



HAL
open science

Etude du télégeste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts

Agnès Guerraz

► **To cite this version:**

Agnès Guerraz. Etude du télégeste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts. Interface homme-machine [cs.HC]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2002. Français. NNT: . tel-00005360v2

HAL Id: tel-00005360

<https://theses.hal.science/tel-00005360v2>

Submitted on 12 Apr 2005 (v2), last revised 12 Apr 2005 (v3)

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

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

Université Joseph Fourier de Grenoble
UFR de sciences
Laboratoire Graphisme Vision et Robotique

THÈSE

présentée pour l'obtention du

Doctorat de l'Université Joseph Fourier de Grenoble

spécialité : mathématiques appliquées et informatique
(arrêté du 30 mars 1992)

par

Agnès Guerraz

*Etude du télégeste médical non invasif utilisant un
transducteur gestuel à retour d'efforts*

soutenue le 22 avril 2002

devant le jury composé de :

Nicholas Ayache	Directeur de recherche à l'INRIA Sophia Antipolis	
Philippe Cinqin	Médecin et chercheur au CHU, CNRS de Grenoble	
Bernard Hennion	Ingénieur au centre FT R&D de Grenoble	<i>co-directeur</i>
Jacques Lemordant	Maître de Conférence à l'Université J. Fourier (IMAG)	<i>directeur</i>
Christian Roux	Professeur à l'ENST Bretagne	<i>rapporteur</i>
Peter Sander	Professeur à l'Ecole d'informatique ISI Sophia Antipolis	<i>rapporteur</i>
Jocelyne Troccaz	Directeur de recherche au CNRS de Grenoble	

*à mes parents, mes sœurs,
à Xavier*



Remerciements

Je remercie en premier lieu Bernard Hennion, qui m'a permis de réaliser cette thèse au sein de France Télécom sur un sujet qui m'a passionné et enthousiasmé; j'en profite aussi pour remercier Bruno Dufay, François Cachard et Christophe Baradel qui m'ont permis d'accomplir ce travail dans de bonnes conditions. Je remercie également Pierre Thorel pour la confiance qu'il a su me donner et aussi pour nos périples, robots sous le bras, à Bristol ou à Paris; ainsi que Franck Pellisier pour l'ambiance chaleureuse de travail au laboratoire d'intégration; j'en profite pour saluer aussi Eric Genevois qui a fait un bout de chemin à mes côtés dans cette aventure. Je remercie également Jacques Lemordant pour sa disponibilité, et le nombre de mails qu'il a du recevoir de ma part.

Je remercie Adriana Vilchis avec qui j'ai eu le plaisir de travailler, ainsi que Jocelyne Troccaz et Philippe Cinquin qui se sont toujours montrés disponibles et enthousiastes, merci pour leurs conseils. Je tiens ici à saluer les autres personnes travaillant dans le laboratoire d'intégration de TIMC, que je ne connais pas mais qui me connaissent peut-être trop bien par visio-conférence, tout spécialement pour leur patience et pour le beau dessin qu'ils m'ont fait!

Je remercie tous les membres du projet TER (Télé-Echographie Robotisée) pour les échanges qui ont eu lieu et le challenge qui a été relevé.

Je remercie tout spécialement les patientes du docteur Althuser qui nous ont laissées, Adriana et moi, filmer ces moments merveilleux et aussi importants que sont les examens échographiques au cours de leur grossesse. Bien-sûr, je remercie le docteur Marc Althuser qui nous a autorisé à filmer ses gestes, à mesurer les efforts, et aussi pour sa participation aux premiers tests du poste de commande sur une patiente virtuelle puis sur un volontaire sain, pour sa bonne humeur, et son enthousiasme. Je remercie également le professeur Jean-Marc Ayoubi du CHU de Grenoble et Marc Schneider interne au CHU de Grenoble, pour leur participation aux tests de l'ensemble du service de télé-échographie, pour la curiosité et l'enthousiasme qu'ils ont montrés.

Je remercie également Hervé Poirier et Caroline Privault du centre de recherche de Xerox qui m'ont toujours aidés lorsque je les sollicitais, ainsi que Christian Bayle, Ismaël Belghit, Alexandre Vienne mes acolytes de bureaux pour les longues discussions sur des idées nouvelles

ou divers problèmes que je rencontrais. Je remercie également Dominique Bouchot pour son aide inconditionnelle lors du montage de mes premiers films démontrant l'utilité d'un tel service, pour son soutien même dans les moments de doutes. Je remercie Bruno Dillenseger pour son aide au combien efficace et ses conseils sur l'écriture de ma thèse, pour les repas de midi sur le pouce partagés ensemble. Je remercie aussi Sophie Rouzier pour l'intérêt qu'elle a porté sur mon travail, et pour sa bonne humeur, ainsi que Laurent et Yann du labo d'intégration, et Jean-François Portailier, Bruno Sirugu pour leur support de qualité.

Je remercie Clare Chaumelle mon assistante à Xerox, et surtout mon petit secret anglophone qui m'a certainement valu d'être acceptée dans des conférences internationales sans être recalée au départ pour mon anglais que je soigne pourtant! Merci pour sa disponibilité, son soutien sans faille.

Je remercie aussi Liliane dos Santos, Remis Balaniuk, Ken Salisbury, Martin Faint, Alan Wing, Sébastien Grange, Tim Hayson et tant d'autres rencontrés lors des conférences ou salon de démonstrations, et avec qui j'ai apprécié discuter de mon travail et découvrir le leur.

Enfin, je remercie mes amis qui m'ont toujours entourés, pour les soirées passées ensemble les débats d'idées que l'on peut avoir, toujours plus enrichissants, merci à vous: Anne-Claire, les deux Fabrice, Nicolas, Marie, Carole, Noëlle, Babast, Sylvie et le petit Quentin, bien qu'il ne dise pas encore un mot: je le comprends. Et à ceux qui sont loin, expatriés à Washington: Caroline, Jeff et le petit Vincent ou bien au Japon comme Cyril, bien que je vous en veuille un peu d'être partis, merci d'avoir gardé le contact et vive l'internet!

Et bien sûr, je remercie mes parents Annie et Guy, mes deux sœurs Cécile et Alice, et surtout Xavier, pour m'avoir soutenue et supportée: pour être souvent rentrée trop tard, pour les week-ends et vacances trop studieuses, consacrés à mon travail plutôt qu'à eux...

Table des matières

Chapitre 1	
Introduction	17
1.1 Un environnement virtuel haptique pour la télé-échographie	17
1.2 Problématique	18
1.3 Cadre d'application	19
<hr/>	
Partie 1	
De l'examen échographique classique vers la télé-échographie	
Chapitre 2	
La télé-médecine.	31
2.1 Les réseaux de télé-médecine	31
Etat de l'art scientifique:- - - - -	32
Les réseaux existants - - - - -	32
L'opération Lindbergh - - - - -	33
Dans le domaine de la médecine péri-natale - - - - -	34
2.2 Le geste pour la télé-médecine	37
Le geste fin en local- - - - -	38
Le geste fin en réseau - - - - -	38

2.3 Conclusion	39
 Chapitre 3	
Analyse des gestes	41
3.1 L'examen échographique obstétrical	41
Les examens classiques - - - - -	42
Les examens de surveillance- - - - -	43
Les examens pour avoir un avis expert - - - - -	43
Les examens d'urgences - - - - -	43
3.2 Résultats d'observations	43
Le médecin - - - - -	43
Observation gestuelle d'examens échographiques obstétricaux classiques - - - - -	44
La mesure des variations des efforts - - - - -	44
La surface de travail - - - - -	46
3.3 Notre approche utilisant la réalité virtuelle du codage de ces gestes	46
3.4 Le transport de ces gestes	47
3.5 Le lien geste/image échographique	49
3.6 Conclusion	51
 Chapitre 4	
Les systèmes à retour d'efforts	53
4.1 Identification haptique d'objet	53
4.2 La technologie du contact 3d	55
4.3 Le retour d'efforts dans un univers haptique.	57
4.4 Conclusion	58
 Chapitre 5	
Architecture du télé-geste	59
5.1 L'architecture du système	59
Un environnement virtuel haptique pour la télé-échographie - - - - -	60
Ergonomie du poste de commande adapté à la télé-échographie - - - - -	60
5.2 Vers un cabinet d'examen échographique virtuel	60
5.3 Conclusion	63

Chapitre 6

Le réseau de télécommunication pour la télé-échographie	65
6.1 Les premiers essais de télé gestes sur IP	65
Quelques acronymes - - - - -	65
Le protocole UDP - - - - -	66
La télé-écriture - - - - -	66
L'escrime - - - - -	67
La télé échographie - - - - -	68
6.2 Le réseau Numéris	68
Expériences utilisant la patiente virtuelle - - - - -	70
Expériences utilisant le prototype robotique TER - - - - -	71
6.3 Conclusion	73

Partie 2

Modélisation et Mise en Œuvre

Chapitre 7

Le modèle local, la force et les déformations.	79
7.1 Le modèle local de la patiente distante	80
La modélisation mécanique - - - - -	80
Le maillage- - - - -	82
7.2 Le rendu haptique	82
7.3 Modélisation des frottements	85
7.4 Déformation du modèle	86
7.5 Les résultats	89
7.6 Conclusion	90

Chapitre 8

Le codage du télé geste.	91
8.1 Introduction	91
8.2 Evaluation du flux haptique	94
8.3 Le codage prédictif	95
8.4 Algorithme de lissage	99
8.5 Le mode pause	100

8.6 Conclusion	101
Chapitre 9	
Acquisition du modèle local de la patiente distante	103
9.1 Acquisition du modèle local de la patiente distante	103
9.2 Télé calibrage statique utilisant le flux haptique	104
Introduction - - - - -	104
Mise en œuvre dans le contexte d'un projet de télé échographie - - - - -	106
9.3 Résultats	107
9.4 Télé calibrage dynamique temps réel utilisant le flux haptique	107
Introduction - - - - -	107
Le résultat technique - - - - -	108
Description détaillée - - - - -	108
Mise en œuvre dans le contexte d'un projet de télé-échographie - - - - -	110
9.5 Conclusion	111
<hr/>	
Partie 3	
Architecture	
Chapitre 10	
Modèle de conception.	117
10.1 Le modèle	118
10.2 La perception	118
10.3 Le Contrôleur	119
10.4 Les mécanismes	120
Définition d'une fabrique - - - - -	120
OutilManager- - - - -	121
Gestion de l'état de l'application - - - - -	124
10.5 Scénario	124
Chapitre 11	
Architecture Logicielle du poste de commande	125
11.1 Le module de communication	125
11.2 Le module de communication pour le poste de commande haptique	128

Chapitre 12	
Sécurité	131
12.1 Introduction	131
12.2 Sûreté du module haptique	131
Énumération des dangers - - - - -	132
Occurrence du danger - - - - -	132
Sûreté logicielle - - - - -	133
12.3 Sûreté des communications	133
Énumération des dangers - - - - -	134
Occurrence du danger - - - - -	136
12.4 Conclusion	136
Chapitre 13	
Conclusion	137
<hr/>	
Bibliographie	
Références bibliographiques.	141
Références internet	147
Brevets	149
<hr/>	
Annexes	
Annexe A	
Questionnaires	153
13.1 Questionnaire destiné au médecin utilisant le prototype de télé-échographie	153
13.2 Questionnaire destiné aux patientes pour sonder leur acceptation d'un tel prototype de télé-échographie	161
Annexe B	
Des applications haptiques pour les mal-voyants et non-voyants	169
13.3 Le rendu haptique	170
13.4 Les vibrations	170
13.5 Le son spatialisé	170
13.6 Les menus haptiques	171

13.7 Des idées d'applications	171
13.8 L'écriture haptique	172
13.9 La lecture haptique	173
13.10 Conclusion	173
 Annexe C	
Le réseau de télécommunication: à propos de Numéris, du modèle OSI. . .	175
13.11 Le RNIS	175
13.12 Le modèle OSI	178

Table des figures

Introduction

- figure 2 Muscle artificiel au repos et gonflé. 23
- figure 3 Disposition du robot distant par rapport au patient et photo du robot. 24
-

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie 27

La télé-médecine

- figure 4 Le Prof. Jacques Marescaux à New York télé-opérant sa patiente à Strasbourg. . 33

Analyse des gestes

- figure 6 Surface de travail. 46
- figure 7 Les différentes zones de gestes 46
- figure 8 Station de commande haptique non connectée au réseau 46
- figure 9 A gche: la patiente virtuelle-à drte: le poste de commande connecté par Numéris 48

Les systèmes à retour d'efforts

figure 11	Identification haptique d'objet (extrait de[Led 87])	55
figure 12	Le Phantom desktop de chez SensAble Technologies	55
figure 13	La WingMan force feedback.	56
figure 14	Le dispositif haptique du Delta	56
figure 15	A gauche Laparoscopic Impulse Engine - à droite CathSim	57
figure 16	Le point haptique.	57

Architecture du télé-geste

figure 17	Environnement virtuel haptique pour la télé-échographie	61
-----------	---	----

Le réseau de télécommunication pour la télé-échographie

figure 18	Interface de l'application dite des aimants	67
figure 19	Interface du jeu d'escrime (à gauche) - joueur en pleine action (à droite)	67
figure 21	Interfaces du poste de commande et de la patiente virtuelle en mode connecté.	71
figure 22	A gauche - le Docteur Marc Althuser manipulant le système à retour d'efforts adapté avec une sonde factice - à droite - le patient subissant un examen du foie.	72
figure 23	A gauche - le robot Ter - à droite - photographie de l'image échographique.	72

Modélisation et Mise en Œuvre 75

Le modèle local, la force et les déformations

figure 26	Le capteur virtuel	83
figure 29	Identification du voisinage du polygone en contact Pc.	84
figure 30	Simulation du mouvement de becquet	85
figure 34	Déformation du maillage sous le geste	87
figure 37	A gauche: le maillage plus sombre est la position du maillage à l'équilibre et celui en rouge est le maillage du modèle se déformant sous le geste; à droite le maillage retrouve sa position d'équilibre.	89

Le codage du télé geste

figure 39	Le toucher distant et le toucher réparti	92
-----------	--	----

figure 40	Le recalage	92
figure 41	Contrôle distant en position.	93
figure 42	Echanges des données haptiques: du manipulateur vers le patient.	93
figure 45	Synopsis du télé-geste.	95
figure 48	Codage prédictif d'ordre 0.	96
figure 49	Erreur de prédiction	97
figure 51	Estimation de la pente et erreur de prédiction.	97
figure 52	Codage prédictif d'ordre 1.	98
figure 53	Codage prédictif hybride.	98
figure 54	Méthode de lissage du geste [Gue 01] résultats d'Ismaël Belghit.	99

Acquisition du modèle local de la patiente distante

figure 55	Télé-calibrage de la patiente virtuelle	106
figure 56	Résultat du télé-calibrage statique.	107
figure 57	La viscosité modélise la vitesse limitée, du robot compliant distant	109

Architecture

Modèle de conception

figure 58	Chargement dynamique des bibliothèques	119
figure 59	Diagramme d'héritage	120
figure 60	Cas d'utilisation	120
figure 61	Architecture du poste de commande	122

Architecture Logicielle du poste de commande

figure 62	Les différents flux gérés par le module de communication	126
figure 63	Architecture logicielle générale	127
figure 64	Architecture logicielle	129

Sécurité

figure 66	Décomposition de la partie haptique.	132
figure 68	Traitement des alertes et des erreurs logicielles	133

figure 69	Traçabilité des événements	134
figure 70	Décomposition de la partie télécommunication	135

Conclusion

Bibliographie	139
----------------------------	------------

Références bibliographiques

Références internet

Brevets

Annexes	151
----------------------	------------

Questionnaires

Des applications haptiques pour les mal-voyants et non-voyants

figure 72	Exemple de bouton haptique: le bouton Quit	171
figure 73	Conception d'une horloge haptique	172
figure 74	L'écriture haptique en utilisant le robot phantom de chez SensAble	173

Le réseau de télécommunication: à propos de Numéris, du modèle OSI

figure 75	Modèle OSI - Norme ISO 7498 (Recommandation X200 du CCITT)	178
-----------	--	-----

Chapitre 1

Introduction

***haptic** [Greek *haptikos*, from *haptesthai*, to grasp, touch.] adj. of or relating to or proceeding from the sense of touch; "haptic data"; "a tactile reflex" [syn: tactile, tactual].*

Le mot haptique n'existe pas en français. Il est une transposition abusive du mot anglais Haptic.

1.1 Un environnement virtuel haptique pour la télé-échographie

La télé médecine est en constante progression, voir [Fer 99b]. Son application est très large, notamment pour les examens échographiques. Il existe différents travaux dans ce domaine. La plupart de ces travaux sont orientés vers la télé-échographie au sens de diagnostic et d'analyse de l'image d'échographie saisie localement par un manipulateur. Très peu utilisent des systèmes robotiques traditionnels, voir [Cun 98], [Pie 99], et encore moins utilisent des systèmes robotiques qui proposent des architectures innovatrices [TER 01], [Mas 01].

Le but du projet d'examens échographiques à distance dans lequel s'inscrit mon travail de recherche, est de fournir une solution fiable pour la pratique d'examens échographiques experts dans des régions géographiques éloignés, ou pour des scénarii d'urgence, tout en conservant les mêmes réflexes proprioceptifs de contrôle de la sonde dans le cas où celle-ci est distante. Constatant que les experts sont peu nombreux et situés dans de grands centres

hospitaliers, le but de ce projet est de fournir des examens de qualité pour les populations éloignées de ces centres.

1.2 Problématique

La problématique scientifique que j'aborde au sein de cette application de télé-médecine est la mise en place de modèles physiques permettant le télé-geste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts, et autorisant un service de télé-échographie de très haute qualité à travers le réseau de télé-communication. Le service de télé-échographie est une application de télé-médecine dont les conditions spécifiques sont énumérées dans le tableau 1. On voit que les conditions spécifiques pour un tel service de télé-échographie sont la fiabilité des systèmes: systèmes situés sur le site médical (robot à retour d'efforts), systèmes situés sur le patient (robot porte sonde), la qualité des images affichées: les images échographiques sont la base de l'examen échographique, la commande de la sonde distante, avec proprioception pour des gestes fins et lents: pour obtenir les images échographiques sans aucune restriction ou adaptation, la synchronisation du geste et de l'image échographique: pour que le médecin expert soit dans le même état d'esprit que lors d'un examen classique, la haute qualité du flux haptique à travers le réseau de télé-communication: la latence du réseau devra être faible pour éviter un délai réseau et enfin la facilité d'utilisation de l'ensemble du service.

Le but de ce télé service est donc de mettre en place un système échographique à distance en utilisant l'environnement haptique et en fournissant une solution fiable pour la pratique des examens échographiques experts dans des zones géographiques éloignées, ou pour des scénarios de secours. Dans le cadre de ma thèse, j'étudie le télé-geste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts. Je présente ici les expériences et les nouvelles méthodes pour la modélisation du télé-geste dans le cadre de la télé-échographie suivant les spécifications du tableau 1.

Le projet de Télé-Echographie Robotisée TER rassemble plusieurs axes de travail dont: l'acceptabilité de la télé-échographie et du télé-geste dans un environnement médical, la modélisation d'un objet distant, le geste fin en réseau. Le projet dans sa globalité doit prendre en compte toutes ces contraintes et tous ces composants afin de les intégrer de manière évolutive et cohérente, voir la figure 17 page 61.

Conditions spécifiques d'un service télé-échographie
fiabilité des systèmes
qualité des images affichées
commande de la sonde distante, avec proprioception pour des gestes fins et lents
synchronisation du geste et de l'image échographique
haute qualité du flux
facilité d'utilisation

tableau 1 Conditions spécifiques d'un service télé-échographie

1.3 Cadre d'application

Le cadre d'application du télé-geste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts s'est déroulé à l'intérieur d'un partenariat fort entre le centre de recherche de France Telecom à Meylan avec l'équipe dirigée par Pierre Thorel, et le laboratoire TIMC (Techniques de l'imagerie, de la Modélisation et de la Cognition) IMAG (Institut de Mathématiques Appliquées de Grenoble) à La Tronche avec l'équipe dirigée par Jocelyne Troccaz. Le développement du robot esclave porte sonde échographique était mené par cette dernière équipe composée de Jocelyne Troccaz, Philippe Cinquin et Adriana Vilchis Gonzalès. L'équipe de France Telecom composée de Pierre Thorel, Franck Pellissier, Bernard Hennion, et moi-même se chargeait du développement du poste de commande destiné à l'expert médical et utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts; ainsi que de l'architecture et de l'infrastructure des réseaux de communication. Dans ce contexte, ma thèse s'est focalisée sur le développement de modèles et d'algorithmes temps réels permettant le retour d'efforts.

Le projet TER, dans lequel s'inscrit aussi ma thèse, est un projet MENRT financé par le ministère de la recherche et de l'industrie. Mes résultats sur la commande haptique dans le cadre du service de télé échographie seront utilisés dans ce projet. Le projet TER est un projet complexe qui fait intervenir huit entreprises différentes, ayant chacune leur spécialité. Le projet a été lancé au mois de novembre 1999, tandis que l'intégration finale se termine début 2002. Il regroupe des laboratoires scientifiques, médicaux et des industriels qui travaillaient dans le domaine soit directement de la télé-échographie comme pour France Telecom Recherche et Développement, TIMC, LVR (Laboratoire Vision et Robotique) soit dans le domaine de GMCAO (Geste Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur) pour Sintors ou Praxim. Les objectifs du projet sont industriels, médicaux et scientifiques.

A court terme, le principal objectif est de démontrer la faisabilité puis la viabilité industrielle d'un système de télé-échographie obstétricale, ainsi que le développement d'un ensemble de services répondant aux besoins des utilisateurs médicaux.

A moyen terme, le but est de contribuer à la naissance d'une offre industrielle française dans le domaine de la robotique médico-chirurgicale à distance. Le développement de ce système prend en compte la volonté de toucher tous les centres médicaux et non plus les seuls centres d'excellence, comme c'est le cas pour l'instant avec les robots classiques. Le produit final ne devrait pas dépasser un coût de revient de l'ordre de 15,24 KEuros (100 KF), ce qui ouvre un marché mondial de plusieurs dizaines de milliers d'unités.

Un examen comme l'échographie est fortement «opérateur dépendant» et donc difficilement réalisable à distance. La responsabilité juridique de cet examen échographique à distance sera abordée dans la deuxième phase du projet ; au cours de la validation clinique de l'ensemble du système. Le but est d'améliorer la prise en charge de pathologies qui nécessitent la réalisation d'un tel examen, dans la mesure où les ressources humaines qualifiées pour l'échographie sont réparties de manière inhomogène sur le territoire. L'accès aux soins est inégal, ce qui est particulièrement mal ressenti, notamment dans les localités dont on envisage la fermeture de certains centres de soin (maternités, par exemple). Le défi consiste donc à permettre à un échographiste «d'abolir les distances» et de réaliser l'échographie dans des conditions de qualité comparables à celles qui prévaudraient s'il était directement au contact de son patient.

Le défi médical présenté précédemment se traduit sur le plan scientifique par la difficulté de fournir à l'opérateur les informations pertinentes pour abolir la distance et contrôler un environnement complexe, et réaliser son examen dans des conditions de qualité acceptables (notion de «télé-présence») tout en respectant des contraintes de sécurité très strictes.

Si le transfert d'images n'est pas un problème, il n'en est pas de même de la transmission du geste. On souhaite que le système de déplacement de la sonde échographique ait les caractéristiques suivantes:

- ses composantes doivent pouvoir se déformer de manière réversible sous l'effet d'une contrainte mécanique modérée extérieure au système («compliance»)

- *ses mouvements devraient reproduire aussi fidèlement que possible les ordres d'un opérateur sans qu'il soit pour autant nécessaire de connaître à tout instant les caractéristiques géométriques des diverses composantes du système (contrôle faible)*

En effet, les mouvements de la sonde se font au contact du patient, dans un référentiel lié à l'organe cible et non plus dans un référentiel lié à l'opérateur. Ce dernier commande donc le déplacement de ses outils en fonction de ce qu'il voit, ses déplacements sont relatifs. L'opérateur n'a pas besoin d'indiquer les positions et orientations absolues de ses outils. De plus une imprécision dans la position de ses outils est sans conséquence dans la mesure où le contact entre outil et organe met en jeu des contraintes mécaniques limitées, qui sont transmises à l'expert. L'opérateur va donc pratiquer en fonction de ce qu'il ressent.

Par ailleurs, la «télé-présence» nécessitera que les informations pertinentes puissent être communiquées entre l'opérateur et le site distant avec des performances compatibles avec les spécifications cliniques.

Un premier objectif sera donc de concevoir une architecture de robot «compliant» et faiblement contrôlée, tandis qu'un deuxième objectif scientifique sera la conception de systèmes de communication adéquats.

Originalité du projet TER

Le projet TER reprend donc des techniques existantes mais doit innover sur certains points. En effet, la télé-échographie classique ne permet pas à l'expert distant de prendre le contrôle du déplacement de la sonde échographique. En revanche on ne souhaite pas nécessairement (comme dans une architecture maître esclave) que l'expert distant connaisse de manière quantifiée et précise la position de la sonde échographique dans un repère lié au patient. Dans l'idéal, il suffirait qu'à tout instant de l'examen, et en temps réel:

- *l'expert puisse:*

- dialoguer avec le patient et le personnel présent, et éventuellement avoir une vision d'ensemble de la scène,
- indiquer, en déplaçant une sonde virtuelle qu'il tiendrait à la main, le sens des déplacements de la sonde réelle souhaités, selon 6 degrés de liberté,
- contrôler les paramètres d'acquisition de l'échographe
- visualiser les images échographiques

- contrôler sur ces images échographiques la manière dont ses ordres de déplacement sont réellement pris en compte
- adapter ses ordres à la manière dont ils sont réalisés et à ses besoins
- avoir un retour d'information sur la pression exercée par la sonde réelle sur le patient

- *un système approprié déplace la sonde réelle selon les indications de l'expert (mais sans qu'il soit indispensable que ces ordres soient parfaitement exécutés)*

- *le patient ou le personnel présent puisse:*

- initialiser la position du système de déplacement de la sonde,
- dialoguer avec l'expert (et en particulier donner des indications sur l'éventuel caractère douloureux de l'examen),
- interrompre le déplacement de la sonde si celui-ci devient douloureux (pression trop forte par exemple),
- redonner la main à l'expert après une telle interruption,
- éventuellement déplacer la sonde, selon les indications vocales de l'expert, pour faire face à des situations de blocage du système.

Ces spécifications peuvent être assouplies, sous le contrôle des équipes médicales concernées. Par exemple, le contrôle à distance de l'ambiance du site peut être intéressant mais reste extrêmement gourmand en terme de bande passante, par la quantité des images à transmettre. Un tel contrôle n'est d'ailleurs pas forcément nécessaire dans toutes les situations cliniques...

Un autre point d'innovation dans ce projet est l'architecture du robot: architecture robotique compliant et faiblement contrôlée. Avec une commande classique on vise à reproduire à l'identique les déplacements réalisés par le maître. Dans le cadre du projet de télé-échographie robotique TER, la sonde est constamment au contact du corps du patient. Elle exerce sur lui des pressions variables. Lorsque le praticien commande le robot porte sonde distante: ses ordres de commandes agissent comme un accélérateur de voiture. En regardant l'image échographique obtenue l'expert dirige et contrôle la sonde distante, comme un conducteur le fait en regardant la route et sa vitesse au compteur. Pour l'expert médical, le contrôle de pression se fait naturellement puisqu'il ressent à travers son périphérique haptique les informations de pression.

Cette architecture a les caractéristiques suivantes:

- la charge utile (sonde échographique) est reliée par des structures de géométrie «filaire» (câbles, bandes, ...) à des points d'ancrage, eux-même fixés sur l'objet d'intérêt ou à un support de celui-ci; la déformation d'une telle structure permet au système de s'adapter d'une manière réversible à des contraintes mécaniques extérieures au dit système «compliance», et tout particulièrement aux contraintes créées par le contact éventuel entre la charge utile et l'objet d'intérêt
- ces structures filaires sont susceptibles d'exercer sur la charge utile des forces de traction, qui tendent à rapprocher la charge utile d'un point d'ancrage; le mouvement de la charge utile est la résultante de toutes les forces l'attirant vers un point d'ancrage et de celles résultant des contacts avec l'objet d'intérêt et avec d'autres objets de l'environnement;
- les dites forces de traction seront exercées par des dispositifs de type moteur (le choix s'oriente vers des dispositifs de muscles artificiels) et seront commandées par des interfaces appropriées à un système adéquat de traitement des informations reçues.

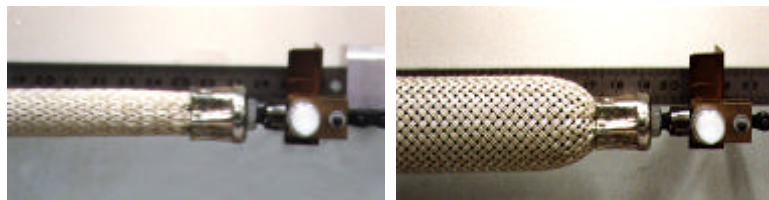


figure 2 Muscle artificiel au repos et gonflé

La commande de ces «moteurs» se fait grâce à de simples bouteilles d'air comprimé (dispositif largement répandu dans les hôpitaux). L'injection d'air comprimé dans un muscle artificiel augmente son volume et donc raccourcit sa longueur.

La «déformabilité» des structures de géométrie filaire qui meuvent la charge utile ne permet pas de contrôler directement et avec précision la position de la dite charge (contrôle faible). Mais la charge utile a pour fonction de porter un capteur (sonde échographique) qui analyse l'objet d'intérêt; la présence de l'opérateur dans la boucle de contrôle suffit à réaliser l'asservissement en position de la sonde.

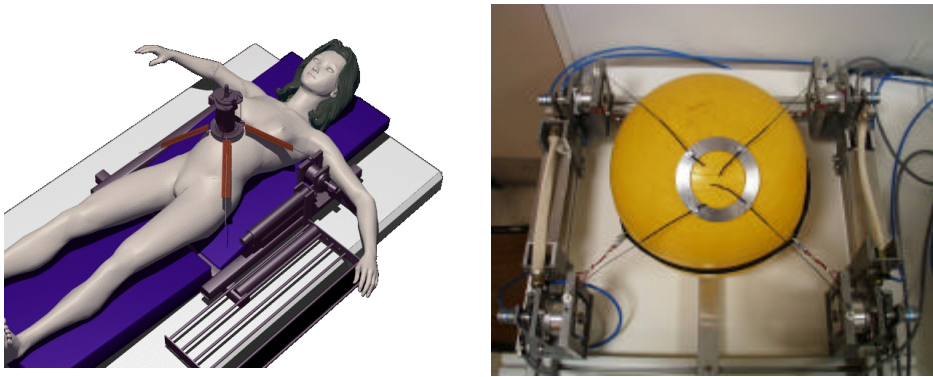


figure 3 Disposition du robot distant par rapport au patient et photo du robot

Le protocole de communication qui sera mis en œuvre dans le cadre de ce projet devra permettre, en plus de l'envoi d'images en temps réel, la communication entre l'expert et le site clinique, l'envoi des commandes de déplacement de la charge utile et éventuellement l'envoi de données d'ambiance. Il faut aussi prévoir le flux de données de retour d'efforts, même si ce flux ne semble pas trop gourmand en bande passante. Par rapport à la télé-échographie classique, il ne suffit plus d'envoyer à l'expert distant, avec un débit minimum et éventuellement un protocole de compression, des images échographiques acquise localement au préalable...

Les acteurs

Sinters assure la coordination du projet TER. Sinters est une PME Toulousaine spécialisée dans la recherche, l'étude et la réalisation de systèmes pour l'aéronautique, le spatial, l'industrie et la médecine. Elle développe des robots spécifiques à haute technologie et doit dans le cadre du projet développer le robot d'échographie médicale.

TIMC est un laboratoire de recherche de l'Université Joseph Fourier et du CNRS spécialisé dans les GMCAO. Il devra concevoir et implémenter les algorithmes permettant d'exercer le contrôle des déplacements du robot «compliant».

PRAXIM est une PME spécialisée dans le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur créée dans le but de valoriser les résultats de l'activité de recherche du laboratoire TIMC. Dans le cadre du projet TER, elle doit intégrer dans un système industriel l'ensemble des contributions des partenaires et consulter les futurs utilisateurs pour cerner leurs besoins pour la mise en œuvre du système. A terme, PRAXIM devra déterminer la stratégie à suivre pour valoriser les résultats du projet.

Le CHU de Grenoble intervient en tant que consultant, et fournit les spécifications de la télé-échographie robotisée. Il devra à terme valider le système réalisé et ses intérêts cliniques dans les applications en obstétrique.

Le CHU de Tours qui a un rôle similaire au CHU de Grenoble, mais pour les applications aux urgences.

L'INSA Toulouse, dont une personne intervient auprès du laboratoire TIMC en tant que spécialiste de la technologie des muscles artificiels.

Le LVR, Laboratoire Vision et Robotique de Bourges qui travaille sur le traitement et la compression d'images, ainsi que sur le développement d'une sonde factice côté expert (sans retour d'efforts) en concurrence avec FT R&D.

Enfin, le centre de recherche FT R&D, où j'ai effectué mon travail, intervient dans la conception et le développement du module de communication spécifique au projet, ainsi que la conception et le développement du poste de commande (côté expert). Il faut tout d'abord adapter les protocoles de télécommunication existants aux besoins de la télé-échographie. Pour un développement optimal du produit final, on propose d'utiliser les protocoles spécifiques au réseau RNIS puis au réseau TCP/IP. Un objectif plus spécifique est la définition des protocoles de communication pour la télécommande haptique de la télé-échographie. Par ailleurs, pour parfaire la qualité du geste du point de vue des sensations, FT R&D a pour mission de développer le poste de commande et d'implémenter les modèles qui permettront d'interpoler les positions du robot entre chaque échantillon de données. En effet, une sensation de geste et de retour d'efforts continus nécessite des données d'efforts et de positions à une fréquence de l'ordre de 1 kHz. Le réseau induit un délai de transmission de l'ordre de la dizaine de ms. Les études ont montré qu'un échantillonnage du geste entre 10 et 100 Hz était suffisant dans la mesure où ces délais sont faibles et constants. Une interpolation des positions intermédiaires peut alors très bien se faire à la ms. Mon apport sur ce projet a été plus spécifiquement: le toucher d'un maillage avec l'introduction de la notion de voisinage pour le geste lié à l'examen échographique, le télé calibrage statique de la surface de travail pour la patiente distante, la notion de télé calibrage dynamique pour l'identification du modèle mécanique en temps réel, l'implémentation du poste de commande haptique dans le télé-service de télé-échographie, les différents tests de télé-gestes sur réseaux Numéris et sur réseau LAN (Local Area Network).

PARTIE 1

DE L'EXAMEN ÉCHOGRAPHIQUE CLASSIQUE

VERS LA TÉLÉ-ÉCHOGRAPHIE

Introduction

L'échographie est principalement un acte de diagnostic dont la pratique est difficile et très spécialisée. Afin de permettre la réalisation d'examens échographiques à distance, dans le cadre de la télé-médecine, il faut prendre en compte toutes les spécificités de cet examen dans le but de permettre à un opérateur expert de pratiquer à distance une échographie lorsqu'un patient ne peut pas bénéficier localement des meilleures conditions de soins.

Les projets antérieurs de télé-échographie n'avaient pas bénéficié de moyens de communications suffisamment rapides et fiables pour la transmission d'images dont le caractère dynamique contribue significativement à l'interprétation. Le contrôle de l'opérateur distant exécutant l'examen échographique par l'opérateur expert distant s'avère en effet très délicat. L'opérateur expert perd ainsi la perception tactile de la sonde échographique sur le corps du patient et toute la composante gestuelle de l'examen. De plus, l'exécutant doit interpréter les ordres de l'expert pour déplacer la sonde dans toutes les directions de l'espace sur la base d'une communication purement verbale.

Cette partie montre comment passer de l'examen classique échographique vers la télé-échographie de qualité. Le but est de permettre à l'opérateur distant de pratiquer son examen dans un environnement virtuel immersif proche de l'environnement d'un examen classique, et pour le patient de bénéficier localement des meilleures conditions de soins.

Chapitre 2

La télé-médecine

La télé-médecine permet de fournir des services médicaux grâce aux réseaux de communication modernes. Une utilisation efficace de la télé-médecine assure aux patients des soins de qualité supérieure, quelle que soit leur localisation géographique. La télé-médecine est apparue pour la première fois dans les années 50 lors d'une démonstration, en 1951 à la "New-York World Fair". Jusqu'à récemment, l'utilisation de la télé-médecine était limitée seulement aux organisations qui en avaient lancé l'idée, en particulier la NASA et l'"United States Military". Dans notre monde actuel interconnecté, les consultations médicales et diagnostiques à distance sont une réalité. Divers scénarii apparaissent de manières naturelles. Par exemple, les équipements de véhicules d'urgences reliés aux centres hospitaliers pour permettre aux experts médicaux de faire des diagnostics précis dans des délais de plus en plus courts.

2.1 Les réseaux de télé-médecine

La télé-médecine est, en partie, déjà mise en place et expérimentée dans nos cliniques et hôpitaux. Il s'agit essentiellement de réseaux de communications permettant la visio-conférence ainsi que le partage des données numériques: images scanner, radioscopies...

2.1.1 Etat de l'art scientifique:

en matière de télé-présence:

Des systèmes médicaux robotisés existent et ont classiquement une architecture «maître-esclave». L'opérateur distant «maître» dispose d'un système à retour d'efforts tandis que «l'esclave», porteur des outils chirurgicaux exécute les mêmes mouvements que le maître.

Dans l'approche habituelle le maître et l'esclave exécutent exactement les mêmes mouvements, dans un référentiel fixe externe au patient. Par ailleurs, les architectures mécaniques utilisées font appel à des structures rigides relativement lourdes. Il est donc impératif de concevoir des systèmes de sécurité performants capables d'interdire des mouvements incontrôlés du robot, qui seraient susceptibles de blesser le patient ou l'équipe médico-chirurgicale.

en matière de télécommunications

Il faut pouvoir communiquer entre les deux postes des images vidéo comprimées en temps réel. Pour desservir les endroits du monde les plus éloignés, on peut utiliser des moyens de télécommunication avancés tels que les liaisons par satellite ou encore les lignes numéris. On peut envisager d'utiliser 3 canaux B sur le Réseau Numérique à Intégration de Services (RNIS) si l'on considère que l'on peut se satisfaire d'échanger des images échographiques avec un débit d'environ 5 images par seconde. On peut aussi envisager d'utiliser Internet avec notamment l'émergence du protocole IP V6 ainsi que du fast-internet. Dans le cadre de l'opération Lindbergh: il s'agit de fibres optiques à haut débit à 10 Mbit/s, un délai de transmission constant et inférieur à 200 ms sur l'aller et retour.

