines contraintes virtuelles peuvent être spécifiques à certaines phases particulières d'une opération alors

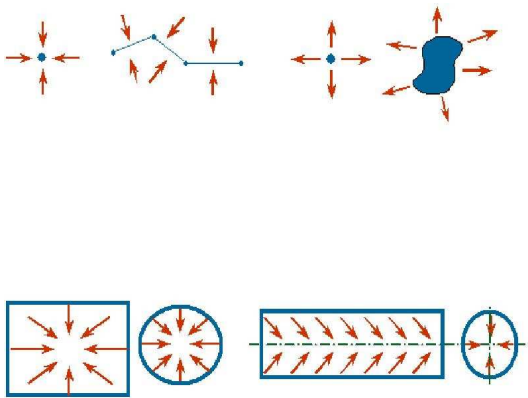


(a)

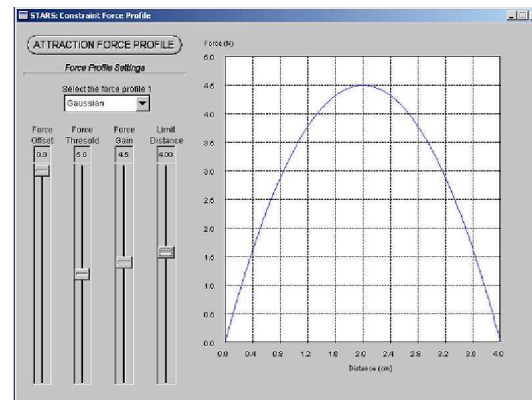


(b)

Figure 4. Couplage de STARS avec le PHANTOM 1.5 (a), utilisation de contraintes virtuelles haptiques lors d'une opération d'ablation de l'hypophyse (b)



(a)



(b)

Figure 5. Différentes contraintes virtuelles haptiques (a), l'éditeur de forces (b)

que d'autres peuvent être généralisées à toute la procédure. De cette manière, Julie Letchner a formalisé une opération de l'ablation de l'hypophyse (en collaboration avec Stéphane Litrico du CHU de Nice dans le cadre de la Colors sur la simulation de la chirurgie hypophysaire), en définissant les différentes étapes, et a associé à chacune de ces étapes des contraintes virtuelles haptiques actives uniquement durant leur déroulement.

6.3.3. Télé-enseignement du geste chirurgical

Mots clés : *télé-enseignement, simulation partagée, collaboration maître-élève.*

Participants : Stevan Donal, Ève Coste-Manière.

L'apprentissage pratique des techniques et stratégies chirurgicales se fait actuellement sur des cochons et des cadavres. Le coût et les difficultés logistiques de ce type de cours en font des formations très abrégées où l'on ne va qu'à l'essentiel. Pour répondre à ce besoin de nouveaux moyens de répétition des gestes, de nombreuses équipes de recherches et sociétés développent des simulateurs chirurgicaux pour lesquels l'accent est essentiellement mis sur le réalisme des modèles représentés, de manière à améliorer la sensation d'immersion du chirurgien. La particularité du travail mené dans le cadre du télé-enseignement du geste chirurgical est qu'en plus de cette relation entre l'utilisateur et le simulateur, on s'intéresse à la relation entre différents utilisateurs. En effet, l'objectif ici est de recréer une salle de cours virtuelle où professeur et élèves sont liés par l'intermédiaire du simulateur (fig. 6). Il faut donc développer les outils permettant une collaboration entre chirurgiens confirmés et apprentis dans le but d'un enseignement entre sites distants.

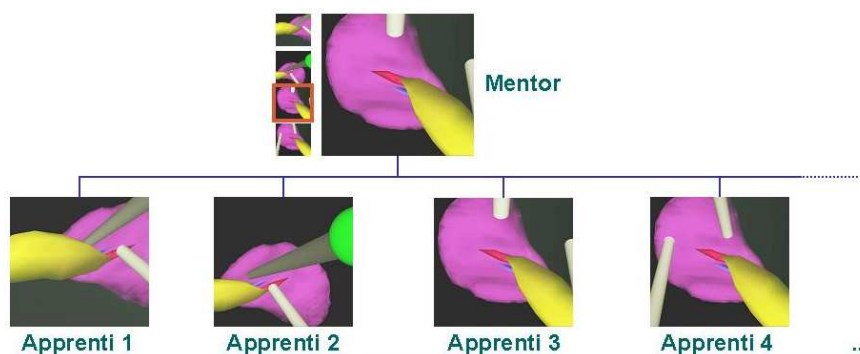


Figure 6. salle de cours virtuelle

Suite à une analyse de la relation entre le professeur et ses élèves durant un cours de chirurgie, plusieurs modes de fonctionnement ont été identifiés : le professeur montre, l'élève s'essaie, le professeur corrige. Il est également ressorti plusieurs moyens d'action du chirurgien confirmé sur le chirurgien apprenti : les indications orales, visuelles (désignations de zones sur les images endoscopiques et modification de la position de l'endoscope) et le contrôle de la main de l'élève.

L'implantation logicielle des fonctionnalités mises en valeur est effectuée à partir de l'IHM de simulation du système **STARS**. Plusieurs utilisateurs sont désormais autorisés à évoluer dans le même environnement à partir de postes différents. Les mouvements du robot sont contrôlés par un et un seul utilisateur défini et reproduits dans chacune des interfaces. La vue globale de la scène peut également être partagée entre les différents utilisateurs. L'architecture de la distribution de **STARS** est basée sur le modèle classique du client-serveur (fig. 7).

Les actions des utilisateurs sont captées au niveau de chaque client **STARS** et transmises au serveur qui traite les informations et les transmet aux autres clients. Une librairie de communication réseau a été développée au dessus d'une couche TCP/IP pour satisfaire aux contraintes résultantes à l'insertion de points d'entrée et de sorties dans la boucle FLTK du simulateur - boucle gérant entre autres les actions de l'utilisateur et le rafraichissement de l'affichage.

