

THÈSE

présentée par

José Octavio VAZQUEZ-BUENOSAIRE

pour obtenir le grade de DOCTEUR

de l'**UNIVERSITÉ JOSEPH FOURIER**

Spécialité: **MODÈLES ET INSTRUMENTS EN MÉDECINE ET
BIOLOGIE**

MISE AU POINT D'UN APPAREIL DE STIMULATION LINGUALE POUR L'ASSISTANCE DU GESTE CHIRURGICAL

Date de soutenance: 1 Décembre 2004

Composition du Jury:

Prof. Jean Louis COATRIEUX
Prof. Jean-Yves BOIRE
Prof. Eliana SAMPAIO
Dr. Norbert NOURY
Prof. Jacques DEMONGEOT
Dr. Yohan PAYAN

Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Directeur de thèse
Co-directeur de thèse

Table des matières

INTRODUCTION	1
Partie I. CADRE CONCEPTUEL	3
Chapitre 1. LA CHIRURGIE ASSISTÉE PAR ORDINATEUR	4
1.1 Antécédents	4
1.2 Principes des GMCAO	6
1.3 La perception	7
1.3.1 Perception pré-opératoire	7
1.3.2 Perception per-opératoire	8
1.3.3 Perception post-opératoire	9
1.4 Le raisonnement	9
1.4.1 La segmentation, le recalage et l'étalonnage	10
1.4.2 Planification du geste chirurgical	12
1.5 L'action	13
1.5.1 Systèmes de guidage	13
1.5.1.1 Systèmes de guidage actifs	13
1.5.1.2 Systèmes de guidage semi-actifs	14
1.5.1.3 Systèmes de guidage synergiques	14
1.5.1.4 Systèmes de guidage passifs	15
1.5.1.4.1 Système de guidage passif à retour visuel.	16
1.5.1.4.2 Système de guidage passif à retour auditif.	18
1.5.1.4.3 Système de guidage passif à retour haptique.	19
1.6 Les capteurs	20
1.6.1 Capteurs de forme	21
1.6.1.1 Échographie	21
1.6.1.2 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	23
1.6.1.3 Tomodensitométrie (TDM)	24
1.6.1.4 Tomographie par Émission de Positons (TEP)	25
1.6.2 Capteurs de position ou localisateurs 3D	26
1.6.2.1 Localisateurs mécaniques	26
1.6.2.2 Localisateurs optiques	27
1.6.2.2.1 Optotrak.	28

1.6.2.2.2	Polaris.	29
1.6.2.2.3	Flash Point.	29
1.6.2.3	Localisateurs magnétiques	31
1.6.2.3.1	Aurora.	31
1.6.2.3.2	Polhemus.	31
1.6.2.4	Localisateurs à ultrasons	31
1.7	Bilan	33

Chapitre 2. INTERACTION HOMME-MACHINE (IHM) 35

2.1	Antécédents	36
2.2	Principes de l'Interaction Homme-Machine	37
2.3	Les Systèmes Homme-Machine appliqués à la Médecine	39
2.3.1	L'Interaction Homme-Machine dans la Chirurgie	39
2.3.1.1	Notation ASUR	40
2.3.1.1.1	Composants d'ASUR.	40
2.3.1.1.2	Relations d'Interaction.	41
2.3.2	L'Interaction Homme-Machine en l'Ingénierie de Réhabilitation	45
2.3.2.1	La plasticité cerebrale	46
2.3.2.2	La substitution sensorielle	47
2.3.2.2.1	Systèmes de Substitution Visuelle.	48
2.3.2.3	Principes du Système Sensoriel	50
2.3.2.3.1	Physiologie sensorielle.	51
2.3.2.3.1.1	Le transduction sensorielle.	51
2.3.2.3.1.2	La somesthésie.	56
2.3.2.3.2	Les sensations tactiles.	58
2.3.2.3.3	La psychophysique de Fechner et ses méthodes.	62
2.3.2.3.3.1	Méthodes pour mesurer le niveau du seuil de détection.	64
2.3.2.3.3.2	Méthodes pour mesurer au-dessus du seuil.	69
2.3.2.3.3.3	Méthodes comparatives.	72
2.4	Bilan	72

Partie II. TRAVAIL DE RECHERCHE 74

**Chapitre 3. GUIDAGE DU GESTE CHIRURGICAL ASSISTÉ PAR STI-
MULATION LINGUALE : MÉTHODOLOGIE 75**

3.1	Objectifs initiaux	75
3.2	Procédure générale	76
3.2.1	Sensibilité tactile linguale	76
3.2.2	L'interface linguale : Tongue Display Unit	78
3.2.2.1	Caractéristiques	78
3.2.3	Principes de stimulation linguale	79

3.2.4	L'information intégrée dans notre système de guidage	81
3.2.4.1	Mesure de l'information	83
3.2.4.2	Source d'information	85
3.3	Première approche	86
3.3.1	Planification initiale du geste chirurgical	87
3.3.2	Implémentation	87
3.3.2.1	Configuration initiale du système de guidage lingual	87
3.3.2.2	Description de notre système initial avec ASUR	89
3.3.2.3	Application initiale développée	89
3.3.2.4	Modulation d'amplitude, modulation spatiale ou modulation de fréquence	91
3.3.2.5	Algorithme initial de codification	92
3.3.3	Évaluation de faisabilité	97
3.4	Bilan	102

Chapitre 4. SYSTÈME DE GUIDAGE PAR STIMULATION LINGUALE 104

4.1	Deuxième Approche	104
4.1.1	Simplification de la procédure de guidage	104
4.1.2	Amélioration des sensations	107
4.1.2.1	Stimulation des mêmes régions	107
4.1.2.2	Modification du codage ROC : algorithme en boussole	108
4.1.3	Evaluation	109
4.2	Dernières modifications	113
4.2.1	Réduction de la matrice d'électrodes	113
4.2.2	Plage dynamique d'intensités	114
4.2.3	Algorithme en boussole : réduction de huit à quatre points cardinaux	116
4.3	Système LINCAGE	117
4.3.1	Étape d'Initialisation	117
4.3.2	Étape de calibration	118
4.3.2.1	Calibration des outils	118
4.3.2.2	Ajustement des intensités	118
4.3.2.3	Protocole d'habituation	120
4.3.3	Étape de simulation	121
4.3.3.1	Définition d'une trajectoire	121
4.3.3.1.1	Point cible	123
4.3.3.1.2	Point d'entrée	123
4.3.3.2	Tâche de guidage du geste chirurgical	123
4.3.3.2.1	Phase de projection	123
4.3.3.2.2	Phase de construction de motifs tactiles	125
4.4	Bilan	129

Chapitre 5. DISCUSSION ET PERSPECTIVES 131

AppendiceA	136
AppendiceB	138
Glossaire	151
Index	152
Bibliographie	161

INTRODUCTION

À l'aube du XXI^e siècle, la médecine moderne est de plus en plus une réponse efficace à la souffrance et à la demande du patient, en s'appuyant sur l'investigation scientifique. Les découvertes et les innovations du siècle dernier sont si nombreuses qu'il est difficile de les énumérer de façon détaillée. À l'aide de différents domaines scientifiques, le diagnostic et la thérapeutique des maladies sont plus efficaces en même temps que moins invasives. Afin d'améliorer la qualité des soins, ces domaines proposent l'intégration des nouveaux dispositifs dans les différentes étapes de la médecine. La participation de systèmes informatisés dans la Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO) a permis d'améliorer les difficultés rencontrées dans le bloc opératoire, et d'apporter une complémentarité d'information au chirurgien.