2.1.2 Les réseaux existants

Le projet Telurge [Telu url] a pour objectif la constitution d'un réseau inter-centres hospitaliers, pour améliorer la prise en charge des urgences neurologiques. Ce projet n'est pas en relation directe avec le projet de télé-échographie. Cependant, le réseau Telurge peut être utilisé comme modèle pour trouver le spécialiste obstétricien, ou pédiatre, dans les centres équipés de postes de commandes télé-échographiques.

Dans la région du Nord Pas De Calais, plusieurs projets sont intéressants. Il est possible que ces projets, déjà fonctionnels, permettent une acceptabilité et une mise en place plus facile du projet de télé-échographie, dans ces centres hospitaliers (les centres hospitaliers de

Béthune, Calais, Douai, Dunkerque, Lens, Lille, Montreuil-sur-Mer, Valenciennes, Roubaix et la Polyclinique de Grande Synthe).

Un autre projet mérite d'être cité: le projet Flandre Ophtalmo, voir [Oph url]. La visioconférence est utilisée dans le cadre d'échanges en temps réel, entre ophtalmologues, pour des avis consultatifs, des réunions et des formations. Il permet le partage d'expertises pour des pathologies complexes ou pour de nouveaux traitements. Ce projet a aussi créé une base d'images références comme soutien aux expertises.

Ces projets montrent aussi leurs limites en terme d'interactions entre l'expert distant et l'opérateur au contact du patient. Le projet de télé-échographie, en transportant le geste via le réseau a l'ambition de pallier à ces limites.

2.1.3 L'opération Lindbergh

Les experts ont développé depuis longtemps les technologies permettant d'envisager des opérations à longue distance. Mais pour pouvoir les pratiquer sans danger, il a fallu développer des systèmes fiables permettant de transmettre les données à une vitesse constante, de l'ordre de 150 millisecondes, entre le geste du chirurgien et le retour image.



figure 4 Le Professeur Jacques Marescaux à New York télé-opérant sa patiente à Strasbourg.

L'intervention chirurgicale s'est déroulée non pas à partir d'un hôpital, mais dans un immeuble de Manhattan. L'équipe chirurgicale était répartie de la manière suivante : le Prof. J. Marescaux assisté du Prof. M. Gagner étaient à New York ; le Prof. J. Leroy et le Dr. M. Smith se trouvaient dans le bloc opératoire du C.H.U. de Strasbourg, prêts à intervenir en cas de besoin. L'intervention s'est déroulée sous anesthésie générale, se conformant aux règles classiques de la chirurgie mini-invasive, avec introduction d'une optique et d'une caméra dans le ventre de la patiente et des deux instruments permettant d'opérer. Grâce à des fibres optiques à haut débit installées par France Télécom, les chirurgiens ont pu bénéficier d'images d'une qualité équivalente à celle de la télévision avec un temps de retour imperceptible à l'œil nu. Dans le cadre de cette première opération de télé-chirurgie il n'y avait aucun dispositif de retour d'efforts mis à disposition du chirurgien le Professeur Jacques Marescaux.

2.1.4 Dans le domaine de la médecine péri-natale

Le réseau MATERNET vise à améliorer la prise en charge du diagnostic anténatal en région Languedoc-Roussillon, en s'appuyant sur des technologies de télé-médecine. Ce réseau de soins, promu et coordonné par le C.H.U. de Nîmes et le service de Gynécologie Obstétrique, associe de manière étroite les maternités des centres hospitaliers d'Alès (30), d'Arles (13), de Bagnols sur Cèze (30) et de Mende (48). Il repose sur des visioconférences régulières réunissant un groupe multidisciplinaire d'experts en diagnostic anténatal sur le C.H.U. de Nîmes et les cinq sites hospitaliers actuellement. Cette amélioration de la prise en charge était unanimement souhaitée par les équipes médicales du C.H.U. de Nîmes et des centres hospitaliers de la région, qui ont exprimé très tôt le souhait de pouvoir solliciter une expertise dans les cas difficiles en réduisant au minimum les déplacements de leurs patientes. Ce mode de fonctionnement par télé-médecine apparaissait tout particulièrement intéressant, dans la région Languedoc-Roussillon où les déplacements sont longs et surtout difficiles en raison des particularités géographiques (Cévennes, réseau routier, ...). Dès 1995-1996, l'orientation a été prise pour MATERNET de mettre au point, à partir de solutions "grand public" ouvertes, une configuration spécifiquement adaptée aux besoins médicaux et à un coût raisonnable. Le projet a été renforcé par l'expérience du C.H.U. de Nîmes dans le transfert d'images, et a surtout bénéficié d'une configuration locale favorable, caractérisée par des modes de fonctionnement et d'information communs déjà existants entre les équipes médicales, qui ont été actives et moteurs dans cette action. MATERNET est un réseau de télé expertise en échographie obstétricale, au stade actuel de développement du réseau, on peut considérer comme acquis :

- les moyens technologiques permettant des échanges multi-sites sans perte d'informations, dans le transfert des images et le transfert des données cliniques,
- la grille de lecture des échographies obstétricales,
- la place privilégiée de cette technique dans le cadre de la formation médicale continue,
- la satisfaction des patientes en raison de ces améliorations dans le suivi de la prise en charge dans les équipes.

Le projet Loginat, voir [Log url], met en place la télé-médecine dans le domaine de la médecine péri-natale. Son but est la mise en place de visio-conférence entre différents centres hospitaliers. Une dizaine de sites hospitaliers sont équipés. Cela permet une communication entre plusieurs équipes à propos de dossiers délicats, de nouvelles pratiques ou expériences, et

du télé-enseignement. Ce projet permet une intrusion des nouvelles technologies de l'information et de la communication dans la vie courante des services périnataux.

Etat de l'art médical

Au laboratoire TIMC-IMAG, un axe de recherche a été développé autour de l'échographie assistée regroupant notamment la télé-échographie. La thèse de D.Henry [Henry 97] sur les outils pour la modélisation de structures, et la simulation d'examen échographiques donne une première approche pour la télé-échographie.

Kohji Masuda du département informatique et médical de l'école de médecine de l'université d'Ehime au Japon a développé un système de télé-échographie robotisé. Lui et son équipe ont développé principalement un robot mobile tridimensionnel portant une sonde à ultrasons pour que le système de télé-échographie se déroule entre un site médical expert (l'hôpital, la clinique, ...) et un site patient (au domicile). Le mécanisme mobile de la sonde est soigneusement conçu pour ne pas endommager le corps humain : grâce à des capteurs de force miniatures qui détectent non seulement la force totale de contact sur la surface du corps, mais également l'angle de la sonde sur la surface. L'angle et la position de la sonde sont commandés pour ne pas excéder une force de contact dangereuse. Ce système a été testé sur plusieurs réseaux de télé-communication : par l'intermédiaire du LAN (Local Area Network) et sur RNIS à 128Kbits (Integrated Services Digital Network ou Numéris) en utilisant un joystick bi-axial pour le poste de commande et sous la technique d'ORB (Object Request Broker).

Les conclusions de Masuda [Mas 01] montre que le contrôle en temps réel est possible grâce au flux d'images échographiques. Bien qu'il remarque que le décalage entre l'image et la commande amène un stress pour l'utilisateur, ce système de télé-échographie démontre aussi l'intérêt d'un tel service. L'accent et l'innovation de ce projet a été essentiellement porté sur le robot porte sonde échographique disposé sur l'abdomen du patient. La station de commande n'exploite pas les possibilités de retours d'efforts, malgré la présence de capteurs de force miniatures qui certainement pourrait aider l'expert à télé-commander la sonde échographique en ressentant physiquement ce qui se passe sur le site patient distant.

Le projet SYRTECH du Laboratoire Vision et Robotique - ENSI de Bourges a élaboré un système mécanique équipé d'une sonde échographique. Ce prototype robotique reconstitue l'ensemble des mouvements de la main du praticien durant une échographie [Gou 99a]. Ce robot peut être utilisé comme poste distant de notre projet de télé-échographie. Le bras esclave

porte-sonde est positionné sur le patient et est piloté à distance par le spécialiste en explorations fonctionnelles. Celui-ci contrôle le bras "maître" sans retour d'efforts et le positionne en fonction des images échographiques qui lui sont renvoyées depuis le site d'examen par les lignes de communications standards (lignes téléphoniques, satellites). L'objectif est de transmettre au spécialiste, en temps réel, des images de qualité autorisant un diagnostic fiable de prévention. La faisabilité du projet, en particulier le principe de communication, a été démontrée avec le prototype " zéro " pendant une mission en Himalaya lors de l'été 1998. Une première validation clinique a été réalisée avec succès au sein de l'Unité de Médecine et Physiologie Spatiale (U.M.P.S.) du Professeur Arbeille en janvier 1999, [Gou 99b]. Dans le cadre novateur de ces expériences de télé-diagnostic, les premiers essais effectués en présence des responsables de services cliniques ont permis d'affiner les spécificités d'un tel télé-service.

De même que pour les travaux de Kohji Masuda, l'effort de ce projet a été essentiellement porté sur le robot porte sonde échographique disposé sur l'abdomen du patient. L'expérience du LVR montre l'importance de l'information sensorielle liée à l'effort lors de manipulations en milieu clinique. Il est ainsi utile de transmettre en temps-réel au médecin la valeur de la pression de la sonde sur le corps du sujet ou d'induire une opposition au mouvement de la sonde lorsque la pression devient trop élevée. La mise en place d'un contrôle à retour d'efforts trouve donc tout son intérêt dans une telle application. L'image échographique ultrasonore transmise par le poste esclave intervient directement dans la boucle de commande du système. Les délais temporels entre l'ordre de la commande et son exécution effective sont un problème fondamental dans ces opérations de télé-diagnostic en temps-réel. En effet, il est important que le contrôle visuel de l'image reçue et la commande émise pour déplacer le robot soient coordonnés et/ou synchronisés. Comme Kohji Masuda, l'équipe du LVR remarque que le confort et la précision de la manipulation dépendent essentiellement de la fluidité des images reçues par le médecin manipulant la sonde maître. Le souci constant de la précision de la manipulation et du confort de l'utilisateur qui est inclus dans la boucle de contrôle/commande, grâce à des informations sensorielles telles que le retour de force et la fluidité de la transmission d'images doit être pris en compte pour aboutir à la définition de l'ergonomie du poste maître d'une part pour l'interface homme/machine d'autre part pour la qualité d'utilisation de l'ensemble du système.

Des expériences de télé-échographie ont été menées, sur différents types de réseaux et ont donc démontré sa faisabilité. Mais il n'existe pas de système de télé-échographie réalisant un

compromis entre la télé-échographie classique: expert(s) analysant à distance les images transmises à partir d'une sonde déplacée par un praticien situé au même endroit que le patient, et l'échographie réelle: l'expert distant ne peut pas encore intervenir directement sur la position de la sonde en ressentant un retour d'efforts. Toutefois, les GMCAO (Geste Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur) sont en pleine expansion, et plusieurs centaines de systèmes sont utilisés de par le monde.

Etat de l'art industriel

Les acteurs industriels ayant vendu plus d'une dizaine de robots médicaux chirurgicaux sont très peu nombreux, et essentiellement américains. Une situation paradoxale vu que l'Europe occupe une place de choix dans les composantes médicales et scientifiques des GMCAO. Une explication est l'importance des coûts nécessaires au développement des architectures robotiques classiques. Les fonds publics affectés aux GMCAO par les programmes européens sont de trois à quatre fois moins importants que ceux consentis outre-Atlantique.

2.2 Le geste pour la télé-médecine

La télé-échographie constitue un domaine de recherche constructif pour le télé-geste. Les prototypes sur l'enseignement du geste fin chirurgical, utilisant l'interface haptique PHANToM, constituent un bon soutien d'analyse [Web 01] pour l'apprentissage des points de sutures, [Gor Url] ou [Dan 01] pour celui de ponction lombaire et [Zhu 99] l'entraînement aux opérations du genou.

Un des challenges de ce projet TER est le transport en temps réel via le réseau de télécommunications des objets pour les rendus audio, visuel, et haptique. Les objets envoyés sur le réseau devront suivre une norme commune pour être compris aussi bien par le poste distant et par le poste de commande. Le projet de télé-échographie permet donc d'ouvrir une nouvelle voie pour la télé-médecine, en proposant une infrastructure pour le geste en réseau.

Le geste sera perçu par le biais d'un manche à retour d'efforts, le manche étant la forme d'instrument la plus proche des sondes échographiques utilisées. Ce manche disposera idéalement de six degrés de liberté avec un retour d'efforts actif sur 3 axes. Le système de SensAble Technologies, voir [Sen url], apparaît comme une interface ergonomique pour la télé-échographie, le retour d'efforts se produit à une fréquence de 1kHz, en dessous de cette

fréquence le praticien ressent une vibration et au-delà, cela n'améliore pas la qualité du rendu haptique. Ceci correspond à une analyse de la communauté haptique, et aussi à des travaux de recherches sur le geste [Win 96].

2.2.1 Le geste fin en local

Le geste fin en local correspond à une interface haptique non connectée au réseau de télécommunications. Des prototypes d'applications d'apprentissage long et délicat du geste chirurgical ont été élaborés avec l'interface haptique PHANToM de SensAble Technologies: l'apprentissage des points de sutures [Hal Url], un prototype haptique de simulateur de ponction lombaire [Gor Url], ou [Dan 01], un simulateur réalité virtuelle pour le prélèvement de moelle osseuse dans le cadre de greffe en pédiatrique [Dos 01]. D'autres ont été développés en utilisant des interfaces haptiques plus adaptées aux exercices de proprioception en question comme pour l'apprentissage de la laparoscopie, voir [Imm url], ou encore pour l'entraînement des prises de sang, piqûres ou lavage voir [Liu 01]. Des applications d'aide au diagnostic sont aussi des domaines de recherche tels que l'orthopédie du genou, et la simulation d'opérations du genou, traités dans l'article [Zhu 99].

2.2.2 Le geste fin en réseau

Le geste fin en réseau correspond à une interface haptique connectée au réseau de télécommunications. Dans un environnement virtuel en réseau, des algorithmes temps réel doivent être mis en place, afin de décroître les surcoûts de délais dus au réseau de télé-communication. Il faut en effet mettre à jour le modèle géométrique distant ainsi que le rendu haptique, ie: le modèle haptique. Cette mise à jour doit s'effectuer dans un délai réaliste pour le visuel et le toucher. L'analyse de la simulation du geste et du retour d'efforts dépend aussi du réseau utilisé. Dans l'approche Wave Transform [Kli 99], les données physiques du modèle sont utilisées pour mettre à jour le modèle distant. Dans mon approche, les données haptiques sont envoyées directement dans l'espace des signaux temporels. L'approche est basée sur le modèle mécanique virtuel éloigné.

Le cas du réseau synchrone (RNIS: Réseau Numérique à Intégration de Service, ISDN en anglais ou réseau Numéris en France) permet une interaction des gestes réels de manière régulière. La mise à jour du prédicteur de geste s'effectue donc de manière régulière, suivant une période fixe dépendante du réseau. Le cas du réseau asynchrone (ATM: Asynchronous Transfer Mode, ethernet, ADSL: Asymmetric Digital Subscriber Line) ne permet pas une

interaction des gestes réels de manière régulière. La mise à jour du prédicteur s'effectue alors de manière irrégulière. L'algorithme de Dead Reckoning [Wil 99] décide de l'instant exact où il devient nécessaire de recalibrer le modèle prédicteur sur le vrai modèle distant parce que l'écart entre les deux devient trop grand (détection de seuil). L'algorithme de Dead Reckoning se décline de plusieurs façons, en fait le modèle prédicteur doit être adapté au cas applicatif. Le corps distant est visualisé en 3D à l'écran et il devra réagir suivant les contraintes décrites par le geste. Alors, l'image perçue par le praticien correspondra aux effets de son geste avec la rapidité d'un rendu le plus fluide possible. C'est à dire un temps d'exécution inférieur à 10 ms. En plus de ceci, il faut aussi un retour d'efforts sur le manche pour que l'examen soit réaliste et le geste du spécialiste possible.

Un système robotique de contrôle à distance d'une sonde à ultrasons a été développé par l'équipe de S.E Salculdean, université British Columbia, Canada [Sal 99]. Ce système a été motivé par la nécessité de mettre en place une interface utilisateur plus ergonomique dédiée à l'expert médical. Dans cette approche la sonde échographique est positionnée sur le patient par un robot porte sonde qui peut être contrôlé par l'expert via un transducteur gestuel à retour d'efforts : un 6DOF (Degree Of Freedom) de la société SensAble. Le suivi de l'artère carotide pendant une longue période (une dizaine de secondes) a été démontré en temps réel. Dans cette approche, le design du robot esclave porte sonde posé sur la patiente ainsi que l'ergonomie du poste de commande de l'expert médical ont été pris en compte. Sur ce point, cette étude est similaire à notre démarche (laboratoires TIMC et FTR&D) dans laquelle s'inscrit l'étude du télé-geste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts.

2.3 Conclusion

La télé-médecine c'est donc l'acte médical pratiqué ou partagé à distance avec un site patient et un site médical. Il s'agit d'un concept permettant d'amener les médecins, les infirmières ou secouristes à pratiquer des actes médicaux en utilisant les moyens de télécommunications. D'un point de vue général la télé-médecine évite le déplacement des patients, permet le partage et l'échange des expertises médicales, crée des réseaux de praticiens, et favorise la rapidité des diagnostics et leur qualité à travers les lieux géographiques.

Chapitre 3

Analyse des gestes

Lors d'un examen classique, l'expert médical reconstruit mentalement la forme 3D à partir de l'image échographique 2D et des informations gestuelles, de positions et de forces dans l'espace. Nous devons prendre en compte les contraintes physiologiques de la gestuelle humaine, voir [Win 96], pour que le télé geste soit possible.

3.1 L'examen échographique obstétrical

L'échographie a connu ses premières applications chez la femme enceinte à la fin des années 50, et son véritable développement au début des années 70. Cette technique d'imagerie médicale permet selon le stade de la grossesse, de visualiser tout ou une partie du fœtus, de le mesurer et de l'observer. Pour la future maman, l'examen est simple indolore et sans danger. Une sonde passée sur l'abdomen maternel émet des ultrasons. Selon la différence de densité acoustique des organes et des membres rencontrés, la réflexion des ultrasons les fait apparaître à l'écran de façon plus ou moins claire ou foncée, en noir et blanc ou bien encore en couleur.

Chaque échographie de la grossesse, une par trimestre, a ses raisons d'être et apporte des informations précieuses, devenues irremplaçables dans le cadre d'une surveillance de qualité de la grossesse. En cas de problème, il arrive que le médecin traitant prescrive des échographies supplémentaires, car elles font désormais partie de cette nouvelle spécialité de pointe qu'est le diagnostic pré-natal.

Les experts échographistes conseillent de passer cet examen de préférence entre la 12^{ème} et 13^{ème} semaine d'aménorrhée, pour le premier examen, ensuite pendant la 22^{ème} semaine et le dernier lors de la 32^{ème} semaine. L'objectif général de l'examen d'échographie est de fournir la date du début et de la fin de la grossesse, d'obtenir des mesures sur le fœtus afin d'établir des courbes de croissances et de les comparer avec des courbes de croissances pré-établies. Il s'agit aussi de dépister d'éventuelles anomalies sur certains organes. En cas de problème, le médecin peut ainsi intervenir au plus tôt pour établir un diagnostic. On distinguera souvent les différents types d'examens échographiques: examens classiques, de surveillance, pour expertise, ou encore d'urgence. Ces types d'examens différents par leur contexte d'application et par le niveau d'expertise nécessaire.

3.1.1 Les examens classiques

Pendant la grossesse, il y a trois examens d'échographie, un par trimestre:

- Premier examen: l'examen est réalisé entre la 12^{ème} et 13^{ème} semaine d'aménorrhée. Le médecin cherche alors à déterminer la date de début de la grossesse. La connaissance précise de cette date est importante pour bien suivre pendant neuf mois l'évolution de la croissance fœtale, pour connaître la date de terme, le nombre de fœtus, de vérifier qu'ils sont bien installés dans l'utérus et non la trompe, de vérifier les organes du fœtus,.... Du côté de la mère, le médecin recherche d'éventuels kystes de l'ovaire ou des fibromes.
- Deuxième examen: l'examen est réalisé durant la 22^{ème} semaine. Le médecin réalise l'étude de la morphologie du fœtus, il mesure le fœtus et s'assure qu'il a grandi, qu'il bouge bien et que la quantité de liquide amniotique est normale. Tous les organes, puis tous les membres sont passés en revue, un par un. Le médecin écoute le cœur et vérifie le nombre de doigts, d'orteils. On examine la colonne vertébrale et on peut aussi rechercher le sexe de l'enfant.
- Troisième examen: l'examen est réalisé lors de la 32^{ème} semaine. Le médecin mesure le fœtus et s'assure qu'il ne souffre d'aucun retard de croissance intra-utérin. L'examen des organes permet de déceler encore certaines anomalies qui n'étaient pas apparues lors de la deuxième échographie. Pour finir l'échographiste vérifie aussi la position du fœtus ainsi que celle du placenta.

3.1.2 Les examens de surveillance

Il s'agit d'approfondir l'examen sur certains organes du fœtus, ou encore sur la mère. Pendant l'examen classique: certains organes étaient difficilement visibles ou pas du tout dû à la position du fœtus, ou bien le médecin a trouvé des anomalies. Il peut s'agir d'un examen de contrôle après un traitement spécifique.

3.1.3 Les examens pour avoir un avis expert

Ces examens ont lieu dans le cas d'une demande d'expertise. Il s'agit d'obtenir une opinion plus spécialisée sur certains problèmes pour le fœtus ou bien pour la mère. L'expert échographiste va pratiquer un examen dans un objectif très précis.

3.1.4 Les examens d'urgences

Ces examens ont lieu lorsque la patiente a des malaises, souffre de contractions bien avant le neuvième mois. On recherche des informations sur le fœtus, et la mère afin d'évaluer la situation.

3.2 Résultats d'observations

Les observations suivantes sont basées sur les observations de 11 examens différents, à différents stades de la grossesse: 11ème semaine, 22ème semaine, et 32ème semaine d'aménorrhée. Ces examens échographiques se sont déroulés dans le cabinet du Docteur Marc Althuser, avec l'accord des patientes. Ces séances ont été filmées afin d'analyser complètement et finement les mouvements nécessaires à la prise de vues échographiques.

3.2.1 Le médecin

Le médecin prépare en premier lieu l'abdomen de la patiente qui sera la surface de travail. Ensuite il étale le gel pour permettre un déplacement aisé de la sonde mais surtout pour faciliter la pénétration des ultra-sons. En premier lieu, il pratique la localisation du fœtus en faisant des translations de long en large de la surface de travail. A partir de ce moment, l'étude des organes du fœtus, mais aussi de la mère peuvent commencer.

Les activités du médecin lors d'un examen classique sont les suivantes:

- Interaction verbale avec patiente
- Application du gel sur l'abdomen de la patiente

- Interaction gestuelle: position - orientation - pression de la sonde sur l'abdomen de la patiente
- Indications à la patiente, par exemple: arrêt et reprise de la respiration
- Processus d'analyse des images échographiques
- Reconstruction des informations 3D par le biais d'images 2D et des informations de proprioception gestuelle.

3.2.2 Observation gestuelle d'examens échographiques obstétricaux classiques

J'ai analysé, avec Adriana Vilchis Gonzales, les séquences de film afin d'extraire les gestes et afin de les classifier. Les mouvements les plus couramment utilisés dans l'ordre d'importance sont:

- Orientation et pression
- Pression
- Immobile et pression
- Translation latérale / longitudinale
- Orientation tangage
- Orientation roulis
- Orientation lacet
- Le becquet
- Zigzag
- La rotation circulaire n'est pas nécessaire mais elle est utilisée néanmoins.

Les observations des interactions gestuelles ou orales durant les examens sont rassemblées dans le *Tableau d'observation des 11 séances*, page 45.

3.2.3 La mesure des variations des efforts

Pour donner des informations de proprioception à l'expert médical, j'ai fait des mesures de variations de force durant des examens classiques. L'appareil de mesure utilisé était un simple dynamomètre fixé à la sonde du praticien est maintenue par un système rigide. Les résultats montrent que les mesures des variations des efforts consentis par le médecin lors de l'examen:

- pour un travail gestuel utilisant des pressions minimales est de 0.6 à 0.7 dN
- pour un travail gestuel utilisant des pressions standards est de 0.8 à 1.1 dN
- la pression maximale mesurée est de 1.3 dN

Ces mesures ne reflètent pas la réalité des pressions exercées de manière précise. Cependant les résultats montrent les variations des efforts consentis par le médecin lors de l'examen.

Observations des interactions gestuelles ou orales durant les examens		
Stade d'avancement de la grossesse		
1 ^{er} examen échographique 11 ^{ème} semaine d'aménorrhée	2 ^{ème} examen échographique 22 ^{ème} semaine d'aménorrhée	3 ^{ème} examen échographique 32 ^{ème} semaine d'aménorrhée
mouvement ondulé sur le côté	inclinaison de la sonde d'un angle de plat vers un angle obtu par rapport à la surface du ventre	petite zone de geste allant du pubis vers le nombril
mouvement rentrant vers le pubis	enfoncement de la sonde supérieur à 1 cm	geste très précis
mouvement localisé vers le pubis et le bord du ventre en général	mouvement circulaire de la sonde autour d'un point latéral de la sonde	beaucoup de pression et mouvements très angulaires
enfoncement de la sonde supérieur à 2 cm	stimulation du fœtus avec la sonde et la main gauche	différence de volume à sonder pour une maman qui a eu plusieurs grossesses
indications verbales pour que la patiente stoppe puis reprenne sa respiration	localisation du fœtus assez longue et peut être incomplète	
	translation et pression	

tableau 5 Tableau d'observation des 11 séances

3.2.4 La surface de travail

Les translations et zones de gestes observées peuvent servir à définir la surface de travail utilisée lors de l'examen par le médecin. Cette surface de travail dépend du stade de la grossesse. Au fur et à mesure que la grossesse évolue, la surface de travail devient plus grande.

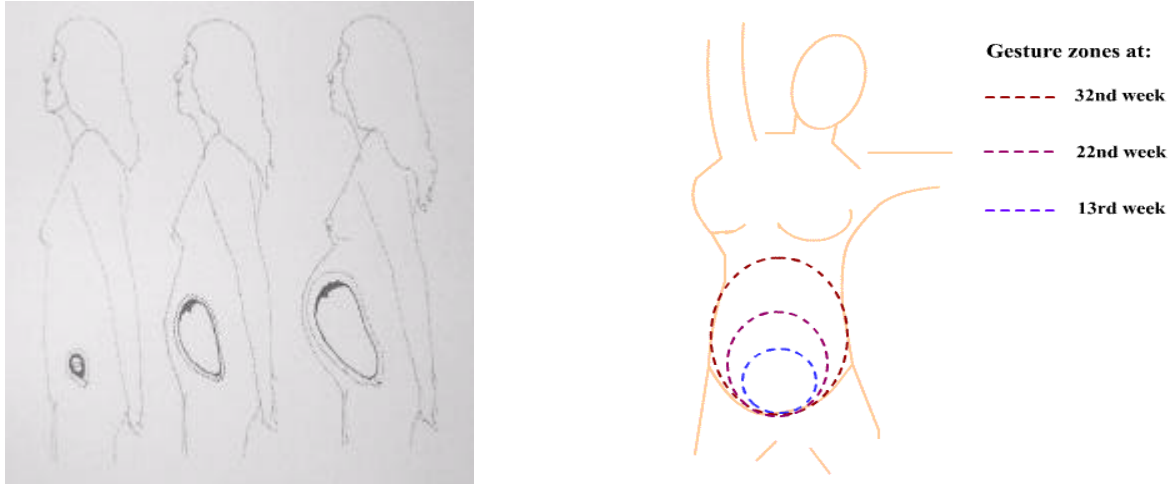


figure 6 Surface de travail
figure 7 Les différentes zones de gestes

Sur la figure 7, les trois étapes de la grossesse sont montrées; on note l'évolution de la surface prise par l'utérus, voir figure 6. La surface du travail est dépendante de la corpulence de la patiente ainsi que de l'avancement de la grossesse.

3.3 Notre approche utilisant la réalité virtuelle du codage de ces gestes

Le modèle géométrique 3D du patient que j'ai codé avec des objets polygonaux (triangles) possède un maillage qui se déforme sous le geste.

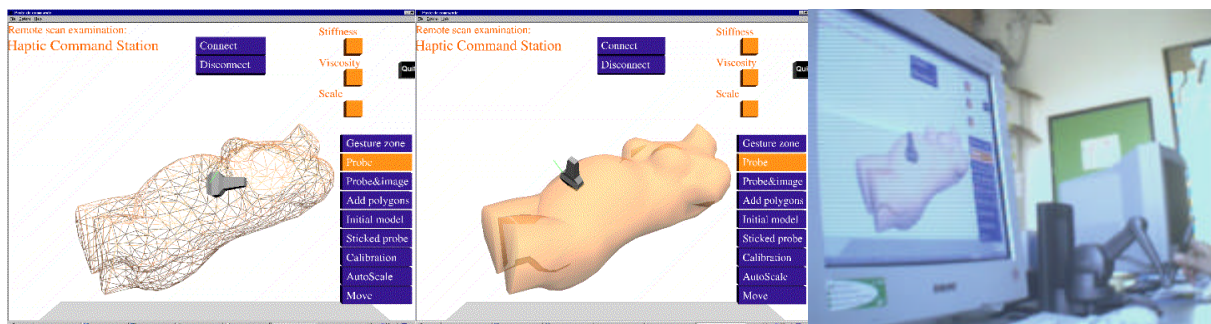


figure 8 Station de commande haptique non connectée au réseau

Contact des facettes: c'est le calcul de la position d'un point qui est nommé le point haptique (voir la figure *Le point haptique*, page 57), comparé à une sélection des facettes au

contact - quand le produit scalaire entre la normale au polygone touché et au vecteur allant du point haptique à sa projection sur le même polygone change de signe, le point haptique croise la facette. La force sera alors calculée en tant que $F = -K X$, avec K la raideur de l'objet virtuel au polygone considéré, cette raideur peut être fixe ou dynamiquement ajustée, et X la distance du point haptique à la facette. Pour cette approche la continuité de la force n'est pas induite et le traitement de lissage est nécessaire. En effet, la force doit être continue quand l'utilisateur fait glisser le long de la surface de l'objet de sorte que la projection haptique du point change de facette.

Nous avons essayé deux voies de perception pour le contact avec un objet polygonal. La première voie permet un retour d'efforts selon le polygone le plus proche dans la position de point haptique. La seconde voie vient de la première, et elle permet un retour d'efforts selon le polygone le plus proche du point haptique, mais également selon le voisinage de ce polygone le plus proche du point haptique.

Sur la figure 8 au centre, le segment vert matérialise l'intensité de la force perçue par le manipulateur par l'intermédiaire du robot à retour d'efforts. Des ordres de geste peuvent également être enregistrés pour faire une simulation, ou pour rejouer ces ordres. Nous pouvons construire des cartes de geste.

3.4 Le transport de ces gestes

Dans certaines expériences mises en place, il n'y a pas de robot final car le robot TER n'est pas toujours disponible, voir même à certains moments en cours de construction, d'intégration ou de mise au point. Ainsi, j'ai développé un poste de patiente virtuelle possédant un modèle géométrique déformable et un modèle mécanique, voir la figure 9.

Le télé-geste est l'accomplissement d'un geste à distance, c'est à dire le toucher d'un objet éloigné, qui est vrai ou virtuel. Dans notre cas, il s'agit d'un corps humain pour sentir ses caractéristiques mécaniques, avec le détail de perception des os, muscles, tendons et articulations qui fournissent des informations sur sa charge statique, son équilibre et le déplacement du corps dans l'espace. Pour atteindre une bonne perception sensorielle de la scène éloignée, il est nécessaire de créer un flux spécifique pour les données haptiques: position, orientation, et pression. Ce flux présente intrinsèquement une caractéristique bi-directionnelle. Sa qualité dépend fortement du temps de latence du réseau de télécommunication. Pour assurer un codage du geste, il est recommandé d'employer un modèle

3D virtuel, dont il est nécessaire d'établir une représentation visuelle et haptique logique [Gue 01]. Chaque scène est reproduite sur les deux sites: sur la machine locale et sur la machine éloignée. La fréquence haptique du dispositif est trop haute, typiquement 1KHz, ainsi il ne serait pas possible de faire un aller-retour par le réseau à une telle cadence! Sur chaque machine, on établit ainsi une boucle locale fonctionnant à la cadence de 1KHz, de cette boucle les données sont extraites et envoyées au réseau à une cadence inférieure.

Un robot haptique de la société SensAble (PHANTom desktop) est utilisé. Ce dispositif possède 6 degrés de liberté et renvoie l'information tridimensionnelle de force. Il décode la position et l'orientation de l'outil dans une zone de travail de 16 centimètres de large, de 13 centimètres de haut et de 13 centimètres de profondeur. La force exercée maximum est 6,4 newtons.

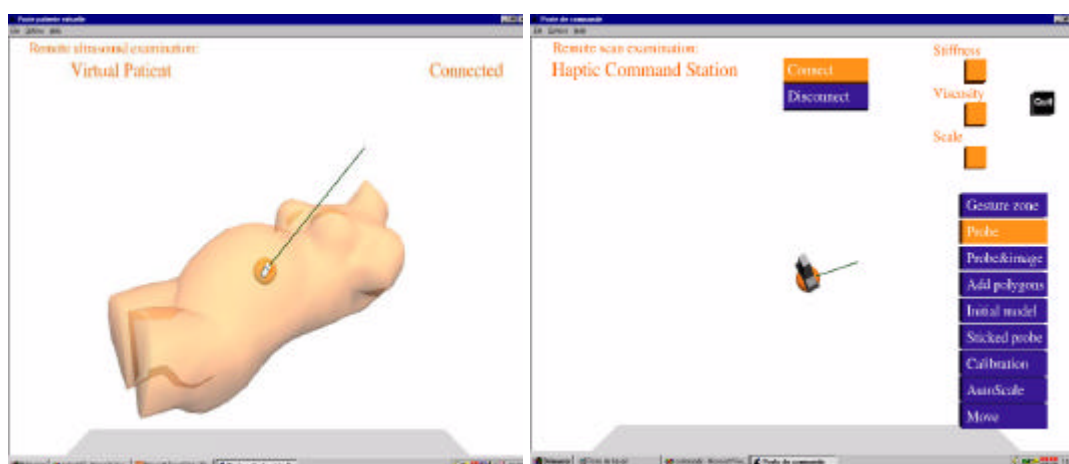


figure 9 A gauche: la patiente virtuelle - à droite: le poste de commande connecté par Numéris

Les gestes utilisés lors de l'examen traditionnel sont possibles avec un tel dispositif haptique. La variation d'effort est du même ordre que celle observée au cours des examens. La force exercée maximum est plus petite que celle mesurée au cours de l'examen. Ainsi les médecins devront s'adapter sur ce point, mais le plus important est de sentir la variation des pressions. La télé-échographie est un cas de contact statique, avec un capteur de pression sur l'abdomen du patient. La station de commande, côté expert médical, envoie sa commande de position et reçoit la position de la sonde virtuelle éloignée ainsi que la force de pression calculée sur la patiente virtuelle éloignée, voir la figure 9, ou bien mesurée sur la patiente distante. La figure 9 montre l'interface de la station de commande haptique, pour la télé-échographie; dans cette expérience le manipulateur touche une patiente virtuelle. Le segment vert matérialise l'intensité de la force perçue par manipulateur.

Le premier prototype de télé échographie sur numéris, utilisant une patiente virtuelle a été testé à Bristol, Royaume-Uni (système de commande haptique - expert médical) Grenoble - France (système esclave - patiente virtuelle). Cette première expérience s'est déroulée lors du Doohickey Day de Orange à Bristol-UK en septembre 2001. Pendant cette expérience le temps de latence du réseau était de 78 ms, et la qualité du geste était correcte pour des gestes lents. Quelques oscillations sont apparues, mais le rendu haptique était bon.

Résultats du prototype de télé échographie sur numéris utilisant une patiente virtuelle montrent que:

- les gestes lents sont possibles sans limite dans les rotations et les translations
- l'utilisation du poste de commande est aisée et immersive
- les gestes traditionnels sont possibles
- présences des oscillations dues au temps de latence du réseau peuvent gêner l'exécution d'un geste
- il existe un intérêt pour l'apprentissage des gestes techniques dû notamment à la possibilité d'enregistrer des gestes

3.5 Le lien geste/image échographique

Rappelons que lors d'un examen classique, l'expert médical reconstruit mentalement la forme 3D à partir de l'image échographique 2D et des informations gestuelles, de positions et de forces dans l'espace. La qualité du service de télé échographie consiste aussi en la synchronisation entre le geste et l'image échographique obtenue, voir le Tableau 1, page 19.

L'originalité de ce travail réside aussi sur le lien qui existe entre le geste de l'expert médical et l'image échographique obtenue. Ce lien est une caractéristique propre à l'examen échographique. Il s'agit d'une boucle fermée qui permet à l'expert médical de naviguer à l'intérieur de l'espace des images échographiques qu'il obtient tout en contrôlant la sonde distante.

Dans les expériences menées avec le prototype robotique TER, la sonde distante se déplace en translation et en rotation sur un fantôme médical destiné en premier à l'apprentissage. Ainsi, des images échographiques sont prises à distance par l'expert médical qui télé-opère. L'image perçue par le praticien correspondra aux effets de son geste avec la

rapidité d'un rendu le plus fluide possible. Le tableau 10 montre des observations prises lors d'expériences menées avec des experts médicaux. Les médecins participant à l'évaluation du système remplissent ensuite un questionnaire *Questionnaires*, page 153, qui apporte des informations sur leur perception du système.