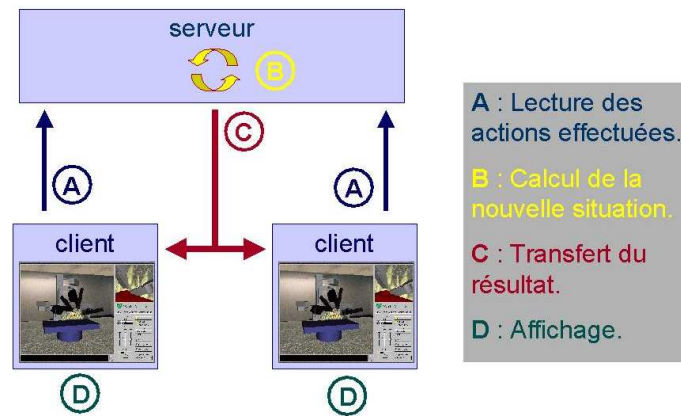


Figure 7. architecture client-serveur

La base du partage et du traitement d'événements entre plusieurs postes de simulation est donc en place. Nombreuses sont les fonctionnalités qui vont venir s'ajouter à ce squelette : le raffinement du serveur (modes de fonctionnement, coexistence de divers états), les possibilités d'enregistrement et de rejeu de séquence, et le guidage du geste au moyen d'un système à retour d'effort.

Ces travaux sont effectués dans le cadre du projet VTHD++ labellisé par le RNRT et bénéficient des premiers résultats obtenus dans le cadre du projet VTHD. Ils seront testés en 2003 sur le tronçon de réseau VTHD (à 2.5.GBits) mis en place entre l'Hôpital Européen Georges Pompidou et l'Inria Sophia.

6.4. Réalité augmentée

Mots clés : *superposition d'images, recalage pré/per opératoire, système d'acquisition et traitement d'images, stéréoscopie.*

6.4.1. Recalage pré/intra opératoire externe

Participants : Olivier Bantiche, Ève Coste-Manière, Thierry Viéville.

Le but de ce recalage est la mise en correspondance, au bloc opératoire, du corps du patient sur la table d'intervention et du modèle anatomique externe de ce même patient préalablement construit à partir de ses données médicales. Il s'agit dans un premier temps de « pointer » directement sur le corps du patient les points d'incision qui ont été déterminés sur le modèle lors de la planification de l'intervention. Une solution basée sur la vision pour ordinateur a été retenue.

On effectue dans un premier temps une reconstruction en 3D du torse du patient allongé sur la table d'opération. Cette acquisition est faite en utilisant un système de vision prototypé dans l'équipe, composé d'un appareil photo numérique et d'un vidéo-projecteur (voir [20]) :

- l'appareil et le projecteur sont au préalable calibrés grâce à une même série de clichés d'une mire de calibrage sur laquelle on projette une texture connue (fig. 8) ;
- le principe de reconstruction utilise une méthode de stéréoscopie dite active, un schéma de lumière structurée étant projeté sur le torse, alors que l'appareil numérique en prend un cliché ;
- une méthode d'appariement des points par corrélation permet alors, par triangulation, de reconstituer la 3D dans l'image (fig. 9).

Cette acquisition se faisant en un seul cliché, on est affranchi du problème posé par les mouvements respiratoires du patient.

Un logiciel avec interface graphique intégrant toute la chaîne de reconstruction a été développé.

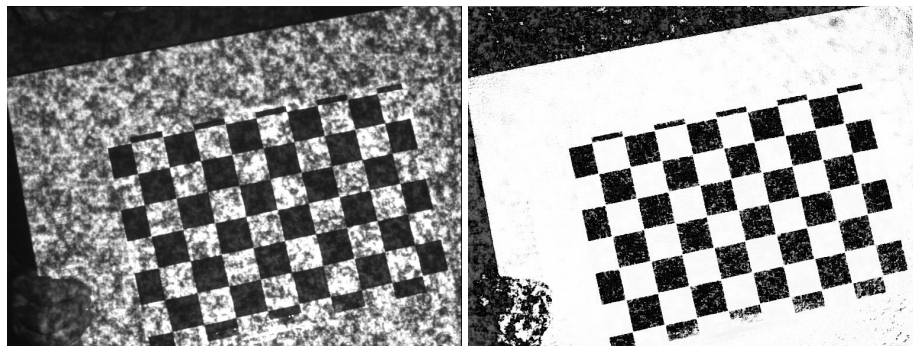
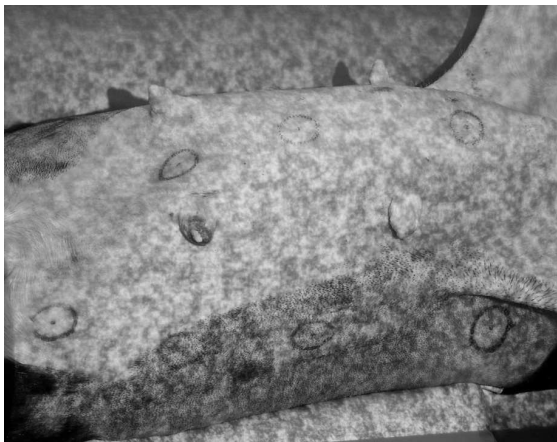
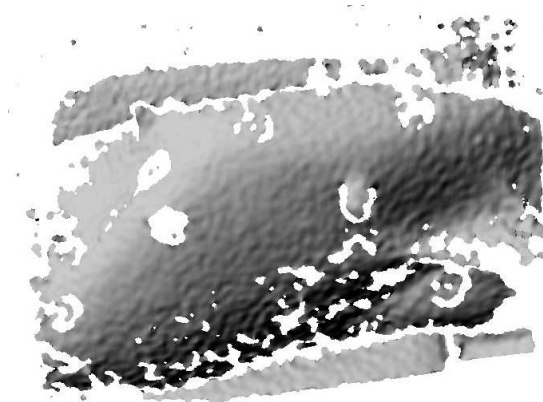


Figure 8. Calibrage de l'appareil photo et du vidéo-projecteur à partir des mêmes clichés :
substraction de la texture projetée.



(a) projection de la texture sur la scène



(b) reconstruction 3D

Figure 9. reconstruction 3D d'un chien

Dans un deuxième temps cette reconstruction est recalée avec le modèle du patient, reconstruit après segmentation de la peau, en utilisant un algorithme ICP (Iterative Closest Point). Cet algorithme nécessite au préalable un recalage initial grossier, afin d'éviter de tomber dans un minimum local. Dans ce but une interface graphique a été développée. Elle permet de définir manuellement dans deux objets 3D (i.e. la peau segmentée à partir du scan et la peau reconstruite avec la méthode que l'on vient de décrire) des points correspondants. Trois paires de points au minimum déterminent une transformation rigide qui servira d'initialisation à l'ICP (voir fig 10).