Dans notre problématique nous nous intéressons à l'assistance du geste chirurgical. Cependant, l'ensemble des systèmes informatisés constitue une surcharge sensorielle conséquente et cela dans les différents canaux visuel, haptique et auditif. La conception des nouveaux systèmes chirurgicaux utilise de façon récurrente ces canaux conventionnels pour transmettre les informations de retour au chirurgien. Il s'avère important d'éviter la surcharge du chirurgien pendant l'intervention car il doit gérer plusieurs informations. L'exploration d'un autre canal sensoriel peut se présenter comme une autre alternative à cette saturation. À l'aide de l'interface Tongue Display Unit (TDU) nous proposons un nouveau système de guidage. Cette alternative requiert l'utilisation des récepteurs tactiles de la langue comme canal de retour. L'information pertinente doit être déterminée afin d'établir la configuration appropriée de notre système. Nous proposons l'utilisation d'un système de guidage chirurgical par retour lingual. Dans cette thèse, nous présentons la méthodologie utilisée pour concevoir le système *LINgual CompAss for surGicAl guidancE (LINCAGE)*. Nous cherchons à trouver un algorithme de codification de l'information qui puisse donner un maximum de précision pour

un minimum d'information.

Dans le premier chapitre nous présentons les principales méthodes utilisées dans la CAO. Puis les différents types de système de guidage et leur classification générale.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons l'Interaction Homme-Machine appliquée à la chirurgie. Ensuite, nous abordons les principes de la substitution sensorielle et la psychophysique de la stimulation cutanée.

Le troisième chapitre présente la méthodologie utilisée pour le développement d'un système de guidage linguale du geste chirurgicale et nous établissons le système de base de notre application, destiné à la ponction transcutanée.

Le chapitre 4 aborde les différents codages expérimentés et évalués pour aboutir au système final LINCAGE.

Le chapitre 5 passe en revue les différentes caractéristiques du système, les particularités psychophysiques que nous avons pu observer et nous envisageons l'élargissement du champ d'applications en réfléchissant à certaines modifications.

PARTIE I. CADRE CONCEPTUEL

Chapitre 1

LA CHIRURGIE ASSISTÉE PAR ORDINATEUR

Dans ce chapitre, nous proposons une vue d'ensemble de la Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO) ou en anglais Computer Assisted Surgery (CAS). Nous faisons tout d'abord un résumé des événements historiques intéressants liés à la chirurgie moderne. Nous poursuivrons par les principes et les objectifs de base de la CAO. Ensuite, nous présenterons la classification établie dans ce domaine, en fonction de la configuration et de la technologie exploitée par les différents systèmes chirurgicaux. Ce chapitre discutera également des limites de cette classification. Enfin, nous décrirons l'ensemble des méthodes/techniques d'imagerie et des appareils couramment employés pour les différentes étapes. L'intérêt principal de ce chapitre est de présenter l'ensemble des données qui sont traitées par le médecin de façon quotidienne pendant les étapes pré-opératoire, per-opératoire et post-opératoire, en montrant qu'une telle quantité d'information peut être (ou est) difficile à gérer par le chirurgien, ce qui constitue le centre de notre problématique. Nous traiterons notamment de l'imagerie échographique et des localisateurs optiques, qui constituent les outils de perception du système de guidage chirurgical proposé dans ce travail.

1.1 Antécédents

Les premières manifestations d'une activité médicale spécifique remontent à l'année 1500 av. J.-C., avec l'utilisation du *safran* comme médicament pour soigner plusieurs maladies, à l'île de Théra (aujourd'hui Santorini) dans la mer Égée en Grèce antique. Vers l'année 500 av. J.-C., le chirurgien indien **Sushruta**, reconnu pour avoir développé la chirurgie esthétique et reconstructive, a écrit le livre **Sushruta Samhita**, dans lequel il décrit plus de 120 outils chirurgicaux, 300 procédures chirurgicales ; ainsi qu'une des premières classifications des différentes

chirurgies humaines. Cent ans après, vers 420 av. J.-C., **Hippocrate** a donné naissance à la médecine moderne avec son étude scientifique sur les causes naturelles des maladies et son serment d'Hippocrate. En 280 av. J.-C., **Herophilus** a réalisé des études sur le système nerveux et a établi les différences entre les nerfs sensoriels et les nerfs moteurs. Vers l'année 180 ap. J.-C., le physicien **Galen** a exécuté diverses dissections sur des animaux afin de décrire la physiologie du corps humain par schémas, lesquels ont été réfutés et corrigés par **Andreas Vesalius** vers 1543, dans son livre *De Humani Corporis Fabrica*. L'importance du travail de Vesalius a consisté à préciser l'anatomie du corps humain d'une façon détaillée et à favoriser la recherche sur la physiologie. Plusieurs travaux ont tenté de décrire le corps humain de façon fonctionnelle pendant de longues années, mais le manque de technologie à l'époque n'a pas facilité la tâche. On peut néanmoins citer comme travaux précurseurs ceux d'**Ibn an-Nafis** en 1242 et son hypothèse fonctionnelle sur la circulation sanguine, approfondie quelques années plus tard par **William Harvey** vers 1628 dans son livre *Exercitatio Anatomica de Motu Cordis et Sanguinis in Animalibus*. Après les découvertes de Vesalius, **Miguel Servetus** et **Realdo Colombo** ont révélé avec détail l'irrigation sanguine des poumons, provenant du côté droit du cœur et le processus de fermeture au niveau de la valve pulmonaire pour éviter le reflux sanguin. Cette épopée des recherches a continué jusqu'à l'arrivée de nouvelles méthodologies cliniques et des avancées de la chimie vers le XVIII^e siècle, lesquelles ont démontré la nature bactériologique de certaines maladies, grâce aux travaux de **Robert Koch** et de **Louis Pasteur**. Grâce à la découverte des propriétés anesthésiques du protoxyde d'azote au début du XIX^e siècle par **Humphry Davy**, **Crawford Long** développe la première chirurgie sous anesthésie vers 1842. Après cette date, les opérations chirurgicales sont devenues des procédures classiques.

Le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur est né au début des années 80. Avec l'arrivée des ordinateurs, les médecins et les scientifiques ont essayé de simplifier les démarches cliniques grâce à l'utilisation de dispositifs de calculs complexes et répétitifs [1], ainsi qu'au traitement et au stockage de grandes quantités de données [2]. Plusieurs travaux ont été menés afin d'automatiser les procédures à bas risque comme celles rencontrés dans les examens de laboratoire [3], mais aussi pour les procédures à risque élevé comme celles rencontrées dans les études radiologiques [4]. On peut citer comme exemple de premières applications de diagnostic assisté par ordinateur, celles développées pour la détection des maladies hématologiques [5] ou pour la prise de décision dans l'identification des pathologies endocrines [6]. Les ordinateurs n'ont pas été utilisés seulement pour leurs performances calculatoires, mais aussi pour réagir face à des problèmes plus spécifiques et diversifiés, axés sur la prise de décision médicale et la procédure chirurgicale.

Le terme "*Computer-Assisted Surgery*" a été utilisé pour la première fois par Adams [7]. Celui-ci cherchait à définir spécifiquement un système de neuronavigation avec une localisation stéréotaxique [7] qui permettait l'entraînement du chirurgien dans le guidage de la chirurgie des oreilles, du nez et de la gorge [7]. Un autre travail utilisant ce terme a été publié la même année, sur un système

d'assistance chirurgicale appliqué à la chirurgie à cœur ouvert. Son objectif était d'assister les anesthésistes pendant la chirurgie en contrôlant le pompage de sang, avec surveillance de l'équilibre électrolytique et des acides-bases [8].