<p>Manipulateur du poste de commande haptique:</p> <p>M. Schneidern Interne CHU de Grenoble</p> <p>Date: 21/12/01</p> <ul style="list-style-type: none">• durée globale du test: 45mn• nombre de relance du programme: 2• synchronisation geste-image: OK• qualité du contrôle de la sonde distante: bonne par moment, moins bonne sur la partie gauche du fantôme médical• suivi de structure: oui à plusieurs reprises• temps mis pour mémoriser/évaluer espace de travail du fantôme médical: 15 mn
<p>Manipulateur du poste de commande haptique:</p> <p>Professeur Jean-Marc Ayoubi CHU de Grenoble</p> <p>Date: 09/01/02</p> <ul style="list-style-type: none">• durée globale du test: 40mn• nombre de relance du programme: 2• synchronisation geste-image: OK après quelques minutes d'adaptation• qualité du contrôle de la sonde distante: bonne• suivi de structure: oui à plusieurs reprises• temps mis pour mémoriser/évaluer espace de travail du fantôme médical: 5 mn

tableau 10 Résultats d'observation sur le prototype robotique TER

Durant toute la durée de l'examen, les manipulateurs se focalisent sur l'image échographique qu'il obtienne à distance. Ils n'ont pas le besoin de contrôler visuellement le robot distant qu'ils contrôlent haptiquement.

3.6 Conclusion

Comparé aux systèmes de télé-médecine [Fer 99b] [Log url], ce système utilise la robotique pour télé-commander un robot et l'haptique pour «rendre» la force exercée par le robot. Le transport des données gestuelles par l'intermédiaire du réseau permet une immersion bien plus complète et réaliste pour les manipulateurs éloignés.

Cette station de commande haptique préserve les informations de proprioception et de gestuelle de l'expert médical. Dans l'architecture finale, elle donnera aux utilisateurs, les indications haptiques, synchronisées avec les images échographiques.

Chapitre 4

Les systèmes à retour d'efforts

Dans le chapitre précédent, nous avons montré la complexité naturelle du geste fin et lent de l'expert médical pour l'examen d'échographies obstétricales. L'importance de la proprioception, de celle de la force et du tactile ont été identifiées récemment en technologie de la réalité virtuelle. Beaucoup de recherches ont été entreprises, y compris le développement des dispositifs de divers systèmes à retour d'efforts et/ou d'affichage tactile. Ces dispositifs privilégient surtout le contact avec les doigts ou les mains des opérateurs. Il est ainsi possible pour l'opérateur de ressentir à travers ces périphériques la différence d'un état de contact et un état de non-contact avec un objet virtuel; et ceci de manière indirecte avec le canal sensoriel tactile de son doigt ou de sa main.

4.1 Identification haptique d'objet

Voici la classification des mouvements de main qui accompagnent l'exploration manuelle pendant la recherche haptique. Cette classification a été établie par S.J.Lederman, et R.L.Klatzky, voir [Led 87].

Mouvement transversal/texture:

La première perception du mouvement transversal se manifeste par le mouvement latéral entre la peau et la surface d'objet, c'est à dire le *frottant*. Typiquement, les doigts frottent

rapidement dans les deux sens à travers une petite zone homogène de la surface; des surfaces intérieures sont explorées, plutôt que des bords.

Pression/dureté:

La première perception de pression est produite en appliquant le couple ou les forces normales à une partie de l'objet, alors qu'une autre partie de l'objet est stabilisée ou bien une force d'opposition est appliquée. Ceci peut être ressenti par un mouvement naturel comme pour pousser, ou par des signes naturels de la force dans les doigts et la main.

Contact statique/Température:

La première perception de contact statique se produit quand un objet est supporté extérieurement -- par une surface externe ou bien par l'autre main -- tandis qu'une main se repose passivement au-dessus.

Tenir sans support/masse:

A la première perception de tenir sans support, l'objet est soulevé, loin de tout support extérieur et il est moulé dans la main. Typiquement, il y a un soulever du bras ou du poignet.

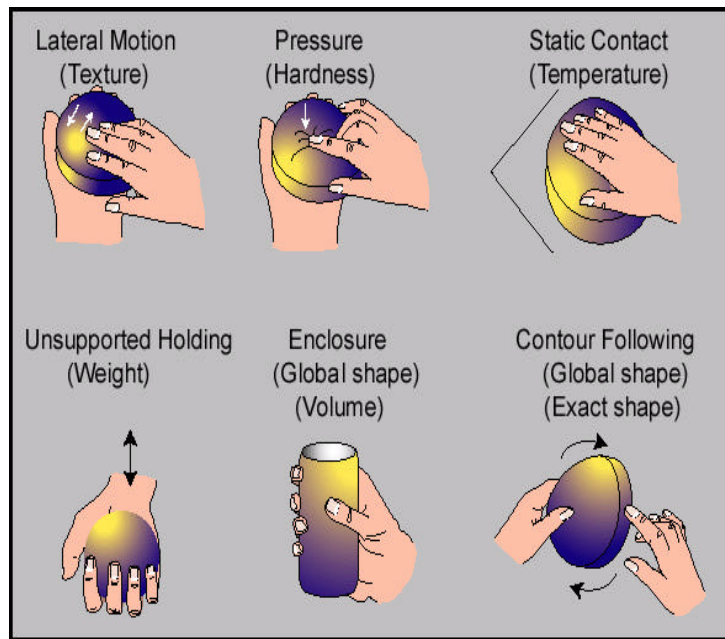
Fermeture/forme globale et volume:

Avec la première perception de fermeture, la main met à jour le contact simultané avec l'enveloppe de l'objet. Souvent on peut faire ce geste pour comprendre des découpes avec précision.

Suivi de contour/forme exacte et forme globale:

Le suivi de contour a une première perception dynamique. La main met à jour une découpe de l'objet avec le contact . Typiquement, le mouvement est lisse et non répétitif dans un segment de découpe d'objet, arrêtant ou décalant la direction, et il ne se produit pas sur une surface homogène.

figure 11 Identification haptique d'objet (extrait de[Led 87])



4.2 La technologie du contact 3d

La technologie du *contact 3d* dans les trois dimensions rend le travail plus normal, efficace et intuitif en permettant à des utilisateurs d'avoir l'interaction continue et bi-directionnelle avec leur travail. Le contact humain est le seul sens "entièrement bi-directionnel", permettant à des utilisateurs d'envoyer et recevoir l'information en même temps. La technologie du contact 3d fournit la capacité de manipuler directement des modèles et des données. Le matériel Phantom desktop fournit une précision de haute fidélité du retour d'efforts.



figure 12 Le Phantom desktop de chez SensAble Technologies

Le logiciel API de GHOST® fonctionne comme moteur de " physique ", manipulant des calculs complexes et permettant à des réalisateurs de traiter les objets simples et à niveau élevé

et les propriétés physiques comme l'emplacement, la masse, le frottement et la rigidité. Nous n'utiliserons pas entièrement l'API Ghost. En effet, son utilisation est focalisée sur :

- `gstPhantom` (`startServoLoop`, `stopServoLoop`)
- `gstEffect` (`calEffectForce`)
- ...

L'approche de l'API Ghost est une approche de type «freeForm» avec des surfaces implicites simples comme base. L'approche utilisée pour le projet de télé-échographie est celui des polygones. Bien d'autres systèmes à retour d'efforts existent dans le commerce. Le système de SensAble a été le premier commercialisé en tant que solution probante pour mettre en place des expériences haptiques de qualité. Il est largement déployé dans les laboratoires de recherche. Le coût de ce périphérique est élevé, alors je cite ici un dispositif haptique utilisant seulement deux axes pour le retour d'efforts: il s'agit d'une souris à retour d'efforts mise au point par la société immersion, voir [Imm url], la WingMan force feedback, la figure 13.

figure 13 La WingMan force feedback



D'autres systèmes apparaissent maintenant sur le marché. Et notamment celui du Delta qui apparaît comme une solution plus ergonomique pour le projet de télé-échographie. Le dispositif haptique ou système à retour d'efforts Delta, représenté sur figure 14 est un dispositif haptique développé à l'Ecole Polytechnique Fédérale De Lausanne (institut fédéral suisse de Technology) voir [Flü 98]. Le dispositif est basé sur le robot manipulateur Delta [Cla 91] et il a 6 degrés de liberté 6: 3 en translation grâce aux structures parallèles du Delta et 3 rotations grâce à un module de poignet (activement commandé ou bien passivement piloté) monté sur la plaque d'extrémité du Delta.

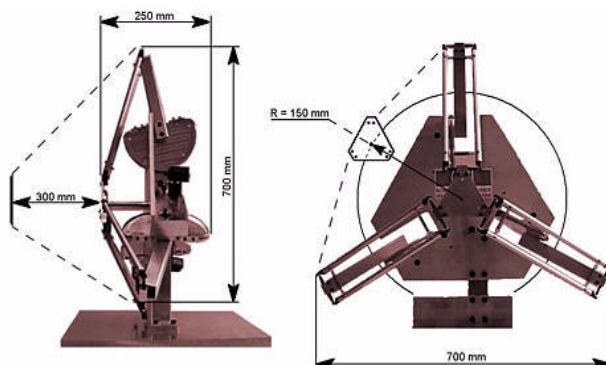


figure 14 Le dispositif haptique du Delta

A la différence d'autres mécanismes haptiques (qui ont une capacité limitée en intensité de force ou bien une petite zone de travail), le dispositif haptique du Delta est capable de fournir de grandes forces (jusqu' à 25N) dans un grand volume cylindrique : diamètre de 30 centimètres,

longueur de 30 centimètres. En outre, en raison de sa conception le dispositif possède une grande rigidité, la translation et la rotation sont découplées, et une inertie très basse. Ces caractéristiques permettent de procurer l'information kinesthésique et tactile de haute fidélité et de haute qualité haptique.

D'autres dispositifs haptiques sont destinés dès le départ à des applications médicales précises. La société Immersion, voir [Imm url], s'est spécialisée dans cette partie. Le simulateur vasculaire d'accès de CathSim® fournit une variété de patients virtuels rencontrés dans la vraie vie et crée même des complications. Avec ce dispositif haptique, l'étudiant peut sentir la mise en place de l'aiguille et du cathéter.



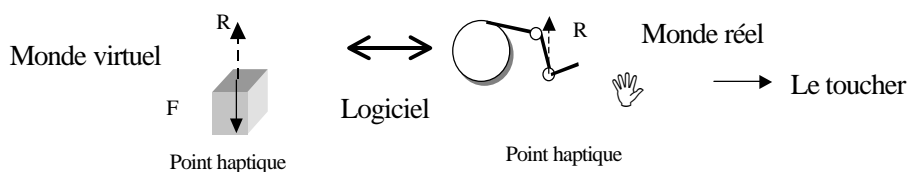
figure 15 A gauche Laparoscopic Impulse Engine - à droite CathSim

Le système haptique «Laparoscopic Impulse Engine» fournit les moyens les plus précis et les plus robustes pour fournir des sensations tactiles imitant la sensation réelle associées aux procédures de laparoscopie et d'endoscopie.

4.3 Le retour d'efforts dans un univers haptique.

Définition du point haptique: c'est le point qui représente le point de contact dans le monde virtuel et qui est dans le monde réel le point par lequel on touche le monde virtuel.

figure 16 Le point haptique



Dans un univers dit "haptique" on peut distinguer 3 types d'objets :

Une première catégorie est celle des objets statiques. Leur unique propriété est la "dureté". Un objet parfaitement dur n'existe pas dans les univers virtuels.

Une seconde catégorie : tous les objets qui par leur faible poids sont susceptibles d'être mus par l'utilisateur. On peut y ajouter d'autres qui, de part leur nature, sont en mouvement (avatar de la patiente, projectile, ...).

La dernière catégorie est l'utilisateur lui-même ou plutôt sa représentation dans un univers virtuel. Cet objet ponctuel subit toutes les propriétés dynamiques de l'utilisateur. Il s'agit de la sonde échographique virtuelle manipulée par le médecin expert.

4.4 Conclusion

Le périphérique haptique utilisé pour le prototype de service de télé-échographie est le desktop de chez SensAble. J'ai adapté sur le desktop de SensAble une sonde factice en bois dont les côtes correspondent à celle couramment utilisée pour l'examen abdominal afin que la prise en main par le praticien soit la plus proche possible de celle d'un examen classique.

D'autres systèmes apparaissent maintenant sur le marché, comme par exemple le Delta qui apparaît comme une solution plus ergonomique pour le projet de télé-échographie.

Chapitre 5

Architecture du télé-geste

“Feeling is believing.” [Ric 00]

Dans les chapitres précédents, on a vu que le système de Télé Echographie Robotisée, voir aussi [TER 01], n'est pas seulement un système de télé médecine; il s'agit d'un système robotique avec une interface haptique permettant au médecin expert de contrôler et de ressentir la force exercée par le robot. Dans ce chapitre, l'architecture induite par le télé-geste va être abordée; cet environnement permet un télé-palper de la patiente, voir [Gue 01], il permettra aussi à l'expert médical une adaptation plus rapide et surtout une immersion facilitée dans ce que l'on peut appeler un cabinet d'examen échographique virtuel. En effet, l'innovation de ce système de commande haptique est de permettre à l'expert médical de conserver ses sensations de proprioception et de gestuelle, qui lui fournissent des indications de valeurs synchronisées avec les images échographiques.

5.1 L'architecture du système

Le Poste Esclave comporte un robot porte-sonde qui est contrôlé par le médecin expert distant situé au niveau du Poste Maître et contrôlant ce robot porte-sonde via le transducteur gestuel à retour d'efforts (Desktop de chez SensAble). Le robot porte-sonde TER est un robot parallèle découplé, composé de deux structures parallèles indépendantes dont une permet le

mouvement de translation et l'autre permet l'orientation et la pression sur le corps de la patiente. Les actionneurs utilisés dans le robot TER sont des muscles artificiels McKibben, l'utilisation de ces muscles permet à ce robot d'être compliant, léger, portable et sûr. Le robot TER est équipé d'un détecteur de force qui permet de contrôler la force exercée dans l'axe de la sonde, et de cette façon l'expert distant va ressentir la force sur sa sonde factice, via le transducteur gestuel à retour d'efforts.

5.1.1 Un environnement virtuel haptique pour la télé-échographie

Une station de commande haptique, ie: à retour d'efforts, est développée pour donner un environnement virtuel haptique à l'expert médical.

Le modèle virtuel du patient est souple et déformable, ses caractéristiques mécaniques sont paramétrables: viscosité, raideur, et masse.

Nous devons prendre en compte les contraintes physiologiques de la gestuelle humaine pour que le télé geste soit possible, voir [Win 96]. Pour améliorer l'ergonomie de geste de l'expert, nous créons les forces tangentielles virtuelles qui augmentent rapidement si l'expert médical déplace sa main trop rapidement, parce que le robot esclave aura ses propres limites. L'expert médical sent la force exercée sur le patient et mesurée avec un capteur, perpendiculairement.

5.1.2 Ergonomie du poste de commande adapté à la télé-échographie

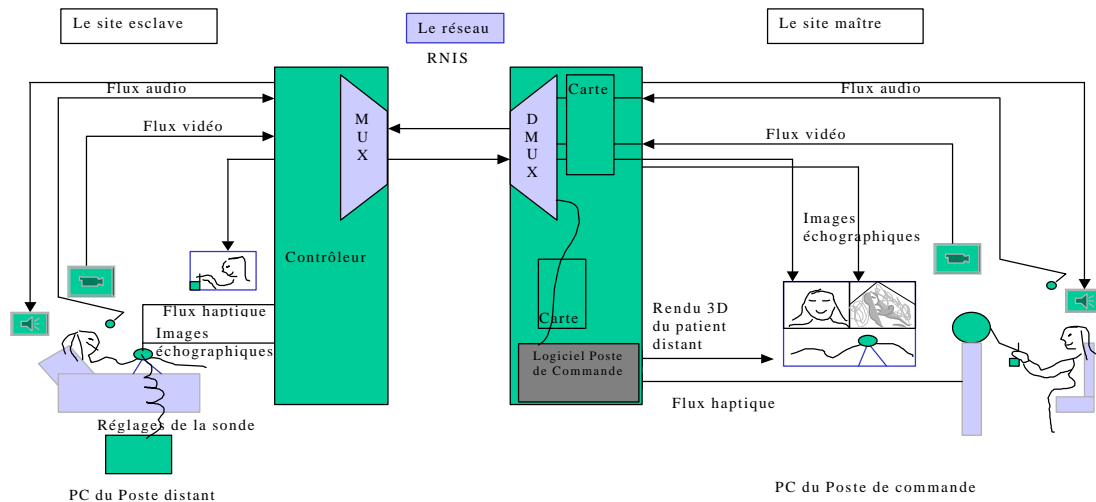
Lors d'un examen classique, l'expert médical reconstruit mentalement la forme 3D à partir de l'image échographique 2D et des informations gestuelles, de positions et de forces dans l'espace. Ce poste de commande incluant le retour d'efforts permet une prise en main ergonomique, proche de la réalité de l'examen échographique actuel. Une zone de forces est produite pour permettre de ressentir aussi normalement que possible la scène 3D. Le retour d'efforts est calculé à partir d'un modèle physique de la forme 3D virtuelle qui est touchée. Des séquences de gestes peuvent également être enregistrées pour faire une simulation, ou pour rejouer ces séquences. Nous pouvons construire ainsi des cartes gestuelles.

5.2 Vers un cabinet d'examen échographique virtuel

La qualité du diagnostic échographique dépend fortement des qualifications des opérateurs. Certains centres de santé ne disposent pas d'experts médicaux nécessaires et ne

peuvent donc pas tirer bénéfice des examens échographiques fortement spécialisés. Le but de ce projet TER est de fournir une solution fiable afin d'exécuter les examens échographiques dans des zones géographiques éloignées et pour la plus large population possible. TER est un système télé-robotique conçu et développé par un consortium français composé d'universités, d'hôpitaux et de compagnies industrielles.

figure 17 Environnement virtuel haptique pour la télé-échographie



Copyright France Telecom 1999

Après toutes les observations sur les gestes et le déroulement des examens classiques d'échographie, voir *Analyse des gestes*, page 41, le design de l'ensemble du service de télé-échographie a été fait pour gérer tous les flux audio, vidéo, images échographique, haptique. Un brevet a été déposé par France Telecom, sur le procédé et système de transmission de flux de données entre deux postes distants [Pel]. Le principe de fonctionnement du système est le suivant: un opérateur expert situé sur le site maître contrôle à distance une sonde échographique pour réaliser un examen; pour cela il déplace une réplique de la sonde, il s'agit d'une sonde factice adaptée au manche du système à retour d'efforts. Sur le site esclave, la sonde est portée par le robot TER et se déplace en fonction des consignes données par l'opérateur expert. L'image échographique acquise est transmise en temps réel par le réseau ainsi que les informations de forces du site esclave au site maîtres. L'opérateur expert dispose d'un système à retour d'efforts pour percevoir la pression qu'il exerce à distance sur le corps de son patient ou de sa patiente. Des flux vidéo et audio d'ambiance sont transmis de part et d'autre.

Sur la figure 17, les deux sites sont représentés: le site patient et le site médecin. Du côté du médecin, la station de commande haptique est développée pour donner un environnement plus réaliste et une commande plus fine de ce qui se produit à distance. Du côté patient, le robot esclave est télécommandé par l'expert médical, qui manipule sa sonde virtuelle par l'intermédiaire du transducteur gestuel à retour d'efforts. Patient et médecin peuvent communiquer par audio ou par vidéo en utilisant le réseau de télécommunication Numéris. L'expert médical peut également contrôler à distance la vraie sonde posée sur l'abdomen du patient: par l'intermédiaire du dispositif haptique, qui est l'appareil desktop de SensAble, l'expert contrôle la sonde éloignée avec une perception de proprioception, et les images échographiques sont synchronisées avec son geste. Comme la boucle haptique du transducteur gestuel à retour d'efforts est de 1KHz en restitution: un modèle local de l'abdomen du patient est employé localement pour poser le geste. En effet, le réseau de télé-communication ne peut pas restituer un signal bidirectionnel à une telle cadence. Puis, lorsque l'examen est terminé: les connexions Numéris sont fermées.

Le laboratoire TIMC (Techniques en imagerie, modélisation et cognition) a proposé une architecture originale, ayant fait l'objet de deux dépôts de brevets [Cin a] et [Cin b], pour la réalisation du robot esclave afin de privilégier la sécurité et la légèreté du système. Le robot porte-sonde est un robot parallèle découplé, composée de deux structures parallèles indépendantes utilisant des muscles artificiels McKibben [Tondu] comme actionneurs. Ce robot est équipé d'un détecteur de force qui permet de contrôler la force exercée dans l'axe de la sonde, et de cette façon l'expert distant va ressentir la force sur sa sonde virtuelle. Une des spécificités de cette application clinique vient de ce que l'opérateur ferme la boucle de contrôle. Le robot peut ainsi être moins précis puisque l'opérateur corrigera la position de la sonde échographique sur la base des informations qui lui sont envoyées en temps réel. Le toucher 3D permet une modélisation et un design 3D conceptuel. Il permet aussi une manipulation 3D réaliste puisque le retour d'efforts donne l'information nécessaire au sens kinesthésique de la main. La valeur du geste médical est une des raisons principales amenant à l'utilisation d'une interface haptique. Du côté du médecin, une station de commande haptique est développée pour donner un environnement plus réaliste et une commande plus fine de ce qui se passe au distant, et du côté de la patiente, le robot porte-sonde est contrôlé à distance par le médecin expert manipulant une sonde virtuelle via le robot à retour d'efforts.

5.3 Conclusion

Un environnement virtuel haptique pour la télé-échographie permettra à l'expert médical une adaptation plus rapide et surtout une immersion facilitée dans ce que l'on peut appeler un cabinet d'examen échographique virtuel. L'opérateur expert ferme la boucle de contrôle grâce à des informations audio-visuelles et aussi de proprioception. Cette architecture du télé-geste est développée initialement pour permettre de télé-opérer un robot porte-sonde échographique à distance par un expert médical pour des applications obstétriques, mais les applications envisagées sont très vastes comme par exemple pour les examens du cœur en cardiologie, ou de la cuisse en angiologie.

Chapitre 6

Le réseau de télécommunication pour la télé-échographie

Ce chapitre aborde les différents réseaux de télécommunications qui ont été testés pour le télé geste, afin d'évaluer les réseaux les plus appropriés à ces expériences, et aussi de montrer les arguments qui ont amenés à choisir le réseau Numéris dans un premier temps. La problématique du codage du geste en réseau est abordée au Chapitre 8.

6.1 Les premiers essais de télé gestes sur IP

Le télé-geste est l'accomplissement d'un geste à distance. Pour atteindre une bonne perception sensorielle de la scène éloignée, il est nécessaire de créer un flux spécifique pour les données haptiques: position, orientations, et retour d'efforts. Ce flux haptique présente intrinsèquement une caractéristique bi-directionnelle. Sa qualité dépend extrêmement du temps de latence du réseau de télécommunication, voir le Chapitre 8. Les maquettes suivantes que j'ai écrites en langage JAVA ou en langage C++, fonctionnent sur le réseau LAN, avec le protocole UDP/IP, asynchrone, sans garantie de la réception de message. Le temps d'aller-retour des messages est inférieur à 10ms.

6.1.1 Quelques acronymes

LAN Local Area Network
UDP User Datagram Protocol
IP Internet Protocol

6.1.2 Le protocole UDP

Le protocole UDP permet un échange de messages sans accusé-réception, ce qui améliore les performances. Ces maquettes ont aussi été programmées avec le protocole TCP (Transmission Control Protocol) qui permet un échange de messages avec accusé-réception, mais les résultats obtenus n'ont pas été satisfaisants. Le maquetage d'applications gestuelles en réseau grâce au langage JAVA permet des résultats démonstratifs rapides, et rassure sur la faisabilité du geste en réseau LAN via le protocole UDP, en écartant le protocole TCP. Cependant, ce langage possède des inconvénients pour les applications de télé-geste par rapport au langage C++ qui autorise notamment l'utilisation de pointeurs et évite des copies de valeurs.

Ces maquettes utilisent le réseau local LAN avec le protocole UDP/IP.

Du côté du poste client, il faut:

- initialiser le client pour le connecter au serveur
- créer une socket
- envoyer des messages à la cadence de la période d'échantillonnage
- recevoir des messages au moins à la cadence de la période d'échantillonnage

Du côté du poste serveur, il faut:

- initialiser le serveur : il se met en attente
- créer une socket
- envoyer des messages à la cadence de la période d'échantillonnage
- recevoir des messages au moins à la cadence de la période d'échantillonnage

Cette période d'échantillonnage peut être par exemple de 500, 100, 10 ms. Pour le jeu des épées, la période d'échantillonnage était 10ms. Le codage prédictif de la commande était d'ordre 1, et le signal était lissé, voir Chapitre 8. Le réseau utilisé n'est pas un réseau fiable et des messages peuvent être détruits. C'est également un réseau asynchrone. Dans notre expérience le temps d'attente était en général inférieur à 10ms, voir le rapport d'émission page 68. Ainsi, les résultats étaient très réalistes.

6.1.3 La télé-écriture

La base de cette maquette est en réalité deux sphères haptiques, visibles aussi graphiquement. L'une représente la position du point haptique distant, et l'autre représente la

position du point haptique locale. On utilise deux périphériques haptique. Sur l'un des périphériques à retour d'efforts Desktop de chez SensAble, on dispose un stylo, et grâce à l'autre périphérique haptique: on écrit à distance. La télé-écriture est rendue possible lorsque les deux sphères s'attirent, voir la figure 18.

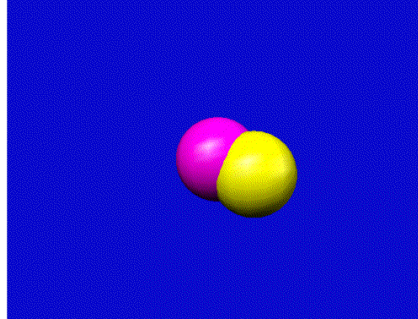


figure 18 Interface de l'application dite des aimants

Le résultat obtenu, grâce à cette maquette et sur réseau LAN (Local Area Network), montre que la télé écriture est tout à fait possible. Cette expérience a montré des voies de développement d'interface haptique destinée aux non-voyants et mal-voyants, voir Annexe B.

6.1.4 L'escrime

La maquette d'escrime consiste en deux personnages statiques dont le bras bouge de façon à combattre l'adversaire par l'épée. Cette maquette consiste en un calcul de l'intersection dans l'espace de deux segments de droite représentant les deux épées: celle distante et celle locale. Le point haptique est situé au niveau de la main du personnage tenant l'épée, voir la figure 19.

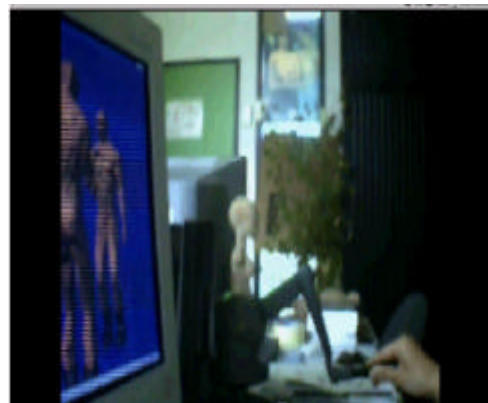
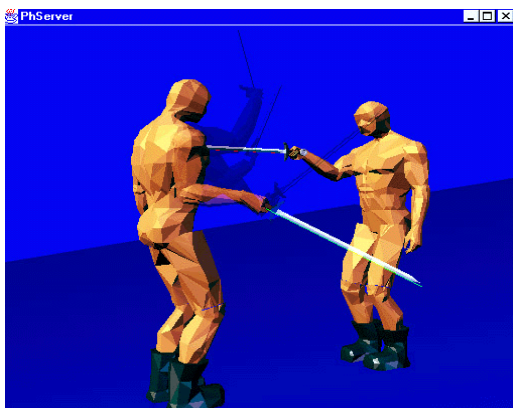


figure 19 Interface du jeu d'escrime (à gauche) - joueur en pleine action (à droite)

Le résultat, obtenu grâce à cette maquette et sur LAN, est jouable en terme de rendu haptique et d'agilité gestuelle, voir [Gue 01]. Le côté univers 3D et décors reste à faire.

6.1.5 La télé échographie

L'interface est la même que celle mise en place pour le réseau Numéris, voir la figure 21, seule l'interface de communication et le réseau utilisé change. Cette expérience utilise une transmission des données sur le LAN et un protocole UDP/IP qui donne des résultats nettement plus satisfaisants et acceptables pour une synthèse du geste. Lors des expériences de télé-palpation ou de télé-calibrage de la patiente virtuelle des données statistiques sont stockées afin de quantifier la qualité de l'échange haptique. Voici deux rapports d'émission-réception:

DATE: 16:49 04/12/01

=====RAPPORT D'EMISSION RECEPTION=====

Nombre de tentatives de réceptions: 19203

Nombre de réceptions réussies: 18790

Pourcentage de réceptions réussies: 97.849294

Nombre de tentatives d'envois: 19204

Nombre d'envois réussis: 19204

Pourcentage d'envois réussis: 100.000000

Durée de l'échange: 19203

Durée moyenne pour un envoi réussi: 1.000000

Durée moyenne pour une réception réussie: 1.02197971

10:19 19/12/01

=====RAPPORT D'EMISSION RECEPTION=====

Nombre de tentatives de réceptions: 117002

Nombre de réceptions réussies: 110089

Pourcentage de réceptions réussies: 94.091554

Nombre de tentatives d'envois: 117003

Nombre d'envois réussis: 117003

Pourcentage d'envois réussis: 100.000000

Durée de l'échange: 117002

Durée moyenne pour un envoi réussi: 1.000000

Durée moyenne pour une réception réussie: 1.062795

Sur réseau LAN la qualité de transmission permet des échanges réussis quasiment au rythme de la milli-seconde. La qualité du télé geste est excellente. La perte de messages ou non réception de message sur le réseau LAN avec le protocole UDP/IP excède rarement 10% des messages (voir les résultats de rapport d'émission-réception ci-dessus), mais d'un point de vue sécurité, nous allons choisir pour la télé-échographie le réseau Numéris qui garantit l'envoi/réception de messages et de manière synchronisée.

6.2 Le réseau Numéris

Le premier essai de télé-transmission de geste et d'image sur réseau RNIS a montré ses limites: l'utilisation des cartes ZYDACRON et du protocole H320 (visiophonie sur Numéris) a

entraîné des temps de transfert élevés, et donc incompatibles avec les nécessités du projet (400 à 700 ms pour un aller-retour de paquet).

Il a donc fallu s'orienter vers une autre solution matérielle : le choix des cartes RNIS GAZEL-SERVER est surtout le choix de l'interface de programmation CAPI. Cette interface spécifique RNIS est une interface bas-niveau, entre les niveaux 3 et 4 du modèle OSI - voir Annexe C “ Le réseau de télécommunication: à propos de Numéris, du modèle OSI”, page 175. Ce choix permet de limiter le nombre de couches logicielles entre l'application en elle-même et le réseau. Les expériences permettant de tester les premiers échanges d'agilité gestuelle par l'intermédiaire du réseau Numéris se déroulent de la manière suivante:

- appeler
- initialisation de la scène haptique
- initialisation du module d'échange de données
- envoi de la commande en position dans un message
- réception du message de la patiente virtuelle éloignée
- arrêt de la scène haptique
- arrêt du module d'échange de données
- raccrocher

Ces expériences peuvent se dérouler à de diverses cadences: 500, 100, 10 ms.

tableau 20 Résultats des expériences de télé geste sur Numéris avec un codage prédictif du geste d'ordre 0

Période d'échantillonnage	10 ms	100 ms	250 ms	500 ms
Fréquence	100Hz	10Hz	4Hz	2Hz
Rendu haptique	très bon	bon	quelques vibrations	quelques vibrations et oscillations
Contrôle	naturel	réduit en terme de vitesse du geste	difficile	très difficile
Conclusion	très réaliste	réaliste pour des gestes lents	nécessité d'extrapolateurs gestuels plus fins	nécessité d'extrapolateurs gestuels plus fins

Les expériences ont été faites premièrement sur une patiente virtuelle et ensuite avec le robot TER. Elles ont permis de valider les gestes médicaux sur la patiente virtuelle:

- Bristol – UK (système maître – expert médical) vers Meylan – France (système esclave – patiente virtuelle)
- Paris (système maître – expert médical) vers Meylan – France (système esclave – patiente virtuelle)
- Meylan – France (système maître – expert médical) via Meylan – France (système esclave – patiente virtuelle)

Elles ont permis de valider le calibrage statique, voir le Chapitre 9:

- Bristol – UK (système maître – expert médical) vers Meylan – France (système esclave – patiente virtuelle)
- Meylan – France (système maître – expert médical) via Meylan – France (système esclave – patiente virtuelle)

Et enfin l'application au robot TER pour la validation médicale a pu être mise en place, en commençant tout d'abord par un phantom médical (prêté par Kohji Masuda) pour commencer les expériences sans risquer de blesser quelqu'un, puis ensuite avec un patient volontaire. Un phantom médical permet de réaliser des examens médicaux sur des manequins. Dans notre cas, il s'agit d'un cube de silicon ou autres matériaux laissant passer les ultrasons, et remplie d'éléments échogènes pour simuler un réseau de veines, artères dans le cas du phantom médical prêté par Kohji Masuda.

- Meylan – France (système maître – expert médical) via Grenoble (système esclave –vrai patient ou phantom médical)

6.2.1 Expériences utilisant la patiente virtuelle

Le premier prototype de télé-échographie sur Numéris, utilisant une patiente virtuelle a été testé entre Bristol en Angleterre, où le système de commande haptique était mis en place, et Grenoble en France, où la patiente virtuelle était installée. Pendant cette expérience le temps de latence du réseau était de 78 ms. La qualité du geste était correcte pour des gestes lents. Quelques oscillations sont apparues, mais le rendu haptique était bon.

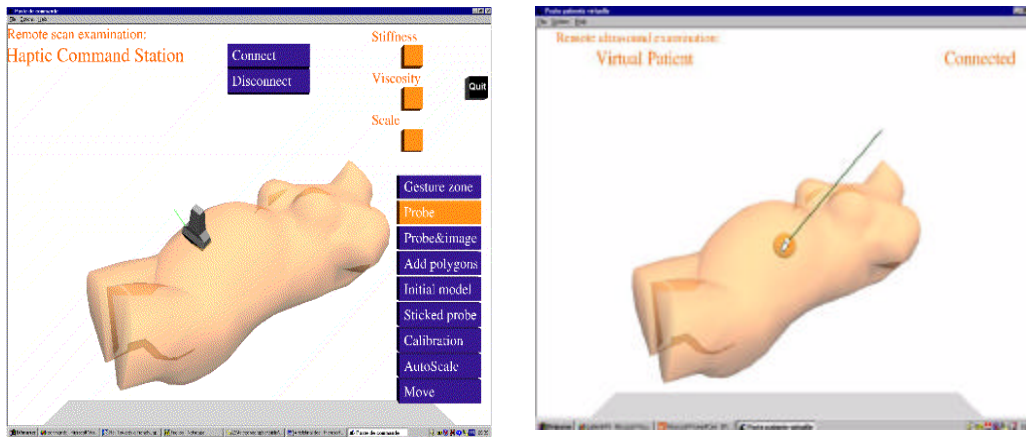


figure 21 Interfaces du poste de commande et de la patiente virtuelle en mode connecté

Résultats du prototype de télé-échographie manipulant des patientes virtuelles:

- les gestes lents sans limite dans les rotations et les translations
- utilisation facile et le sentiment d'immersion dans l'interface de commande
- les gestes traditionnels sont possibles
- présences d'oscillations dues au temps de latence du réseau

6.2.2 Expériences utilisant le prototype robotique TER

L'absence de capteur de force sur la sonde du prototype robotique TER a fait que l'étude de la gestuelle avec retour d'efforts s'est principalement faite grâce aux expériences sur la patiente virtuelle. Cela dit le prototype robotique TER permet de constater que le poste de commande haptique s'adapte parfaitement au contrôle à distance d'un vrai robot et que le contrôle en translation et en rotation de la sonde distante est facilité par un tel poste de commande. En effet, l'espace haptique de commande peut être adapté pour contrôler dans les meilleures conditions possibles la sonde distante. Dans ce cadre d'expérience, la pression appliquée réellement à distance n'est pas connue mais elle est approchée localement par un modèle local simple. Les données reçues, de translations X, Y et Z, seront utilisées pour régler et améliorer le contrôle proprioceptif comme pour:

- la vitesse de déplacement de la sonde distance
- le passage en mode de pause et de reprise de l'examen
- la délimitation haptique de l'espace «zone de gestes»

Ainsi, la prise en main du périphérique se passe avec un rendu proprioceptif proche de celui rencontré lors de l'examen classique.



figure 22 A gauche - le Docteur Marc Althuser manipulant le système à retour d'efforts adapté avec une sonde factice - à droite - le patient subissant un examen du foie

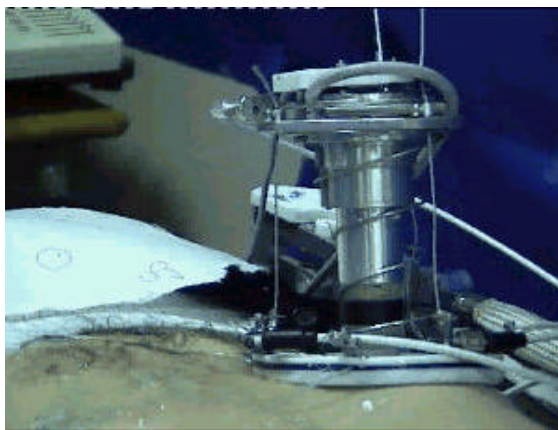


figure 23 A gauche - le robot Ter - à droite - photographie de l'image échographique

Le docteur Marc Althuser du CHU de Grenoble a expérimenté pour la première fois, le prototype de service de télé-échographie sur un volontaire sain, au lieu d'un phantom médical destiné d'ordinaire aux étudiants et aux tests des appareils d'échographies. Lors de cette expérience: le docteur se trouve à Meylan, dans le laboratoire de télé-médecine du centre de recherche de France Telecom R&D. Il contrôle à distance la vraie sonde échographique posée sur l'abdomen du patient situé dans le laboratoire TIMC à Grenoble. Le patient a une vraie sonde sur l'abdomen et le robot TER suit les instructions provenant de l'expert médical distant, voir figure 22 à droite. Ses propres informations de positions sont renvoyées vers le poste maître. Le médecin peut percevoir simultanément: les images échographiques, en haut à droite de son écran de contrôle qu'il synchronise naturellement avec ses gestes - rotations, translations - via le système à retour d'efforts, figure 22 à gauche. Le médecin peut dialoguer directement avec le patient par audio-conférence, notamment pour lui demander d'arrêter de respirer quelques instants.