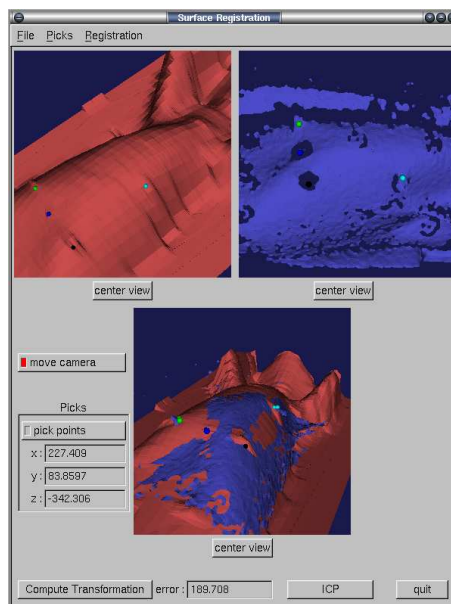


Figure 10. Interface graphique pour l'initialisation du recalage

Enfin la position des trois points d'incision étant connue sur le modèle, le recalage permet d'en déduire la position dans le repère de la reconstruction et, par calibrage, dans l'image du projecteur. On peut fournir une image constituée de trois points au projecteur de telle sorte qu'ils soient projetés sur le thorax du patient aux points d'incision (fig. 11). Au delà des trois points, l'image plus complète du modèle des organes du patient pourra également être projetée, pour permettre au chirurgien de visualiser les organes « à travers la peau ».

Des tests de la chaîne complète ont été effectués, notamment sur des mannequins pour évaluer l'erreur sans prendre en compte les déformations de la surface cutanée du patient entre le scan et le bloc. On obtient une précision de la reprojection de 4mm RMS. L'ensemble de la méthode est présenté dans [15][18].

6.4.2. Guidage intraopératoire visuel par réalité augmentée

Participants : Fabien Mourgues, Thierry Vieville, Ève Coste-Manière, Alain Carpentier, Volkmar Falk, Didier Loulmet.

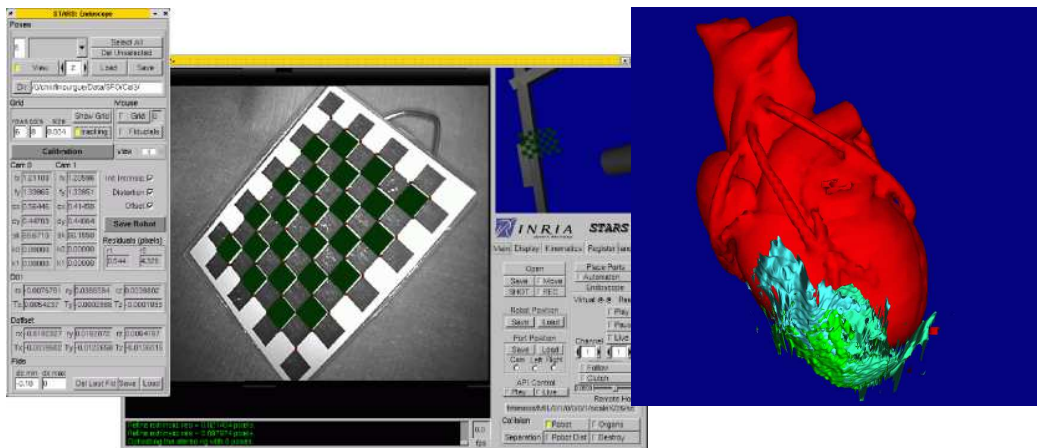
Le guidage intraopératoire du chirurgien par incrustation d'informations préopératoires dans les images endoscopiques nécessite de résoudre un problème de mise en correspondance difficile à cause de son aspect multimodal à partir de données provenant de plusieurs modalités, non rigide et dynamique (notamment dans le cadre du cœur battant).

Une première étape consiste à utiliser toute l'information a priori disponible : le recalage externe du patient au bloc avec son modèle préopératoire et le robot d'une part (voir résultats précédents sur le recalage externe), et la localisation de l'endoscope robotisé préalablement calibré.

Une méthode de calibrage d'un endoscope stéréoscopique robotisé, compatible avec les contraintes opératoires a été développée [19] et intégrée dans le logiciel STARS (voir figure 12). Celle-ci a été testée au cours



Figure 11. reprojection synthétique des ports



(a) Calibrage du bras endoscopique dans STARS

(b) Portions de la surface d'un cœur en plastique observées à l'endoscope et reconstruites par stéréoscopie

Figure 12. Calibrage et utilisation de l'endoscope robotisé

d'expérimentations à l'Hôpital Européen Georges Pompidou (reconstruction stéréoscopique d'un coeur en plastique, voir figure 12) et en situation quasi-opératoire dans le cadre d'une intervention sur animal [18][8].

Une deuxième étape consiste à utiliser les informations extraites des images endoscopiques pour affiner le recalage : corriger les déplacements d'organes dus à la situation opératoire, compenser les erreurs dues à la propagation des incertitudes sur les étapes précédentes et prendre en compte le mouvement propre des organes. Les caractéristiques des images endoscopiques du champ opératoire (graisse dissimulant les artères, sang, aspect spéculaire des tissus ...) rend l'extraction tout automatique d'amers utiles très difficile. Nous menons donc un travail de formalisation du processus de repérage par le chirurgien des artères cibles de l'opération de pontage coronaire grâce au dialogue avec les chirurgiens Alain Carpentier (Hôpital Européen Georges Pompidou, Paris), Volkmar Falk (Herzzentrum, Leipzig) et Didier Loulmet (Lenox Hill Hospital, New-York). Cette formalisation nous conduit à développer un système interactif de guidage dans lequel la superposition du modèle préopératoire des artères coronaires est constamment améliorée par interaction du chirurgien avec le système auquel il fournit mesures et hypothèses. Une méthode d'optimisation multi-hypothèses robuste permet de déterminer le meilleur recalage compte tenu des mesures fournies. Les travaux en cours portent également sur l'intégration du système dans le logiciel STARS par la définition d'une interface ergonomique (en collaboration avec les chirurgiens) et la gestion des aspects temporels des interactions et de l'optimisation. Parallèlement, une étude de la détermination du battement cardiaque à partir d'images endoscopiques est menée.