D'autres termes ont été employés au début des années 90 afin de pouvoir élargir la définition de la CAO : Computer Integrated Surgery (Chirurgie Intégrée par Ordinateur : CIO), Image-Guided Surgery (Chirurgie Guidée par l'Image : CGI), Medical Robotics (Robotique Médicale : RM), Medical Virtual Reality (Réalité Virtuelle Médicale : RVM), Information-Intensive Surgery (Chirurgie à Information Intensive : CII), Computer Assisted Medical Interventions (Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur : GMCAO). Parmi ces nouveaux termes, GMCAO [9] [10], CAO [11] and CIO [12], restent les plus représentatifs. Dans ce travail, nous utilisons plutôt le terme GMCAO pour faire référence à l'ensemble de ces domaines, car il comprend autant les systèmes à visée diagnostique que thérapeutique.

Le paradigme de la chirurgie assistée par ordinateur devient d'usage courant à la fin des années 90, grâce à l'introduction des premiers systèmes commerciaux de navigation et de robotique [13].

1.2 Principes des GMCAO

L'objectif général des GMCAO est l'assistance du chirurgien et/ou du médecin, afin d'utiliser de façon rationnelle et quantitative des données multimodales, pour planifier et développer les chirurgies les moins invasives possibles tout en améliorant la précision de l'intervention [9],[14],[15],[11]. Les GMCAO ne cherchent pas à remplacer les chirurgiens, mais au contraire à les aider là où ils sont limités par un manque de visibilité, de sensibilité ou de perception de l'espace. On peut ainsi résumer les objectifs des GMCAO par :

- Le développement de chirurgies moins invasives ;
- L'amélioration de la précision des interventions chirurgicales ;
- La réduction de la durée de ces interventions ;
- La réduction de la charge de travail du chirurgien ;
- La réduction des risques pour le personnel qui intervient au cours de la chirurgie ;
- La possibilité de développer des interventions auparavant très difficiles ou trop risquées ;
- La mesure quantitative des données cliniques pré-opératoires et post-opératoires ;
- L'implémentation des principes de conception pour les systèmes chirurgicaux.

Les GMCAO fournissent deux types d'assistance : une assistance pendant le recueil d'informations et une assistance pendant l'application des soins. L'assistance pendant le recueil d'informations est souvent divisée en deux étapes : l'étape de perception et celle de raisonnement. Ainsi, la méthodologie générale des GMCAO se déroule suivant trois étapes importantes : la perception, le raisonnement

et l'action (cf. figure 1.1). Revenons maintenant plus en détails sur chacune de ces étapes.

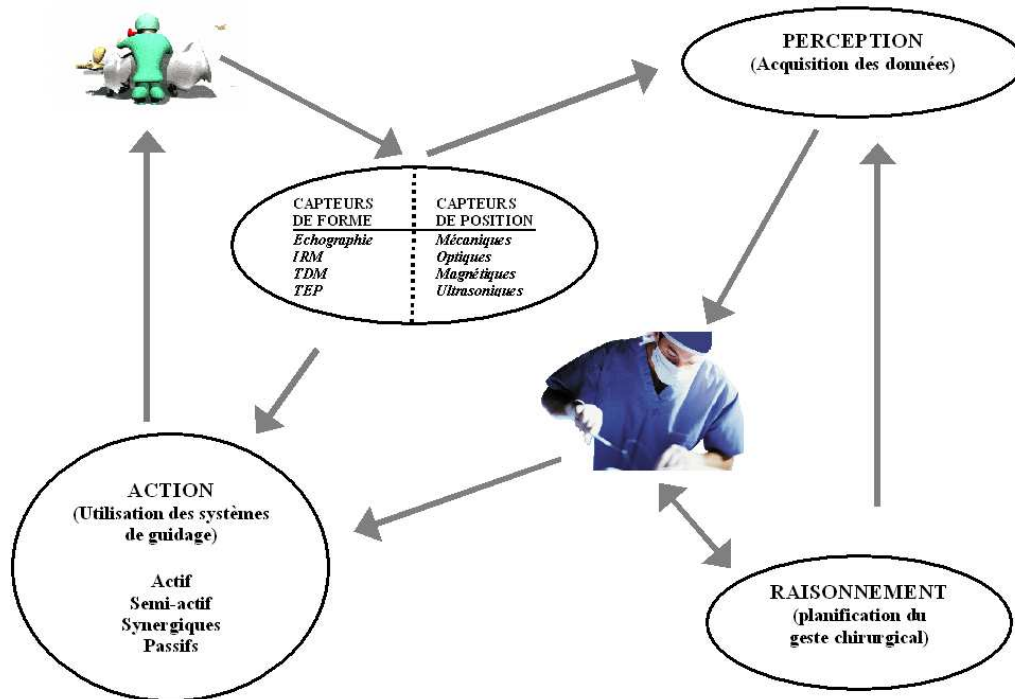


FIG. 1.1 – La méthodologie générale des GMCAO est divisée en trois étapes : perception, raisonnement et action. Différents capteurs (de forme et de position) sont utilisés tout au long de ces étapes.

1.3 La perception

L'étape de perception consiste en l'acquisition de données tout au long de la procédure médico-chirurgicale. Elle peut être divisée en trois temps : pré-, per- et post-opératoire. L'information apportée par chaque étape est différente et la pertinence de la technique d'imagerie sélectionnée est fondée sur la nature de la maladie.

1.3.1 Perception pré-opératoire

Auparavant, le diagnostic des maladies était initialement fondé sur "l'exploration clinique" du patient (la palpation, l'auscultation, l'inspection et la percussion). Au fur et à mesure qu'elle se développait, la médecine a implémenté des nouvelles techniques assistées par les premiers dispositifs de diagnostic, comme le stéthoscope, lequel était utilisé pour écouter les bruits de l'organisme chez le patient. Une autre exemple est le sphygmomanomètre, lequel est utilisé pour la

surveillance de la pression artérielle. Quand la maladie était plus complexe à diagnostiquer, le médecin s'aidait des études de laboratoire de l'époque telles que les analyses médicales, les radiographies ou la radioscopie. Cependant, ces techniques ne permettaient pas d'obtenir toutes les informations, spatiales ou temporelles, pour diagnostiquer les maladies de façon certaine. Les progrès technologiques des années 80 ont permis le développement de dispositifs plus complexes. La construction d'appareils permettant l'émission d'ondes sur de nouvelles plages du spectre électromagnétique a permis l'apparition de nouveaux domaines d'application. De nos jours, l'étape de perception pré-opératoire a tiré avantage principalement des avancées dans l'imagerie médicale. Aujourd'hui, par exemple, le médecin peut avoir recours à la visualisation d'images en 3D, lesquelles sont reconstituées à partir des données multimodales ou des images acquises en temps réel.