Dans cette expérience, le prototype de service de télé-échographie utilise deux lignes Numéris pour la visio-conférence et le transport des images échographiques, ainsi qu'une ligne Numéris pour le flux haptique.

6.3 Conclusion

Les expériences menées sur la transmission des données haptiques sur le réseau de Numéris et également sur LAN (réseau local) en utilisant le protocole UDP/IP apportent des résultats encourageants. Elles montrent que le geste peut être transporté avec l'aide de filtrage ad-hoc, par le réseau Numéris, ou sur IP. L'utilisation du réseau Numéris garantit la réception des messages de manière synchronisée. D'un point de vue sécurité, le réseau Numéris présente donc des avantages pour un service tel que la télé-échographie.

PARTIE 2

MODÉLISATION ET MISE EN ŒUVRE

Introduction

Cette partie aborde la modélisation de la patiente distante ainsi que la mise en œuvre du télé-geste. Comme nous l'avons vu précédemment, le toucher 3D autorise une modélisation conceptuelle et il procure une prise en main et une manipulation 3D réaliste pour notre sens du toucher. Lors d'un examen classique, l'expert médical reconstruit mentalement la troisième dimension à partir des images échographiques 2D et aussi des informations gestuelles: positions, et pression, données par la manipulation de la sonde sur le ventre de la patiente. Dans cette partie, on montre comment modéliser la patiente, transmettre les données haptiques à travers le réseau et aussi comment utiliser les données haptiques pour améliorer le service. Le poste de commande et le retour d'efforts procurent ainsi une prise en main ergonomique, proche de la réalité de l'examen classique. Ce poste est adapté au contrôle de la sonde distante. Le poste de commande haptique pour la télé échographie est principalement basé sur l'analyse du geste médical, les calculs de retour d'efforts, et le modèle géométrique et mécanique de la patiente distante. Les contraintes sont principalement le temps réel, et la modélisation géométrique.

Chapitre 7

Le modèle local, la force et les déformations

Les professionnels de la santé peuvent bénéficier dans un premier temps d'un apprentissage virtuel des situations médicales tout en éprouvant la vue réelle, et ressentant des sensations. En utilisant l'infographie à trois dimensions, et un retour tactile de pointe, ces simulations médicales reproduisent la vraie expérience. D'autres domaines médicaux utilisent déjà ces possibilités de réalités virtuelles, notamment pour la laparoscopie [Imm url], la chirurgie du genou [Zhu 99] (Chapitre 2).

Le modèle local de la patiente virtuelle servira donc dans une première phase à l'apprentissage du geste médical dans l'environnement virtuel. Dans un second temps, en mode connecté, il servira aussi de base de calcul. Le modèle de la patiente virtuelle est alors basé sur celui de la patiente distante et sur les informations de déplacement de la sonde distante ainsi que sur les informations mécaniques qui sont transmises au rythme du réseau.

Le toucher de sommets est suffisant lors de la sélection d'un ou plusieurs sommets dans le but de déplacer ces sommets sous le geste. Le toucher d'un polygone autorise un toucher de bonne qualité. Il est adapté notamment à la sélection de zone de geste, mais aussi pour des gestes de localisation. Le toucher sur plusieurs polygones est légèrement plus précis et confortable que le premier et il permet une perception plus précise de l'objet touché.

Le retour d'efforts est calculé à partir du modèle mécanique de la patiente virtuelle touchée. Le point matériel est lourd, élastique et visqueux. L'état du point matériel est gouverné par les équations de la mécanique. Les objets de la scène haptique, 3D sont flexibles, déformables et leurs caractéristiques mécaniques sont paramétrables: viscosité, raideur, et masse. Trois voies principales de rendu haptique ont été mises au point pour la perception d'un objet polygonal. La première est un calcul du retour d'efforts basé sur les sommets. La seconde permet un retour d'efforts basé sur le polygone le plus près du point haptique et potentiellement en contact. La troisième approche dérive de la première et prend en compte le voisinage du polygone en contact avec le point haptique G , lors du calcul du retour d'efforts.

Dans ce chapitre, les différentes étapes ayant amené aux choix de la modélisation du modèle local, du calcul de forces et des déformations vont être exposées. Le modèle géométrique de la patiente est codé avec des polygones. Le maillage peut être interpolé par un ensemble de points pris sur la patiente distante. Le maillage peut aussi être créé à l'aide d'un outil haptique sphérique poussant les sommets afin de créer les formes de la grossesse aux différents stades. A ce stade le modèle mécanique est uniforme sur le maillage ainsi obtenu.

Une fois que le modèle virtuel de la patiente est créé, une zone de gestes peut être dessinée pour aider le praticien lors de son examen. Le ventre de la patiente bouge sous les effets du geste et de la force virtuellement calculée. C'est aussi dans ce chapitre que le mode de calcul de cette force est abordé: son intensité, sa direction perçue via le système à retour d'efforts, ainsi que les déformations du maillage sous le geste.

7.1 Le modèle local de la patiente distante

L'expert a besoin d'un modèle réaliste de la patiente distante. Particulièrement pour la partie du corps sur laquelle l'examen est pratiqué: l'abdomen par exemple, dans le cas d'un examen échographique obstétrical. Le rafraîchissement graphique du modèle de la patiente distante s'effectue avec une périodicité T . Cette période dépend des caractéristiques de l'écran. Au minimum 24 images par seconde sont nécessaires pour obtenir un rendu fluide.

7.1.1 La modélisation mécanique

Pour la modélisation mécanique du corps distant, il est suffisant de générer des champs de forces permettant au praticien de poser le geste de la manière la plus réaliste. C'est la modélisation géométrique 3D temps réel qui donne l'indication sur la position du geste [Mah

99]. Le retour d'efforts est calculé en fonction de la déformation géométrique suivant un modèle géométrique simplifié et uniforme.

La mécanique sous le geste c'est les notions suivantes: l'inertie, la viscosité, la raideur, forces de frottements, chocs, vibrations... La raideur sert à simuler un comportement élastique. La viscosité d'un milieu s'oppose au mouvement des corps qui s'y déplacent. Elle se modélise par un coefficient positif qui agit dans la direction opposée de la vitesse. La viscosité permet aussi de freiner le geste et lors de la transmission du geste certains à coups dus à une trop grande vitesse seront évités. La déformation du modèle géométrique et le retour d'efforts sont calculés en fonction du modèle mécanique de la patiente virtuelle touchée. L'état du point matériel est gouverné par les équations de la mécanique. Les objets de la scène haptique, 3D sont flexibles, déformables et les caractéristiques mécaniques sont paramétrables en terme de viscosité, raideur, et masse.

Un modèle mécanique de la membrane du ventre a déjà été étudié en s'appuyant sur les travaux de la sculpture virtuelle 3D [Gue 98] et sur les travaux de B.Hennion.

Le modèle mécanique est basé sur l'équation de la mécanique simple. Le point matériel est pesant, élastique et visqueux; il est soumis à une force \vec{f} .

Equation 24 Le modèle mécanique

Soit m la masse, soit λ le coefficient de viscosité, soit k le coefficient de raideur

$$\vec{f} = m\vec{g}$$

$$\vec{f} = m\ddot{x} - \lambda\dot{x} - kx$$

L'état du point matériel X est régi par l'équation d'évolution mécanique.

Propriété 25 Etat du point matériel X

$$X \equiv \begin{pmatrix} x \\ x' \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} \ddot{x} \\ \dot{x}' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\lambda}{m} & \frac{k}{m} \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x' \\ x \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{1}{m} & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} f \\ 0 \end{pmatrix}$$

7.1.2 Le maillage

Le maillage est défini comme le recouvrement par un ensemble d'éléments géométriques simples (triangles, quadrangles,...) d'un domaine dans le plan ou l'espace. On dispose d'un nombre considérable de techniques différentes décrivant des maillages intéressants et pertinents : techniques optimales (Delaunay, ...), techniques heuristiques (ajouts de points de Steiner, flipping, ...), techniques propres à la géométrie du domaine.

Le modèle géométrique 3D de la patiente distante est codé par un maillage polygonal. Il s'agit d'un choix de codage de forme, voir [Boi 95], [Far 92], et [Hos 93], basé principalement sur la large utilisation du maillage polygonal dans les applications, ainsi que pour les cartes graphiques. La construction du maillage peut être obtenue de différentes manières, soit par interpolation d'un nuage de points mesurés à distance sur la patiente, soit par télé-calibrage et basé sur un modèle déjà établi. Nous supposons ici que le maillage de l'abdomen de la patiente est convexe.

7.2 Le rendu haptique

Dans la première phase de la mise en place de la télé échographie, le poste de commande a été conçu sans envoyer de données à travers le réseau. Dans ce poste en local, un modèle géométrique et mécanique de la patiente a été développé. Le modèle géométrique de la patiente est codé par des sommets et des polygones, et le maillage se déforme sous le geste.

Le " toucher fin ", c'est la notion du toucher de formes libres. Plusieurs approches ont été étudiées.

Le toucher des sommets repose sur le calcul de la position d'un point haptique par rapport à une sélection de points : cette approche considère une sphère de rayon "rayonSphere" , les sommets de l'objet que l'on stocke dans un tableau: `vertices[]` et le point haptique: `point G`. Lorsque la sphère centrée sur le point haptique entre en contact avec un ou plusieurs sommets, une force de contre réaction est calculée proportionnelle au nombre de sommets touchés, et les sommets bougent sous le geste. Si le diamètre de la sphère est inférieur à la distance séparant deux sommets alors l'utilisateur à l'impression de ressentir un trou. Une zone de forces est ainsi créée, et produit une perception de la scène 3D assez réaliste si le diamètre de la sphère est bien choisi.

Le retour d'efforts est localisé sur les sommets du modèle géométrique 3D. L'interface haptique du robot PHANTOM peut seulement produire un vecteur de force localisé sur un seul point. Nous appelons la représentation virtuelle de ce point qui est manipulé par les experts médicaux: le point haptique, ou point G.

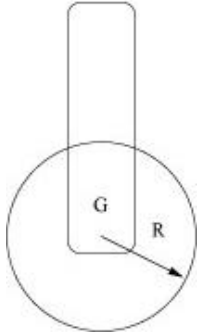


figure 26 Le capteur virtuel

Le capteur virtuel a le point haptique comme centre, et un rayon de courbure R, voir la figure 26. Le rayon du capteur doit être plus grand que la distance la plus courte entre 2 sommets du maillage.

Dans cette approche, le point haptique est en contact avec le maillage, si au moins un sommet est à l'intérieur du capteur virtuel. Le retour d'efforts est calculé quand le point haptique est en contact avec le maillage.

On appelle l'ensemble des sommets du maillage W. Quand le point haptique est en dehors du maillage 3D, le retour d'efforts est nul. Si le point haptique est à l'intérieur du maillage: une force est calculée pour rétroagir la boucle haptique.

Pour chaque sommet V appartenant à l'ensemble W_c de sommets du maillage, et qui sont en contact avec le capteur, alors la force \vec{F}_V est calculée comme suit:

$$\vec{F}_V = -\vec{GV} \cdot \left\langle \frac{1}{\|\vec{GV}\|} - \frac{1}{R} \right\rangle \cdot T \quad \text{Définition 27}$$

avec le point haptique G différent du sommet V, R le rayon du capteur virtuel, et T la valeur de l'intensité de force maximale.

La force totale résultante du geste pour le toucher de sommets est la somme de toutes les forces des sommets touchés:

$$\vec{F} = \sum_{v \in W} \vec{F}_v \quad \text{Définition 28}$$

Cette force est ressentie par l'utilisateur via le manche du robot phantom, à une cadence de la milli-seconde, ce qui correspond à la boucle haptique du kilo Hertz.

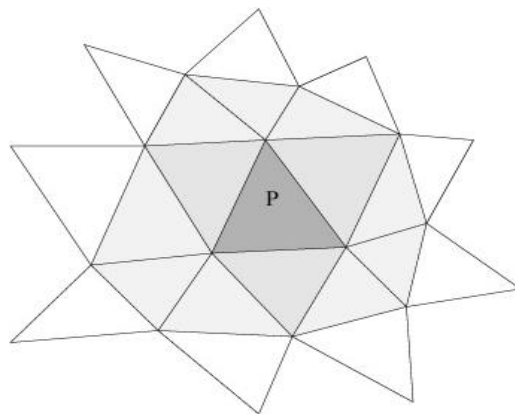
Le rendu haptique sur les sommets d'un maillage est une bonne approche pour obtenir un algorithme très rapide et peu coûteux pour le calcul de retour d'efforts, pour le sens du toucher. Il tient compte des proportions du capteur, c'est à dire: son rayon de courbure. Pour cette approche, le rayon du capteur doit être plus grand que la distance la plus courte entre deux sommets de l'ensemble des sommets du maillage W. L'intensité de la force rendue dépend du nombre de sommets inclus dans le capteur virtuel pendant le contact avec le maillage.

Le toucher des facettes est basée sur le calcul de la position du point haptique, noté point G, par rapport à une sélection de facettes de l'objet à toucher - lorsque le produit scalaire change de signe le point G traverse la facette. Cette approche pose quelques problèmes si l'on considère la continuité de la force. Cette force doit être continue lorsque l'utilisateur fait glisser le manche le long de la surface de l'objet et que la projection du point haptique change de facette.

L'algorithme de "toucher facettes" a été proposé par Bernard Hennion. Le retour d'efforts est calculé selon le polygone le plus proche de la position du capteur virtuel. Le rendu haptique d'un objet polygonal permet des calculs de retour d'efforts plus précis. Cet algorithme est plus complexe que pour le rendu haptique des sommets. Il est limité par la complexité de la géométrie. La puissance croissante des ordinateurs permettra une géométrie de plus en plus complexe et un rendu plus précis du geste.

L'algorithme de "toucher facettes" a été amélioré pour la télé-échographie en prenant en compte le voisinage de la facette en contact. Cet algorithme permet le calcul d'une force supplémentaire qui prend en compte le voisinage du polygone en contact P_c avec le point haptique G. Dans cet algorithme, le voisinage du polygone en contact est traité afin de participer aux retours d'efforts. La notion de voisinage lors du calcul des forces permet un calcul basé sur la forme de la sonde échographique utilisée : circulaire, ou obstétricale c'est à dire ovale.

figure 29 Identification du voisinage du polygone en contact P_c



La notion du voisinage influe sur la qualité du toucher et la perception d'ensemble. Cette définition dépend du type d'examen échographique car elle dépend de la sonde utilisée par le praticien et donc de la surface en contact. Ce voisinage est donc paramétrable selon l'examen et possède une définition par défaut. Pour la télé-échographie, nous définissons par défaut le voisinage d'un polygone de P (voir la figure 29) comme suit:

- le premier anneau est l'ensemble de polygones ayant un côté en commun avec P,
- le deuxième anneau se compose: d'abord par les polygones ayant un sommet en commun avec P, et deuxièmement par les polygones ayant un côté en commun avec un des polygones du premier anneau,
- le troisième anneau est composé des polygones un côté en commun avec un des polygones du deuxième anneau.

Dans cet exemple de voisinage, la sonde utilisée comme modèle est celle fixée sur le robot porte sonde TER et qui est de forme circulaire. L'algorithme de toucher de facettes ainsi que celui prenant en compte le voisinage de la facette en contact font l'objet d'un dépôt de brevet par France Telecom [Hen a].

Une autre approche, développée par Sensable, est basée sur les Voxels : chaque voxel comporte deux états l'état 0 : absence de matière et l'état 1 : présence de matière. l'inconvénient de cette méthode est que le nombre de voxel est très vite limité par la taille de la mémoire facteur n^3 . Pour un cube de 10^3 voxels d'arrête, équivaut à 10^9 voxels, et cela reste pourtant une résolution très moyenne pour une forme libre.

7.3 Modélisation des frottements

La mise en place des frottements tangentiels dans le modèle permet à l'utilisateur de ressentir de manière réaliste certains frottements notamment lors du mouvement de becquet, voir les *Résultats d'observations*, page 43. En effet dans un examen tel que l'échographie la présence du gel favorisant la pénétration des ultrasons, supprime en grande partie toute perception de frottement. Néanmoins, il y a la possibilité de paramétrer le coefficient de friction statique du modèle, afin que lorsque cela apparait nécessaire il y ait un rendu haptique fidèle. Le coefficient de friction statique est paramétrable suivant le modèle mécanique qui doit être simulé.

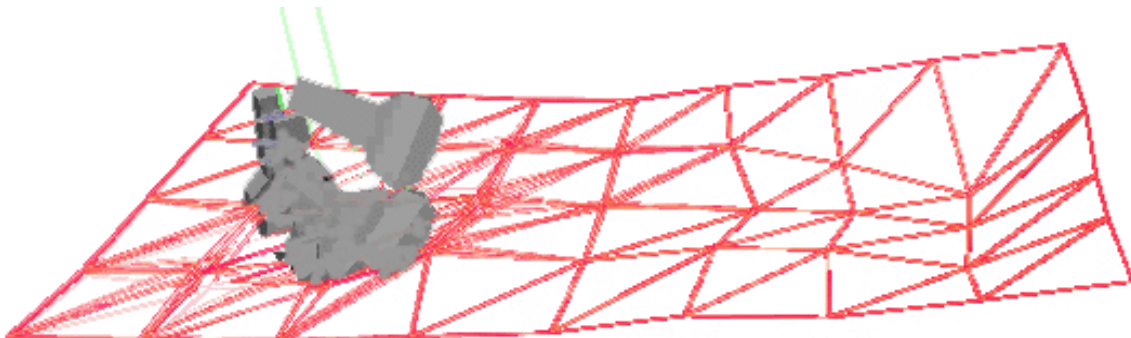


figure 30 Simulation du mouvement de becquet

Algorithme des frottements

Soit $cFriction$ le coefficient de friction statique, il est par défaut égal à 2, soit F la force calculée au point de contact, soit G la position dans l'espace du point haptique, et soit G_{prec} la position précédente du point haptique dans l'espace.

$$\left[\text{Si } \|F\| < cFriction \times \|G_{prec} - G\| \text{ alors } F = F - cFriction \times \frac{G - G_{prec}}{\|G - G_{prec}\|} \right]$$

*/*cFriction est le coefficient de friction statique, il est par défaut égal à 2.*

```
val est la position dans l'espace du point haptique
valPrec est la position précédente du point haptique*/
if(cursor_force.norm() < cFriction * ((gstVector)(val - valPrec)).norm())
    cursor_force -= cFriction * (val - valPrec);
```

7.4 Déformation du modèle

Lors de la construction du modèle géométrique, on calcule pour chaque sommet sa normale : il s'agit de la somme des normales des faces dont le sommet fait partie, on peut appeler cette normale la normale au sommet ou de Gouraud, voir Définition 33. Lorsqu'il y a contact avec le maillage, on calcule la distance entre le point haptique G et le sommet le plus proche; on note cette distance dc . Soit H le projeté du point haptique sur le polygone en contact (A, B, C) .

On connaît le déterminant des vecteurs $\text{vect}(AB)$ et $\text{vect}(AC)$, et soit D tel que:

Définition 31

$$D = (\vec{AB}, \vec{AC})[i], i = 0, 1, 2$$

D est calculé avec la valeur de i suivante:

$$i = 0, \text{ si } D[0] \neq 0$$

$$i = 1, \text{ si } D[0] = 0, \text{ et si } D[1] \neq 0$$

$$i = 2, \text{ si } D[0] = 0, \text{ si } D[1] = 0, \text{ et si } D[2] \neq 0$$

On calcule les coefficients barycentriques α, β, γ , comme suit:

Définition 32

$$\alpha = 1 - \beta - \gamma, \beta = \frac{\det(\vec{AH}, \vec{AC})[i]}{D}, \gamma = \frac{\det(\vec{AB}, \vec{AH})[i]}{D}$$

Si le point H appartient au polygone (A, B, C), alors H est tel que: $H = \alpha.A + \beta.B + \gamma.C$, avec $\alpha + \beta + \gamma = 1$, et α, β, γ , positifs ou nuls.

La normale de Gouraud d'un sommet V est la moyenne des normales des polygones avec V comme sommet:

Définition 33

$$\vec{n}_V = \frac{1}{p} \sum_{i=0}^{p-1} \vec{n}_i \text{ avec } p \text{ le nombre de polygones possédant } V \text{ comme sommet}$$

La déformation du modèle géométrique est paramétrée par un coefficient de raideur, que l'on note *raideur*, ainsi que par un coefficient de viscosité. La raideur sert à simuler un comportement élastique. La viscosité d'un milieu s'oppose au mouvement des corps qui s'y déplacent. Elle se modélise par un coefficient positif qui agit dans la direction opposée de la vitesse.

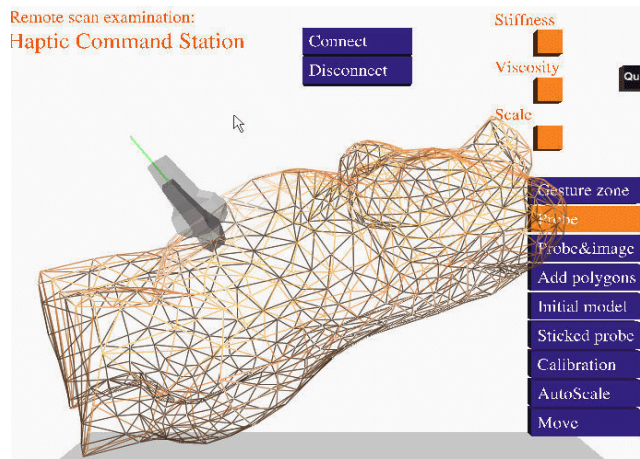


figure 34 Déformation du maillage sous le geste

Cette déformation est calculée comme suit pour chacun des sommets de la facette en contact (A,B,C), on a:

Equation 35

$$A = A - \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A, B, C)} \times \alpha}{\text{visco}}$$

$$B = B - \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A, B, C)} \times \beta}{\text{visco}}$$

$$C = C - \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A, B, C)} \times \gamma}{\text{visco}}$$

Pour les sommets appartenant au voisinage: on procède de la même manière. L'ensemble de polygones qui font partie du voisinage du polygone de contact s'appelle Γ_{P_c} . Le polygone en contact, noté P_c n'est pas inclus dans cet ensemble. Pour un polygone (A,B,C) de Γ_{P_c} , la déformation résultante pour le contact du polygone P_c est calculée comme suit:

Equation 36

$$A = \left(A - \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A,B,C)} \times \text{poids}_{(A,B,C)}}{\text{visco}} \right) \text{ où } \text{poids}_{(A,B,C)} = \frac{1}{2}, \frac{1}{3}, \frac{1}{6}$$

$$B = \left(B - \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A,B,C)} \times \text{poids}_{(A,B,C)}}{\text{visco}} \right) \text{ où } \text{poids}_{(A,B,C)} = \frac{1}{2}, \frac{1}{3}, \frac{1}{6}$$

$$C = \left(C - \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A,B,C)} \times \text{poids}_{(A,B,C)}}{\text{visco}} \right) \text{ où } \text{poids}_{(A,B,C)} = \frac{1}{2}, \frac{1}{3}, \frac{1}{6}$$

Les poids sont définis en fonction de la proximité de la face avec la face qui est en contact avec le point haptique: en fonction de son appartenance au premier, deuxième ou troisième anneau (voir la figure 29), le poids est plus faible en s'éloignant du polygone en contact.

Dans le cas où des frottements tangentiels seraient mis en œuvre, voir 7.3, la déformation du modèle peut être améliorée afin d'obtenir des résultats plus réalistes. L'ensemble de polygones qui font partie du voisinage du polygone de contact s'appelle Γ_{P_c} . Le polygone en contact P_c n'est pas inclus dans cet ensemble. Pour un polygone (A,B,C) de Γ_{P_c} , la déformation résultante pour le contact du polygone P_c est calculée grâce à l'algorithme suivant.

Algorithme de la déformation prenant en compte les forces de frottement tangentiel

Soit un V sommet du voisinage de la face en contact, $V = A, B, \text{ ou } C$, avec (A,B,C) appartient à Γ_{P_c} , soit G la position dans l'espace du point haptique, et soit Gprec la position précédente du point haptique dans l'espace.

$$\left[\begin{array}{l} \text{Si } (\|\vec{GV}\| < \|\vec{G_{prec}V}\|) \text{ alors } \left(V - = \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A,B,C)} \times \text{poids}_{(A,B,C)}}{\text{visco}} \right) \\ \text{Sinon } V + = \frac{\text{raideur} \times d_c \times \vec{n}_{(A,B,C)} \times \text{poids}_{(A,B,C)}}{\text{visco}} \text{ où } \text{poids}_{(A,B,C)} = \frac{1}{2}, \frac{1}{3}, \frac{1}{6} \end{array} \right.$$

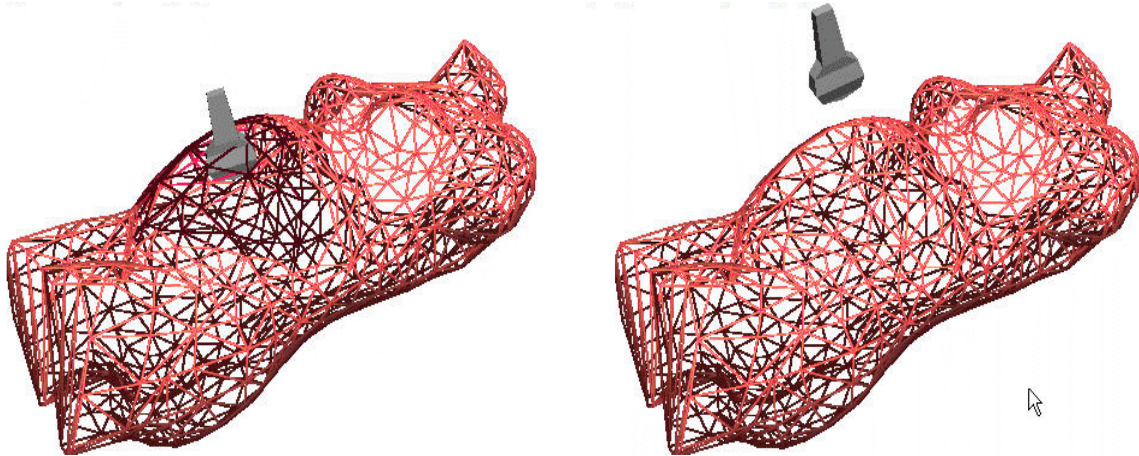


figure 37 A gauche: le maillage plus sombre est la position du maillage à l'équilibre et celui en rouge est le maillage du modèle se déformant sous le geste; à droite le maillage retrouve sa position d'équilibre.

Le retour à l'équilibre des sommets et des faces touchés se fait grâce à la mémorisation des valeurs des sommets aux moments de l'initialisation du programme et aussi à différentes étapes: lorsqu'un changement de forme est validé par exemple. Ce retour à l'équilibre ne se fait pas brutalement mais suivant une vitesse v en ms, que l'on peut régler, et qui vaut par défaut $0.002u/ms$ où u est l'unité utilisée dans l'espace de travail haptique, par exemple des centimètres (cm).

Algorithme du retour à l'équilibre

Soit A un sommet déplacé et soit A_m la position mémorisée de ce sommet

Soit v la vitesse de retour à l'équilibre par ms

Si on est en mode retour à l'équilibre, alors: $A += v \times (A_m - A)$

7.5 Les résultats

Les résultats qualitatifs des expériences sont publiés dans le tableau 38.

Le toucher sur:	des sommets	un polygone	un polygone et son voisinage
Rendu Haptique	discontinu	confortable	naturel
Utilisation	facile	très facile	très facile
But	pour la sélection de sommets	gestes	gestes fins
Conclusion	imprécis	précis	réaliste

tableau 38 Modèle local: résultats qualitatifs des expériences

Ces essais ont été réalisés en boucle locale, c'est à dire sans information venant du réseau au sujet du poste de travail de la patiente éloignée. Ces algorithmes permettent la perception de pression, voir [Led 87] et *Identification haptique d'objet (extrait de[Led 87])*, page 55. Cette perception est produite en appliquant les forces normales à une partie de l'objet: nœuds, polygones, alors qu'une force d'opposition est appliquée. Les résultats nous montrent les différences de qualité produite pour la perception. Le toucher de sommets est suffisant pour la sélection d'un ou plusieurs sommets afin de les déplacer sous le geste. Le toucher de polygone autorise une bonne qualité de contact. Il est adapté en particulier au geste de contour, mais également pour des gestes de localisation. Le toucher de polygones (polygone en contact et son voisinage) est légèrement plus précis et confortable que celui uniquement du polygone en contact. Il permet une perception plus précise de l'objet touché.

7.6 Conclusion

Les résultats obtenus avec la station de commande haptique en local pour les examens échographiques à distance permettent à l'expert médical, équipé du robot tactile, de ressentir la force en pression de manière réaliste. La plupart des sondes utilisées pour les examens échographiques peuvent être simulées en terme de rendu de toucher avec ces algorithmes.

Ce modèle géométrique et mécanique de la patiente est utilisé aussi pour simuler le prototype robotique TER distant. En effet, la patiente virtuelle distante est un bouchon logiciel (ou mock up) permettant de mettre en place des expériences, sans utiliser le prototype robotique TER. Pour cela, j'ai construit plusieurs maillages de patientes virtuelles possédant un modèle géométrique simple et sur lesquels on peut ressentir à distance ou localement les effets du déplacement de la sonde sur le maillage.

De nouvelles applications peuvent émerger de ce poste en local. Par exemple, les gestes médicaux peuvent être enregistrés afin de faire un simulateur. Avoir un environnement virtuel haptique pour le service de télé-échographie permettra une adaptation plus rapide, et plus particulièrement une immersion facilitée dans ce que nous pourrions appeler " un cabinet virtuel d'examens échographiques". L'innovation de cette commande haptique permet de préserver les perceptions des experts médicaux pour la proprioception et le geste médical qui fournissent les indications synchronisées avec les images échographiques, et permettant la reconstruction mentale de la troisième dimension.

Chapitre 8

Le codage du télé geste

Dans ce chapitre, nous présentons la mise en œuvre des solutions choisies pour vaincre les problèmes des gestes gérés en réseau.

8.1 Introduction

Le télé-geste est l'accomplissement d'un geste à distance, c'est à dire le toucher d'un objet éloigné, qui soit réel ou bien virtuel, par exemple, un corps humain, et pour sentir ses caractéristiques mécaniques, le détail de perception des os, des muscles, des tendons et des articulations qui fournissent des informations sur sa charge statique, son équilibre et le déplacement du corps dans l'espace, voir [Win 96]. Pour atteindre une bonne perception sensorielle de la scène éloignée, il est nécessaire de créer un flux spécifique pour les données haptiques: positions, orientations, et forces. Ce flux présente intrinsèquement une caractéristique bi-directionnelle. Sa qualité dépend extrêmement du temps de latence du réseau de télécommunication. Pour assurer un codage du geste, il est recommandé d'employer un objet 3D virtuel, dont il est nécessaire d'établir une représentation visuelle et haptique. Chaque scène est reproduite sur les deux sites reliés: sur la machine locale et sur la machine éloignée. La fréquence haptique du dispositif est trop haute, typiquement 1KHz, ainsi il ne serait pas possible d'effectuer un aller-retour par le réseau à une telle cadence! Sur chaque machine, il est

nécessaire d'établir une boucle locale, fonctionnant à la cadence de 1KHz, de cette boucle locale : les données sont extraites et envoyées au réseau à une cadence inférieure.

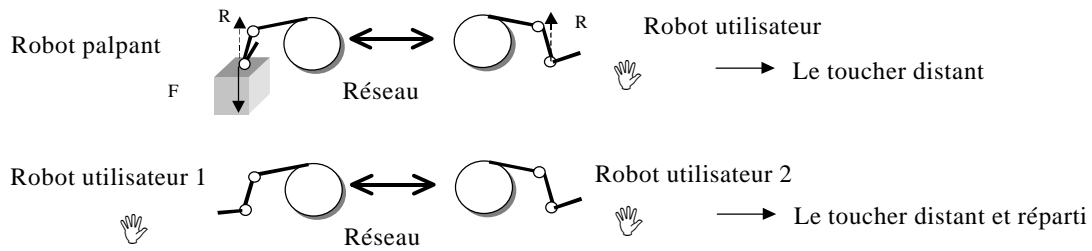


figure 39 Le toucher distant et le toucher réparti

Un robot haptique de SensAble PHANToM est utilisé. Ce dispositif a 6 degrés de liberté et rend une information tridimensionnelle de retour d'efforts. Il capte la position et l'orientation de l'outil dans une zone de travail de 16 centimètres de largeur, de 13 centimètres de hauteur et de 13 centimètres de profondeur. La force exercée maximum est 6,4 newton. Nous utilisons un deuxième PHANToM comme système éloigné, c'est à dire: le système esclave, voir la figure 39. Il y a trois types principaux d'expériences du télé-geste:

- le toucher réparti comme pour un jeu d'escrime,
- le toucher d'un objet balistique, dont la trajectoire est prévisible, comme des jeux de tennis,
- le contact ou le toucher d'un objet statique, la télé-échographie est un exemple de contact statique, avec un capteur de pression sur l'abdomen du patient.

Nous devons tenir compte des contraintes physiologiques du geste humain pour que le télé-geste soit possible. La boucle haptique est alimentée à une fréquence de 1kHz, parce qu'au-dessous de cette fréquence la perception de geste serait de mauvaise qualité: des vibrations désagréables seraient perçues dans la main. Nous employons le modèle local, voir le paragraphe 7.1, de la scène distante pour calculer le retour d'efforts à cette cadence.

boucle haptique 1kHz

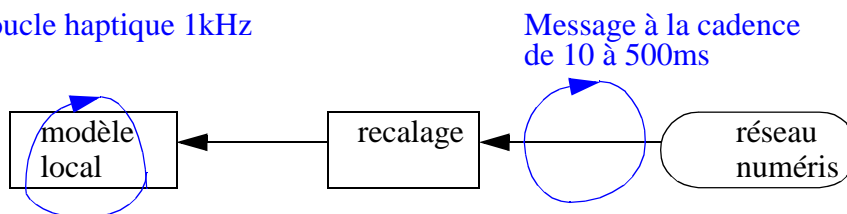
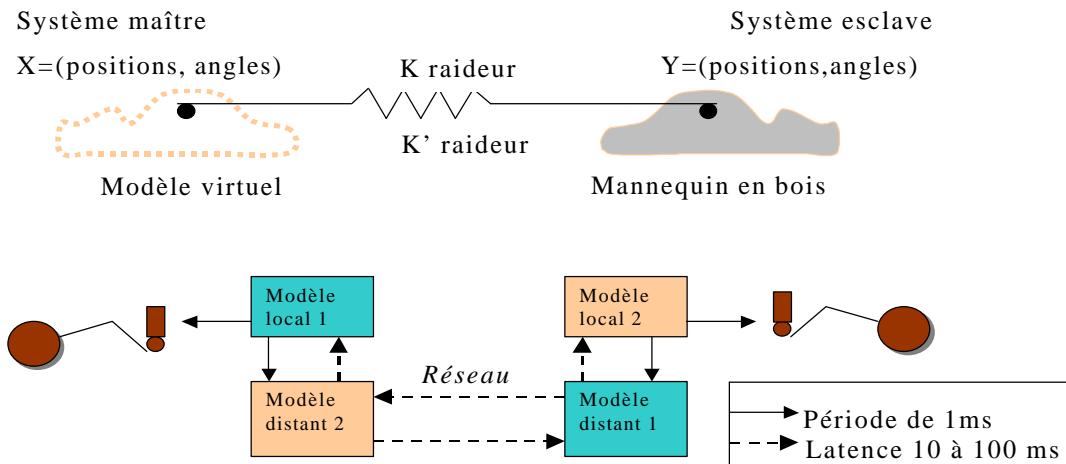


figure 40 Le recalage

Lors de la réception du message qui se fait à une cadence de l'ordre de 10ms à

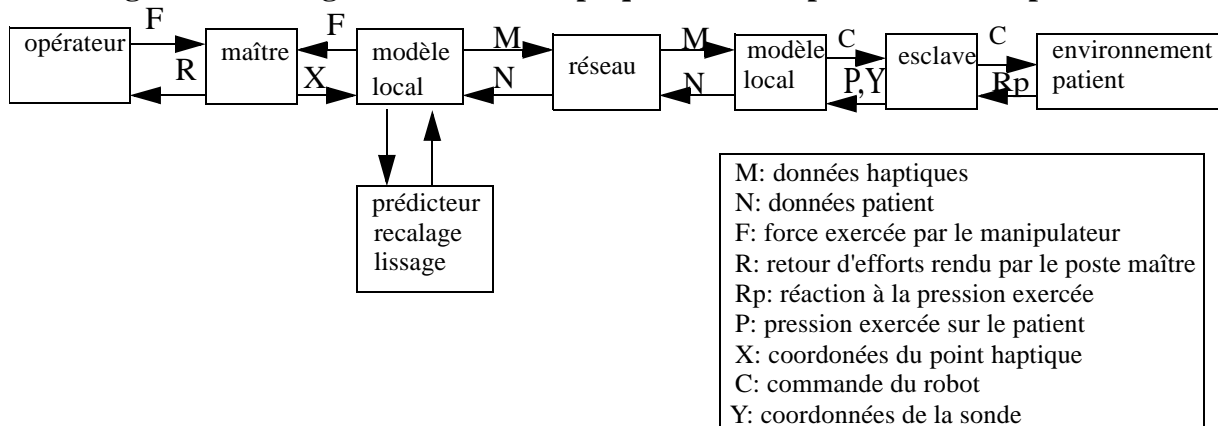
500ms, il faut faire un recalage de ces données avec le modèle local. Le message reçu informe sur l'état du modèle distant à la date d'émission du message, c'est à dire quelques millisecondes plus tôt.

figure 41 Contrôle distant en position



Le réseau peut être matérialisé par un ressort. Il est nécessaire d'avoir une vision locale: un modèle 3D géométrique, et mécanique de ce qui se produit à distance, voir la figure 41. Le modèle local est un modèle précis de ce qui se produit localement. Ces modèles agissent l'un sur l'autre à la fréquence du robot avec le robot local. Le modèle distant regroupe et mémorise pour le modèle local ce qui se produit à distance. Le modèle distant est alimenté par les messages réseau. Le modèle distant alimente le modèle local directement. Contrairement à l'approche des ondelettes, voir [Kli 99], on échange directement les données haptiques dans l'espace des signaux temporels. Notre approche est basée sur le modèle mécanique distant.

figure 42 Echanges des données haptiques: du manipulateur vers le patient



Le modèle mécanique utilisé dans les toutes premières expériences, voir 6.1.3, est un lien entre le modèle local et la perception locale du modèle éloigné, c'est à dire la dernière position connue du distant dans le cas d'un codage prédictif d'ordre 0. L'enjeu est de trouver la meilleure voie d'échantillonner les messages, d'évaluer de manière fiable la latence du réseau, et la période optimale d'échantillonnage pour le signal gestuel. Des algorithmes d'extrapolation des positions et des forces sont donc mis en place.