Les données opératoires acquises sur chien en mai 2002 [18] ont permis d'effectuer les premiers tests in vivo (voir figure 13).



Figure 13. Superposition d'artères coronaires sur la vue endoscopique d'un coeur battant (expérimentation sur un chien).

6.5. Intégration temps-réel sécurisée avec réalité augmentée

Participants : Toute l'équipe.

Mots clés : intégration et architecture logicielles, programmation orientée domaine, environnement de programmation, temps réel, preuves formelles, réseau, recalage.

6.5.1. Intégration : Acquisition et réseau

Participants : David Geldreich, Stevan Donal, Olivier Bantiche.

Le système d'acquisition Xir-Acq propose une bibliothèque permettant l'acquisition locale ou déportée (RPC via VTHD), en temps réel ou en différé, de données très différentes (Vidéo, Matrices, Coordonnées articulaires du robot DA VINCI™,...) à travers une interface unique et générique. Il est intégré dans le simulateur STARS et dans les modules de réalité augmentée en sur-couche des pilotes physiques. Il est également utilisé en tant que vecteur de communication inter-modulaire. Mis en place lors du projet VTHD, ce système a montré quelques limites, lors des expérimentations. L'application a été auditée (en particulier par l'analyse de l'ensemble des données acquises lors de l'expérimentation In Vivo en Californie). Plusieurs légers dysfonctionnements ont été corrigés et plusieurs moyens d'amélioration des performances ont été identifiés. En particulier, les communications réseaux au niveau de la couche TCP/IP sont ralenties dans un environnement CYGWIN. L'ensemble du code va donc être porté sous VC++. En outre, certaines parties de l'architecture vont être optimisées. Enfin, à l'issue de ces modifications, un protocole de communication spécifique sera, si cela s'avère nécessaire, développé et implanté en remplacement de RPC.

6.5.2. Certification formelle des algorithmes de détection de collision

Participants : Didier Bondyfalat, Louaï Adhami, Ève Coste-Manière, Gilles Dowek.

Tout d'abord, nous commençons par préciser ce que nous entendons par algorithmes et par certification d'un algorithme. Un algorithme peut être perçu comme un processus calculatoire qui prend des entrées qui rend des sorties de manière à ce qu'un ensemble de propriétés entre les entrées et les sorties soient satisfaites. Certifier formellement qu'un algorithme est correct est équivalent à démontrer (au sens mathématique) que pour des entrées quelconques les propriétés de l'algorithme sont bien satisfaites. Donnons quelques exemples afin de clarifier ces définitions :

- un algorithme qui élève au carré, est un processus de calcul qui prend en entrée un nombre x et rend en sortie un nombre y tel que la propriété $y = x^2$ soit satisfaite (dans ce cas le processus de calcul est très simple, il s'agit de $x \times x$), certifier cet algorithme est équivalent à démontrer que $x \times x = x^2$ (ce qui est vrai par la définition même de x^2) ;
- un algorithme qui donne la racine carrée d'un nombre est un processus de calcul qui prend en entrée un nombre x et rend en sortie un nombre y tel que la propriété Si $x \geq 0$, $y^2 = x$ soit satisfaite (cette fois-ci, le processus de calcul est plus complexe), certifier cet algorithme revient à donner une démonstration de la propriété ce qui est impossible car nous ne connaissons pas d'algorithme général exact mais seulement des algorithmes qui calculent des approximations de la racine carrée. Si nous voulons certifier un algorithme de racine carrée il faut modifier la propriété comme suit par exemple pour tout ϵ , $x \geq 0$, $|y^2 - x| \leq \epsilon$;

Comme le montre le dernier exemple, la certification formelle d'algorithmes ne tolère aucune imprécision et par conséquent nous force à expliciter les conditions d'utilisation et les propriétés des algorithmes. C'est cet aspect que nous voulons introduire dans les parties critiques des algorithmes de contrôle de robots médicaux. Nous avons choisi de commencer par la détection de collision qui est une partie sensible et qui semble bien se prêter à cette approche. Elle repose sur la détection de collision entre des volumes géométriques de base comme des boîtes, des cylindres et des sphères. Nous avons commencé par établir la certification d'un critère d'intersection entre deux boîtes. Pour cela, nous avons dû modéliser dans le système d'aide à la preuve COQ tout un ensemble géométrique tridimensionnel comme les points, les segments, les faces et les volumes, nous avons dû transcrire nos algorithmes dans le système et montrer que lorsque notre algorithme d'intersection répond positivement, il existe effectivement (on sait le construire) un point qui appartient aux deux boîtes et réciproquement que lorsque le résultat de notre algorithme est négatif, il n'existe pas de point qui appartienne simultanément aux deux boîtes.

En plus d'avoir certifié ces algorithmes, la modélisation de l'algorithme et la construction des démonstrations nous ont permis de découvrir une branche morte et un cas où l'algorithme échoue à cause d'une division

par zéro. Mais mieux encore, cela nous a permis de mieux comprendre les algorithmes ainsi que les problèmes sous-jacents et de ce fait de proposer de nouveaux algorithmes plus efficaces [11][17].

6.5.3. Intégration : validation expérimentale

Participants : Toute l'équipe.