1.3.2 Perception per-opératoire

Grâce aux premières études, à la suite de l'étape pré-opératoire, le médecin peut établir un diagnostic précis. Si la maladie n'est pas grave, il décide la meilleure thérapie pour soigner le patient. En revanche, dans le cas de maladies aiguës, le médecin est confronté à l'établissement d'une thérapie rapide ou même d'une intervention chirurgicale. Il est conscient qu'une intervention opportune peut empêcher la progression de la maladie, voire même la mort du patient. L'étape per-opératoire des GMCAO, vise l'assistance du chirurgien, de façon à réduire sa charge de travail pendant l'intervention et/ou à lui fournir de nouveaux éléments d'information sur le patient. La charge de travail du médecin consiste à gérer le bloc opératoire, surveiller le patient, manipuler ses outils chirurgicaux, et simultanément à surveiller les écrans de différents appareils. Pendant la chirurgie, le médecin ne peut pas manipuler directement tous les outils et les objets habituels. Il est contraint d'utiliser l'information dont il dispose même si parfois cette information est réduite. Les systèmes chirurgicaux des GMCAO essaient d'améliorer la qualité de l'information donnée au médecin, mais l'étape per-opératoire est la plus difficile à améliorer, car elle se déroule dans des conditions spéciales que doivent être respectées. Par exemple, du fait de l'impossibilité de manipuler physiquement le patient pendant l'intervention, l'acquisition d'images comparatives est une difficulté qui requiert la création de systèmes chirurgicaux adaptés et complexes. L'acquisition d'images demande l'utilisation de différents dispositifs pour compléter l'information transmise par un seul système. L'information acquise par ces dispositifs requiert la conversion à un langage compréhensible par le médecin et l'adaptation afin de l'intégrer dans un système ancien par exemple. Les dispositifs utilisés dans la phase pré-opératoire, comme les capteurs de forme ou de position, peuvent être utilisés également dans la phase per-opératoire. Les risques d'introduire ces systèmes à l'intérieur du bloc opératoire provoquent d'innombrables contraintes pour la communauté médicale :

- Les dispositifs des GMCAO sont conçus pour offrir une mobilité totale, mais l'utilisation d'un système pendant la chirurgie rompt la stérilité du bloc opératoire. Ces systèmes doivent donc prendre en compte l'emploi de

- matériaux résistants au processus de stérilisation ;
- Un système de GMCAO doit être capable d'acquérir, de traiter et de renvoyer l'information au chirurgien très rapidement ;
 - Un dispositif conçu pour cette étape doit être le moins invasif possible, tant pour le patient que pour le personnel médical et chirurgical ;
 - Tout système doit être autonome, afin d'épargner de nouvelles contraintes dans les procédures habituelles du chirurgien ;
 - Le système doit rester stable et précis pendant son utilisation, et en particulier pouvoir corriger les problèmes occasionnés par des facteurs externes comme les déplacements des référentiels, les variations des propriétés des matériaux, les changements d'outils à la dernière minute, etc. ;
 - Finalement, le système doit être le plus ergonomique possible, car les dimensions de la zone de travail au sein du bloc opératoire sont réduites par l'utilisation des outils chirurgicaux, les appareils de diagnostic et la présence du personnel d'assistance.

Les erreurs générées pendant l'étape per-opératoire sont dues aux problèmes que nous venons de décrire. Le tableau 1.1 énumère les systèmes de GMCAO qui ont satisfait les critères et contraintes nécessaires à cette étape.

1.3.3 Perception post-opératoire

A la fin de l'intervention, le médecin peut chercher à évaluer les conséquences de la chirurgie. Le contrôle post-opératoire permet ainsi au médecin de mettre à jour le diagnostic pour le patient. Grâce à l'étape post-opératoire, chaque médecin peut réaliser une analyse des résultats précédents en fonction du diagnostic de la maladie et de la thérapie qui a été utilisée pour construire une base de données statistiques pour les opérations suivantes.

1.4 Le raisonnement

L'étape de raisonnement permet l'interprétation par le chirurgien de certaines données non perçues par la simple observation ou par les études classiques, mais mises en évidence pendant la phase de perception à l'aide des méthodes d'imagerie médicale. À partir de l'information acquise par la technique d'imagerie la plus adaptée, le chirurgien peut définir son diagnostic. La phase de raisonnement s'appuie sur des méthodes conventionnelles plus complexes comme les techniques radiologiques à l'aide de milieux de contraste invasifs, ou par des techniques de laboratoire plus délicates comme les biopsies ou les ponctions. Avec l'intégration des ordinateurs et des nouvelles technologies dans le domaine médical, le médecin peut réduire le nombre d'études et par conséquent les effets invasifs de sa procédure diagnostique chez les patients. De nos jours, les GMCAO utilisent comme principales procédures dans cette étape, le recalage et la segmentation d'images. Ces techniques permettent d'extraire les informations les plus importantes afin de construire une visualisation aisée. Par exemple, l'information

Domaine clinique	Nom du Système	Premières validations ¹	Année d'apparition
Neurochirurgie	AID	H	1989-1991
Neurochirurgie	Minerva	H	1993
Orthopédie	ROBODOC	H	1994
Neurochirurgie	NeuroMate	H	1995
Urologie	Probot	H	1995
Maxillo-faciale	SurgiScope	A	1998
Maxillo-faciale	RX 90	A	1999
Radiochirurgie	Cyberknife	H	1999
Cardiaque	PADyC	H	1999
Cardiaque	da Vinci	H	2000
Cardiaque	Zeus	H	2000
Orthopédie/ Urologie	PAKY/RCM	C,M,H	2001
Orthopédie	Kawasaki	A	2001
Orthopédie	Acrobot	H	2001
Cardiaque	CASPER	H	2001

TAB. 1.1 – Récapitulatif des systèmes chirurgicaux robotisés (par date d'apparition)

pertinente peut être contrastée, soulignée, affichée avec différentes couleurs ou même intégrée dans un modèle 3D. Nous n'approfondirons pas ces méthodes, car le travail réalisé dans cette thèse n'envisage pas l'amélioration de ces techniques. Cependant, nous en présentons ci-dessous les principes, car ils seront utilisés dans la méthodologie de cette thèse.

1.4.1 La segmentation, le recalage et l'étalonnage

L'intérêt de ces démarches est le rassemblement d'informations sur le patient à partir de différentes techniques d'imagerie. Le but est de donner une visualisation complète, mais en même temps facile et compréhensible pour le médecin. Les techniques employées permettent l'extraction d'information et la correction des problèmes rencontrés au moment de l'acquisition d'images. La segmentation consiste à souligner l'information importante à partir d'images multimodales. Ensuite, nous devons corriger les différences et les défauts des images afin de pouvoir construire une visualisation correcte de l'information extraite. La nature physique de chaque technique d'imagerie est différente et, par conséquent, l'information détectée l'est également. Par exemple, l'information acquise par une image IRM correspond au champ magnétique des particules d'eau, alors que, dans une radiographie, elle est liée à l'absorption des rayons X par les tissus du corps humain. Les méthodes de recalage d'images font référence à l'ensemble de méthodes mathématiques utilisées pour mettre en correspondance le référentiel d'origine d'une série de données avec un référentiel différent.

La procédure de recalage a été clairement décrite par Lavallée *et al.*[16] :

- Définir les relations ou les différences entre les systèmes de coordonnées des

¹A :Animal, C :Cadavre, H :Homme vivant, M :Modèle physique

données

- Extraire des régions similaires entre les données
- Réduire les différences géométriques entre les données à partir d'algorithmes d'optimisation.

Ci-dessous, sont présentées les méthodes les plus utilisées dans l'extraction d'information dans les systèmes chirurgicaux robotisés automatiques. Cependant, dans le cadre de cette thèse, nous n'utiliserons que les matrices de transformations rigides appartenant aux méthodes de définition de relations et de différences.