8.2 Evaluation du flux haptique

Les données sont encapsulées dans les messages sur le réseau. En général, les messages contiennent: les positions X, Y, Z, les angles α , β , γ , et la date ou estampille. La taille des messages dépend de la zone de travail qui doit être encodée. La zone de travail est $160 \times 130 \times 130 \text{mm}^3$ et la précision est de 0.02mm, pour un appareil de bureau de type de SensAble PHANToM.

Définition 43

$$\frac{\text{ambitus maximale}}{\text{précision}} = \text{nombre maximum de points à coder} \in D^3$$

où D^3 est l'espace de travail

En appliquant la Définition 43, on obtient le nombre maximum des points à coder: 8000 points. Les positions peuvent être codées sur 13 bits comme $2^{12}=4096$ et $2^{13}=8192$.

Equation 44

$$\frac{\text{débit du réseau}}{\text{période d'échantillonnage}} = \text{taille maximale des messages}$$

La période d'échantillonnage des messages est un des paramètres qui règle l'expérimentation. Le débit du réseau et les limites de tailles des messages sont corrélés. Par exemple, le débit de réseau sur Numéris est de 64 kbits par seconde. Si la période d'échantillonnage est de 10 ms, la taille maximale d'un message est 640 bits, voir l'Equation 44. Le temps de latence des réseaux est: de 30ms pour le réseau Numéris, 100 à 200ms pour l'ADSL, autour de 10ms pour le réseau local LAN. Le réseau ADSL n'est pas recommandé pour le télé-geste, tandis que Numéris est adéquat.

En terme de bande passante du réseau: les données haptiques ne présentent pas vraiment de contraintes, au contraire des images échographiques. En effet, les images échographiques dont la qualité influe directement sur celle du diagnostic, utilisent deux lignes numéris. Ces deux lignes sont dédiés au flux d'images échographiques qui passe par une carte zydacron spécialisée dans la visioconférence et aussi dédié au flux des images échographiques.

En général, il n'est pas possible d'envoyer toutes les millisecondes un message haptique dans le réseau de télé-communication, sauf dans le cas d'expériences sur le réseau LAN, voir *Les premiers essais de télé gestes sur IP*, page 65. Pour palier à cet inconvénient, on peut

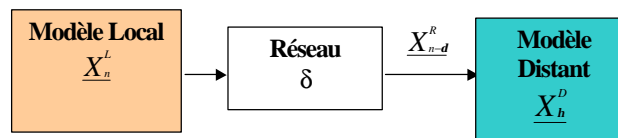
échantillonner les données haptiques à la cadence d'envoi des messages, ou bien buffériser ces données et envoyer un buffer de données haptiques à chaque envoi de messages. Dans le cas du premier service de télé-geste pour la télé-échographie, j'ai implémenté la première solution en utilisant les messages précédents et le modèle local comme moyen d'extrapoler les données manquantes. La solution consistant à stocker dans un buffer les données haptiques entre chaque envoi, au lieu d'échantillonner les données haptiques, permet un recalage dans le temps beaucoup plus réaliste est sans perte de données, mais la mise en oeuvre est plus lourde d'un point de vue télé-communication.

8.3 Le codage prédictif

Ismaël Belghit traite des codages prédictifs dans le cadre de sa thèse, et ici la mise en oeuvre de ces algorithmes a été facilitée par les suggestions de Bernard Hennion.

Les messages contiennent au moins une date ou estampille et la position du point haptique et ils transitent par un réseau supposé "idéal". Cela signifie que la seule perturbation appliquée aux données est un retard correspondant à la durée de l'itinéraire des données. Nous employons le modèle local du patient éloigné pour calculer le retour d'efforts à une cadence de 1kHz. Le réseau s'alimentera avec de vraies mesures à une cadence inférieure. Ainsi nous devons employer un algorithme prédictif pour calculer le signal à envoyer au robot.

figure 45 Synopsis du télé-geste



R : reçu
 D : distant
 L : local
 δ : latence du réseau
 n : index temporel du modèle local
 η : index temporel du modèle distant

Le réseau peut être considéré comme une ligne à retard. Il en résulte: $\underline{X}_t^R = \underline{X}_{h-d}^L$

On veut évaluer : \underline{X}_h^D

et nous avons l'information suivante:

$$\underline{X}_{t-d}^R, \underline{X}_{t-(d-1)}^R, \dots, \underline{X}_{t-(d-N)}^R$$

la série des vecteurs de position qui transite par le réseau, et N la longueur de la mémoire tampon dans laquelle les données reçues sont écrites. Le temps réel impose la mise en place du modèle distant, voir la figure 41. Le modèle distant est une reproduction la plus proche possible du modèle local, sachant que nous avons seulement les données des messages reçus du modèle local. Ces données sont séparées du présent de notre modèle distant par le délais incompressible du réseau: la durée de l'itinéraire de l'information. On cherche alors à créer pour chacun des trois vecteurs de position, une relation du type:

$$(46) \quad \underline{X}_h^D = \Psi \left(\left(\underline{X}_{n-d}^D \right), \left(\underline{X}_{n-(d-1)}^D \right), \dots, \left(\underline{X}_{n-(d-N)}^D \right) \right)$$

Pour un codage prédictif d'ordre 0, il y a une modification brutale de l'état modèle distant quand le message arrive, voir la figure 48. L'état de la variable représentant le modèle distant est égal aux données juste-reçues.

Dans ce cas-ci: la fonction ψ est la plus simple, car elle suit cette relation:

$$(47) \quad \underline{X}_h^D = \underline{X}_{n-d}^R$$

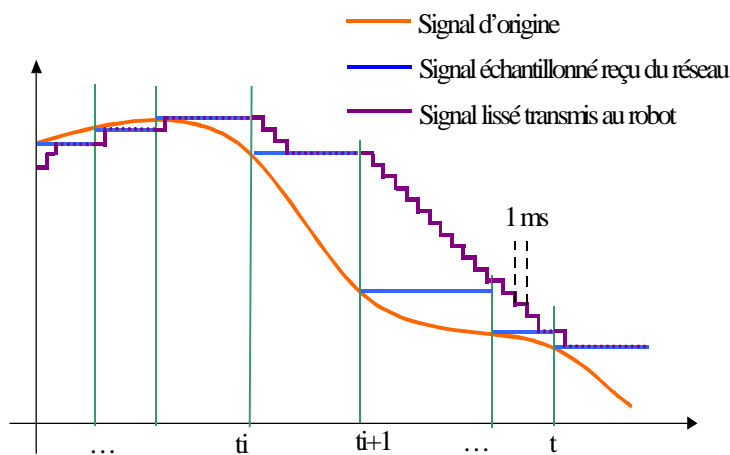
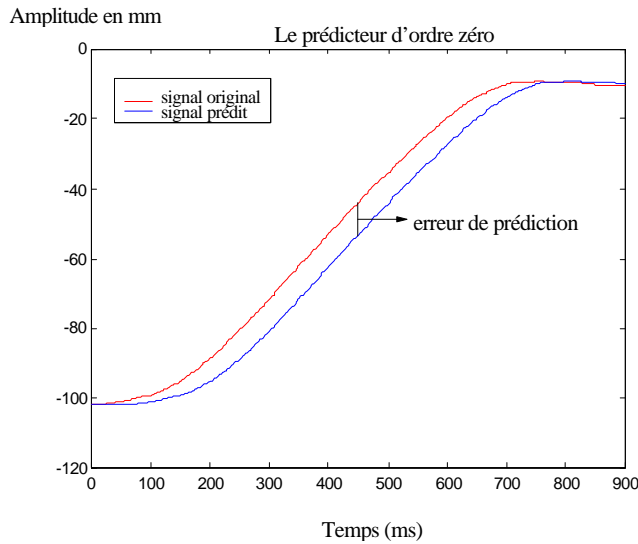


figure 48 Codage prédictif d'ordre 0

Dés l'arrivée du message, l'état du modèle distant est modifié brutalement, on égalise la variable de l'état représentant le modèle distant aux données justes reçues. Dans le cas d'une transmission continue du flux haptique, d'un réseau sans perte

et d'une vitesse de transmission constante: le modèle distant prend en compte le signal, qui est en fait la position du point haptique et est égal au signal du modèle local mais décalé dans le temps. L'erreur commise entre le signal d'origine et le signal transmis au robot est montrée sur la figure 49, il s'agit en fait d'un décalage entre le signal d'origine et celui envoyé au robot.

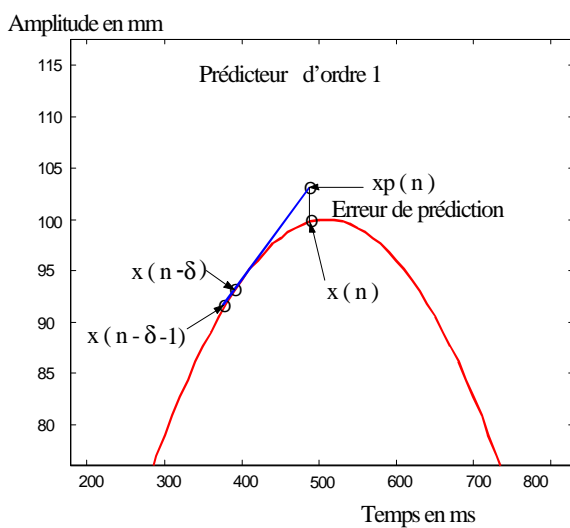

figure 49 Erreur de prédiction

Le prédicteur d'ordre 0 fonctionne très bien pour des gestes lents. En effet, il s'agit d'un recalage brutale. Le prédicteur d'ordre 0, très simple à mettre en place, procure des résultats de bonnes qualité malgré le décalage ou erreur de ce codage, il convient parfaitement à la télé-échographie, voir *Analyse des gestes*, page 41.

Pour une prédiction d'ordre 1, l'information sur la pente du signal d'origine est utilisée pour prédire le signal entre deux messages du réseau, voir la figure 52. Dans le cas où la fonction Ψ est affine: $\Psi(x) = a * x + b$. On estime la pente de la manière suivante: $\underline{X}_h^D = \underline{X}_{h-d}^D + d * \underline{P}$ avec $\underline{P}(P_x, P_y, P_z)$ le vecteur pente composé de la pente calculée sur l'axe X, de celle calculée sur l'axe Y et de celle calculée sur l'axe Z. Plus précisément les composantes de la pente sont estimées de la manière suivante:

$$(50) \quad \left(P_x = \frac{X_h^R - X_{h-1}^R}{h - h - 1} \right), \left(P_y = \frac{X_h^R - X_{h-1}^R}{h - h - 1} \right), (\dots)$$

L'erreur commise entre le signal d'origine et le signal transmis au robot est montrée sur la figure 51. Le prédicteur d'ordre 1 procure une prédiction de meilleure qualité que celui d'ordre 0 lorsque le geste est rapide puisqu'il ne s'agit pas d'un simple décalage.

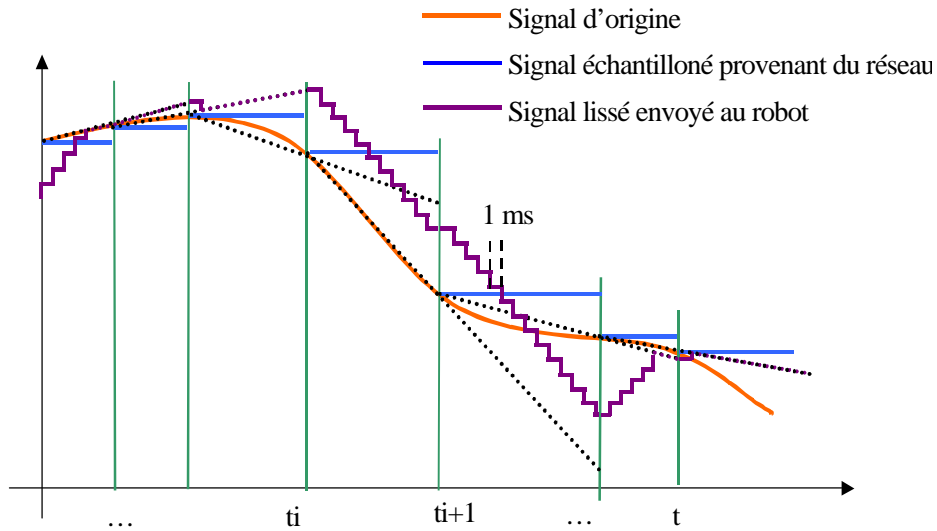

figure 51 Estimation de la pente et erreur de prédiction

La mise en place d'un tel prédicteur demande une mesure du temps très précise, et surtout commune aux deux sites maître et esclave. Le prédicteur d'ordre 1 est conseillé pour des gestes rapides tels que l'écriture manuscrite, voir *L'écriture haptique*, page 172.

Par cette méthode, il y a un faible bruit de quantification sur le signal représentant la position du point haptique; ce bruit est amplifié dans notre construction du signal prévu parce qu'il est multiplié par le facteur δ correspondant au temps d'attente du réseau. Il est important

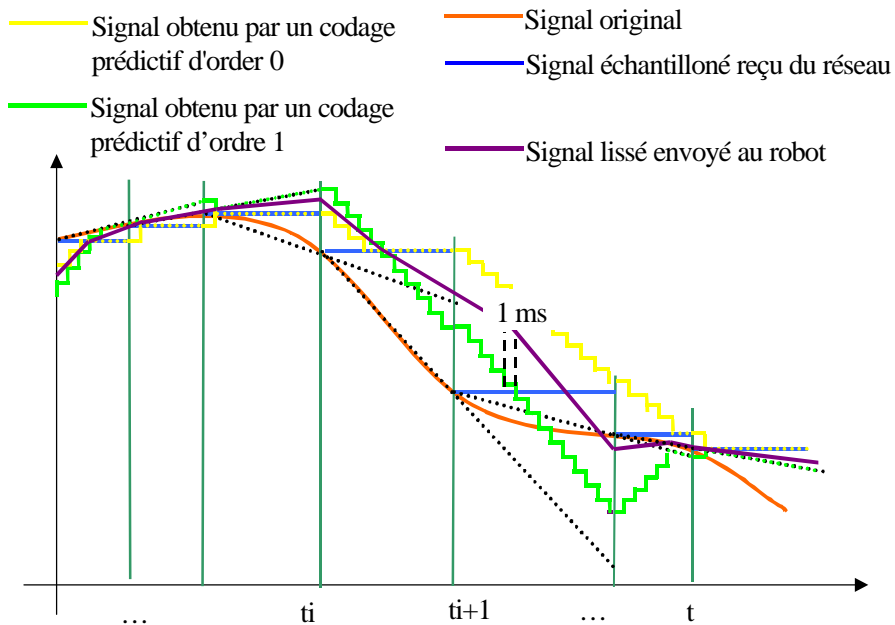
de lisser le signal reçu pour diminuer la perturbation produite par le bruit de cette quantification. Nous observons que la fréquence de ce bruit est de l'ordre du kiloHertz. Nous lisons la pente en utilisant une fenêtre temporelle $n=10\text{ms}$.

figure 52 Codage prédictif d'ordre 1



Pour un codage prédictif hybride, le signal calculé est la demi-somme du signal obtenu par un codage prédictif d'ordre 0 et celle obtenue par un codage prédictif d'ordre 1.

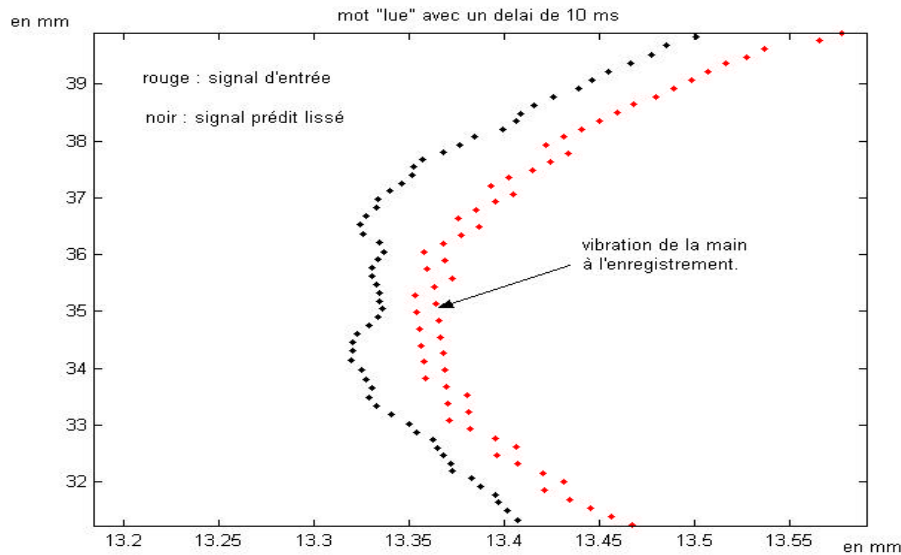
figure 53 Codage prédictif hybride



Le signal prédit est aussi lissé par une fonction affine du signal d'entrée. Le signal d'entrée résulte de la numérisation d'un signal analogique représentant le mouvement de main, qui agit sur le bras de robot. La main de l'utilisateur vibre légèrement: on observe l'apparition des dents dans le signal numérisé, voir figure 54 le signal en noir, l'échelle est au dixième de

millimètre. Sur ce graphe est représentée la composante en X du mouvement de la main lors de l'écriture du mot «lue». En noir, il s'agit du signal qui a subi un traitement de lissage, il s'agit d'une régression linéaire, et en rouge le signal original provenant de la saisie du geste, des dents de scies apparaissent.

figure 54 Méthode de lissage du geste [Gue 01] résultats d'Ismaël Belghit



8.4 Algorithme de lissage

Le filtrage spécifique des émissions et des réceptions des données gestuelles est nécessaire afin d'éviter des sauts ou variations trop brutales des données. À l'émission, il s'agit de filtrer le bruit normal fait par la main, voir la figure 54. À la réception, c'est une question de filtrer l'instabilité due au transport de message. Au moment de la réception d'un message, les grandeurs reçues: force et positions, sont lues et on utilise un algorithme de lissage de ces grandeurs afin d'éviter les sauts brusques de changement de valeurs. Soit X la grandeur reçue, soit X_{Lavant} la grandeur reçue et lissée précédente, soit X_L la grandeur lissée et enfin soit y du même type de grandeur reçue l'écart maximal autorisé pour cette grandeur entre chaque réception de message:

Algorithme de lissage des grandeurs reçues:

```

    Si (X > XLavant +y) XL=XLavant+y
    Sinon
        Si (X < XLavant - y) XL = XLavant-y
        Sinon XL= X

```

L'écart maximal autorisé pour une grandeur entre chaque réception de message dépend du type de la grandeur: position dans l'espace ou bien force, et aussi du délai moyen écoulé entre chaque réception de message.

Extrait de code du lissage des grandeurs reçues:

```

gstPoint lissageGrandeurRecue( gstPoint grandeurRecue, gstPoint
*grandeurRecue_lisse_avant, double ecart)
{
    gstPoint grandeurRecue_lisse;
    if(grandeurRecue[0] > *grandeurRecue_lisse_avant[0] +ecart)
        grandeurRecue_lisse[0]=*grandeurRecue_lisse_avant[0]+ecart;
    else
        if(grandeurRecue[0] < *grandeurRecue_lisse_avant[0] - ecart)
            grandeurRecue_lisse[0] = *grandeurRecue_lisse_avant[0]-
ecart;
        else
            grandeurRecue_lisse[0] = grandeurRecue[0];
    if(grandeurRecue[1] > *grandeurRecue_lisse_avant[1] +ecart)
        grandeurRecue_lisse[1]=*grandeurRecue_lisse_avant[1]+ecart;
    else
        if(grandeurRecue[1] < *grandeurRecue_lisse_avant[1] - ecart)
            grandeurRecue_lisse[1] = *grandeurRecue_lisse_avant[1]-
ecart;
        else
            grandeurRecue_lisse[1] = grandeurRecue[1];
    if(grandeurRecue[2] > *grandeurRecue_lisse_avant[2] +ecart)
        grandeurRecue_lisse[2]=*grandeurRecue_lisse_avant[2]+ecart;
    else
        if(grandeurRecue[2] < *grandeurRecue_lisse_avant[2] - ecart)
            grandeurRecue_lisse[2] = *grandeurRecue_lisse_avant[2]-
ecart;
        else
            grandeurRecue_lisse[2] = grandeurRecue[2];
    *grandeurRecue_lisse_avant=grandeurRecue_lisse;
    return(grandeurRecue_lisse);
}

```

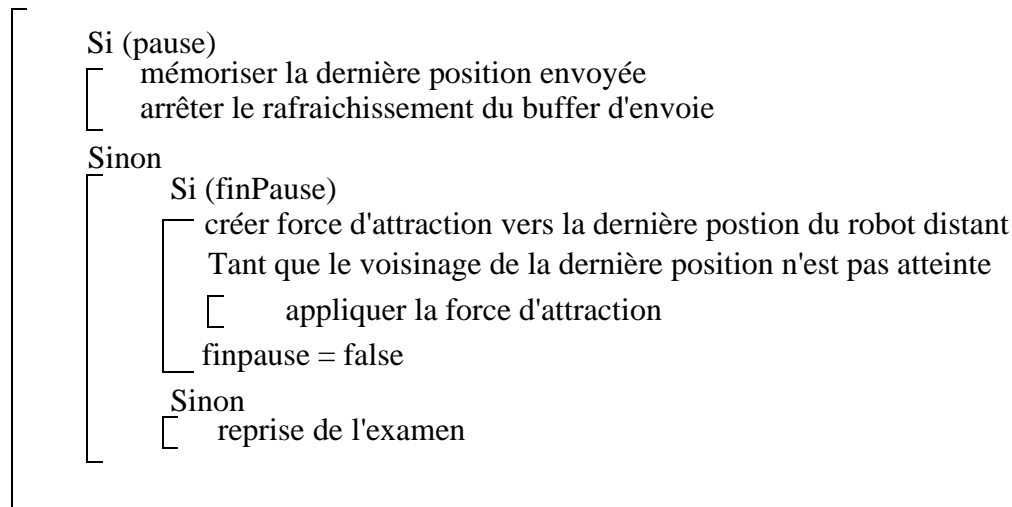
8.5 Le mode pause

Lors de l'examen de télé-échographie, et à travers les différentes expériences menées conjointement avec les médecins voir "Expériences utilisant le prototype robotique TER", page 71 ou "Le transport de ces gestes", page 47, il s'est avéré utile pour le manipulateur distant de disposer d'un mode pause. Ainsi, le manipulateur peut suspendre sa commande à

distance et reprendre l'examen au même endroit sur le patient. Ce mode est aussi utilisé pour figer une image échographique et prendre le temps nécessaire à son analyse, puis reprendre l'examen au même endroit. Deux variables booléennes sont nécessaires à la mise en place de l'algorithme de pause:

- la variable pause permet à l'utilisateur de demander le mode pause du télé-examen
- la variable finPause permet de sortir du mode pause et met la variable pause à faux.
- lorsque la variable pause passe à faux, la variable finPause passe à vrai.

Algorithme du mode pause



8.6 Conclusion

Dans la plupart des prototypes et des expériences que j'ai effectués sur le télé-geste, le codage prédictif d'ordre 0 a été mis en place. C'est celui qui est utilisé pour le service de télé-échographie. Le codage d'ordre 1 et celui dit hybride, ont été testés dans les expériences que j'ai menées sur le télé-geste, voir "Le réseau de télécommunication pour la télé-échographie", page 65. Les résultats des premiers tests ont permis de constater qu'ils apparaissent comme prometteurs. La mise en place de tels prédicteurs demande une mesure du temps très précise, et surtout commune aux deux sites maître et esclave. Le prédicteur d'ordre 1 est conseillé pour des gestes rapides tels que l'écriture manuscrite. L'algorithme de lissage des grandeurs reçues est quant à lui indispensable. Il a toujours été utilisé, dès les premières expériences sur LAN et sur Numéris.

Chapitre 9

Acquisition du modèle local de la patiente distante

9.1 Acquisition du modèle local de la patiente distante

Le modèle local de la patiente distante peut être construit de plusieurs manières. La manière usuelle consiste à interpoler un maillage polygonal avec une dizaine de positions prises sur la patiente au distant, à l'aide d'un capteur de positions. Au fur et à mesure des expériences menées sur le télé geste une autre méthode est apparue. En effet les expériences menées ont permis de constater que le retour d'efforts pouvait être utilisé dans l'acquisition du modèle local de la patiente distante. C'est ce que j'appellerai par la suite le télé calibrage statique. Ainsi en balayant lentement la zone de l'abdomen de la patiente distante: le modèle local se construit en quelques minutes. Les informations de positions et de pressions renvoyées en retour sont utilisées pour permettre au manipulateur de positionner naturellement le maillage, voir la figure 55.

Le télé calibrage statique est un système permettant de calibrer un objet ou bien une forme 3D distante à l'aide de flux haptique. Elle se situe dans le cadre du développement de mondes virtuels répartis, et du développement de moyens de télé présence, et puis précisément télé portation sensorielle. Les méthodes classiques d'interpolation à partir d'un nuage de points nécessitent un savoir-faire pour prendre les points de manière judicieuse. La méthode proposée s'avère facile à implémenter et à utiliser. Elle est de plus aussi précise que le permet le robot et

le réseau utilisés. Le procédé est basé sur plusieurs éléments: le flux haptique, le codage haptique, la déformation d'un maillage géométrique sous le geste. Dans une télé application, comme la télé échographie, utilisant des interfaces à retour d'efforts, le télé calibrage s'avère avantageux car cette méthode utilise le flux haptique pour approcher la forme 3D distante quelle que soit sa taille.

Le télé calibrage dynamique basé sur le flux haptique est un système permettant de palper un objet ou une forme 3D distant dont les caractéristiques mécaniques (dureté et viscosité) évoluent au cours du temps ainsi que dans l'espace. Le télé calibrage dynamique se situe dans le cadre du développement de mondes virtuels répartis, et du développement de moyens de télé présence, et plus précisément télé portation sensorielle. Le télé-calibrage dynamique du modèle mécanique du mannequin virtuel se fait de manière automatique pour manipulateur. Il sera utilisé dans le mode "play", une fois réalisé complètement le télé-calibrage statique. Le procédé est basé sur plusieurs éléments: le flux haptique, le codage haptique, la déformation d'un maillage géométrique sous le geste, et le calcul temps réel des coefficients de raideur et de viscosité. Dans une télé application, comme la télé échographie, utilisant des interfaces à retour d'efforts, le télé calibrage dynamique s'avère avantageux car cette méthode utilise le flux haptique pour approcher la forme 3D distante quelle que soit sa taille et sa dynamique propre. Cette méthode lui permettra de sentir à distance le fœtus ainsi que ses mouvements, les côtes, les os du bassin de la patiente. En angiologie, cela lui permettra de sentir les éventuels caillots sanguins.

9.2 Télé calibrage statique utilisant le flux haptique

9.2.1 Introduction

Il s'agit d'utiliser la transmission du geste et donc le flux haptique pour évaluer le modèle géométrique de la forme ou de l'objet touché à distance. Cette méthode a fait l'objet d'un dépôt de brevet par France Telecom [Gue a]; elle rend aisé le calibrage et le palper à distance. La méthode proposée s'avère facile à implémenter. Elle est de plus aussi précise que le permet le robot utilisé ainsi que le réseau utilisé.

De la même façon que les techniques d'interpolation classiques - oeuvrant à partir d'un nuage de points, acquis avec un capteur de positions ou bien par un microScribe 3D - le télé calibrage œuvre à l'aide du flux haptique. Ces méthodes n'utilisent pas toutes les capacités que procurent le flux haptique. Elles sont basées sur des données de positions dans l'espace, prises

de manière judicieuse afin d'obtenir un résultat proche du modèle réel. Les méthodes classiques d'interpolation à partir d'un nuage de points nécessitent un savoir-faire pour prendre les points de manière judicieuse (il n'y a pas d'aide de positionnement comme pour le télé-calibrage utilisant le flux haptique). De plus, dans le cadre d'une application équipée de système à retour d'efforts, les méthodes antérieures ont besoin d'un équipement supplémentaire : un capteur de position suffisamment précis.

Le problème de ces méthodes:

- Un manque d'interactivité entre le poste de commande et le poste distant.
- Il ne s'agit pas de méthodes «temps réel», mais plutôt de boîtes noires effectuant des calculs lourds.
- Les résultats de ces méthodes dépendent du nombre de points connus de l'objet réel, ainsi que de la pertinence des points mesures et de la quasi homothétie des modèles virtuel et réel.

Le télé-calibrage c'est:

- un procédé permettant de calibrer et palper à distance un objet de forme totalement libre et arbitraire.
- un procédé dans lequel le flux haptique est utilisé au maximum pour obtenir des informations sur la forme distante.
- un procédé appliqué à la réalisation de télé-calibrage de mannequin virtuel 3D de femme enceinte dans le cadre du prototype de télé-échographie.
- un procédé appliqué au télé-palper de forme dans le cadre d'application pour malvoyants.

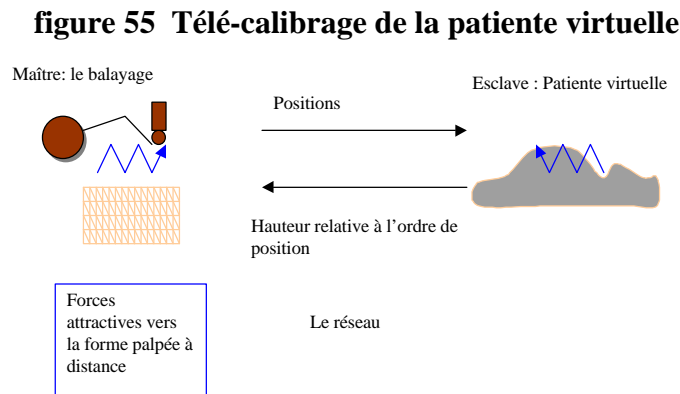
Le télé-calibrage statique utilise le flux haptique, avec transmission du geste et utilisation du flux haptique. Il est basé sur plusieurs éléments: le flux haptique, le codage haptique, la déformation d'un maillage géométrique sous le geste.

Si maintenant, on désire approcher une surface 3D dans une télé-application, comme pour le service de télé-échographie, utilisant des interfaces à retour d'efforts, alors le télé-calibrage s'avère avantageux car cette méthode utilise le flux haptique pour approcher la forme 3D distante.

Il n'est donc pas nécessairement utile de posséder des capteurs de positions si on possède déjà des capteurs de force.

9.2.2 Mise en œuvre dans le contexte d'un projet de télé échographie

Un seul mannequin virtuel ajustable suffit. Cette méthode permet d'ajuster le mannequin virtuel à la corpulence ou au stade de la grossesse de la patiente, en utilisant le flux haptique pour approcher la forme 3D distante. Le manipulateur est situé au poste maître et il contrôle en temps réel le télé-calibrage avec un retour d'efforts pour l'aider dans son geste de balayage à distance de la forme 3D. En comparaison avec une méthode utilisant un capteur de position le télé calibrage utilisant le flux haptique est plus naturel, et s'effectue en temps réel. Le maillage de départ va tendre vers la surface 3D de la patiente distante. L'expert médical procède à un balayage sur son poste maître afin de faire tendre le maillage de départ vers celui de la maquette en strato-conception, métaphore de la patiente de corpulence variée et à différents stades de sa grossesse. Sous le geste distant, les sommets du maillage vont se placer aux bonnes positions et calibrer correctement la patiente.



Algorithme de télé calibrage

Si (Mode Calibrage et message reçu)

Alors:

Sélectionner tous les sommets

Si la pression reçue est non nulle et sa norme est inférieure à $MaxPressionCalibrage$

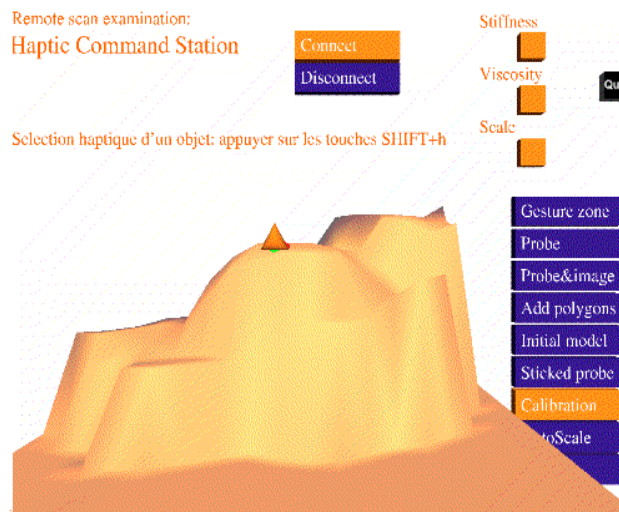
Alors:

— Trouver le sommet le plus proche par l'algorithme de toucher de facettes par rapport à la position du robot

— Déplacer le sommet le plus proche vers la hauteur reçue

9.3 Résultats

figure 56 Résultat du télé-calibrage statique



Le temps moyen pris pour réaliser un télé calibrage est de trois minutes. Le télé calibrage utilise le système de télé-palper pour permettre la construction 3D du maillage du modèle local de la patiente distante sans alourdir le système distant par la présence et la manipulation d'un capteur de position.

9.4 Télé calibrage dynamique temps réel utilisant le flux haptique

9.4.1 Introduction

Il s'agit d'utiliser la transmission du geste et donc le flux haptique pour évaluer dynamiquement le modèle mécanique distant. La méthode de télé-calibrage dynamique a fait l'objet de dépôt de brevet par France Telecom [Gue b]. Cette méthode permet de calibrer dynamiquement et en temps réel le modèle mécanique d'un objet virtuel 3D sur les propriétés mécaniques réelles de l'objet ou de la personne télé-palpée. Elle se situe dans le cadre du développement des mondes virtuels répartis, du développement de moyens de télé présence, et plus précisément de la possibilité de déporter à grande distance la sensation fine du toucher.

On connaît l'utilisation des modèles mécaniques statiques au sens où la mécanique du distant est évaluée une fois pour toute avant son utilisation en réseau. Ces modèles n'utilisent pas toutes les capacités que procurent le flux haptique, à savoir qu'ils autorisent la prise en compte des variations instantanées. Lors d'un examen échographique à distance par exemple, la respiration de la patiente, ou dans le cas de l'obstétrique, les mouvements du fœtus

représentent des exemples concrets de l'intérêt pour le télé-palpeur de percevoir ces variations instantanées.

Les modèles mécaniques statiques ont pour inconvénient d'être peu précis et de donner un retour d'efforts moins fidèle à la réalité du distant, surtout lorsque cette réalité évolue au cours du temps.

Le problème de ces méthodes:

- Un manque d'interactivité entre le poste de commande et le poste distant.
- Il ne s'agit pas de méthodes temps réel, mais plutôt de boîtes noires effectuant des calculs longs et coûteux.
- Le modèle mécanique est statique: il n'évolue pas pendant le télé service.

9.4.2 Le résultat technique

Un procédé permettant de calibrer dynamiquement et palper à distance un objet de forme totalement libre et arbitraire qui évolue dans le temps.

Un procédé dans lequel le flux haptique est utilisé au maximum pour obtenir des informations tout au long du télé service sur la forme distante.

Un procédé appliqué à la réalisation de télé calibrage dynamique du modèle mécanique du mannequin virtuel 3D de la femme enceinte, dans le cadre du prototype de télé échographie.

Un procédé appliqué au télé palper de forme dans le cadre d'application pour malvoyants.

Le télé-calibrage dynamique est basé sur plusieurs éléments: le flux haptique, le codage haptique, le télé-calibrage d'une forme distante, la déformation d'un maillage géométrique sous le geste, les coefficients de viscosité et de raideur.

9.4.3 Description détaillée

Si maintenant, on désire approcher une surface 3D dans une télé application, notamment dans le cadre de la télé échographie, utilisant des interfaces à retour d'efforts, alors le télé-calibrage dynamique s'avère avantageux car cette méthode utilise le flux haptique pour approcher la forme 3D distante, comme on le faisait déjà en statique, ainsi que pour mettre à jour dynamiquement le modèle mécanique.

Il suffit de posséder des capteurs de positions peu précis et d'utiliser ensuite des capteurs de force. Cette technique permet d'évaluer en temps réel, le modèle mécanique de ce qui est télé palpé. Plus précisément, il s'agit de calculer la raideur et la viscosité de l'objet distant afin d'évaluer dynamiquement ses propriétés mécaniques.

La sonde virtuelle est soumise à la force suivante :

Soit m la masse de la sonde, soit λ le coefficient de viscosité, soit k le coefficient de raideur

$$\begin{aligned} \ddot{x} &= m\ddot{g} \\ \ddot{x} &= m\ddot{x}'' - \lambda\dot{x}' - kx \end{aligned}$$

m est la masse de la sonde virtuelle on peut la mettre pour augmenter le réalisme, ou bien la supprimer, k est le coefficient d'élasticité de la peau du mannequin virtuel, le coefficient de freinage visqueux λ modélise la vitesse limitée du robot compliant distant. Ces deux coefficients vont être ajustés dynamiquement et en temps réel: c'est le procédé du télé-calibrage dynamique.

La raideur est calculée à partir de la force lue sur le poste distant, et par la variation d'altitude Z . La viscosité est calculée de manière analogue à partir de la force lue sur le poste distant, et de la vitesse verticale le long de la sonde de son point de contact avec le patient ou l'objet déformable.

La raideur : $k \propto \frac{F_{lue}}{\Delta Z_{Dis tant}}$

La viscosité modélise la vitesse limitée du robot compliant distant. Ainsi, plus la vitesse du robot virtuel est proche de la vitesse maximale du robot compliant distance V_{max} , et plus la viscosité est grande.