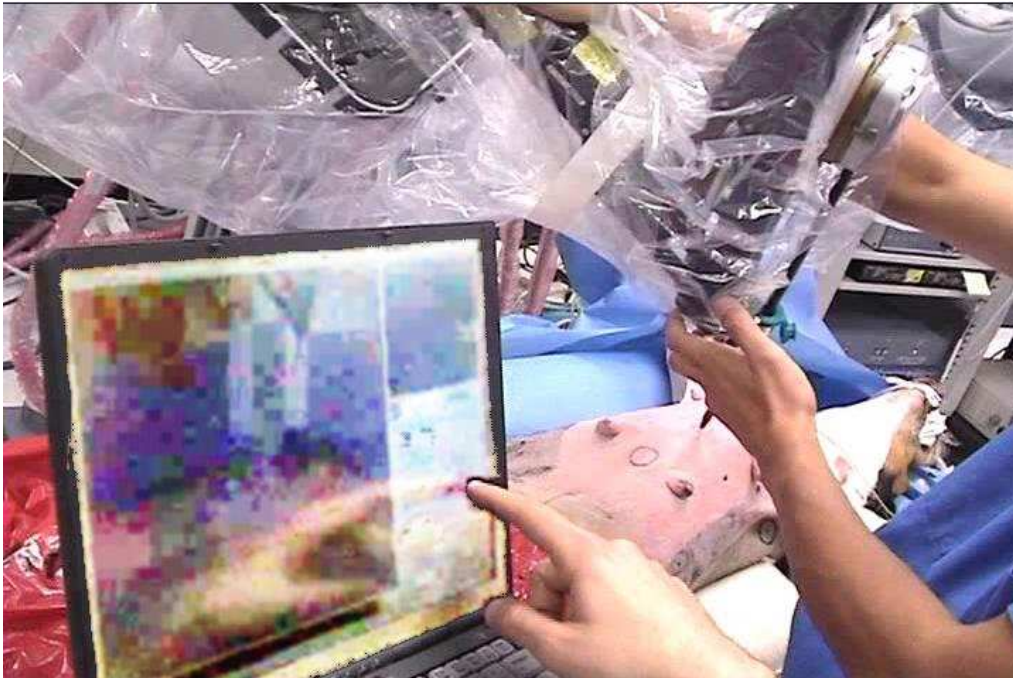


Figure 14. Expérimentation sur animal : examen d'imagerie médicale, planification de la procédure, transfert au bloc, réalité augmentée

De nombreuses expérimentations ont été effectuées aux blocs opératoires cette année, la plus marquante étant celle sur l'animal. Au delà de la validation individuelle des différents thèmes de l'équipe (planification, recalage, réseau, réalité augmentée), elles ont permis de fédérer les travaux de l'équipe autour d'une application unique (fig. 14) et de confronter les résultats de recherche aux besoins applicatifs [8]. Elles ont eu lieu à l'Hôpital Européen Georges Pompidou sur squelette en plastique et à Sunnyvale dans le laboratoire animalier de Intuitive Surgical Inc. [18].

Le protocole expérimental établi les années précédentes a été poursuivi : après que toutes les validations possibles sur squelette aient été effectuées, un protocole clinique et robotique d'expérimentation sur l'animal a été établi en collaboration avec Intuitive Surgical et nos partenaires cliniques [18]. À partir d'un CT-scan effectué sur l'animal, une opération de pontage coronarien à réaliser avec le système DA VINCI™ a été planifiée à partir des modèles géométriques correspondants. Les points d'entrée et les positions des bras robotisés calculés ont ensuite été simulés avant que le transfert au bloc soit effectué (cf. figure 14). Deux méthodes de transfert ont été évaluées : l'utilisation du système mono-caméra/vidéo projecteur (cf figure 11) et l'utilisation d'un des bras du robot comme capteur de position/localisation. La détection de collision a été testée et fonctionne bien « on-line » pour permettre une supervision efficace des mouvements des bras-robot positionnés au dessus du patient [18]. D'autre part, les premiers résultats de réalité augmentée ont été obtenus (cf figure 13). L'analyse de toutes les données collectées lors de cette première expérimentation in-vivo est toujours en cours. De nouveaux tests encore sur l'animal sont programmés dès décembre 2002, avant d'envisager en 2003 un transfert au bloc sur patient.

7. Contrats industriels

7.1. Intuitive Surgical

Le contrat de collaboration de recherche signé avec la société Intuitive Surgical (USA) qui développe et commercialise le système robotisé DA VINCI™ choisi par l'équipe comme base d'intégration se poursuit. Ce contrat a scellé l'achat en copropriété INRIA/Paris VI du système DA VINCI™ installé en milieu clinique à l'HEGP et garantit en particulier l'ouverture du système robotisé pour permettre la validation des travaux de recherche menés dans l'équipe. Pour ce faire, de nouvelles interfaces d'accès au système ont été développées par Intuitive Surgical cette année.

Les thèmes abordés dans la collaboration sont ceux de la simulation de procédures chirurgicales effectuées avec un système télé-opéré, et de la réalité augmentée par incrustation d'images.

Cette année, un « API user group » (API : Application Programming Interface permettant d'accéder au robot) a été mis en place. Ève Coste-Manière et Louaï Adhami participent à l'élaboration du cahier des charges de cette interface avec Nick Swarup et Ken Salisbury (Intuitive Surgical, USA). Ils ont présenté les résultats des travaux lors d'un « Api meeting » réunissant les différentes équipes internationales utilisant le système.

Cyril Coirier (Field Engineer), Adrian Lobontiu (Clinical Specialist), Maurice Soustiel (Intuitive France), Gary Guthart, Nick Swarup et Ken Salisbury (Intuitive US) participent aux nombreuses campagnes expérimentales effectuées autour des thèmes de la collaboration [18].

De plus, Intuitive met à la disposition de CHIR une console maître du robot DA VINCI™ (en collaboration avec le Herzzentrum de Leipzig) pour que nos logiciels (STARS en particulier) soient intégrés directement dans le système.

7.2. General Electric Medical System Europe

Une thèse sous contrat CIFRE est en cours avec General Electric Medical Systems Europe. Christophe Blondel étudie le sujet « Modélisation 3D et 4D des vaisseaux coronariens à partir de séquences de projections rayons X ».

7.3. Actions nationales

7.3.1. Contrat de collaboration clinique : HEGP/Inria

Le contrat de collaboration signé entre l'INRIA (équipe CHIR) et l'assistance publique Hôpitaux de Paris/Paris VI (équipe du Professeur Alain Carpentier, Hôpital Européen Georges Pompidou) pour le développement de la robotique et de l'imagerie en chirurgie se poursuit. Il scelle l'achat en co-propriété entre l'INRIA et Paris VI du système DA VINCI™ installé à l'HEGP.