1. Méthodes de définition de relations et de différences :
 - (a) Calcul de matrices de transformation rigide
 - (b) Calcul de matrices de transformation élastique
2. Méthodes d'Extraction :
 - (a) Mise en correspondance de points 3D à points 3D :
 - i. segmentation itérative à l'aide de marqueurs anatomiques
 - ii. par marqueurs externes
 - iii. segmentation automatique à l'aide de marqueurs anatomiques
 - iv. par points fonctionnels
 - (b) Mise en correspondance de points 3D à points 2D
 - (c) Mise en correspondance entre lignes droites ou planes
 - (d) Mise en correspondance de courbes 3D à courbes 3D
 - (e) Mise en correspondance d'une surface avec une autre surface :
 - i. Algorithme "Head and Hat"
 - ii. Algorithme utilisant une carte de distances
 - iii. Algorithme ICP (Iterative Closest Point)
 - (f) Mise en correspondance de surfaces 3D avec des projections 2D provenant d'une source à rayons X, ou d'une image vidéo
 - (g) Mise en correspondance du moment d'inertie des volumes
 - (h) Mise en correspondance des niveaux des gris
3. Méthodes d'Optimisation :
 - (a) Mise en correspondance de données globales versus locales
 - (b) Méthode non linéaire
 - (c) Méthode par minimum locaux

En revanche, les défauts dans les données d'imagerie sont dus à de mauvaises positions du patient au moment de réaliser l'étude, mais aussi à les problèmes de calibration du système. La procédure de correction qui permet de réduire les erreurs géométriques liées à ces problèmes est nommée étalonnage. La différence entre une méthode de recalage et une méthode d'étalonnage est que, dans la première, le référentiel est complètement différent entre deux groupes de données, alors que, dans la deuxième, ils partagent le même système de coordonnées. Par

exemple, nous utilisons une méthode de recalage pour apparier, sur le référentiel d'un localisateur magnétique, des informations provenant de deux techniques d'imagerie tandis que nous utilisons une méthode d'étalonnage pour corriger les données provenant d'un localisateur optique vers le référentiel du localisateur optique.

Les méthodes employées pour résoudre les problèmes d'étalonnage sont de deux types :

- Par ajustement mécanique ou alignement des dispositifs, afin de réduire les erreurs entre les deux techniques
- Le plus précis est l'utilisation d'un gabarit intermédiaire, grâce auquel il est possible d'apparier l'information provenant de deux référentiels différents. Cependant, le gabarit peut être remplacé, dans certains cas, par un localisateur 3D que nous allons détailler dans la section 1.6.2.

Après ces corrections, l'information peut être utilisée pour construire une visualisation complète de la pathologie du patient. Quelques exemples de ce type de visualisation sont l'affichage de trois coupes scanners ou la reconstruction de modèles virtuels 3D.

1.4.2 Planification du geste chirurgical

La deuxième procédure déterminante est la planification du geste, qui peut se diviser à son tour en trois thèmes : planification du geste par interaction, planification du geste optimal et entraînement par réalité virtuelle. La méthode de planification du geste chirurgical est intéressante à aborder, afin d'établir une continuité avec l'étape suivante : l'action.

La planification du geste a pour but principal le développement d'une chirurgie moins invasive et plus efficace. Normalement, le médecin utilise une technique d'imagerie médicale pré-opératoire afin de vérifier que son diagnostic initial est valable. Le développement de nouveaux algorithmes très performants permet l'interaction entre le chirurgien et les modèles virtuels du patient qui sont reconstruits à partir des données pré-opératoires. La planification du geste est une tâche qui est en grande partie basée sur l'expérience du médecin. C'est le médecin qui décide d'intervenir chirurgicalement selon l'information visualisée et l'analyse des données issues de l'imagerie. C'est lui aussi qui décide d'utiliser une technique spécifique, qui choisit le point d'entrée le plus adapté et donc détermine le succès de la chirurgie. La surveillance du médecin pendant la chirurgie ne peut pas être remplacée, même avec l'assistance de systèmes très sophistiqués. En plus, il faut se rappeler que le but des GMCAO n'est pas de remplacer le chirurgien dans le bloc opératoire, mais plutôt d'assister celui-ci. Afin de mieux concevoir les systèmes chirurgicaux, des démarches issues des science cognitives essaient d'étudier les mécanismes d'apprentissage et de prise de décision chez le médecin. En plus, l'amélioration des performances et des prix dans la technologie actuelle permet la modélisation de chirurgies plus réelles. L'internet, les ordinateurs ou les dispositifs d'affichage possèdent une qualité toujours croissante. Maintenant, les nouveaux chirurgiens ont accès à d'innombrables bases de données qui permettent

la construction d'entraîneurs virtuels [17],[18] afin d'améliorer la phase d'apprentissage. Un des avantages de ce type d'entraîneurs virtuels est leur utilisation à partir d'un poste informatique avec une simple connexion internet accessible 24 heures sur 24.

1.5 L'action

Après le diagnostic de la maladie, le médecin est parfois obligé de conseiller une intervention chirurgicale. Cependant, il a évalué les bénéfices et les risques de l'opération pour le patient et il sait parfaitement que certains imprévus peuvent se présenter au cours de l'intervention. Les systèmes utilisés dans cette étape sont focalisés sur l'assistance lors de la chirurgie. Dans les GMCAO, le médecin est assisté à l'aide d'un système de guidage du geste chirurgical. Ces systèmes utilisent les différentes méthodes de l'étape de perception pour recueillir les données du patient. Ils utilisent une étape de raisonnement afin d'extraire l'information pertinente et de planifier l'intervention chirurgicale. Dans un système de guidage, l'étape d'action permet de comparer l'information recueillie en cours d'intervention avec l'information extraite pour assister les gestes du chirurgien. Ils essaient d'augmenter la qualité de l'intervention (plus précise, moins invasives) ou d'éviter les gestes chirurgicaux à haut risque, et de simplifier la charge du travail du médecin pendant les tâches complexes et lourdes.

1.5.1 Systèmes de guidage

La taxonomie **générale** des systèmes de guidage permet de classer chaque système selon ses avantages et inconvénients en vue de son intégration dans l'acte chirurgical. La taxonomie générale présentée par [16],[19] permet de classer tout système de guidage selon le degré d'interaction entre l'utilisateur et le système. La classification a été établie selon quatre grandes catégories : actifs, semi-actifs, synergiques et passifs.

1.5.1.1 Systèmes de guidage actifs

Dans cette classification, se trouvent les systèmes qui utilisent des robots complètement autonomes. Le robot effectue la tâche et le médecin supervise les mouvements du robot. Le robot manipule les outils nécessaires pour accomplir la tâche programmée par le médecin pendant les étapes de perception et de raisonnement. Les données sont continuellement fournies au robot, afin que celui-ci puisse contrôler le déroulement de la chirurgie. Nous pouvons citer comme exemples de tâches développées avec ce type de systèmes : la résection de tissus, le positionnement d'implants, la ponction de tissus et/ou d'organes, le contrôle automatique de dispositifs chirurgicaux et la navigation automatique à l'intérieur des cavités. Parmi les systèmes actifs, nous retrouvons comme technologie associée, les robots automates guidés par des algorithmes complexes comme ceux que nous avons cités

dans les étapes de perception et raisonnement. Nous retrouvons comme exemples de ce type de systèmes : ROBODOC [20], JHU [21] et LARS [22]. Il existe deux types de systèmes actifs :

- Par contraintes : ce sont les systèmes qui ajoutent des limites mécaniques dans les degrés de liberté du robot afin de confiner ses mouvements à l'intérieur d'une région précise ;
- Sans contraintes : dans ce cas, le robot a la liberté totale de mouvement pour accomplir sa tâche.