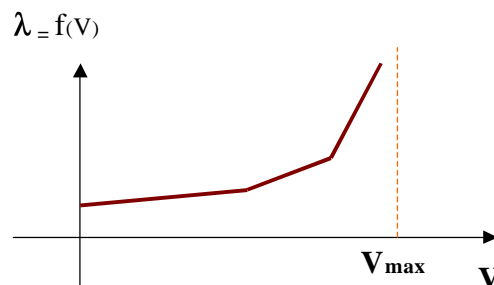


figure 57 La viscosité modélise la vitesse limitée, du robot compliant distant

Le déplacement selon l'axe de la sonde vérifie:

$$\frac{\partial Z_{\text{Local}}}{\partial t} \propto \frac{\partial Z_{\text{Distant}}}{\partial t}$$

La loi de l'action et de la réaction au point de contact entraîne que la composante de pression du vecteur de force local s'annule avec la pression lue au distant. La viscosité le long de l'axe de la sonde prend en compte à la fois les caractéristiques dynamiques de la peau et celles du robot compliant. Si on suppose que la masse est nulle alors on obtient la viscosité comme suit:

$$\lambda = \frac{Flue - k \cdot Z_{\text{Distant}}}{\frac{dZ_{\text{Distant}}}{dt}}$$

Ces deux grandeurs sont ensuite envoyées dans le réseau et viennent nourrir le modèle mécanique virtuel de la patiente. Ainsi le télépalpeur, le gynécologue dans le cas de l'obstétrique, va pouvoir exercer sur son système à retour d'efforts la force qu'il souhaitera sur son mannequin virtuel, mais la loi de l'action et de la réaction lui permettra en retour de percevoir les mouvements du fœtus parce que de l'autre côté du réseau, le capteur indiquera un ventre plus dur, plus mou etc, et que cette information sera reportée en temps réel sur le modèle mécanique du mannequin virtuel. Un coefficient de proportionnalité permettra d'ajuster si on le souhaite la force réellement exercée à l'autre bout avec la dynamique

9.4.4 Mise en œuvre dans le contexte d'un projet de télé-échographie

Le télé-calibrage dynamique du modèle mécanique du mannequin virtuel se fait de manière automatique pour l'expert médical. Cette méthode lui permettra de sentir à distance le fœtus ainsi que ses mouvements. Il sera utilisé dans le mode examen, une fois réalisé complètement le télé-calibrage statique.

Les résultats actuels du télé-calibrage dynamique ont été menés sur la patiente virtuelle qui possède un modèle mécanique uniforme: la viscosité et la raideur sont constantes. Le prototype robotique TER ne dispose pas pour l'instant d'un capteur de pression permettant de mener ces expériences. En effet, le temps de rafraîchissement du capteur est de l'ordre de 5s, ce qui ne permet pas une acquisition temps réelle.

9.5 Conclusion

Les expériences menées sur le réseau nous ont poussés vers des solutions novatrices exploitant au maximum les données distantes renvoyées. Les algorithmes de télé-calibrage statique et dynamique en sont le plus bel exemple. Ces méthodes de télé-calibrage statique et dynamique ont fait l'objet de dépôts de brevet par France Telecom.

PARTIE 3

ARCHITECTURE

Introduction

Cette partie décrit les différents mécanismes et les différents modèles utilisés dans le poste de commande du projet de télé-échographie ainsi que l'architecture logicielle et l'aspect sécurité pour le poste de commande et le télé-service de télé-échographie. Le développement du poste de commande haptique est inspiré du modèle "Design Pattern Model-View-Controller". La gestion de la boucle haptique amène à un modèle de type Model-Feeling-Controller, où le terme anglais feeling est traduit par la perception. Cette notion correspond au rendu haptique et visuel. Le langage C++ a été conçu au début des années 1980 par Bjarne Stroustrup aux laboratoires Bell d'AT&T. Ce langage hybride est constitué d'une couche objet placée au-dessus du C. Il combine ainsi les avantages de la programmation traditionnelle, qui permet une meilleure optimisation des performances et de l'objet. Les méthodes y sont codées en C et il est possible de briser l'encapsulation des données pour y accéder directement, sans passer par des messages. Le langage C++ supporte les héritages simples, multiple et virtuel, ainsi que le polymorphisme et la surcharge des opérateurs. Ses défauts résident dans la rigidité du typage des variables, le manque de lisibilité due à la compatibilité avec le C et l'absence d'un mécanisme faisant le ménage dans la mémoire une fois les traitements effectués. Le poste de commande haptique ainsi que le système entier de télé-échographie a été développé pour la plate-forme Windows NT. Le poste de commande a été écrit en C++ et utilise OpenGL [Ope url] pour le graphisme; les bibliothèques Glut, Glu [Rob url] pour l'interface utilisateur; il est "multi-threaded" et tourne sur une machine bi-processeurs à 700MHz. Le poste de commande haptique comporte 19 classes et totalise environ 8600 lignes de code et commentaires: 2 classes pour le chargement dynamique de classes et environ 300 lignes, 3 classes pour la partie modèle et environ 2000 lignes, 8 classes pour la partie perception et environ 3000 lignes, 6 classes pour la partie contrôleur et environ 2000 lignes, 1300 lignes environ pour la partie réseau sur LAN. Pour le réseau Numéris, j'utilise une DLL spécifique au projet TER. La patiente virtuelle dérive de la partie développée sur le modèle géométrique et mécanique du poste de commande haptique et totalise environ 4000 lignes de code et commentaires.

Chapitre 10

Modèle de conception

Le développement du poste de commande haptique pour l'examen de télé-échographie est inspiré du modèle de conception ou Design Pattern Model-View-Controller. Ce dernier a été créé dans le cadre de l'environnement de programmation Smalltalk-80, dans le but de :

- développer un environnement de programmation multi-fenêtres très inter-actif ;
- fournir un ensemble de composants facilitant la tâche du programmeur pour la création d'applications graphiques interactives en décomposant une application graphique en trois parties :
 - Le modèle encapsule les données propres à une application et ses fonctionnalités.
 - La vue présente à l'utilisateur l'information sur le modèle.
 - Le contrôleur interprète les événements en entrée et envoie des requêtes au modèle.

L'étude du poste de commande de télé-échographie nous amène à revoir le modèle-vue-contrôleur en modèle-perception-contrôleur. Dans notre cas, la vue au sens classique, c'est à dire utilisant le sens de la vue, est une fenêtre simple.

L'étude porte plus sur les différents modes de perceptions au sens du toucher, c'est à dire les différents modes haptiques. Il s'agit de:

- développer un environnement de programmation multi-outils haptiques très interactif;
- fournir un ensemble de composants facilitant la tâche du programmeur pour la création d'applications haptiques interactives en décomposant une application haptique en trois parties :
 - Le modèle encapsule les données propres à une application et ses fonctionnalités.
 - La perception présente à l'utilisateur l'information haptique sur le modèle.
 - Le contrôleur interprète les évènements en entrée et envoie des requêtes au modèle.

Il existe des approches similaires, notamment pour la simulation chirurgicale comme dans le cadre du projet "spring" [Mon 02] qui concerne le développement d'un espace de travail générique et collaboratif pour la simulation temps réel.

10.1 Le modèle

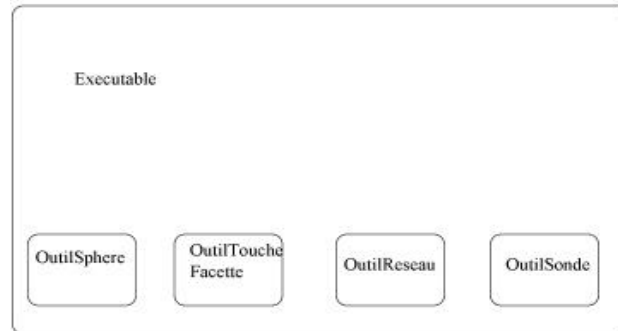
Le modèle encapsule les données propres à une application et ses fonctionnalités. La classe *Argile* correspond au modèle encapsulant les données propres à l'application et ses fonctionnalités. L'*Argile* est définie comme un ensemble de triangles dans l'espace \mathbb{R}^3 , voir le paragraphe 7.1. Un fichier au format *.scu* suit le format suivant: un nombre n de sommets dans \mathbb{R}^3 , puis les n sommets \mathbb{R}^3 , ensuite le nombre m de triangles, puis les numéros des sommets correspondants aux m triangles. Il y a des fonctions membres de la classe permettant la lecture et l'écriture de ces fichiers au format propriétaire *.scu*. La classe *Argile* contient la structure de l'objet que l'on modélise graphiquement. Il y a une approche graphique par facettes, et une approche par sommets.

10.2 La perception

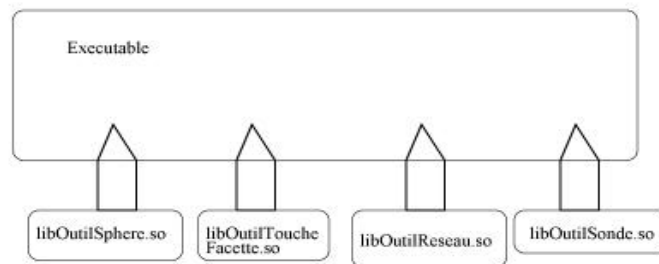
La perception présente à l'utilisateur l'information sur le modèle. La classe *Outil* correspond à la perception haptique présentant à l'utilisateur l'information sur le modèle. Il s'agit d'une classe virtuelle pure, déclarant les méthodes des outils à implémenter.

figure 58 Chargement dynamique des librairies

Sans chargement dynamique de classe:



Avec chargement dynamique de classes:



La *classe outil* va permettre de modéliser l'instrument qui rentre en contact avec le modèle 3D. Le but étant de constituer une boîte à outils avec un chargement dynamique des classes pour faciliter la programmation en modules, et un chargement dynamique des librairies, voir le figure 58.

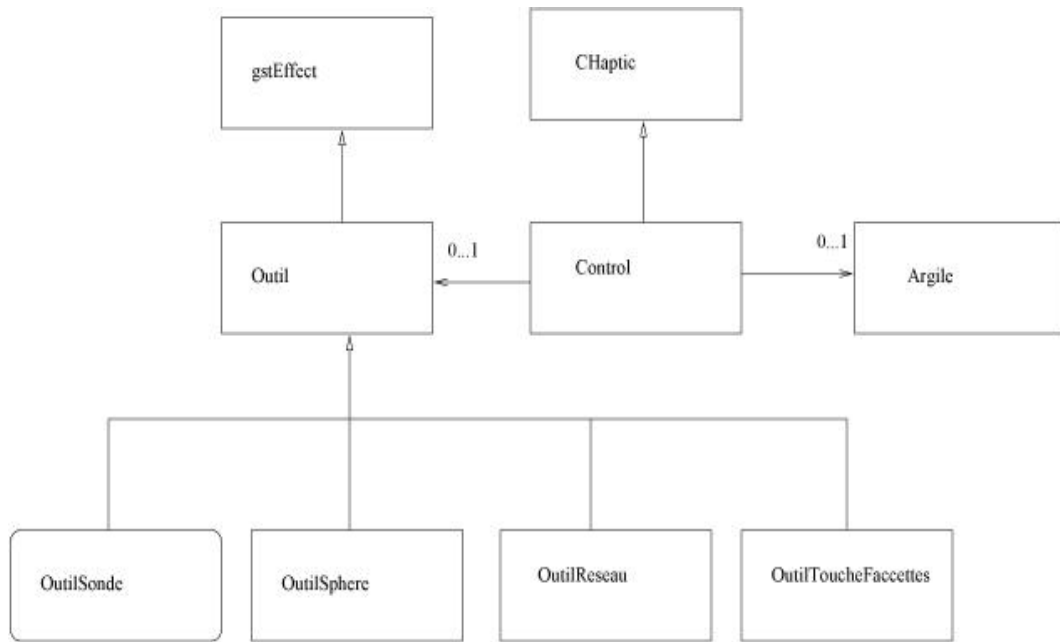
10.3 Le Contrôleur

Le contrôleur interprète les événements en entrée et envoie des requêtes au modèle, c'est à dire à l'Argile.

La *classe CHaptic*: La *classe CHaptic* gère le driver du phantom, et celui de la souris, et elle hérite, pour cela, de la *classe pmouseComClient* de l'API Ghost de SensAble.

La *classe Control*: La *classe Control* hérite de la *classe CHaptic* qui gère le driver du phantom, et la souris.

figure 59 Diagramme d'héritage



10.4 Les mécanismes

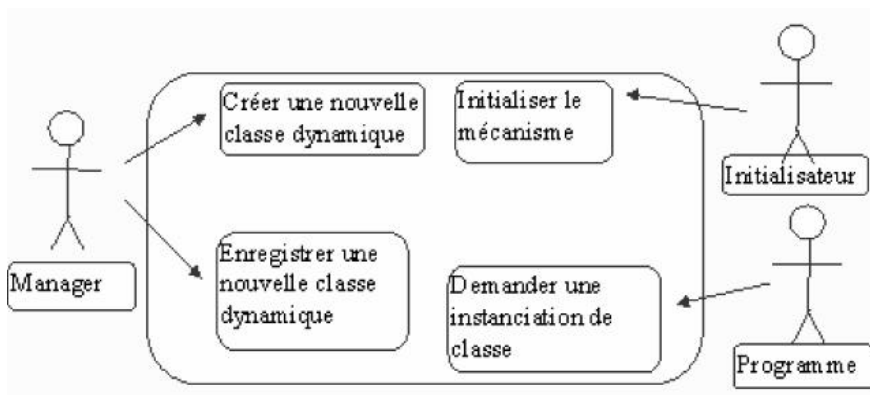
10.4.1 Définition d'une fabrique

Une fabrique est une structure de données permettant le stockage de fonctions créatrices d'objets, il s'agit de générateurs d'objets [Gam 96].

Ce concept utilise une terminologie particulière, car on utilise la structure de données du *vector* de STL, [STL url].

Le chargement dynamique de classes

figure 60 Cas d'utilisation



Cas d'utilisation (Use Case)

Ce mécanisme de chargement dynamique de classes autorise des instanciations dynamiques de classes en appelant la fonction *newDynamicClass*. Ce mécanisme est composé de trois acteurs :

1. Le programme utilisateur / client de la classe abstraite et de ces classes dérivées,
2. Le manager de ces classes,
3. L'initialisateur du mécanisme.

TmplDynamicClassManager est une classe générique ou «template class». Cette classe générique autorise l'ajout des aspects dynamiques des classes au niveau des classes abstraites. La classe *TmplDynamicClassManager* définit les fonctions pour utiliser les classes dynamiques. La classe *TmplDynamicClassManager* utilise la Standard Template Library (STL) et notamment la classe *vector*. C'est pour cette raison qu'une classe d'allocation est nécessaire.

La variable *ElementFactory* est une donnée en accès protégé. Il s'agit d'un vecteur stockant les fonctions *NewObjectFunctions*, pour chacune des classes. Ces fonctions *NewObjectFunctions* vont permettre de créer une nouvelle instanciation pour une classe donnée. Le manager *OutilManager* va gérer les instantiations de classes.

10.4.2 OutilManager

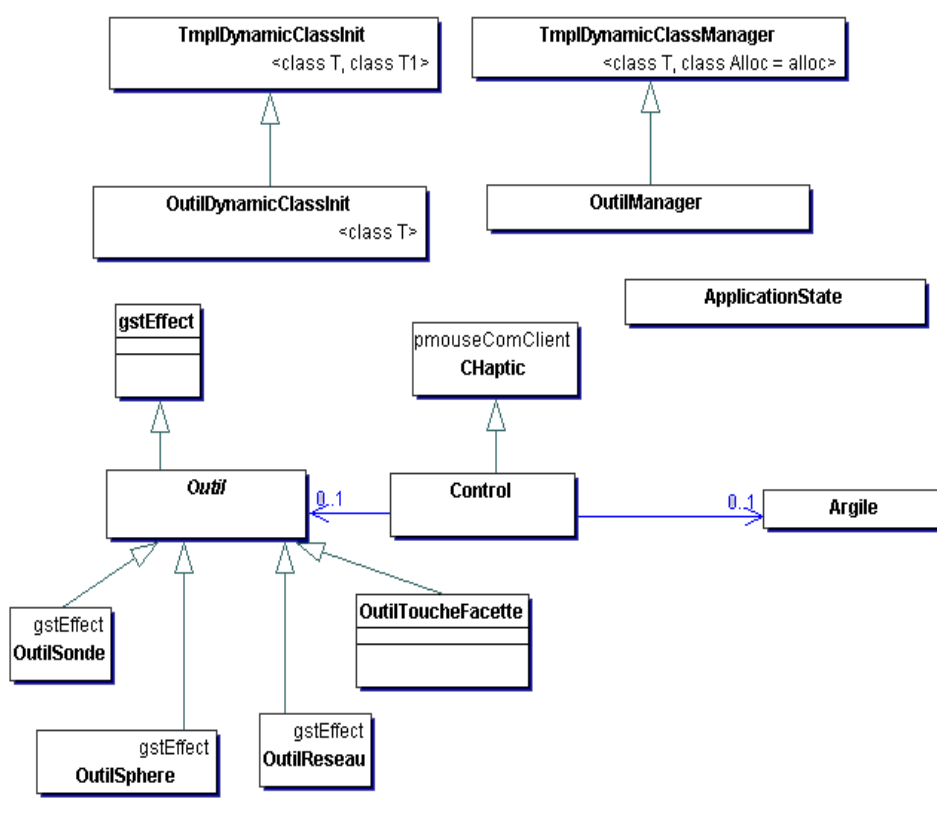
Par convention, la classe qui gère les classes, est appelée *OutilManager*. La classe *OutilManager* hérite de la classe *TmplDynamicClassManager<Outil,alloc>*. La classe *OutilManager* définit la fabrique *ElementFactory*. Il faut suivre les instructions suivantes, dans le fichier *NomManager.hh*:

1. inclure le fichier *TmplDynamicClassManager.hh*,
2. définir la variable global ou static *OutilManager* (*gOutilManager*).

La variable globale *gOutilManager* DOIT être déclarée *static* ou bien globale (il y a de toute manière une classe de stockage allouée statiquement). Comme nous ne pouvons contrôler l'ordre des initialisations, il faut faire attention à ce problème à l'intérieur même des constructeurs et des fonctions membres.

Ce mécanisme repose sur le fait que le compilateur C++ standard garantit que la classe de stockage allouée statiquement possède un pointeur initialisé à NULL, [Cha 92].

figure 61 Architecture du poste de commande



Par Exemple, dans le composant *OutilManager* (ie: fichier *OutilManager.hh*):

```

#include "TmplDynamicClassManager.hh"
...
class AManager : public TmplDynamicClassManager<A, alloc>
{
public:
...
}
extern AManager gAManager;

```

Chaque classe dérivée de la classe abstraite *Outil* doit ajouter son générateur *NewObjectFunction*, afin de créer de nouveaux objets dans la fabrique Element-Factory: cette étape est accomplie automatiquement par la classe générique *TmplDynamicClassInit*.

L'initialisation

L'initialisation permet l'enregistrement des classes dans la fabrique d'éléments avec un générateur *NewObjectFunction* qui va permettre de créer un nouvel objet.

TmplDynamicClassInit

TmplDynamicClassInit est une classe générique. Cette classe permet l'ajout de n'importe quelle classe dans la fabrique d'objets *ElementFactory*. La classe *TmplDynamicClassInit* définit les fonctions pour utiliser les classes dynamiquement. Cette classe ne possède pas de données membres, mais elle définit des fonctions statiques. La classe statique *createNewElement()* permet d'instancier la classe *T1*.

La classe OutilDynamicClassInit

Par convention, la classe qui initialisera le chargement dynamique de classes est appelée *OutilDynamicClassInit*. Cette classe hérite de la classe générique *TmplDynamicClassInit<Outil,Ti>*. Elle stocke dans la fabrique les méthodes nécessaires à la création d'instanciations de classes dérivées d'une classe abstraite. Ces méthodes *createNewElement():T** sont statiques et sont issues de la classe générique *TmplDynamicClassInit<Outil,T>*.

La classe *OutilDynamicClassInit* doit suivre ces instructions:

1. inclure le composant ie: le fichier *TmplDynamicClassInit.hh*,
2. hériter de *TmplDynamicClassInit*.
3. Définir le constructeur comme suit:

```
#include "TmplDynamicClassInit.hh"
template <class T>
class OutilDynamicClassInit : public TmplDynamicClassInit<Outil, T>
{
public:
OutilDynamicClassInit(int el type) :
TmplDynamicClassInit<Outil, T>(el type)
};
```

La classe *OutilDynamicClassInit* est utilisée pour ajouter le générateur de nouvel objet *NewObjectFunction*, à l'intérieur de la fabrique *ElementFactory* de la classe abstraite *Outil*. Ainsi, le fichier *OutilDynamicClassInit.hh* doit être inclus dans chaque fichier *OutilSphereInit.cpp* *OutilToucheFacetteInit.cpp* dans lequel se fait l'initialisation.

Par exemple, dans le fichier *OutilSphereInit.cpp*:

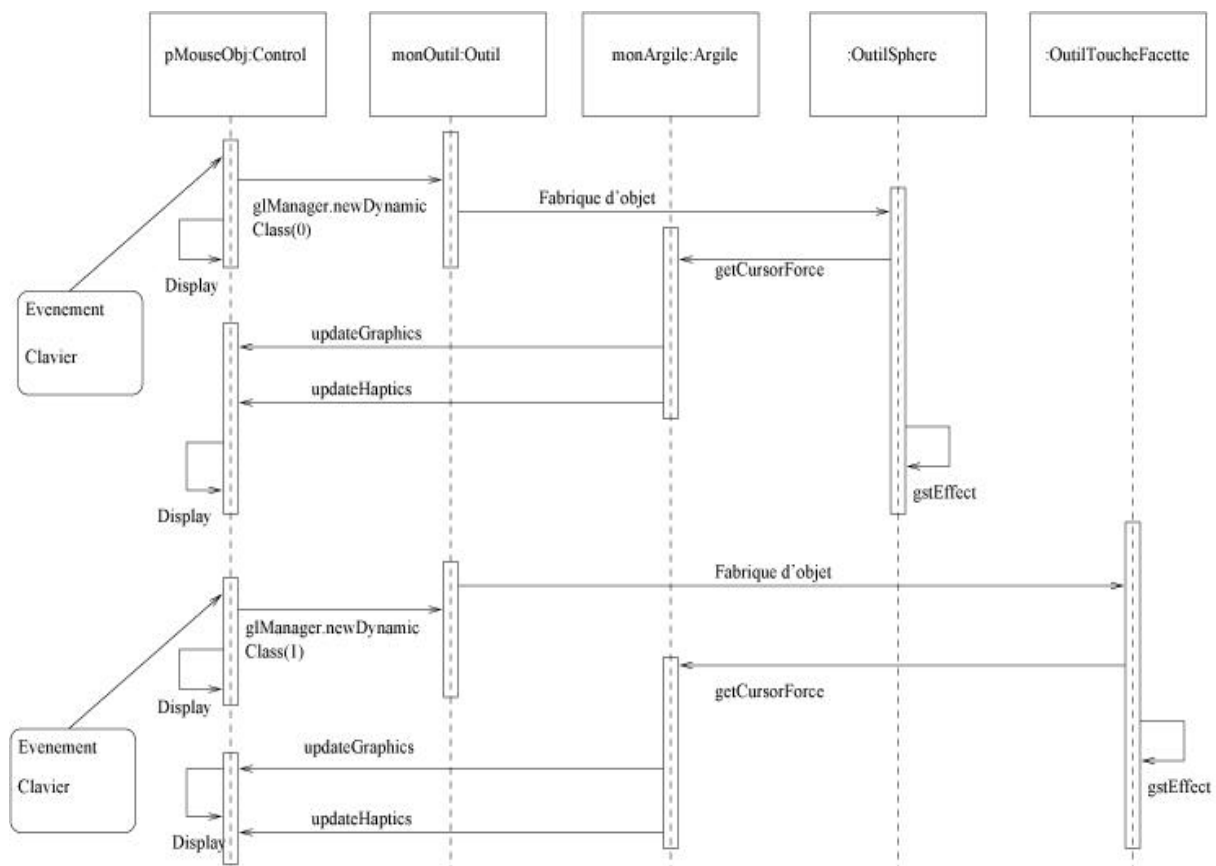
```
#include "OutilDynamicClassInit.hh"
....
static OutilDynamicClassInithOutilSpherei init(CLASS NUMBER);
```

L'objet *init* est une instantiation de la classe *OutilDynamicClassInit*. L'objet *init* est défini dans toutes les classes dérivant de la classe abstraite *Outil*, afin d'être chargée dynamiquement. L'entier *CLASS NUMBER* est de type *integer* ou de type *enum*. Les classes *OutilSphere*, *OutilSonde*, *OutilToucheFacette*, etc, dérivent de la classe abstraite *Outil*.

10.4.3 Gestion de l'état de l'application

La classe *ApplicationState* gère et informe sur l'état de l'application. Ainsi, n'importe quel nombre d'instances d'*ApplicationState* peut être créée. La première instance créée change l'état de "Starting" en "Running" et la dernière détruite change l'état en "Exiting". Au moins une instance doit être créée dans le programme principal, mais cela peut être fait à travers d'autres objets.

10.5 Scénario



Chapitre 11

Architecture Logicielle du poste de commande

Les premiers essais de télé-transmission du geste sur le réseau Numéris ont été programmés conjointement avec Franck Pellissier. Cette première application a été développée en Visual Basic et elle gère l'envoi de données audio, vidéo et haptique. Ce premier essai de télé-transmission de geste et d'image sur réseau RNIS a montré ses limites : l'utilisation des cartes ZYDACRON et du protocole H320 (visiophonie sur Numéris) ont entraîné des temps de transfert élevés, et donc incompatibles avec les nécessités du projet (400 à 700 ms pour un aller-retour de paquet). L'application utilisant une transmission des données sur le LAN et un protocole UDP-IP donne des résultats nettement plus satisfaisants et acceptables pour une synthèse du geste (15 - 16 ms). Il a donc fallu s'orienter vers une autre solution matérielle : le choix des cartes RNIS GAZEL-SERVER est surtout le choix de l'interface de programmation CAPI, ce travail a été réalisé avec Eric Genevois, voir [Gen 01]. Cette interface spécifique RNIS est une interface bas-niveau, entre les niveaux 3 et 4 du modèle OSI - , voir Annexe C. Ce choix permet de limiter le nombre de couches logicielles entre l'application en elle-même et le réseau.

11.1 Le module de communication

Le support choisi pour les communications est le réseau Numéris de France Télécom (support RNIS, voir annexe 1), ce réseau est en effet parfaitement développé et offre des

garanties certaines en termes de fiabilité et d'erreur. Par ailleurs, la bande offerte par le service RNIS permet avec un abonnement de particulier d'atteindre un débit de 128 kbit/s.

On utilise alors des cartes RNIS Gazel-server 128 PCI ou 256 PCI (deux ou quatre canaux B selon la carte). Il est possible d'agrèger plusieurs cartes entre elles, et donc d'augmenter la taille du " canal global " utile à la liaison entre les postes patient et expert (possibilité d'ouvrir jusqu'à 8 canaux B soit 512 kbit/s).

Le module de communication mis en œuvre doit donc permettre l'échange en temps réel des différents flux de données. La figure 62 représente les différents flux échangés avec le module de communication.

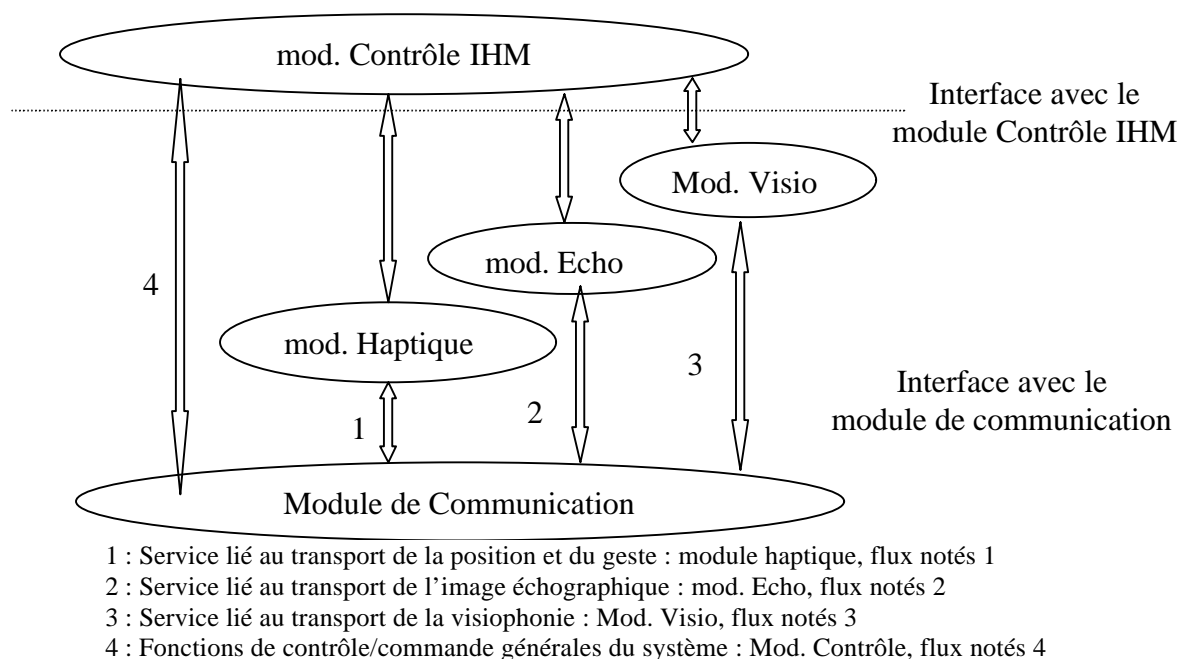


figure 62 Les différents flux gérés par le module de communication

Le module de communication a été imaginé à partir des considérations suivantes : pour obtenir une sensation de geste " continu ", les postes expert et patient doivent s'informer mutuellement de leur position respective toutes les 10 ms, la transmission du flux vidéo correspondant à l'image échographique nécessite quant à elle environ 5 images par seconde pour pouvoir faire un examen dans des conditions acceptables.

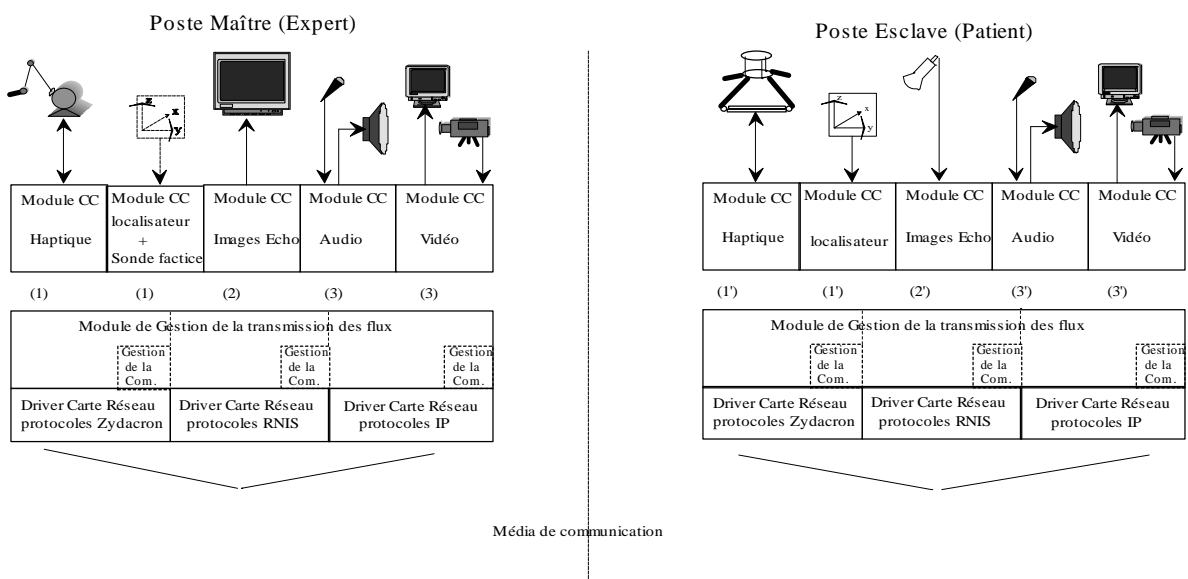
Par ailleurs, il est possible que la vidéo temps réel du patient, très gourmande en bande passante, ne soit pas indispensable lors de l'examen. Ce dispositif pourra être omis dans la mesure où la seule liaison phonique suffit à parer à tout problème éventuel.

La décision de développer un module de communication spécifique au projet vient de la difficulté à fournir un média de communication relativement fiable et modulable dans ses paramètres de débit et pouvant offrir un délai de transmission et une variation de ce délai compatible avec les contraintes du flux haptique.

Le réseau RNIS, de part sa nature synchrone, apporte des garanties dans le délai d'acheminement des informations, dans la variation de ce délai, dans l'agencement des informations...

Compte tenu des temps intrinsèques de quelques ms pour la commutation d'un intervalle de temps à travers un commutateur public, la plus grande partie des délais de transmission sont pris par les terminaux. Ainsi, en minimisant la complexité logicielle de la chaîne de communication tout en gardant une solution " standard " et largement répandue sur le territoire national, on espère obtenir des valeurs de temps de transfert de bout en bout de l'ordre de la dizaine de ms.

Le langage de programmation utilisé est le langage C, sous OS Win32.



- 1 : Service lié au transport de la position et du geste : module haptique, flux notés 1
- 2 : Service lié au transport de l'image échographique : mod. Echo, flux notés 2
- 3 : Service lié au transport de la visiophonie : Mod. Visio, flux notés 3
- 4 : Fonctions de contrôle/commande générales du système : Mod. Contrôle, flux notés 4

figure 63 Architecture logicielle générale

Le transfert des données se fait grâce à l'interface CAPI en passant en paramètre dans le message CAPI d'envoi de données, la longueur des données et un pointeur sur la donnée à

envoyer. A la réception, un pointeur sur les données reçues est passé en paramètres dans le message CAPI de réception de données.

Dans le module de communication ont été développées les fonctions de trace qui permettent en choisissant un niveau de trace de répertorier plus ou moins précisément les étapes du déroulement (avec ou sans encombres) du programme.

Dans un but de contrôle des performances du lien, il a aussi été nécessaire d'implémenter des fonctions de chronométrage qui permettent de contrôler les temps écoulés entre deux envois de données ou entre deux réceptions.

Les fonctions de trace et de chrono ont été développées pour permettre de voir si l'application ne consacre pas tout son temps à l'émission ou à la réception des données, et pouvoir suivre de manière plus ou moins détaillée le déroulement du programme.

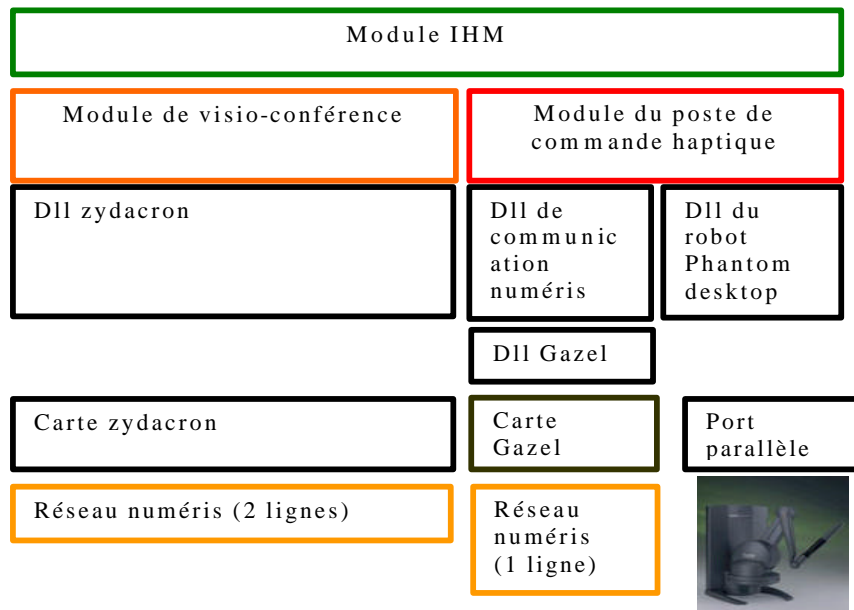
Pour le moment, le module de communication gère une liaison à 64 Kb/s (un canal B ouvert) ou une liaison à 128 Kb/s (deux canaux B).

11.2 Le module de communication pour le poste de commande haptique

Le module de communication est une DLL (Dynamic Link Library) qui permet l'échange par buffer entre le poste de commande haptique et le module de communication:

- Au lancement du programme, il faut initialiser le module de communication par "comInit".
- Avant de quitter votre programme, il est préférable de faire "comFin".
- Pour activer le transfert des données haptiques en Emission/réception, il faut appeler comStartAckHapt.
- De même pour arrêter le transfert des données haptiques en Emission/réception, il faut appeler comStopAckHapt.
- Les transferts haptiques se font à travers les buffers "nHaptBufferEm" pour l'émission et "nHaptBufferRec" pour la réception.
- Pour établir un appel : "comAppeler".
- Pour terminer un appel : "comRaccrocher".
- Pour savoir si un appel est en cours ou non c'est la variable "nEtatConnexionRNIS".

figure 64 Architecture logicielle



La structure des données haptiques est la suivante:

Définition 65 Structure de données haptiques

```
typedef struct{
    double x;
    double y;
    double z;
    double alpha;
    double beta;
    double gamma;
    double F;
}HAPT_DATA;
//Structure de données haptiques :
//trois valeurs de position
//x, y, z, trois valeurs d'angles
//alpha, beta, gamma et une
//valeur de force F. C'est la
//structure de données utiles
```

Dans la solution dite des buffers, ce sont des variables du type HAPT_DATA, voir Définition 65, qui sont partagées par les programmes. Cette approche facilite les échanges et surtout ne gêne pas l'exécution de la boucle haptique dans le poste de commande.

Chapitre 12

Sécurité

12.1 Introduction

L'examen de télé-échographie doit être conçu pour établir un examen échographique à distance sûre, fiable et sans danger pour le patient. En effet, l'examen échographique non invasif classique ne constitue pas de danger pour le patient. L'examen de télé-échographie ne doit pas introduire de danger pour le patient. De plus, lors de tout transfert de données, il faut garantir la protection de la confidentialité du patient grâce à l'utilisation d'un système de sécurité et de cryptage répondant aux plus hauts standards.

12.2 Sûreté du module haptique

Du point de vue des données des flux gestuels, pour éviter de brusquer le bras du robot desktop de chez SensAble: les modules suivants ont été développés:

- un limiteur/écrêtage en intensité des forces - bidirectionnel, il va protéger l'expert médical d'un saut d'humeur de son bras de commande, mais aussi la patiente d'une application d'une force de consigne trop importante
- un limiteur/ écrêtage en vitesse de variation des forces
- un limiteur/ écrêtage en valeurs des positions du coté expert médical
- un limiteur/ écrêtage en vitesse des positions du coté expert médical

Pour se prémunir contre les erreurs introduites au cours de la transmission des données, les données envoyées au robot sont traitées au niveau du poste patient.