Les thèmes de l'aide au positionnement des bras et instruments du robot DA VINCI™ en fonction du type d'opération et de la configuration du malade, le repérage des structures anatomiques cibles (notamment l'artère mammaire interne et les artères coronaires) sont au cœur de la collaboration (en liaison avec la collaboration entre l'Inria/CHIR et Intuitive Surgical).

Des campagnes de validations cliniques et expérimentales sont organisées à l'HEGP de façon régulière (environ bimensuelles) en fonction de l'avancement des travaux à valider.

7.3.2. Action Coopérative de l'Inria Sophia (Colors) Pecker : CHU Nice/ChIR

L'objectif de cette action est de permettre la collaboration entre l'équipe ChIR et le Service de Neurochirurgie du Centre Hospitalier Universitaire de Nice pour l'élaboration d'un simulateur de chirurgie hypophysaire robotisée. Stéphane Litrico, service de neurochirurgie du CHU de Nice, a participé dans ce cadre à la formalisation de la procédure effectuée par Julie Lechtner lors d'un stage.

7.3.3. Contrat de collaboration clinique : Institut Mutualiste Montsouris/ChIR

Un contrat de collaboration est signé entre l'équipe du professeur Guy Vallancien, service d'urologie de l'IMM et l'équipe pour la modélisation du geste chirurgical laparoscopique pour une prostatectomie radicale à des fins d'enseignement. Antonio Renda, chirurgien, fait maintenant partie de l'équipe dans le cadre de ce projet.

7.3.4. Collaboration clinique : Herzzentrum/ChIR

Une collaboration scientifique est en cours avec l'équipe du professeur Friedrich Mohr du HerzZentrum de Leipzig autour de la procédure chirurgicale du pontage coronarien réalisée avec un robot. C'est avec Volkmar Falk et le reste de l'équipe de chirurgie cardiaque que l'équipe effectuera les prochaines validations sur l'animal.

D'autre part, la console maître du système robotique DA VINCI™ actuellement localisée à Leipzig va être installée à Sophia dans l'équipe pour l'intégration du logiciel STARS.

7.3.5. Collaboration clinique : ChU Mondor/ChIR

Une collaboration scientifique et clinique est en cours avec l'équipe du professeur Clément-Claude Abbou du CHU Henri Mondor autour de la modélisation du geste chirurgical de néphrectomie. Patrick Antiphon effectue son DEA de chirurgie dans l'équipe.

7.3.6. Aci « Télémedecine »

Ce projet réunit des médecins, des informaticiens et des industriels français pour étudier dans sa globalité une application de chirurgie cardiaque télérobotique. L'objectif est d'aboutir à des solutions logicielles innovantes apportant une valeur ajoutée clinique clairement identifiée.

Les différents thèmes de l'équipe y sont abordés : modélisation dynamique du cœur, planification et simulation de procédures chirurgicales robotisées, réalité augmentée, le tout intégré de façon sûre. La validation clinique se fait avec l'équipe de chirurgie cardiaque du professeur Alain Carpentier. Cette ACI a été évaluée très positivement par le RNTS au printemps 2002. Elle s'est achevée en novembre.

7.3.7. Projets Vthd/Vthd++ soutenus par le Rnrt

7.3.7.1. Projet Vthd : Vraiment Très Haut Débit

L'équipe participe au projet VTHD (Vraiment Très Haut Débit, **ici**) du Réseau National de la Recherche en Télécommunication (RNRT). L'objectif du sous-projet est d'expérimenter sur un réseau expérimental à 2.5 GigaBit, un ensemble d'applicatifs en télémedecine. Pour ce faire l'Hôpital Européen Georges Pompidou a été raccordé au réseau.

Les actions concernent le traitement à distance d'images de différentes modalités dans des applications de type « tableau blanc » médical permettant une interactivité avec les équipes délocalisées de radiologues, chirurgiens et chercheurs en imagerie médicale et robotique. Les partenaires principaux sont France Télécom et l'INRIA pour la partie concernant les aspects médicaux.

7.3.7.2. Projet Vthd++ : Vraiment Très Haut Débit ++

L'équipe est partenaire du projet Vraiment Très Haut Débit ++ (VTHD++) qui fait suite au projet VTHD du Réseau National de la recherche en Télécommunication. Les aspects temps-réel et qualité de service seront étudiés dans des applications de simulation temps-réel entre le simulateur développé dans l'équipe et le système télé-opéré. Les aspects retour d'effort à distance sont au centre de la participation de CHIR.

7.3.8. Projet EndoXiRob soutenu par le Rnts :

Le projet ENDOXIROB (**ici**) a été labellisé par le Réseau National des Technologies pour la Santé (RNTS), et a débuté au printemps 2001. L'objectif est de développer un robot téléopéré pour la chirurgie endoscopique en réunissant des laboratoires de recherche (LIRMM/CNRS, LAAS/CNRS, CEA, CHIR/INRIA, etc.), des équipes médicales (CHU Rangueil Toulouse, etc.) et des industriels français (Sinters). Dans le cadre de ce projet, l'équipe CHIR est en charge du développement d'une interface homme-machine de simulation/réalisation de procédures chirurgicales robotisées avec réalité augmentée par retour d'informations tactiles.

Le travail effectué jusqu'à présent dans ce contexte se résume dans les points suivants :

1. développement des modèles CAO, géométrique et géométrique inverse du système robotique esclave,

2. réception des professeurs Fournial et Fourtanier du CHU de Rangueil (Toulouse) pour la simulation d'interventions chirurgicales robotisées (respectivement un pontage coronarien et une splénectomie) [22] [23],
3. développement du concept de contraintes virtuelles haptiques.

9. Diffusion des résultats

9.1. Animation de la Communauté scientifique et diffusion large public

Ève Coste-Manière est membre des comités scientifiques de ISER International Symposium on Experimental Robotics, et ICRA, IEEE Robotics and Automation, IEEE/RSJ Intelligent Robots and Systems IROS, IARP, MICCAI (Medical Image Computing & Computer Assisted Intervention). Elle est aussi membre des comités de lecture des revues : International Journal of Robotics Research, IEEE Transactions of Robotics and Automation.

L'équipe a participé (avec d'autres équipes de l'INRIA Sophia) à l'émission « Va Savoir » diffusée sur la Cinq.