1.5.1.2 Systèmes de guidage semi-actifs

Le médecin est assisté partiellement par ce type de systèmes. Normalement le système empêche certains mouvements du médecin afin de le canaliser vers la cible, pour ainsi éviter une mauvaise direction ou une situation à risque. Nous retrouvons ici les systèmes qui utilisent des gabarits pour guider les gestes du chirurgien comme les ostéotomies, le moulage des prothèses dans la chirurgie orthopédique [23] ou le positionnement automatique de guides dans la neurochirurgie stéréotaxie. La technologie associée à cette catégorie n'a pas été bien définie. Nous retrouvons comme exemples de ce type de systèmes : SPEEDY [24] et Neuromate [25]. La classification de ces systèmes est :

- par guides mécaniques ;
- par gabarits individuels ;
- par contraintes dynamiques.

1.5.1.3 Systèmes de guidage synergiques

Introduits par [26], les systèmes de guidage synergiques ont agrandi la classification initiale des systèmes de guidage. Un système synergique présente des grandes similitudes avec un système semi-actif, sauf qu'ici le médecin garde le contrôle de certains mouvements et le système limite les autres mouvements qui s'opposent à la procédure. Par exemple, à l'extérieur d'une région critique, le système évite tout mouvement du chirurgien (comme un système semi-actif), mais, à l'intérieur de la région, l'utilisateur a une liberté totale de mouvement (comme dans un système passif). Un exemple de ce type de système est PADyC [27], dans lequel sont ajoutés des contraintes mécaniques, afin de confiner le geste du chirurgien pour guider un outil dans trois conditions différentes :

- quand l'outil doit suivre une trajectoire ;
- quand l'outil peut se déplacer à l'intérieur d'une région de sécurité ;
- ou quand l'outil peut se déplacer librement d'un point à l'autre.

La configuration de ces systèmes inclut des éléments mécaniques pour fournir les contraintes nécessaires. Ainsi, dans le cas du PADyC, le système utilise deux roues qui permettent le déplacement libre dans une direction, avec la possibilité d'activer les freins dans la direction contraire. Nous retrouvons, comme autres exemples de ce type de systèmes : P-TER [28], Cobot [29] et Acrobot [30].

1.5.1.4 Systèmes de guidage passifs

Dans ce type de systèmes, le médecin garde le contrôle total de ses mouvements pendant tout la durée du guidage. En revanche, afin de contrôler et pouvoir modérer ses gestes, l'utilisateur a besoin de recevoir une information de retour. Ce type de systèmes est composé de trois éléments : un dispositif de localisation, un système de contrôle et un dispositif d'“affichage” (au sens large, i.e. d'information extérieure au médecin communiquée en utilisant un canal sensoriel quelconque). Les systèmes de localisation appartiennent aux capteurs 3D qui seront détaillés plus loin. Le système de contrôle réalise la liaison entre les données acquises pendant les étapes de perception et de raisonnement. Le dispositif d'affichage permet le retour d'informations que le chirurgien requiert afin de contrôler ses gestes. L'information affichée est issue d'une comparaison entre les mouvements du chirurgien et les informations introduites préalablement dans le système de contrôle. La classification des systèmes passifs est la suivante :

1. **Par alignement** : Pour ces systèmes, il est indispensable d'établir une stratégie avant l'étape de guidage. Grâce à ces systèmes, le chirurgien a reçu une information calculée à partir de la stratégie planifiée. Ce système est passif, car le système n'impose pas de contraintes au chirurgien. Le chirurgien peut déplacer son outil sans problème, mais, grâce à l'information de retour, il peut être au courant des erreurs qu'il commet. C'est le médecin qui décide de prendre ou non en compte l'information de retour.
 - (a) *Sur interfaces graphiques* : Dans ce cas, l'utilisateur reçoit l'information sur un écran. Ces type d'interfaces se sont révélées efficaces et simples à développer. La stratégie employée est la représentation de la position ou de l'orientation des outils, tandis que l'utilisateur essaie d'aligner son outil selon la procédure planifiée. L'utilisation d'un système de guidage par interface graphique requiert que le chirurgien choisisse entre la possibilité de surveiller son outil à partir de la visualisation sur un écran ou sur le patient. Une solution à ce problème est l'utilisation d'un casque de réalité augmentée semi-transparent. Le casque permet la superposition de la visualisation de façon directe sur le patient. Cependant, l'utilisation d'un casque semi-transparent gêne de façon significative le sens visuel du chirurgien.
 - (b) *Alignement par laser* : Dans ce cas l'utilisateur aligne son outil grâce à un faisceau laser qui permet de vérifier le guidage. Ce type de système utilise le sens visuel du chirurgien pour l'informer sur l'alignement de l'outil. Une alternative est l'utilisation d'un retour haptique², lequel offre l'information d'orientation par des contraintes mécaniques. Nous verrons plus loin quels sont les avantages et les inconvénients de cette méthode.

²Le retour haptique ou tactile-kinesthésique correspond à une information tactile (détectée par les récepteurs cutanés) plus une information proprioceptive (détectée par les récepteurs localisés au niveau des muscles et des os. Voir glossaire pour plus de détail.

2. **Par navigation libre** : ce type de systèmes permet au chirurgien d'explorer et de parcourir l'intérieur du corps du patient à partir des données acquises pendant la phase de perception et de décision. Le médecin a le choix de naviguer à l'aide de ces systèmes de deux façons :
- (a) *navigation par images* : Dans ce cas, le chirurgien a besoin de parcourir les images réelles du patient acquises et enregistrées par une source vidéo ou par des études pré-opératoires. La technologie employée est constituée de casques de réalité augmentée et la stratégie est décidée à partir de la superposition et de la fusion d'images réelles.
 - (b) *navigation par outils* : le but de ces systèmes est d'informer le médecin sur la position de certains outils chirurgicaux à l'intérieur du patient grâce à leur localisation en 3D. La stratégie employée est la reconstruction de modèles virtuels à partir des données d'imagerie médicale ou par des capteurs 3D. Le chirurgien doit regarder sur un écran la représentation de ses outils.

Dans la figure 1.2, sont présentés quelques exemples de ces systèmes de guidage (CASPER [31] et MiniCASPER [32]).

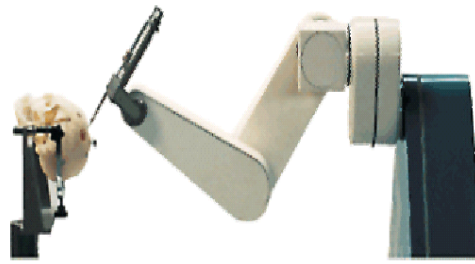
La classification que nous venons de décrire permet de différencier les systèmes en fonction du degré d'interaction entre le chirurgien et le système. Cependant, pour notre travail, il est important d'analyser le retour d'informations utilisées dans ce type de systèmes en fonction du dispositif d'interaction, car nous prévoyons comme alternative, l'utilisation d'autres sens que le visuel afin de gêner le moins possible les échanges d'informations entre le système et le chirurgien. Les informations de retour dans les systèmes de guidage passif sont couramment envoyées par les sens visuel, haptique ou auditif. Nous proposons d'utiliser en plus la perception linguale (stimulation du sens tactile gustatif).