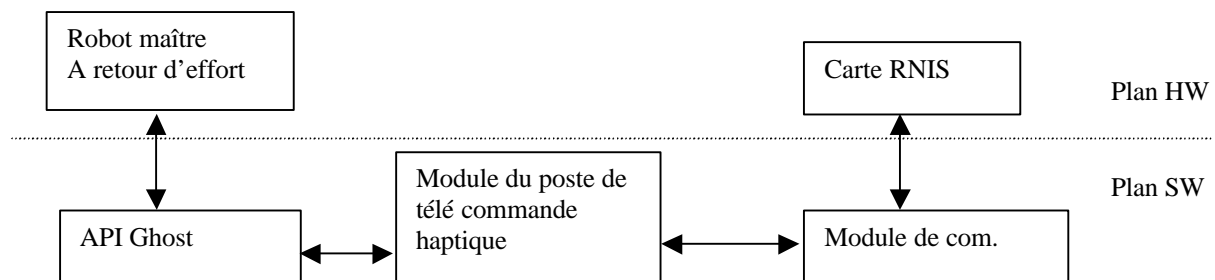


figure 66 Décomposition de la partie haptique

12.2.1 Enumération des dangers

Dangers liés à l'utilisation - Interface homme machine, mauvaise compréhension, instruction inadéquate, etc.

- Le robot maître vibre ou part en oscillations exponentielles,
- Le robot renvoie des forces intermittentes ou plus du tout de forces.

Dangers liés à une défaillance fonctionnelle (maintenance, vieillissement, etc.). peuvent entraîner les dangers suivants :

- Problème de calibrage du robot maître,
- Rupture mécanique d'un élément du bras maître.

Le niveau de sévérité relatif à chaque danger énuméré dans le module de communication est de niveau 3 : Désagrément patient / opérateur.

12.2.2 Occurrence du danger

Estimation de l'occurrence du danger en nombre de défaillances par an :

- Frq : Fréquente (> 1) : pratiquement inévitable ou systématique
- Pos : Possible ($> 10^{-1}$) : pas systématique mais régulier
- Occ : Occasionnelle ($> 10^{-2}$) : peut survenir de temps en temps
- Rar : Rare ($> 10^{-4}$) : panne des éléments non robustes
- Imp : Improbable ($> 10^{-6}$) : Panne exceptionnelle des éléments robustes
- Inv : Invraisemblable ($< 10^{-6}$) : ne doit potentiellement jamais arriver

Le robot maître vibre ou part en oscillations exponentielles	Poss
Le robot renvoie des forces intermittentes ou plus du tout de forces	Occ
Problème de calibrage du robot	Rar
Rupture mécanique d'un élément du bras maître	Rar

tableau 67 Occurrence du danger pour le module haptique

12.2.3 Sûreté logicielle

Il s'agit de la mise en place de processus de contrôle au niveau de la partie logicielle :

- Système de rapports pour l'utilisateur, afin de permettre une action de l'utilisateur face à un message d'alerte par exemple, ou d'information.
- Exécution automatique du recouvrement de l'erreur, si possible. L'utilisateur peut demander le retrait de cette option dans certains cas.
- Procédures de contrôles redondants afin d'assurer la sûreté du système.

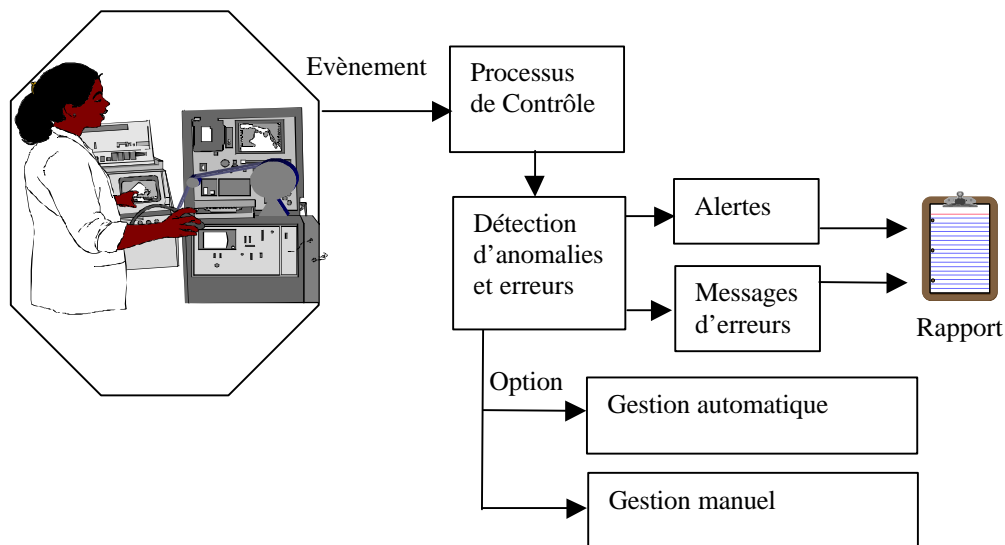


figure 68 Traitement des alertes et des erreurs logicielles

12.3 Sûreté des communications

Il s'agit de la mise en place de processus de contrôle dans le cadre des télé-communications entre le poste de l'expert et le celui du patient :

- Développement d'un calendrier des évènements, des états, et des contrôles de l'application.
- Utilisation de checksums afin d'assurer une vérification et un contrôle du contenu des messages, et ainsi fiabiliser, sécuriser et crypter les informations transportées.

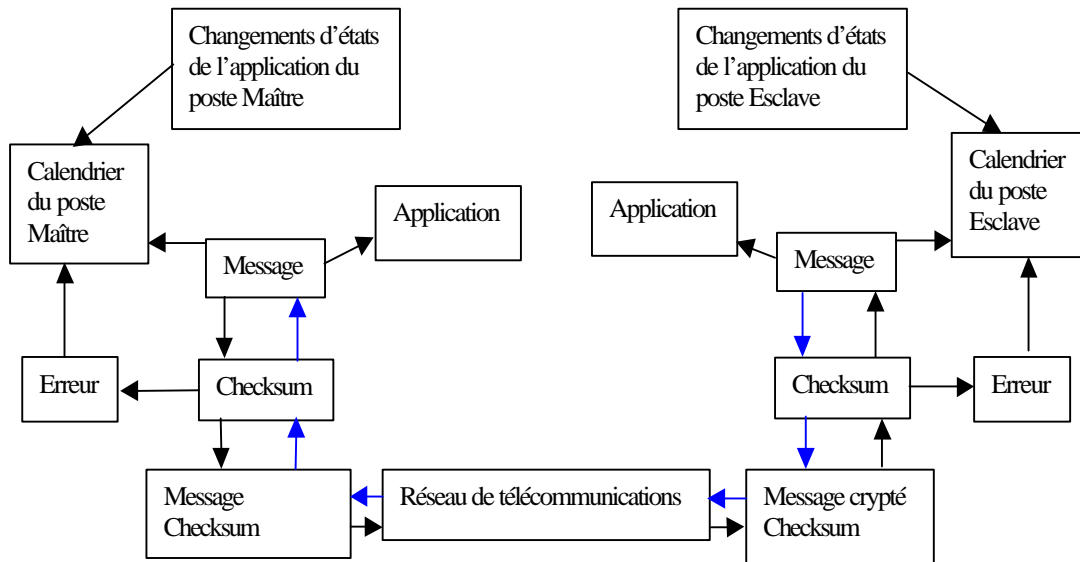


figure 69 Traçabilité des événements

En cas de coupure du réseau, la gestion du risque se fait par la carte Zydacron. Elle indique par une fonction l'arrêt de la communication. Des messages d'erreurs sont envoyés localement au niveau des 2 postes qui possèdent la carte. Une procédure de redémarrage est mise en place.

En cas de lenteur du réseau, des messages d'alertes sont envoyés au poste de commande pour éviter de créer une désynchronisation entre les deux postes.

12.3.1 Enumération des dangers

Le sous-système module de communication fait intervenir uniquement des composants informatiques même s'ils s'appuient sur des matériels électroniques : cartes électroniques constituant le PC.

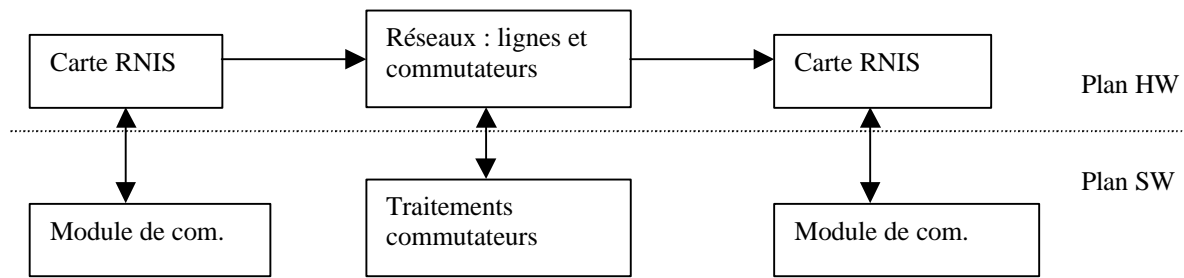


figure 70 Décomposition de la partie télécommunication

La décomposition est symétrique, c'est la même configuration matérielle et logicielle pour les deux postes. La partie centrale représente le réseau téléphonique commuté de France Télécom incluant le transport jusqu'aux cartes RNIS. Cette partie ne sera pas détaillée dans l'analyse.

Le module de communication dialogue avec la carte RNIS et les modules "services" sollicitant une transmission de données.

Les dangers ici se regroupent à l'intérieur des catégories (Norme NF EN 1441) suivantes :

- Dangers liés à l'environnement, incompatibilité avec d'autres dispositifs: des champs électromagnétiques démesurément haut peuvent provoquer des perturbations sur la transmission voire son arrêt.
- Dangers liés à l'utilisation, interface homme machine, mauvaise compréhension, instruction inadéquate : délai de transport prohibitif (engorgement des buffers), transport impossible (état doit être connecté avant toute demande de transmission), déconnexion en cours d'examen
- Dangers liés à une défaillance fonctionnelle, maintenance, vieillissement : défaillance de la carte ou défaillance logicielle (altération du code), ou défaillance du réseau peuvent entraîner les dangers suivants : appel impossible, réception d'appel impossible, coupure brutale d'une liaison, réception erronée des données.

Le niveau de sévérité relatif à chaque danger énuméré dans le module de communication est de niveau 3 : Désagrément patient / opérateur. Néanmoins, une défaillance du type erreur sur les données ou coupure de la liaison peut générer en bout de chaîne un niveau 2 : Blessure patient / opérateur.

Le niveau 1 : Décès d'un ou plusieurs patients, est à priori exclu.

12.3.2 Occurrence du danger

Estimation de l'occurrence du danger en nombre de défaillances par an :

appel impossible	OCC
réception d'appel impossible	OCC
coupure brutale d'une liaison	RAR
réception erronée des données	IMP

tableau 71 Occurrence du danger pour le module de communication

12.4 Conclusion

Tout au long de la mise en place et de l'élaboration du service de télé-échographie, la sûreté de fonctionnement des communications ainsi que des périphériques a été évaluée et prise en compte. Le but est d'atteindre un service de télé-échographie ne présentant pas plus de danger pour le patient que s'il était pratiqué de manière classique en local. La confidentialité des données a aussi été prise en compte lors du transfert sur le réseau des images échographiques et autres informations concernant le patient.

Chapitre 13

Conclusion

Ce travail a été mené au plus près des contraintes de perceptions propres à l'examen échographique. Le but de ce travail était de permettre à la main experte ainsi qu'à l'œil de travailler à distance dans un confort sensoriel le plus immersif possible.

La complexité a été d'intégrer tous ces concepts vers un système de télé-échographie haptique robotisée. Au cours des différentes manipulations et expériences menées, l'ergonomie propre au poste de commande haptique s'est dégagée naturellement et mise en place. L'originalité de ce travail réside aussi entre le lien geste-image, propre à l'examen échographique. Il s'agit d'une boucle fermée qui permet à l'expert médical de naviguer à l'intérieur de l'espace des images échographiques et ainsi de contrôler la sonde distante. Les expériences ont montré que les gestes lents sont facilement transportables via le réseau de télécommunication Numéris, et qu'ainsi les gestes traditionnels de l'expert médical sont possibles. Les praticiens qui se sont soumis aux diverses expériences de ce poste de commande haptique pour la télé-échographie, ont utilisé avec aisance et facilité le périphérique à retour d'efforts.

Les algorithmes de télé calibration statique et de télé calibration dynamique sont apparus comme une évidence au bout d'une année d'expérimentations du geste en réseau, montrant ainsi une autre utilisation des informations haptiques transmises. C'est à dire un usage des données à des fins de construction géométrique et mécanique du modèle local de la patiente distante.

Le système TER par rapport aux systèmes de télé-médecine combine à la fois la robotique (télé-opération du robot) et l'haptique (faire ressentir au médecin la force exercée par le robot et donner l'impression qu'il fait un examen réel). Il permet de prendre le contrôle du déplacement de la sonde échographique dans un environnement de réalité virtuelle immersive.

Un environnement virtuel haptique pour la télé-échographie permet à l'expert médical une adaptation plus rapide et surtout une immersion facilitée dans ce que l'on peut appeler un cabinet d'examen échographique virtuel. L'innovation de ce système de commande haptique est de permettre à l'expert médical de conserver ses sensations de proprioception et de gestuelle, qui lui fournissent des indications de valeurs synchronisées avec les images échographiques.

Ce système est développé initialement pour permettre de télé-opérer un robot porte-sonde échographique à distance par un expert médical pour des applications obstétriques, mais les applications envisagées sont très vastes: examen du cœur, ou de l'abdomen, mais aussi des applications non médicales pour les mal-voyants et les non-voyants, voir en annexe “ Des applications haptiques pour les mal-voyants et non-voyants”, page 169, ou encore des applications pour les jeux, voir le paragraphe 6.1.4.

BIBLIOGRAPHIE

Références bibliographiques

- [Boi 95] J.D.Boissonnat, M.Yvinec. *Géométrie Algorithmique*. Ediscience international, 1995.
- [Cha 92] J.Charbonnel. *Langage C les finesses d'un langage redoutable*. Arman Colin, 1992.
- [Cla 94] G.Clavel, I.Trillaud, L.Veillon. *Comprendre et utiliser C++ pour programmer objets*. Masson, 1994.
- [Cla 91] R. Clavel, *Conception d'un robot parallel rapide à quatre degrés de liberté*, Ph. D. Thesis 925, Swiss Federal Institute of Technology (EPFL), Lausanne, Switzerland, 1991.
- [Cun 98] D.De Cunha, P.Gravez, C.Leroy, E.Maillard, J.Jouan, P.Varley, M.Jones, M.Halliwell, D.Hawkes, P.N.T.Wells, L.Angelini. *The midstep system for ultrasound guided remote telesurgery*. In 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, volume 20, pages 1266-1269, 1998.
- [Dan 01] T.Dang, T.M.Annaswamy, M.A.Srinivasan, *Development and Evaluation of an Epidural Injection Simulator with Force Feedback for Medical Training*, Medical Meets Virtual Reality proceedings, pages 97-102, 2001.
- [DeC 85] P.De Casteljau. *Formes à pôles*. Hermes, Paris, 1985.

- [Dos 01] L.dos Santos Machado, A.N.de Mello, R.de Deus Mopes, V.Odone Filho, M.Knorich Zuffo, *A Virtual Reality Simulator for Bone Marrow Harvest for Pediatric Transplant*, Medical Meets Virtual Reality proceedings, pages 293-297, 2001.
- [Dup 97] J.L.Duprat. *Integrating Hsplines into Softimage 3D*. B.Sc., McGill University, thèse 1997.
- [Far94] G.Farin. *NURB Curves and Surfaces from projective Geometry to practical use*. AK Peters, LTD, 1994.
- [Far 92] G.Farin. *Courbes et surfaces pour la CGAO*, Masson, 1992.
- [Fer 99a] E.Ferley, M.P.Gascuel, J-D.Gascuel. *Sculpture virtuelle*. Les journées AFIG 99, Reims, Novembre 1999.
- [Fer 99b] O.Ferrer-Roca, M. Sosa-Iudicissa. *Handbook of telemedicine*. IOS Press, 1999.
- [Flü 98] L. Flückiger, *Interface pour le pilotage et l'analyse des robots basée sur un generateur de cinématiques*, Ph. D. Thesis 1897, Swiss Federal Institute of Technology (EPFL), Lausanne, Switzerland, 1998.
- [Gen 01] E. Genevois, *Etude et développement d'un module de communication sur réseau RNIS pour la transmission du geste avec retour d'effort*, Rapport final stage de fin d'études - ENSEA- France Telecom R&D 2001.
- [Gam 96] E.Gamma, R.Helm, R.Johnson, J.Vlissides. *Design Patterns*. International Thomson Publishing, 1996.
- [Gou 99a] A.Gourdon, P.Poignet, G.Poisson, P.Vieyres, P.Marché. *A new robotic mechanism for the medical application*, IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Atlanta septembre 1999.
- [Gou 99b] A.Gourdon, P.Vieyres, P.Poignet, M.Szpieg, P.Arbeille. *A tele-scanning robotic system using satellite communication*, IEEE EMBEC'99 , Vienna 1999.
- [Gou 99c] A.Gourdon, Ph.Poignet, G.Poisson, P.Vieyres, P.Marché. *A new robotic mechanism for medical application*. In IEEE/ASME International conference on Advanced Intelligent Mechatronics, pages 33-38, Septembre 1999.
- [Gra 97] I.Graham. *Méthodes Orientées Objet*, International Thomson Publishing, 1997.

- [Gue 98] A.Guerraz. *Modélisation mécanique et géométrique pour la sculpture virtuelle 3D, en temps réel, et utilisant un système à retours d'efforts*, rapport CNET - projet DEDALE, 1998.
- [Gue 01] A.Guerraz, B.Hennion, A.Vienne, I.Belghit. *The tele-gesture: problems of networked gestures*, dans les proceedings EuroHaptics 2001, pages 65-70, 2001.
- [Gue 02a] A. Guerraz, A. Vilchis Gonzalez, J. Troccaz, P. Cinquin, B. Hennion, F. Pellissier, P. Thorel. *A Haptic Virtual Environment for Tele-Echography*, dans les proceedings MMVR 2002, pages 166-172, 2002.
- [Gue 02b] A. Guerraz, B. Hennion, P. Thorel, F. Pellissier, A.Vienne, I.Belghit. *A Haptic Command Station for Remote Ultrasound Examinations*, Haptic Symposium, VR 2002.
- [Hen 97] D.Henry. *Outils pour la modélisation de structures et la simulation d'exams échographiques*. TIMC-Université Joseph Fourier, thèse 1997.
- [Hos 93] J.Hoschek, DE.Lasser, *Fundamentals of Computer Aided Geometric Design*. AK Peters, LTD, 1993.
- [Igr 99] T.Igarashi, S.Matsuoka, H.Tanaka. *Teddy: A Sketching Interface for 3D Freeform Design*, Siggraph, 1999.
- [Kli 99] R.Kline-Schoder, J.Wilson, *Algorithm for Network-Based Force Feedback*, Creare Incorporated Neville Hogan, Massachusetts Institute of Technology, PUG 1999.
- [Liu 01] A.Liu, C.Kaufmann, T.Ritchie, *A computer-based simulator for diagnostic peritoneal lavage*, Medical Meets Virtual Reality proceedings, pages 279-285, 2001.
- [Led 87] S.J.Lederman, R.L. Klatzky. *Hand movements: A window into haptic object recognition*. Cognitive Psychology, 19, 342-368, 1987.
- [Mah 99] D.P.Mahoney. *It's a hit, Real Time collision detection brings virtual surgery closer to reality*. Computer Graphics World, pp 18-20, novembre 1999.
- [Mas 01] K.Masuda, E .Kimura , N. Tateishi, K. Ishihara. *Development of remote echographic diagnosis system by using probe movable mechanism and transferring echogram via high speed digital network*. dans les Proceeding de IX Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (MEDICON'01), Pula, pages 96-98, juin 2001.
- [Mas 98] T.Massie. *A Tangible Goal for 3D Modeling*. IEEE Computer Graphics and Applications, 1998.

- [**Min 97**] M.R.Mine, F.P.Brooks Jr.. *Moving Objects In Space: exploiting Proprioception in Virtual-Environment Interaction*. Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, pp 19-26, 1997.
- [**Mit 01**] M.R.Mine, F.P.Brooks Jr.. *Moving Objects In Space: exploiting Proprioception in Virtual-Environment Interaction*. Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, pp 19-26, 1997.
- [**Mon 02**] K.Montgomery, C.Bruyns, S.Sorkin, F.Mazzella. G.Thonier, A.Tellier, B.Lerman, A.Menon, *Spring: A General Framework for Collaborative, Real-Time Surgical Simulation*, dans les proceedings MMVR 2002, pages 296-303, 2002.
- [**Oka 98**] A.M.Okamura, J.T.Dennerlein, and R.D.Howe. *Vibration Feedback Models for Virtual Environments*, Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation, V 3, 1998, pp. 2485-2490.
- [**Pie 99**] F.Pierrot , E.Dombre, E.Dégoulange, L.Urbain, P.Caron, S.Boudet, J.Gariépy, Mégnien JL. *Hippocrate : a safe robot arm for medical applications with force feedback*. Medical Image Analysis, vol 3:285-300, 1999.
- [**Ric 00**] C.Richard, A.M.Okamura, M.R. Cutkosky, *Feeling is believing: Using a Force-Feedback Joystick to Teach Dynamic Systems*, Proceedings of the 2000 ASEE Annual Conference and Exposition, Session 3668. (Best Paper Award)
- [**Rös 01**] O.J.Rösh, K.Schilling, H.Roth, *Haptic interfaces for remote control of mobile robots*, proceedings TA'2001, IFAC Conference on Telematics Application in Automation and Robotics, p143-147 2001.
- [**Sal 99**] S.E.Salcudean, G.Bell, S.Bachmann, W.H.Zhu, P.Abolmaesumi, P.D.Lawrence. *Robot-assisted diagnostic ultrasound-design and feasibility experiments*. Dans Lecture Notes in Computer Science. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99), pages 1062-1071, 1999.
- [**Sto 97**] E.J.Stollnitz, T.D.Derose, D.H. Salesin. *Wavelets For Computer Graphics Theory and Applications*. Morgan Kaufmann Publishers, 1997.
- [**TER 01**] G. A.Vilchis, Ph.Cinquin, J.Troccaz., A.Guerraz, B.Hennion, F.Pellissier, P.Thorel, F.Courreges, A.Gourdon, G.Poisson, P.Vieyres, P.Caron, O.Mérigeaux, L.Urbain, C.Daimo, S.Lavalle, Ph.Arbeille, M.Altuser, M.Ayoubi, B.Tondu, S.Ippolito. *TER : a*

- system robotic tele-Echography*. Dans Lecture Notes in computer Science. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01), 2001.
- [Ton 00] B. Tondu and P. Lopez, "Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators", *IEEE Control Systems Magazine*, vol. 20, no.2, pp. 15-38, 2000.
- [Vil 01] G. A.Vilchis, J.Troccaz, Ph.Cinquin, F.Courreges, G.Poisson, B.Tondu. *Robotic Tele-ultrasound System (TER): Slave Robot Control*. Dans proceedings de TA'2001, IFAC Conference on Telematics Application in Automation and Robotics, Juillet 2001.
- [Web 01] R.W.Webster, D.Zimmerman, B.J.Mohler, M.G.Melkonian, R.S.Haluck, *A Prototype Haptic Suturing Simulator*, Medical Meets Virtual Reality proceedings, pages 567-569, 2001.
- [Wil 99] J.P.Wilson, R.J.Kline-Schoder, M.A.Kenton, N.Hogan. *Algorithms for Network-Based Force Feedback*. Fourth PHANToM Users Group Workshop (PUG99), 1999.
- [Win 96] A-M.Wing, P.Haggard, J-R.Flanagan. *The neurophysiology and Psychology of Hand Movements*. Academic Press, 1996.
- [Zhu 99] Y.Zhu, J-X.Chen,X.Fu,D.Quammen. *A virtual Reality System for Knee Diagnosis and Surgery Simulation*, IEEE Virtual Reality'99 Conference, 1999.

Références internet

- [Csi url] Haptic workbench - Commonwealth Scientific & Industrial Research Organisation
<http://www.cmis.csiro.au/imvs/Technology/workbench.htm>
- [Eto url] <http://www.etouch3d.org>
- [Eur url] <http://www.eurohaptics.org/>
- [Fon url] <http://imts7.epfl.ch/projects/ati/hapticdriver/>
- [Gor Url] P.Gorman, T.Krummel, R.Webster, M.Smith, D.Hutchens. *A prototype Haptic Lumbar Puncture Simulator*. <http://cs.millersv.edu/haptics/lumbar.html>
- [Hal Url] R.Haluck, R.Webster, A.Snyder, W.Wang, B.Mohler,D.Hutchens, *A Haptic Surgical Suturing Simulator Analysis of Surgical Skills*. Travaux de recherches en cours, <http://cs.millersv.edu/haptics/lumbar.html>
- [Hut Url] M.Hutchins, *A Constraint Equation Algebra as a Basis for Haptic Rendering*, CSIRO Mathematical and Information Sciences, <http://www.cs.sandia.gov/SEL/conference/pug00/papers/hutchins-PUG2000.pdf>
- [Imm url] <http://www.immersion.com>
- [Log url] <http://www.irisi-nordpasdecals.org/acercles/loginat.htm>
- [Mmv url] http://www.nextmed.com/mmvr_virtual_reality.html

[Ope url] <http://www.opengl.org/>

[Oph url] <http://www.irisi-nordpasdecals.org/acercles/ophtal.htm>

[Rea url] <http://www.reachin.se>

[Rob url] N.Robin, GL utility Toolkit (Glut), <http://www.opengl.org/developpers/documentation/glut>

[Sca url] T.Scanlan, D.Buckle, <http://www.e-acute.fr/>

[Sen url] <http://www.sensable.com>

[STL url] Standard Template Library, <http://www.sgi.com/Technology/STL/index.html>

[Tel url] <http://www.crcg.edu/projects/teleinvivo.html>

[Telu url] <http://www.irisi-nordpasdecals.org/acercles/telurge.htm>

Brevets

- [Cin a]** P.Cinquin, J.Troccaz, *système télécommandé de positionnement sur un patient d'un dispositif d'observation/interventions*, brevet déposé par l'Université Joseph Fourier de Grenoble, 15 juillet 1999.
- [Cin b]** P.Cinquin, J.Troccaz, *Système de déplacement pneumatique*, brevet déposé par l'Université Joseph Fourier de Grenoble, 15 juillet 1999.
- [Gue a]** A.Guerraz, B.Hennion, *Télé calibrage utilisant le flux haptique*, brevet déposé par France Telecom, n° INPI 0103828, 21 mars 2001.
- [Gue b]** A.Guerraz, B.Hennion, *Télé calibrage dynamique temps réel utilisant le flux haptique*, brevet déposé par France Telecom, n° INPI 02 00216 du 09 janvier 2002.
- [Hen a]** B.Hennion, A.Guerraz, *Maillage triangulaire virtuel 3 D haptique*, brevet déposé par France Telecom, en cours.
- [Hen b]** B.Hennion, A.Guerraz, *La poignée de main répartie : un système à retour d'effort à distance sur réseau synchrone*, brevet déposé par France Telecom, n° INPI 0014733, 15 novembre 2000.
- [Pel]** F.Pellissier, P.Thorel, *Télécommunication multisensorielle*, brevet déposé par France Telecom, n° INPI 0103127, 08 mars 2001.

ANNEXES



Annexe A

Questionnaires

13.1 Questionnaire destiné au médecin utilisant le prototype de télé-échographie

TÉLÉ-ÉCHOGRAPHIE - LA MÉDECINE À DISTANCE

L'idée

Permettre à un médecin spécialiste de pratiquer à distance un examen d'échographie, avec la transmission du toucher.

Le projet

Le dispositif étudié doit transmettre :

- des images d'ambiance,
- des images échographiques,
- un retour vocal de l'assistant et du patient,
- la sensation du toucher grâce à un télémanipulateur à retour d'efforts (côté médecin) et à un robot manipulateur de la sonde (côté patient).

De manière générale, la télémédecine est en constante progression. Son application est très large, notamment pour les examens échographiques. Le but du projet d'examens échographiques à distance est de fournir une solution fiable pour la pratique d'examens échographiques experts dans des régions géographiques éloignées, ou pour des scénarii d'urgence. Constatant que les experts sont peu nombreux et situés dans de grands centres hos-

pitaliers, le but de ce projet est de fournir des examens de qualité pour la plus grande population.

La télé-échographie consiste à permettre à l'expert échographiste d'abolir les distances et de réaliser l'échographie dans des conditions de qualité comparables à celles qui prévaudraient s'il était directement au contact de son patient. Le but est d'améliorer la prise en charge de pathologies qui nécessitent la réalisation d'un tel examen, dans la mesure où les ressources humaines qualifiées pour l'échographie sont réparties de manière inhomogène sur le territoire. L'accès aux soins est inégal, ce qui est particulièrement mal ressenti, notamment dans les localités dont on envisage la fermeture de certains centres de soin comme les maternités.

Le défi médical présenté précédemment se traduit sur le plan scientifique par la difficulté de fournir à l'opérateur les informations pertinentes pour abolir la distance et contrôler un environnement complexe tout en réalisant son examen dans des conditions de qualité acceptables (notion de " télé-présence "), en respectant des contraintes de sécurité très strictes. Si le transfert d'images n'est pas un problème, il n'en est pas de même de la transmission du geste. On souhaite que le système de déplacement de la sonde échographique ait les caractéristiques suivantes :

- ses composantes doivent pouvoir se déformer de manière réversible sous l'effet d'une contrainte mécanique modérée extérieure au système ("compliance")
- ses mouvements devraient reproduire aussi fidèlement que possible les ordres d'un opérateur sans qu'il soit pour autant nécessaire de connaître à tout instant les caractéristiques géométriques des diverses composantes du système (contrôle faible)

En effet, les mouvements de la sonde se font au contact du patient, dans un référentiel lié à l'organe cible et non plus dans un référentiel lié à l'opérateur. Ce dernier commande donc le déplacement de ses outils en fonction de ce qu'il voit, ses déplacements sont " relatifs ".

L'opérateur n'a pas besoin d'indiquer les positions et orientations absolues de ses outils. De plus une imprécision dans la position de ses outils est sans conséquence dans la mesure où le contact entre outil et organe met en jeu des contraintes mécaniques limitées, qui sont transmises à l'expert. L'opérateur va donc pratiquer en fonction de ce qu'il ressent. Par ailleurs, la " télé-présence " nécessitera que les informations pertinentes puissent être communiquées entre l'opérateur et le site distant avec des performances compatibles avec les spécifications cliniques.

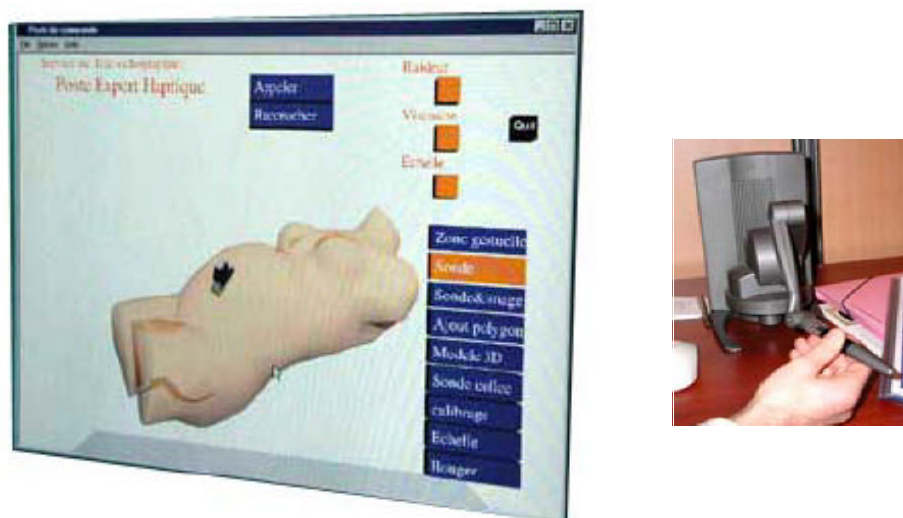


Figure 1 (à gauche) Poste de commande de l'expert médical téléopérant une patiente virtuelle

Figure 2 (à droite) Joystick permettant d'opérer à distance, avec la perception du retour d'efforts



Figure 3 Le prototype du robot distant TER

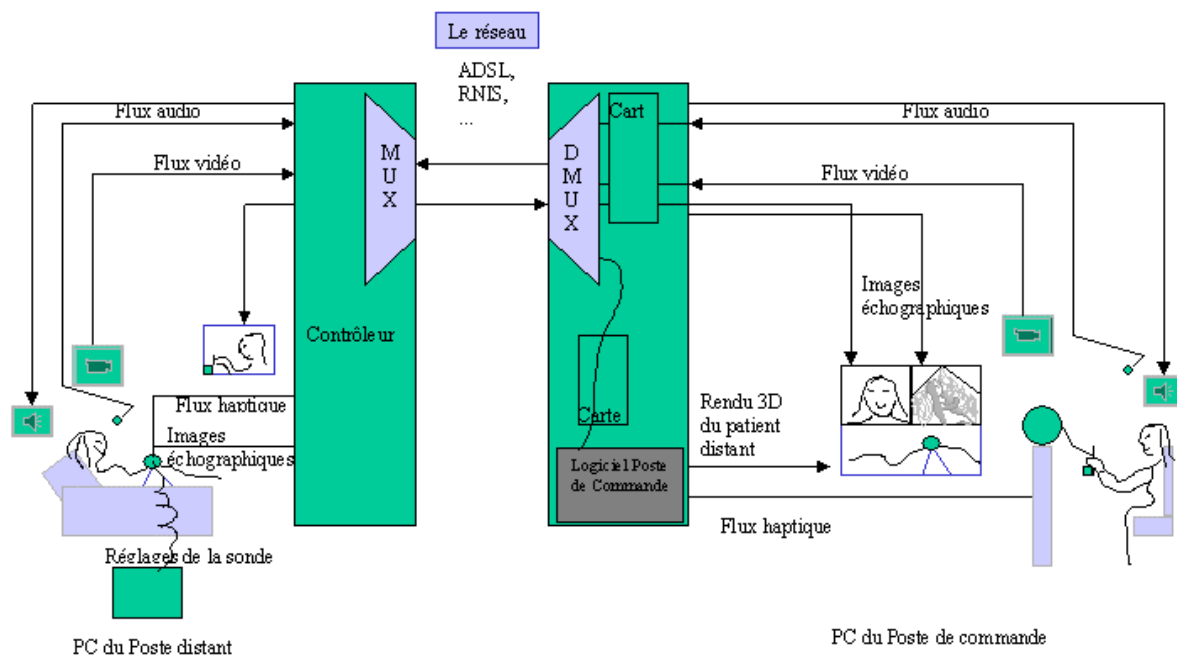
SCÉNARIO

- *l'expert médical distant doit pouvoir :*

- dialoguer avec le patient et le personnel présent en ayant une vision d'ensemble de la scène,
- indiquer, en déplaçant une sonde virtuelle via un joystick à retour d'efforts qu'il tiendrait à la main, le sens des déplacements de la sonde réelle souhaités, selon 6 degrés de liberté, et avec un retour d'efforts lui permettant de véritablement sentir et télé-palper,
- contrôler les paramètres d'acquisition de l'échographe,
- visualiser les images échographiques,
- contrôler sur ces images échographiques la manière dont ses ordres de déplacement sont réellement pris en compte,
- adapter ses ordres à la manière dont ils sont réalisés et à ses besoins,
- avoir un retour d'information sur la pression exercée par la sonde réelle sur le patient,
- un système approprié déplace la sonde réelle selon les indications de l'expert.

- *le patient et le personnel présent puissent :*

- initialiser la position du système de déplacement de la sonde,
- dialoguer avec l'expert (et en particulier donner des indications sur l'éventuel caractère douloureux de l'examen),
- interrompre le déplacement de la sonde si celui-ci devient douloureux (pression trop forte par exemple),
- redonner la main à l'expert après une telle interruption,
- éventuellement déplacer la sonde, selon les indications vocales de l'expert.



Copyright France Telecom 1999

Figure 4 Vue d'ensemble du poste expert et patiente

Pour des informations complémentaires sur la télé échographie : Demandez à Agnès Guerraz ou Adriana Vilchis :

Agnès Guerraz Projet de Télé échographie à FT R&D, Meylan (38)

Tel:33 (0)4 76 76 42 83

Email: dedale.balg002@rd.francetelecom.fr

Vilchis Gonzalez Adriana H. Laboratoire TIMC/IMAG Equipe GMCAO

Institut Albert Bonniot

Tel : 04.74.54.95.23 ou 04.76.54.95.31

Email : Adriana.Vilchis-Gonzales@imag.fr

Questionnaire « Télé-échographie ou échographie à distance »

Merci de bien vouloir renseigner le questionnaire suivant, puis de le séparer du reste du document et de le rendre à Agnès Guerraz ou Adriana Vilchis.

Votre Nom :

Votre Prénom :

Votre Clinique ou hôpital :

Votre spécialité :

Votre adresse professionnelle

- Téléphone
- E-Mail

1 Questions générales :

◇ Dans la pratique des examens échographiques ?

- Expert
- Débutant
- Etudiant

Précisez

◇ Depuis combien de temps pratiquez-vous des examens échographiques ?

◇ Quels examens échographiques exercez-vous : abdominal, pelvien, cardiaque, ... ?

Précisez

2 Questions générales sur les tests :

◇ Est-ce la première fois que vous testez ce prototype ?

- Oui
- Non
- Si ce n'est pas la première fois, précisez le nombre de fois :

Précisez si vous avez déjà participé à l'évaluation de prototype de télémédecine :

◇ La durée globale de ce test pour prendre en main le prototype vous a semblée :

- Trop courte
- Adéquate
- Trop longue

Précisez

3 Questions sur la télé-échographie :

◇ Avez vous pu contrôler la sonde distante du prototype ?

- OUI
- NON
- Si oui, c'était :
 - Très facile
 - Facile
 - Peu facile
 - Difficile

Précisez

◇ La qualité des images échographiques vous semble ?