L'équipe a réalisé une vidéo de 7min synthétisant l'expérimentation sur animal des travaux de recherche et de leur intégration avec Christian Blonz (service DISC-Multimédia, Inria).

9.2. Enseignement universitaire

Ève Coste-Manière est responsable du module d'enseignement *Robotique Chirurgicale* du DESS Génie Biomédical (15 heures), du module *Robotique chirurgicale* dans le DEA Image et Vision de l'Université Nice Sophia Antipolis (15 heures). Elle participe également à l'enseignement Robotique en deuxième année à l'ESSI (UNSA) ainsi qu'aux différentes journées d'accueils des étudiants organisées à Sophia : école des ponts, des mines, polytechnique, normale supérieure et à Rocquencourt (Accueil des nouveaux arrivants).

Ève Coste-Manière a participé à plusieurs enseignements pluridisciplinaires chirurgie / informatique avec un cours sur la robotique médicale : postgraduate course « Robotics in Cardiac Surgery : 2002 » de la Society for Heart Disease à Monaco (septembre 2002). Elle a participé également au Dea Sciences chirurgicales, option « Biologie chirurgicale et organes artificiels » (Paris, Hôpital Henri Mondor).

Ève Coste-Manière, Louaï Adhami et Fabien Mourgues enseignent au DEA Sic Image et Vision de l'UNSA le module "robotique chirurgicale".

Fabien Mourgues a encadré 64 heures de TDs et TP d'informatique industrielle et électronique numérique à l'UNSA.

9.3. Thèses et Stages

Thèses en cours dans le projet :

- Louaï Adhami, « Planification d'interventions chirurgicales robotisées », École des Mines de Paris. Soutenue le 3 juillet 2002 avec les félicitations du jury (composé de Pierre Bernhard (président), Jocelyne Troccaz et Ken Salisbury (rapporteurs), Alain Carpentier, Etienne Dombre, Ève Coste-Manière et J.Daniel Boissonnat).
- Fabien Mourgues, « Modélisation dynamique du cœur et réalité augmentée pour la chirurgie robotisée », UNSA.
- Christophe Blondel, « Modélisation 3D et 4D des vaisseaux coronariens à partir de séquences de projections rayons X », UNSA.

Stage effectué dans le projet :

- Julie Letchner, « Formalisation de procédures chirurgicales. Application à la chirurgie hypophysaire », Stage de Master, Stanford Université.

9.4. Participations à des jurys de thèse

Ève Coste-Manière a participé aux jurys de thèse suivants :

- Grégoire Hamon « Calcul d'horloges et structures de contrôle dans Lucid Sychrone, un langage de flots synchrones à la ML », novembre 2002 (examinatrice).
- Louaï Adhami « Une Architecture Logicielle Intégrée pour la Chirurgie Mini-Invasive Robotisée : Focus sur la Planification », École des Mines de Paris, Félicitations du Jury (directrice de thèse).

9.5. Participation à des colloques, séminaires, invitations

Ève Coste-Manière a présenté les travaux de recherche et leur validation expérimentale dans le cadre de plusieurs communications invitées en chirurgie. Parmi elles : le congrès mondial de chirurgie cardiaque (Monaco, septembre 2002), les journées d'Urologie de Créteil (octobre 2002), « Progrès en chirurgie oncologique » (décembre 2002)...

Ève Coste-Manière a organisé la session "Formal Methods and Basic Tools" à l'occasion du 2nd IAPR/IEEE/RAS « Workshop on technical challenges for dependable robots in human environments » à Toulouse. Elle y a présenté le papier "Formal Methods for Safe Integration in Medical Robotics" (octobre 2002).

Louaï Adhami, Ève Coste-Manière et Fabien Mourgues ont participé à la conférence MICCAI2002, (Tokyo, septembre 2002) et présenté les premiers résultats de la reconstruction 3D du réseau coronaires, et l'intégration de tous les résultats de l'équipe autour de STARS.

Louaï Adhami, Olivier Bantiche, Ève Coste-Manière et Fabien Mourgues ont participé à la conférence ISER 02 (International Symposium on Experimental Robotics) du 8 au 11 juillet à Sant'Angelo d'Ischia (Italie). Ils ont présenté « Optimal planning of robotically assisted heart surgery : Transfer precision in the operating room », papier décrivant les leçons apprises lors de la validation in vivo. Ce papier a été sélectionné pour figurer dans un numéro spécial du International Journal of Robotics Research.

Louaï Adhami, Ève Coste-Manière et Fabien Mourgues ont participé à l'évaluation des projet financés par le RNTS et ont présenté les résultats de l'équipe réalisés dans le cadre du projet Télé-médecine avec l'Hôpital Européen Georges Pompidou (Paris, 10 juin).

Louaï Adhami et Ève Coste-Manière ont participé à la conférence IEEE ICRA02 (International Conference on Robotics and Automation, Washington, USA, 12 au 15 mai), avec la présentation du papier "Positioning tele-operated surgical robots for collision-free optimal operation" par Louaï Adhami.

Louaï Adhami, Didier Bondyfalat et Olivier Bantiche ont participé à la conférence Surgetica les 19 et 20 septembre 2002 à Grenoble où ils ont présenté "Formal verification to enforce the safety of robotically assisted surgical intervention" et "A video-projector-mono-camera stereoscope for surgical planning transfer".

Christophe Blondel a participé à deux réunions CIFRE à General Electric où il a présenté « Appariement trinoculaire automatique d'artères coronaires » et « l'ajustement de faisceau pour la compensation du mouvement respiratoire ».

Christophe Blondel a participé en tant qu'orateur à la conférence CARS 2002 (Paris, juin 2002) et présenté l'appariement trinoculaire automatique d'artères coronaires.

Stevan Donal a participé à deux réunions du projet RNRT VTHD++ au cours desquelles il a présenté « le télé-enseignement du geste chirurgical ».

Stevan Donal a assisté à un cours de coelioscopie en urologie à l'Hôpital Henri Mondor.

Stevan Donal a participé à la formation « assistant en ingénierie système ».

Louaï Adhami a présenté ses activités aux Journées Jeunes Chercheurs en Robotique de Strasbourg, 31 Janvier/1er Février.