1.5.1.4.1 Système de guidage passif à retour visuel. Un guidage visuel est pratique à utiliser dans le bloc opératoire, car aucun contact direct de la part de l'utilisateur avec le dispositif de sortie n'est nécessaire, l'interaction entre le chirurgien et le système se réalisent grâce à l'écran d'affichage. Une information visuelle peut être la représentation graphique d'un instrument chirurgical, une image multimodale ou un chiffre. L'utilisateur réagit en fonction de la stimulation perçue par les photorécepteurs de l'œil. L'information est renvoyée à travers un écran d'ordinateur (à l'aide d'un écran à tubes cathodiques *CRT*) ou par un casque de réalité augmentée (à l'aide d'un écran à cristaux liquides *LCD*). Le canal visuel permet l'affichage d'informations détaillées et de haute qualité, grâce au grand nombre de récepteurs visuels (70% des récepteurs sensoriels chez l'homme se trouvent localisés uniquement sur la rétine [33]). Parmi la grande quantité de systèmes à retour visuel, nous distinguons les avantages suivants :

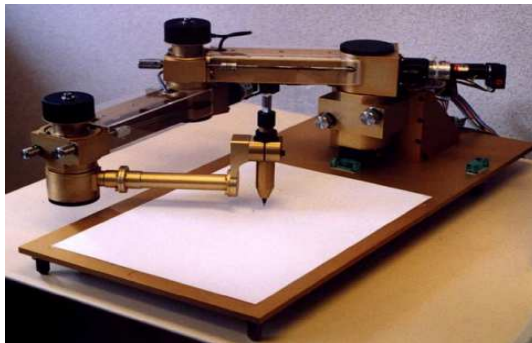
- Ils offrent une haute résolution, une bonne définition des couleurs et un bon niveau de contraste ;
- L'extraction d'informations est basée sur une détection de contraste ;



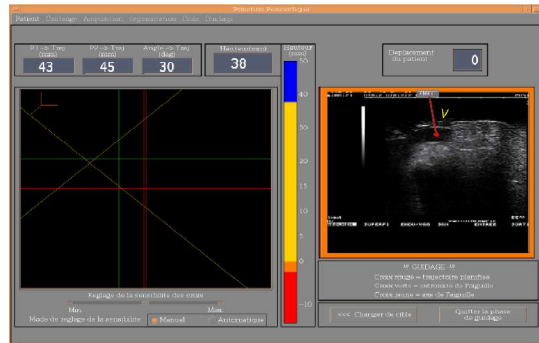
(a)



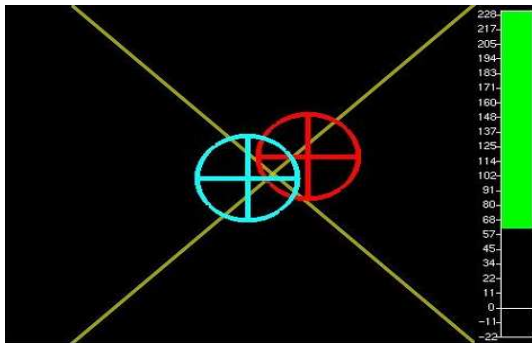
(b)



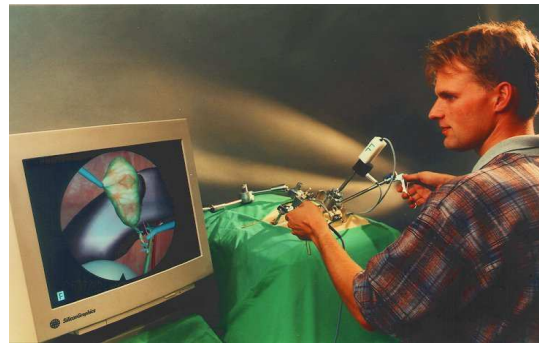
(c)



(d)



(e)



(f)



(g)



(h)

FIG. 1.2 – Exemples des systèmes de guidage. D'après la classification générale : (a) ROBO-DOC (actif) (b) Neuromate (semi-actif) (c) PADyC (synergique)(d) CASPER (passif). D'après le type de retour : (e) Interface visuelle (Mini-CASPER) (f) Interface haptique (Karlsruhe Endoscopic Trainer). Exemple de systèmes plus complexes et difficiles à classer selon la taxonomie générale : (g) Simulateur chirurgical (h) Système contrôlé à distance (Robot DaVinci).

- Le phénomène de persistance rétinienne provoque un effet de continuité, ce qui facilite l’affichage d’images de synthèse ;
- Ils sont utilisés pour l’affichage des images en différents niveaux de gris, en différentes couleurs et/ou en 3D. Ce type de représentation facilite la visualisation et la compréhension des informations affichées ;
- Ils sont relativement économiques et faciles de développer, car ils utilisent une technologie disponible sur le marché mondial. Cependant, dans le cas d’un système à CRT, le prix est beaucoup moins cher que dans celui d’un système à LCD ;
- L’utilisateur ne réalise pas une interaction directe ou physique ; c’est une des raisons qui favorisent leur développement dans les services chirurgicaux ;
- Ce type de systèmes permettent l’interaction de plusieurs utilisateurs en même temps.

Parmi les inconvénients d’un système de guidage à retour visuel, nous retrouvons :

- Un système à CRT est souvent embarrassant, car il est volumineux, lourd et difficile à stériliser. Il est condamné à rester sur un endroit défini à l’intérieur du bloc opératoire ;
- La vision présente une plage limitée de sensibilité qui correspond au spectre lumineux visible ;
- Dans la détection par contraste, en dessous d’un niveau de luminance, l’œil est incapable de distinguer certains détails fins d’une image ;
- Le traitement d’informations visuelles conduit à des temps de réaction plus longues (≈ 150 mS après le stimulus, une réponse peut être enregistrée au niveau du cortex moteur) que par une autre canal sensoriel comme l’ouïe ;
- Le champ de vision entre l’utilisateur et le dispositif d’affichage doit être libre ;
- Dans les systèmes à LCD, certains malaises ont été remarqués : vomissements dus à une mauvaise qualité d’images en mouvement. De plus, on observe des difficultés à s’orienter après plusieurs heures d’utilisation.

1.5.1.4.2 Système de guidage passif à retour auditif. Le retour auditif, malheureusement, n’a pas été assez exploré dans les systèmes de guidage. Afin d’assister un chirurgien, un système de guidage auditif donne comme information de retour un son pur, un son musical ou un ordre. L’unique système chirurgical à retour auditif retrouvé dans la littérature est celui développé par Werner *et al* [34]. Ce travail a montré des avantages dans l’utilisation du canal auditif :

- Le traitement d’information est plus rapide que le traitement visuel ;
- La localisation spatiale des sons est plus facile ;
- La résolution temporelle est bonne, voire supérieure à la vision ;
- L’audition permet de libérer la vision, utilisée dans une autre tâche (par exemple la surveillance du soin) ;
- Le traitement d’informations en parallèle est possible ;
- La codification d’informations est aisée ;

Cependant, les inconvénients dans ce système sont :

- L'information est difficilement quantifiable ;
- L'espace de localisation est limité ;
- La qualité des sons dépend de différents paramètres (hauteur, timbre, intensité et localisation) ;
- L'interférence peut apparaître avec d'autres sources ;
- Il n'y a pas de persistance auditive ;
- Ils gênent de manière significative les échanges auditifs avec le personnel dans le bloc opératoire (aides opératoires, instrumentaliste, etc.) ;
- L'audition est une perception très subjective car elle varie en fonction du sujet.