- Satisfaisante
- Insatisfaisante

Précisez

◇ **Avez-vous pu suivre une structure ?**

- ☐ OUI
- ☐ NON
- ☐ Si oui, c'était:
 - Très facile
 - Facile
 - Peu facile
 - Difficile

Précisez (si oui précisez le nombre de fois)

◇ **L'utilisation vous a t'elle parue intuitive ?**

- ☐ Très intuitive
- ☐ Assez intuitive
- ☐ Peu intuitive

Précisez

◇ **Combien de temps pensez vous avoir mis pour utiliser de manière naturelle le joystick à retour d'efforts ?**

- ☐ Moins de 15 mn
- ☐ Entre 15 et 30 mn
- ☐ Plus de 30 mn

Précisez

◇ **Combien de temps avez-vous mis pour évaluer l'espace de travail du fantôme médical distant ?**

- ☐ Moins de 15 mn
- ☐ Entre 15 et 30 mn
- ☐ Plus de 30 mn

Précisez

◇ **Pendant l'expérience, avez-vous dialogué facilement avec le ou les manipulateurs distants, par visio-conférence ?**

- ☐ OUI
- ☐ NON

Précisez

◇ **Qu'est-ce qui vous a le plus plu ?**

Précisez

◇ **Qu'est-ce qui vous a le plus déplu ?**

Précisez

Merci d'avoir bien voulu répondre à ce questionnaire.

13.2 Questionnaire destiné aux patientes pour sonder leur acceptation d'un tel prototype de télé-échographie

DE L'EXAMEN ÉCHOGRAPHIQUE CLASSIQUE VERS LA TÉLÉ-ÉCHOGRAPHIE

L'échographie a connu ses premières applications chez la femme enceinte à la fin des années 50, et son véritable développement au début des années 70. Cette technique d'imagerie médicale permet selon le stade de la grossesse, de visualiser tout ou une partie du fœtus, de le mesurer et de l'observer. Pour la future maman, l'examen est simple indolore et sans danger. Une sonde passée sur l'abdomen maternel émet des ultrasons. Selon la différence de densité acoustique des organes et des membres rencontrés, la réflexion des ultrasons les fait apparaître à l'écran de façon plus ou moins claire ou foncée, en noir et blanc ou bien encore en couleur.

Chaque échographie de la grossesse, une par trimestre, a ses raisons d'être et apporte des informations précieuses, devenues irremplaçables dans le cadre d'une surveillance de qualité de la grossesse. En cas de problème, il arrive que le médecin traitant prescrive des échographies supplémentaires, car elles font désormais partie de cette nouvelle spécialité de pointe qu'est le diagnostic prénatal. Les experts échographistes conseillent de passer cet examen de préférence entre la 12^{ème} et 13^{ème} semaine d'aménorrhée, pour le premier examen, ensuite pendant la 22^{ème} semaine et le dernier lors de la 32^{ème} semaine. L'objectif général de l'examen d'échographie est de fournir la date du début et de la fin de la grossesse, d'obtenir des mesures sur le fœtus afin d'établir des courbes de croissances et de les comparer avec des courbes de croissances pré-établies. Il s'agit aussi de dépister d'éventuelles anomalies sur certains organes. En cas de problèmes, le médecin peut ainsi intervenir au plus tôt pour établir un diagnostic. On distinguera souvent les différents types d'examens échographiques: examens classiques, de surveillance, pour expertise, ou encore d'urgence. Ces types d'examens différents par leur con-

texte d'application et par le niveau d'expertise nécessaire.



Pendant la grossesse, il y a trois examens d'échographie, un par trimestre:

- Premier examen: l'examen est réalisé entre la 12^{ème} et la 13^{ème} semaine d'aménorrhée. Le médecin cherche alors à déterminer la date de début de la grossesse. La connaissance précise de cette date est importante pour bien suivre pendant neuf mois l'évolution de la croissance fœtale, pour connaître la date de terme, le nombre de fœtus, de vérifier qu'ils sont bien installés dans l'utérus et non la trompe, de vérifier les organes du fœtus,.... Du côté de la mère, le médecin recherche d'éventuels kystes de l'ovaire ou des fibromes.
- Deuxième examen: l'examen est réalisé durant la 22^{ème} semaine. Le médecin réalise l'étude de la morphologie du fœtus, il mesure le fœtus et s'assure qu'il a grandi, qu'il bouge bien et que la quantité de liquide amniotique est normale. Tous les organes, puis tous les membres sont passés en revue, un par un. Le médecin écoute le cœur et vérifie le nombre de doigts, et d'orteils. On examine la colonne vertébrale et on peut aussi rechercher le sexe de l'enfant.
- Troisième examen: l'examen est réalisé lors de la 32^{ème} semaine. Le médecin mesure le fœtus et s'assure qu'il ne souffre d'aucun retard de croissance intra-utérin. L'examen des organes permet de déceler encore certaines anomalies qui n'étaient pas apparues lors de la deuxième échographie. Pour finir l'échographiste vérifie aussi la position du fœtus ainsi que celle du placenta.

TÉLÉ ÉCHOGRAPHIE - LA MÉDECINE À DISTANCE

L'idée

Permettre à un médecin spécialiste de pratiquer à distance un examen d'échographie, avec la transmission du toucher.

Le projet

Le dispositif étudié doit transmettre :

- des images d'ambiance,
- des images échographiques,
- un retour vocal de l'assistant et du patient,
- la sensation du toucher grâce à un télémanipulateur à retour d'efforts (côté médecin) et à un robot manipulateur de la sonde (côté patient).

De manière générale, la télé médecine est en constante progression. Son application est très large, notamment pour les examens échographiques. Le but du projet d'examen échographiques à distance est de fournir une solution fiable pour la pratique d'examen échographiques experts dans des régions géographiques éloignées, ou pour des scénarii d'urgence. Constatant que les experts sont peu nombreux et situés dans de grands centres hospitaliers, le but de ce projet est de fournir des examens de qualité pour la plus grande population.

La télé-échographie consiste à permettre à l'expert échographiste d'abolir les distances et de réaliser l'échographie dans des conditions de qualité comparables à celles qui prévaudraient s'il était directement au contact de son patient. Le but est d'améliorer la prise en charge de pathologies qui nécessitent la réalisation d'un tel examen, dans la mesure où les ressources humaines qualifiées pour l'échographie sont réparties de manière inhomogène sur le territoire. L'accès aux soins est inégal, ce qui est particulièrement mal ressenti, notamment dans les localités dont on envisage la fermeture de certains centres de soin comme les maternités.

Le défi médical présenté précédemment se traduit sur le plan scientifique par la difficulté de fournir à l'opérateur les informations pertinentes pour abolir la distance et contrôler un environnement complexe, tout en réalisant son examen dans des conditions de qualité acceptables (notion de " télé-présence "), en respectant des contraintes de sécurité très strictes. Si le transfert d'images n'est pas un problème, il n'en est pas de même de la transmission du geste. On souhaite que le système de déplacement de la sonde échographique ait les caractéristiques suivantes :

- *ses composantes doivent pouvoir se déformer de manière réversible sous l'effet d'une contrainte mécanique modérée extérieure au système ("compliance")*
- *ses mouvements devraient reproduire aussi fidèlement que possible les ordres d'un opérateur sans qu'il soit pour autant nécessaire de connaître à tout instant les caractéristiques géométriques des diverses composantes du système (contrôle faible)*

En effet, les mouvements de la sonde se font au contact du patient, dans un référentiel lié à l'organe cible et non plus dans un référentiel lié à l'opérateur. Ce dernier commande donc le déplacement de ses outils en fonction de ce qu'il voit, ses déplacements sont " relatifs ".

L'opérateur n'a pas besoin d'indiquer les positions et orientations absolues de ses outils. De plus une imprécision dans la position de ses outils est sans conséquence dans la mesure où le contact entre outil et organe met en jeu des contraintes mécaniques limitées, qui sont transmises à l'expert. L'opérateur va donc pratiquer en fonction de ce qu'il ressent. Par ailleurs, la " télé-présence " nécessitera que les informations pertinentes puissent être communiquées entre l'opérateur et le site distant avec des performances compatibles avec les spécifications cliniques.



Figure 1 (à gauche) Poste de commande de l'expert médical télé opérant une patiente virtuelle
Figure 2 (à droite) Joystick permettant d'opérer à distance, avec la perception du retour d'efforts

SCÉNARIO

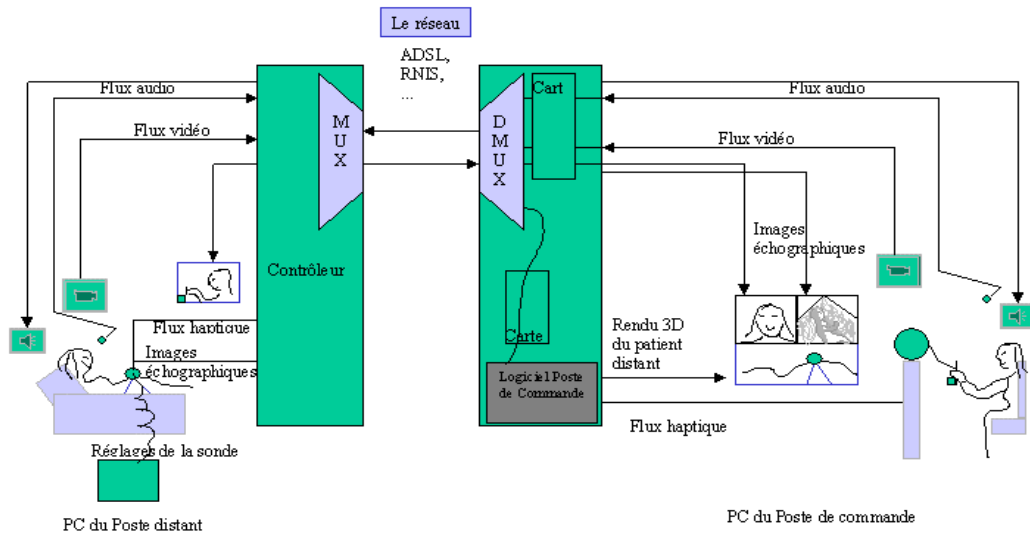
- il faut que l'expert médical puisse :

- dialoguer avec le patient et le personnel présent en ayant une vision d'ensemble de la scène,
- indiquer, en déplaçant une sonde virtuelle via un joystick à retour d'efforts qu'il tiendrait à la main, le sens des déplacements de la sonde réelle souhaités, selon 6 degrés de liberté, et avec un retour d'efforts lui permettant de véritablement sentir et télé-palper,
- contrôler les paramètres d'acquisition de l'échographe,
- visualiser les images échographiques,
- contrôler sur ces images échographiques la manière dont ses ordres de déplacement sont réellement pris en compte,
- adapter ses ordres à la manière dont ils sont réalisés et à ses besoins,
- avoir un retour d'information sur la pression exercée par la sonde réelle sur le patient,
- un système approprié déplace la sonde réelle selon les indications de l'expert.

- le patient et le personnel présent doivent pouvoir :

- initialiser la position du système de déplacement de la sonde,
- dialoguer avec l'expert (et en particulier donner des indications sur l'éventuel caractère douloureux de l'examen),
- interrompre le déplacement de la sonde si celui-ci devient douloureux (pression trop forte par exemple),
- redonner la main à l'expert après une telle interruption,

- éventuellement déplacer la sonde, selon les indications vocales de l'expert.



Copyright France Telecom 1999

Figure 3 Vue d'ensemble du poste expert et patiente

Pour des informations complémentaires sur la télé échographie : Demandez à votre médecin.

Questionnaire « Télé-échographie ou échographie à distance »

Merci de bien vouloir renseigner le questionnaire suivant, puis de le séparer du reste du document et de le rendre à votre médecin.

1 – Votre perception de l'appareil d'échographie dans les conditions d'un examen classique :

◇ Avez-vous déjà fait l'expérience d'une échographie traditionnelle ?

Oui

Non

Précisez

◇ L'examen échographique est-il pour vous un moment

Très agréable

Plutôt agréable

Plutôt désagréable

Très désagréable

Précisez

◇ **Pendant l'examen échographique, vous sentez-vous**

Tout à fait en confiance

Plutôt en confiance

Plutôt pas en confiance

Pas du tout en confiance

Précisez

2 *Votre perception de l'appareil échographique "à distance" (télé-échographie) :*

◇ **Le contact avec un robot contrôlé à distance vous paraît-il envisageable ?**

OUI

NON

Précisez

◇ **Etes vous rassurée par la maîtrise du robot vous permettant de l' arrêter à tout instant en cas de problèmes, de gênes, ou de douleurs ?**

OUI

NON

Précisez

◇ **Etes vous mise en confiance par la visio-conférence avec votre docteur - opérateur distant ?**

- OUI
 NON

Précisez

◇ **Etes-vous rassurée par le fait que votre médecin distant puisse ressentir tactilement la pression exercée sur votre abdomen lors de l'examen échographique distant ?**

- OUI
 NON

Précisez

◇ **Accepteriez-vous d'être en contact avec un appareil échographique contrôlé à distance par un médecin expert échographiste ?**

- OUI
 NON

Précisez

◇ **Pendant une télé-échographie, dialogueriez-vous facilement avec le médecin expert par visio-conférence ?**

- OUI
 NON

Précisez

◇ **Etes-vous rassurée par la présence d'un ou d'une assistante sur le lieu de l'échographie ?**

- OUI
○ NON

Précisez

Merci d'avoir bien voulu répondre à ce questionnaire.

Annexe B

Des applications haptiques pour les mal-voyants et non-voyants

Pour les personnes aveugles ou bien disposant d'une vision faible, les interfaces haptiques, de type PHANTOM apparaissent comme autant de possibilités pouvant rendre l'accès à des services, et ceci de manières plus directes et plus faciles.

En effet, le toucher 3D permet une modélisation conceptuelle et design. Elle autorise une manipulation et un contrôle 3D réaliste, voir [Mas 98]. Le retour d'efforts donne les informations utiles pour les sens kinesthésiques de la main, voir [Win 96]. Nous avons fait tester les différents exemples haptiques de base à Anne-Marie qui est mal-voyante. L'interface haptique utilisée est le robot desktop à 6 degrés de liberté dont 3 sont à retour d'efforts, de la société SensAble. Pour la suite, le point haptique désigne l'extrémité du bras du robot qui est le point où la force est appliquée, dans le monde virtuel.

Plusieurs approches se dégagent pour développer ces nouvelles applications. Notamment, deux approches principales apparaissent:

- la première approche consiste à bloquer le geste de manière exacte;
- la deuxième approche consiste à s'enfoncer plus dans la matière virtuelle, la sensation est plus floue mais plus continue.

De manière générale, lorsque'un objet virtuel rentre en collision avec le point haptique (ie: le point virtuel manipulé par le mal-voyant) une force de réaction est calculée. Lorsqu'il n'y a pas de contact, aucune force est retournée,

Le projet de développement d'applications haptiques pour les mal-voyants rassemble plusieurs axes de travail dont: la modélisation 3D de l'environnement, des applications informatiques, adapté aux mal-voyants, la modélisation mécanique de cet environnement, et l'étude ergonomique de ces applications avec la recherche de règles de développements.

Les espaces virtuels peuvent être explorés, ou encore re-visités à travers des périphériques haptiques qui procurent, à l'utilisateur, un retour d'efforts ou bien des sensations tactiles.

13.3 Le rendu haptique

Le rendu haptique donne la sensation tactile du monde virtuel dans lequel les mal-voyants doivent réussir à évoluer. Il permet d'identifier les formes 3D modélisées. Il donne des indications sur les matériaux.

13.4 Les vibrations

Dans ces applications destinées aux mal-voyants, il s'agit de bien analyser le rendu haptique, c'est à dire créer des modèles de vibrations suivant les caractéristiques physiques des matériaux représentés, par exemple le bois, le fer, le verre, voir [Oka 98].

La détection de formes 3D dans le monde virtuel, ainsi que l'analyse de la surface des objets trouvés peuvent être facilitées par l'introduction du son spatialisé dans ces applications.

13.5 Le son spatialisé

Afin d'aider à la localisation de l'objet dans un espace 3D, il apparaît intéressant d'utiliser le son spatialisé:

- lorsque le point Ghost rentre en contact avec un objet;
- dans le voisinage d'un bouton haptique;
- lors du lancement de l'application;
- lors de la fin de l'application.

Concevoir l'espace en 3 dimensions n'est pas forcément naturel pour les mal-voyants. De ce fait, l'utilisation du son spatialisé est une aide précieuse dans les futures applications à retour d'efforts.

13.6 Les menus haptiques

Il apparaît que les boutons haptiques sont repérés très rapidement par l'utilisateur. Il faut cependant prévoir une grande profondeur, des boutons larges et espacés entre eux.

Au bout de la troisième utilisation, des applications haptiques de démonstrations, Anne-Marie localise le bouton haptique "Quit" qui permet de fermer l'application, voir la figure 72.



figure 72 Exemple de bouton haptique: le bouton Quit

La plus part des applications informatiques possèdent de nombreux boutons graphiques, non-accessibles pour les mal-voyants. Les interfaces haptiques pourraient les rendre perceptibles.

13.7 Des idées d'applications

La troisième dimension est difficile à imaginer. C'est pour cette raison qu'une première application assez simple et comportant une très faible profondeur à émergée: la conception d'une horloge haptique, voir la figure 73.

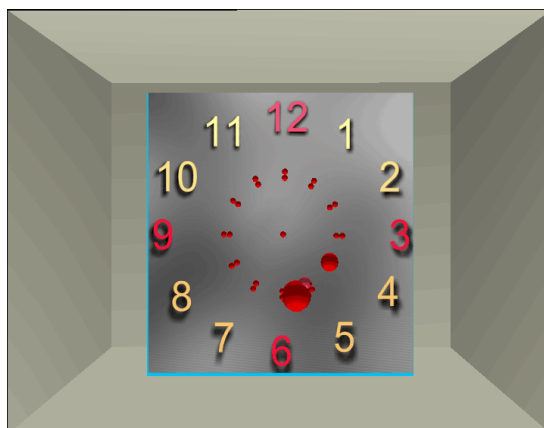


figure 73 Conception d'une horloge haptique

Elle se compose d'une demi-sphère centrée et haptique, le point Ghost s'enfonce mollement dans cette partie. Autour de cette sphère douze petites marques haptiques ont été positionnées afin de localiser les heures et les minutes. Enfin, une demi-sphère marque les minutes, et une plus petite marque les heures. Leur rendu haptique les rend très facile à trouver et elles sont disposées sur le rayon de la grande demi-sphère centrale.

D'autres applications sont envisagées:

- fabriquer une bibliothèque d'objets 3D et/ou 2D pour apprendre et affiner le toucher virtuel;
- concevoir un jeu haptique, guider des objets dans l'espace 3D;
- apprentissage de l'écriture manuscrite: aide à l'orthophonie.

13.8 L'écriture haptique

L'utilisation du clavier (tel qu'on le connaît) est largement répandue chez les personnes mal-voyantes. Il existe plusieurs sortes de claviers, notamment Azerty et Qwerty. On peut représenter de manière haptique ces différents claviers. Il existe aussi d'autres modes d'écritures digitales. Le système d'écriture octave fait parti de ces autres modes, voir [Rös 01], il est destiné principalement aux interfaces de téléphones mobiles ou assistants personnels. Avec Octave, il est possible de saisir du texte facilement et rapidement en utilisant un petit écran tactile ou un joystick à huit positions. Il peut être simulé par un robot à retour d'efforts à trois degrés de liberté. Cette dernière interface pourrait bien à terme procurer aux personnes mal voyantes un clavier haptique plus ergonomique, et plus adapté à l'écriture haptique.



figure 74L'écriture haptique en utilisant le robot phantom de chez SensAble

L'écriture haptique en utilisant le robot phantom de chez SensAble est possible. Des repères haptiques comme des interlignes ou lignes de guidages haptiques peuvent aider au repérage du geste 3D dans l'espace. Le geste est posé sur un plan ou tableau virtuel et haptique. Elle permet de connaître les limites liées plus à l'interface utilisée. Les premiers résultats sont très encourageants, voir la figure 74.

13.9 La lecture haptique

A un rythme de lecture réduit, il est possible actuellement de relire ce qui a été écrit en utilisant le robot phantom de chez SensAble. Le principe général de la re-lecture consiste à mémoriser le geste de l'écriture lors de l'écriture d'un mot, et ensuite, il s'agit d'entraîner la main du lecteur le long des mots.

Il n'y a pas pour l'instant d'interface satisfaisante permettant une lecture rapide. C'est une voie qui reste à explorer.

13.10 Conclusion

Le développement d'applications haptiques destinés aux mal-voyants ouvre de nouvelles possibilités pour leurs permettre l'accès à des services via le réseau Internet, ou bien via des bornes interactives, comme des distributeurs de billets équipés d'un simple système à retour d'efforts, voir [Ric 00].

Annexe C

Le réseau de télécommunication: à propos de Numéris, du modèle OSI

13.11 Le RNIS

Le Réseau Numérique à Intégration de Services (RNIS) est l'évolution naturelle du réseau téléphonique. En effet, les opérateurs de tous les pays ont depuis plusieurs années modernisé leur réseau en remplaçant les centraux analogiques par des équipements basés entièrement sur la technologie numérique. Ainsi, aujourd'hui, le réseau véhicule des données (voix, images...) dans des canaux numériques à 64 Kb/s.

Numéris est le nom commercial du RNIS de France Télécom. C'est la prolongation jusque chez l'abonné de cette modernisation. Le RNIS, grâce à l'informatisation de son réseau, intègre un certain nombre de services dont les principaux sont les suivants :

- discrimination des appels voix, données, télécopie (fax), etc...
- présentation du numéro appelant à l'appelé
- possibilité de sous-adressage et de sélection directe à l'arrivée
- pour la voix : possibilité de suspension, reprise, transfert d'appel, renvoi de terminal...

Outre les services intégrés, les atouts principaux sont les suivants :

- Rapidité : débit équivalent à 64000 bps (450 kilo-octets par minute) sur un seul canal B, sans compression. Le débit est symétrique et donc l'envoi et la réception des données s'effectuent à la même vitesse. On note qu'il est possible d'augmenter la rapidité en utilisant la compression des données. On peut également regrouper plusieurs canaux en une seule voie logique.
- Fiabilité et garantie des débits : l'opérateur de télécommunication garantit la qualité de la transmission numérique (pas d'erreurs de transmission à corriger). Le débit réel est donc très proche du débit maximum théorique (64 bps sur un canal, 128000 bps sur deux canaux), contrairement au réseau téléphonique commuté où le débit peut varier considérablement avec la qualité de la ligne (le débit peut chuter jusqu'à 9600 bps).
- Mode synchrone : sur les liaisons numériques, on utilise généralement des profils de communication synchrones permettant de réduire à moins de 3% la partie du trafic consacré au contrôle (contre 20% dans le cas des communications analogiques asynchrones du réseau téléphonique commuté).
- Temps de connexion court : environ 2 secondes pour le réseau français.
- Réseau commuté : on peut établir des connexions directes point à point entre les abonnés.
- Couverture : le RNIS offre une couverture internationale. En France la plupart du territoire est couvert : seuls les endroits les plus isolés ne sont pas desservis.

Deux types d'abonnement au réseau RNIS sont disponibles :

L'accès de base : deux canaux B à 64 Kb/s pour le transport des informations en mode circuit et un canal D à 16 Kb/s pour la signalisation et le transport des données en mode paquet.

L'opérateur de télécommunication installe chez l'abonné une Terminaison Numérique de Réseau (TNR), de laquelle part un bus S0 comportant des prises permettant à l'abonné de connecter jusqu'à 8 équipements de communication différents. L'opérateur attribue à l'installation un seul numéro de téléphone. Avec le service de Sélection Directe à l'Arrivée, l'opérateur attribue à l'installation plusieurs numéros de téléphone. La SDA permet une affectation sélective des appels entrant aux différents terminaux de l'installation.

L'accès primaire : il comporte jusqu'à 30 canaux B à 64 Kb/s pour le transport des informations en mode circuit et un canal D à 64 Kb/s pour la signalisation et le transport des données en mode paquet.

L'opérateur de télécommunication attribue à l'installation un numéro de téléphone. Si l'abonné souscrit le service complémentaire de SDA, l'opérateur attribue à l'installation plusieurs numéros de téléphone.

Dans le cas d'un accès de base, il peut-être utile d'utiliser un autocommutateur numérique privé (PABX) pour structurer le réseau numérique au sein des locaux. Du PABX partent différents câbles distribuant les prises sur lesquelles on raccorde les équipements de communication de l'installation :

- Equipements analogiques : modems, postes téléphoniques, télécopieurs...
- Bus S0 permettant de raccorder jusqu'à 8 équipements numériques : micro-ordinateurs, télécopieurs et téléphones RNIS...

A l'intérieur des locaux, les équipements sont distingués par des numéros de poste. Si l'abonné a souscrit le service de SDA, le PABX gère une table de correspondance entre les numéros de poste internes et les numéros du plan de numérotation téléphonique national attribués à l'installation.

L'utilisation d'un PABX est indispensable pour toute souscription à un accès primaire...

Un abonné ne disposant pas du service de SDA ou voulant distinguer plusieurs terminaux auxquels est affecté le même numéro de SDA peut recourir à la fonction de sous-adressage RNIS. La sous-adresse est une extension du numéro RNIS qui comporte jusqu'à 4 chiffres (0001 à 9999). Elle est choisie librement par l'abonné. Lors d'un appel, elle doit suivre le numéro et être séparée de celui-ci par le caractère *.

Autres services offerts par le RNIS :

- Distinction des appels voix et données : Les terminaux en attente d'appel sont capables de trier les appels qui leur sont destinés grâce à l'information de Service Support (donnée, voix...) véhiculée par les messages de signalisation du canal D. Ainsi, par exemple, si une application de téléphonie et un logiciel de transfert de fichiers sont en attente d'appels sur un même accès de base (pas de SDA ni de sous-adresse), l'affectation de l'appel se fera correctement.
- Accès au réseau public X.25 par le canal D : le RNIS intègre dans un certain nombre de pays l'accès direct au réseau public X.25 en mode paquet (transpac pour la France). Ce service est ouvert par le canal D et offre un débit logique de 9600 bps. Il est réalisé par un couplage entre le central téléphonique local dont dépend l'abonné et un autocommutateur

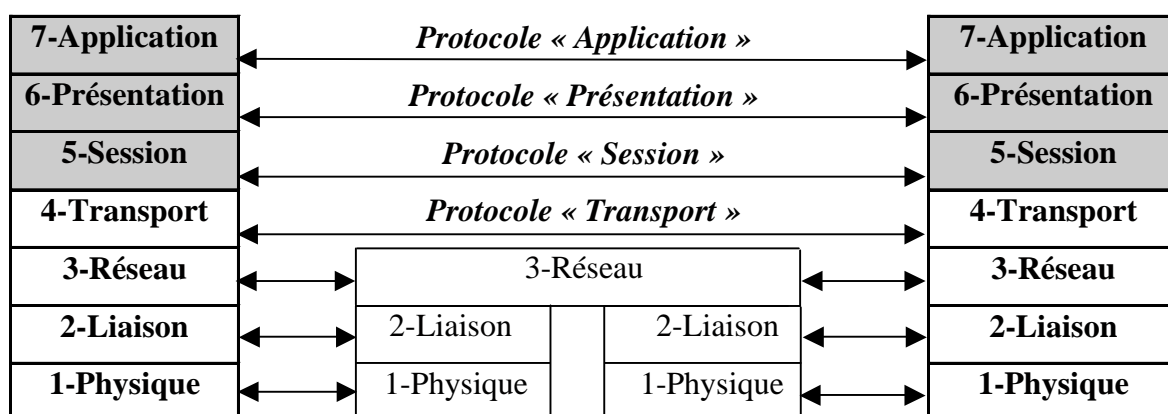
X.25 du réseau public. Ce service nécessite bien entendu un abonnement spécifique contracté auprès de l'opérateur du réseau X.25

13.12 Le modèle OSI

Des efforts de normalisation effectués au niveau national et international permettent une approche logique et unifiée dans la conception d'une architecture de réseau. Débutés en 1977, les travaux de l'I.S.O. (International Standards Organisation) ont abouti en 1984 à une norme internationale connue sous le nom de modèle de référence O.S.I. (Open System Interconnexion).

Ce modèle a pour but d'établir une structuration permettant de décomposer l'architecture d'un réseau en sept couches auxquelles correspondent des protocoles.

figure 75Modèle OSI - Norme ISO 7498 (Recommandation X200 du CCITT)



Un protocole est un ensemble de règles et de formats d'information qui permettent aux couches de même niveau de communiquer. Chaque couche réalise un certain nombre de fonctions dont bénéficie la couche supérieure : la couche N offre des services à la couche N+1.

L'intérêt de la décomposition en couches est le nombre limité d'interfaces qu'un élément primaire doit connaître. En outre le modèle OSI constitue un cadre conceptuel, comportant un ensemble de règles formelles pour l'élaboration des architectures de réseaux de communication.

Le modèle OSI permet une bonne compréhension des différents éléments qui interviennent dans la conception d'un réseau. Toutes les couches ne sont pas nécessairement utilisées. Par exemple, une simple connexion entre deux ordinateurs identiques ne nécessite

pas tous les niveaux. En revanche, un réseau d'ordinateurs hétérogènes nécessite la présence de toutes les couches afin d'obtenir des interfaces standard pour les stations.

Lorsqu'elles passent d'une couche à l'autre, dans le sens des numéros de couches décroissants, les données à transmettre sous la forme d'unités de données qui sont parfois découpées pour former des entités plus petites. Des informations supplémentaires (entêtes de protocoles), qui traduisent le travail de chaque couche sont ajoutées sur les unités de données (encapsulation des données). La démarche inverse est effectuée à la réception.

Fonctionnalités des différentes couches :

Couche physique : elle fournit l'ensemble des moyens nécessaires à la transmission de suites d'éléments binaires. Elle couvre tout ce qui concerne la liaison physique :

Caractéristique physique du support (type de média, topologie, distance entre deux abonnés ou entre deux répéteurs...)

Caractéristiques des signaux propagés (nature et caractéristiques du signal, mode de transmission...)

Couche liaison : elle est responsable de l'acheminement sans erreur de blocs d'information sur la liaison physique, et assure au minimum un service de détection d'erreurs. Elle prend en charge l'établissement et la libération de liaisons de données sur le support physique offert par la première couche. Lorsque plusieurs équipements se partagent un même support (technologies multipoints), elle assure la gestion des accès.

Elle doit éventuellement effectuer (en fonction de l'architecture du réseau, c'est à dire des types de protocoles qui sont retenus pour les couches supérieures, et de la qualité de service globale attendue) , un contrôle de flux, une fonction de séquençement ou la correction des erreurs de transmission.

A ce niveau, l'entité manipulée n'est plus un signal électrique mais un train de données binaires, formaté et organisé.

Pour résumer, la couche liaison assure les services de contrôle d'accès au canal de transmission et le contrôle du lien logique. Elle est responsable de la transmission des unités de données, avec au minimum un service de détection d'erreurs.

Couche réseau : Elle est responsable de l'acheminement des paquets de données qui peuvent traverser plusieurs nœuds intermédiaires, c'est à dire leur routage. Elle doit offrir un service d'adressage.

Elle réalise un contrôle de flux et assure la détection et la correction d'erreurs. Elle peut offrir, de façon facultative, le séquençement des messages, un service de transfert accéléré de paquets, une segmentation permettant d'assurer la compatibilité des longueurs de blocs entre sous-réseaux, ainsi qu'une fonction de multiplexage.

Couche transport : Elle constitue une frontière stable entre le monde des traitements applicatifs (couches 5-6-7) et celui des transmissions. Elle assure l'indépendance de l'équipement par rapport au réseau (c'est-à-dire indépendante des moyens de mis en œuvre pour la transmission). Elle complète la qualité de service offerte par les couches inférieures. Les fonctions prises en charge par cette couche sont donc déterminées en fonction des couches inférieures et de la qualité de service globale attendue par les applications. Les normes ISO définissent 5 classes de service, offrant une qualité plus ou moins complète :

- Classe 0 : qualité de service minimale : pas de multiplexage, pas de reprise sur erreur -> la couche réseau est sensée lui fournir un taux d'erreurs et un taux de coupures de connexions acceptables. La couche transport assure alors la segmentation / réassemblage.
- Classe 1 : capacité réduite de détection et de reprise sur erreur (fermeture parasite d'une connexion, réception de données n'appartenant pas à une connexion connue). La couche transport assure alors la segmentation / réassemblage, et la reprise sur erreur signalée.
- Classe 2 : la couche transport classe 2 assure la segmentation / réassemblage, le multiplexage, et en option le contrôle de flux, mais n'assure pas la reprise sur erreur.
- Classe 3 : elle assure la segmentation / réassemblage, le multiplexage, le contrôle de flux, la reprise sur erreur signalée.
- Classe 4 : c'est la classe la plus " complète ", elle assure la segmentation / réassemblage, le multiplexage, le contrôle de flux et la reprise sur erreur.

Couche session : C'est la première couche, dans la hiérarchie de l'OSI, qui ne concerne plus la transmission de données en tant que telle. Elle n'assure ni contrôle ni reprise en cas d'erreur. Elle fournit les moyens nécessaires à l'organisation et la synchronisation du dialogue entre les deux entités communicantes (initialisation et maintien d'une session, identification mutuelle, synchronisation du dialogue).

Couche présentation : cette couche est responsable de la présentation des données échangées par les applications. Le but est d'assurer la compatibilité entre les différents types de systèmes hétérogènes raccordés au réseau.

Couche application : cette couche peut contenir une importante quantité de services différents les uns des autres. Elle assure l'interface utilisateur et offre des services de communication dédiés à différents types d'applications.

Abstract

The goal of this remote ultrasound examination project is to provide an accurate solution to practice expert examination in distant geographic areas. Starting from the statement that experts are few and far between and are located in big hospital centers, the aim of this project is to provide secure and precise scan examinations for the largest population. The high value and performance of the medical gesture are the main reasons for haptic interface use. In this goal, a haptic command station is developed to give a haptic virtual environment for the medical expert. During classical examination, the medical expert mentally rebuilds the 3D starting from the 2D echographic image and the gesture information. We must take into account physiological constraints of human gesture so that telegesture is possible. The system can be briefly described as follows: a virtual probe is mounted on the master interface device. The real probe is placed on the slave robot end-effector. Position and force information are transmitted bi-directionally (together with live visual and audio) via the tele-communication network. Then, mainly based on the echographic images and force information he receives back, the expert operator can move the virtual probe to control the real one. The slave robot executes the orders sent from the master site. A non-expert operator is located close to the patient and supervises the procedure that he can interrupt. The patient can at any time communicate with him or with the expert. From clinician side, the haptic control station is developed to give more realistic environment and finer command of what remotely occurs. From patient side, the slave robot is remotely controlled by the medical expert, who handles his virtual probe via the force feedback robot. The slave robot is an uncoupled parallel robot, composed of two independent parallel structures using artificial muscles McKibben as actuators. This robot is equipped with a force sensor that makes it possible to control the force exerted in probe axis. This tele-robotic system is not only a telemedicine system; it acts as robot-like system with haptic interface enabling the medical expert to control and feel the force exerted by the robot. Thus, more realistic immersion and finer command are achieved that make possible tele-palpation of the patient for instance. Compared to the tele-medicine systems, this system uses robotics for robot tele-operation and haptic for “rendering” the force exerted by the robot. Having a haptic virtual environment for tele-echography will enable the medical expert with faster adaptation and especially facilitated immersion in what we could call a “virtual echographic examination cabinet”. The innovation of this haptic control is to preserve medical expert proprioception and gesture feelings, which provide the users with indications that are synchronized with the echographic images.

Key-words: haptic, medical proprioception, scan examination, tele-medicine, tele-communication network, predictive coding, physical and geometrical modelisation.

Résumé

Le but de la télé-échographie est de fournir une solution précise à l'examen expert dans des zones géographiques éloignées. Partant du constat que les experts sont peu nombreux et situés dans des grands centres hospitaliers, l'objectif de ce projet est de fournir des examens de qualité pour la plus grande population. La valeur et la précision du geste médical sont les raisons principales amenant à l'usage d'une interface haptique. Dans ce but, une station de commande haptique est développée pour donner un environnement virtuel haptique pour l'expert médical éloigné de son patient. Au cours de l'examen classique, l'expert médical reconstruit mentalement la 3D à partir des images échographiques et de sa proprioception. Nous devons tenir compte des contraintes physiologiques liées au geste humain de sorte que le télé-geste soit possible. Le système peut être brièvement décrit comme suit: une sonde virtuelle est montée sur le dispositif principal d'interface. La vraie sonde est placée sur le robot du site esclave. Les informations de position et de force sont transmises de manière bi-directionnelle (ainsi que le visuel et l'auditif) par le réseau de télé-communication. L'opérateur expert peut déplacer la sonde virtuelle pour contrôler la vraie sonde distante, action principalement basée sur les images échographiques et l'information de force qu'il reçoit en retour. Le robot esclave exécute les commandes envoyées du site maître. Un opérateur non-expert est situé près du patient et surveille le procédé qu'il peut interrompre. Le patient peut à tout moment communiquer avec lui ou avec l'expert. Du côté du praticien, la station de commande haptique est développée pour donner un environnement plus réaliste et une commande plus fine de ce qui se produit à distance. Du côté patient, le robot esclave est contrôlé à distance par l'expert médical, qui manipule sa sonde virtuelle par l'intermédiaire du robot à retour d'efforts. Le robot esclave est un robot parallèle découplé, composé de deux structures parallèles indépendantes faites des muscles artificiels McKibben comme actionneurs. Ce robot est équipé d'un capteur de force et il est possible de contrôler la force exercée sur l'axe de la sonde. Ce système de télé-robotique est non seulement un système de télé-médecine, mais il agit aussi comme un robot avec une interface haptique permettant à l'expert médical de contrôler et sentir la force exercée par le robot. Ainsi, on réalise une immersion plus réaliste et une commande plus fine qui rendent possible le télé-palper du patient. Comparé aux systèmes de télé-médecine, ce système utilise la robotique pour télé-contrôler le robot porte sonde et l'haptique pour le rendu de la force exercée par le robot. Un environnement virtuel haptique pour la télé-échographie permet à l'expert médical de s'adapter plus rapidement et cela permet une immersion facilitée dans ce que nous pourrions appeler un cabinet virtuel d'examens échographiques. L'innovation de cette commande haptique est de préserver la proprioception des experts médicaux ainsi que leurs gestes synchronisés avec les images échographiques.

Mots-clefs: haptique, geste médical, échographie, télé-médecine, réseau de télé-communication, maillage, prédicteur, modélisation mécanique et géométrique.