10. Bibliographie

Bibliographie de référence

- [1] J.-D. BOISSONNAT, M. YVINEC. *Algorithmic Geometry*. Cambridge University Press, UK, 1998.
- [2] È. COSTE-MANIÈRE, B. ESPIAU. *Special Issue on Integrated Architecture for Robot Control and Programming*. in « International Journal of Robotics Research », numéro 4, volume 17, 1998.
- [3] O. FAUGERAS. *Three-Dimensional Computer Vision : a Geometric Viewpoint*. MIT Press, 1993.

Thèses et habilitations à diriger des recherche

- [4] L. ADHAMI. *Une architecture logicielle intégrée pour la chirurgie mini-invasive robotisée : focalisation sur la planification*. thèse de doctorat, École des Mines de Paris, 2002.

Articles et chapitres de livre

- [5] L. ADHAMI, È. COSTE-MANIÈRE. *Optimal Planning for Minimally Invasive Surgical Robots*. in « IEEE Transactions on Robotics and Automation », to appear, 2002.
- [6] È. COSTE-MANIÈRE, L. ADHAMI, P. ANTIPHON, C.-C. ABBOU. *Preparedness in Robotically Assisted Interventions*. in « Journal of Urology », décembre, 2002.
- [7] È. COSTE-MANIÈRE, L. ADHAMI. *Planning, Simulation and Augmented Reality for Robotic Cardiac Procedures : the Stars system of the Chir Team*. in « Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery », décembre, 2002.
- [8] È. COSTE-MANIÈRE, L. ADHAMI, F. MOURGUES, O. BANTICHE, D. LE, N. SWARUP, D. DAUNT, K. SALISBURY, G. GUTHART. *Optimal Planning of Robotically Assisted Heart Surgery : Transfer Precision in the Operating Room*. in « International Journal of Robotics Research », In press, 2002.
- [9] È. COSTE-MANIÈRE, L. ADHAMI, R. SEVERAC-BASTIDE, J.-D. BOISSONNAT, A. CARPENTIER. *Planification et simulation de chirurgie mini-invasive robotisée*. in « Comptes rendus de l'académie des sciences », 2002.
- [10] G. SHECHTER, F. DEVERNAY, È. COSTE-MANIÈRE, E. MCVEIGH. *Three-Dimensional Motion Tracking of Coronary Arteries in Biplane Cineangiograms*. in « IEEE Transactions on Medical Imaging », in press, 2002.

Communications à des congrès, colloques, etc.

- [11] L. ADHAMI, D. È. BONDYFALAT, G. DOWEK, È. COSTE-MANIÈRE. *Formal verification to enforce the safety of robotically assisted surgical interventions*. in « Surgetica CAS », pages 90-96, Grenoble, France, September, 2002.
- [12] L. ADHAMI, È. COSTE-MANIÈRE. *A Versatile System for Computer Integrated Mini-Invasive Robotic Surgery*. in « Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'02) », pages 272-

281, Tokyo, Japan, 2002.

- [13] L. ADHAMI, È. COSTE-MANIÈRE. *Planification et simulation de chirurgie mini-Invasive utilisant des robots télé-opérés*. in « Journées nationales de la recherche en robotique (JJCR'15) », Strasbourg, France, février, 2002.
- [14] L. ADHAMI, È. COSTE-MANIÈRE. *Positioning Tele-Operated Surgical Robots for Collision-Free Optimal Operation*. in « Proc. of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'02) », May, 2002.
- [15] O. BANTICHE, È. COSTE-MANIÈRE, F. DEVERNAY, T. VIÉVILLE. *A video-projector-mono-camera stereoscope for surgical planning transfer*. in « *Surgetica CAS* », pages 158-163, Grenoble, France, September, 2002.
- [16] C. BLONDEL, R. VAILLANT, F. DEVERNAY, G. MALANDAIN, N. AYACHE. *Automatic trinocular 3D reconstruction of coronary artery centerlines from rotational X-ray angiography*. in « Computer Assisted Radiology and Surgery 2002 Proceedings », Springer Publishers, Heidelberg, Paris, jun, 2002, International Symposium on Cardiovascular Imaging - Invasive Coronary and Vascular Imaging.
- [17] È. COSTE-MANIÈRE, L. ADHAMI, D. È. BONDYFALAT, G. DOWEK. *Formal Methods for Safe Integration in Medical Robotics*. in « Proc of 2nd IARP/IEEE RAS joint workshop on Technical Challenge for Dependable Robots in Human Environments », pages 236-241, Toulouse, France, October, 2002.
- [18] È. COSTE-MANIÈRE, L. ADHAMI, F. MOURGUES, O. BANTICHE, D. LE, N. SWARUP, D. DAUNT, K. SALISBURY, G. GUTHART. *Optimal Planning of Robotically Assisted Heart Surgery : Transfer Precision in the Operating Room*. in « Lecture Notes in Control and Information Sciences, Experimental Robotics VIII », 2002.
- [19] F. MOURGUES, È. COSTE-MANIÈRE. *Flexible calibration of actuated stereoscopic endoscope for overlay in robot assisted surgery*. in « Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'02) », pages 25-34, Tokyo, Japan, 2002.

Rapports de recherche et publications internes

- [20] F. DEVERNAY, O. BANTICHE, È. COSTE-MANIÈRE. *Structured light on dynamic scenes using standard stereoscopy algorithms*. Research Report, ChIR Medical Robotics group. INRIA Sophia Antipolis, March, 2002.
- [21] L. GOFFIN. *User manual of the Xir-Acqui API*. September, 2001.

Divers

- [22] C. CABY, G. FOURNIAL. *Rapport interne ENDOXIROB : validation du prototype sur une simulation d'un pontage coronarien*. avril, 2002.
- [23] C. CABY, G. FOURTANIER. *Rapport interne ENDOXIROB : validation du prototype sur une simulation d'une splénectomie*. avril, 2002.

- [24] È. COSTE-MANIÈRE, L. ADHAMI, J.-D. BOISSONNAT, A. CARPENTIER, G. GUTHART. *U.S. provisional patent application 60/296808 : Methods and apparatus for planning robotic surgery*. 2002.
- [25] J. LETCHNER. *Formalisation de la chirurgie hypophysaire*. Rapport de stage, septembre, 2002.