1.5.1.4.3 Système de guidage passif à retour haptique. Le retour d'information par le canal haptique est utilisé pour les applications médicales, où le chirurgien manque d'un retour d'information proprioceptive ou dans les systèmes contrôlés à distance. Dans les chirurgies non invasives, ces informations sont importantes pour déterminer la texture, la forme et la consistance des organes, ainsi que dans les interventions où le chirurgien doit guider une caméra ou un instrument pour accéder à la région malade afin de détruire/extraire la tumeur. Les avantages principaux d'un système chirurgical à retour haptique sont :

- L'interaction se déroule sur le même endroit que la perception. Ce lien direct évite toute confusion possible entre l'information transmise et la perception de l'environnement ;
- Le traitement d'information haptique se fait de façon inconsciente et intuitive, car l'information ne doit pas être analysée par le cerveau. Nous décrirons plus tard les mécanismes de perception dans le système haptique ;
- Le traitement haptique se fait quatre fois plus rapidement qu'un traitement visuel ou auditif ;
- Le système est versatile, car il peut produire différents types de sensation, grâce à la stimulation selon différentes modalités (Force, Position, Toucher, Vibration, Chaleur, Électricité) ;
- Un système haptique permet l'utilisation de la vision et de l'ouïe en même temps, dans des tâches différentes, sans gêner ces deux canaux ;
- Un système haptique permet l'interaction avec un objet virtuel de façon réelle et précise.

Cependant, les inconvénients dans ce système sont :

- Les systèmes utilisés à l'intérieur du bloc opératoire ne peuvent pas être manipulés directement par le chirurgien, car il utilise ses mains pendant la procédure chirurgicale à l'exception du cas d'un système à distance [35] ;
- La stimulation haptique est la plus complexe, car les mêmes récepteurs cutanés réalisent la conversion des différentes sensations (Texture, Température, Poids, Taille, Dureté, Forme) ;
- L'interaction se réalise de façon individuelle.

Nous aborderons en détail, dans le chapitre suivant, les mécanismes psychophysiques impliqués dans la perception haptique, car ils sont importants pour notre

travail.

De nos jours, différentes variantes ont été envisagées afin de réduire les inconvénients des systèmes que nous venons de citer, par exemple, l'utilisation en même temps de deux canaux sensoriels. L'utilisation d'une information redondante pourrait permettre de compléter la perception par un sens unique. Par exemple, Klatzky *et al.* [36] propose l'utilisation d'un retour d'information par le canal visuel, en même temps qu'une information additionnelle par le canal auditif. D'autres proposent un retour haptique et auditif [37] mais le retour mixte le plus utilisé est haptique-visuel [38], [39], [40].

Cependant, la taxonomie initiale ne permet pas de classer ces nouveaux systèmes mixtes (par exemple, un système robotisé qui permet l'interaction des différents outils sur des données multimodales ou les systèmes qui permettent l'interaction à distance, dits systèmes de télémédecine). La thèse écrite par Dubois [41] a proposée une nouvelle taxonomie capable de classer ces systèmes. Nous ferons une révision de la classification proposée par Dubois, afin de comparer les systèmes issus de la classification initiale.

1.6 Les capteurs

Tous les objectifs cités dans la section 1.2 des GMCAO ne peuvent pas être atteints en même temps, car ils peuvent être contradictoires, selon la technologie, la configuration, la procédure ou l'information employées. Par exemple, le développement d'une chirurgie moins invasive peut être contradictoire avec une amélioration de la précision. Pour atteindre leurs objectifs, les GMCAO ont dû faire face à des problèmes complexes, pour lesquels les méthodes conventionnelles et unidisciplinaires étaient limitées. Certaines méthodes normalement appliquées dans le domaine de la mécanique, physique, ingénierie et informatique ont été utilisées pour modéliser et étudier le corps humain afin de résoudre ces problèmes. Progressivement, la recherche en chirurgie assistée par ordinateur est devenue pluridisciplinaire. Les avancées dans les traitements des signaux, des images et de l'information ont permis à la médecine d'exploiter l'interaction multimodale, c'est-à-dire la manipulation de différents types d'informations.

Nous allons décrire dans ce paragraphe les principales sources d'information des différents capteurs utilisés dans les GMCAO. Les données recueillies sont de nature complètement différente. Les différences dans l'information recueillie demandent un effort supplémentaire de la part du chirurgien. Pendant les étapes de perception et de raisonnement, l'analyse de ces données ne pose pas de grandes difficultés pour le médecin, car il n'est pas pressé. En revanche, pendant l'étape d'action, il prend des décisions dans des délais relativement courts, alors qu'il analyse la même quantité de données, voire plus. De plus en plus, les chirurgiens doivent alors faire face à un diagnostic fondé sur une interprétation multimodale. Cette démarche peut demander un investissement supplémentaire, car l'apprentissage dépend de la difficulté de la technique d'imagerie utilisée (connaissance des principes, pertinence de chaque technique, etc.). Par conséquent, la simplifi-

cation de ces informations est primordiale, afin d'améliorer l'étape d'action dans les GMCAO.

Les systèmes intégrés aux GMCAO visent à résoudre normalement des problèmes de localisation géométrique. Le matériel utilisé pour l'acquisition des données à partir de capteurs doit prendre en compte la technologie déjà implantée, afin de déterminer la pertinence de l'information enregistrée dans chaque technique d'imagerie. Les capteurs employés pour l'acquisition des données de GMCAO sont souvent de deux types : capteurs de forme et capteurs de position/localisateurs 3D. Nous détaillons ci-dessous les différences entre ces types de capteurs.

1.6.1 Capteurs de forme

Dans ce groupe, nous retrouvons principalement les dispositifs d'imagerie médicale. Ce type de capteurs permet principalement de connaître la forme des structures anatomiques. Nous présentons ci-dessous un résumé des principaux dispositifs d'imagerie médicale.

1.6.1.1 Échographie

Vers 1920, **Paul Langevin** a mis en évidence la capacité destructrice des ultrasons, lors de premières expériences en médecine. Cette propriété a été démontrée, contrôlée et exploitée quelques années plus tard par **Robert Wood**, **Nex-ton Hervey** et **Alfred Loomis**. La première utilisation des ultrasons comme outil de diagnostic a été faite par **Karl Theodore Dussik** au début des années 40 pour le diagnostic des tumeurs cérébrales. Pendant les années suivantes, les études de propagation et de dosimétrie des ondes ultrasonores dans le tissu animal se sont diversifiées jusqu'en 1949, lorsque le médecin **John Julian Wild** a publié ses travaux sur l'utilisation des ultrasons pour la détection des occlusions intestinales et pour les tumeurs malignes gastriques. A l'aide de l'ingénieur Donald Neal, J.J.Wild a proposé un système unidirectionnel (ou Mode A) permettant l'utilisation des ultrasons comme outil de diagnostic. **Donald Neal** et **John Reid** ont travaillé ensemble afin de construire un système linéaire (ou Mode B) pour des applications militaires. Ces travaux ont produit comme résultats, les premières images en temps réel d'un tissu de 7mm d'épaisseur (avec une fréquence de 15 MHz). Pour la première fois, l'utilisation du terme "échographie" a été employée. En 1951, **Douglass Howry**, **William Roderic Bliss** et **Gerald J. Posakony** ont construit le premier scanner linéaire bidimensionnel (Mode B) nommé Somascope, à partir duquel la médecine a démarré la recherche dans différentes applications. La première échographie médicale a été développée en 1953 par les cardiologues **Inge Edler** et **Carl Hellmuth** de l'Université de Lund en Suède. Le premier enregistrement de l'activité du cœur a été effectué le 29 Octobre 1953 à Malmö, en Suède. Les premières mesures obstétricales ont été ensuite faites en Écosse.

De nos jours, l'échographie utilise un faisceau d'ondes sonores pour explorer la forme d'un organe ou d'un tissu. La fréquence des ondes ultra-sonores utilisées

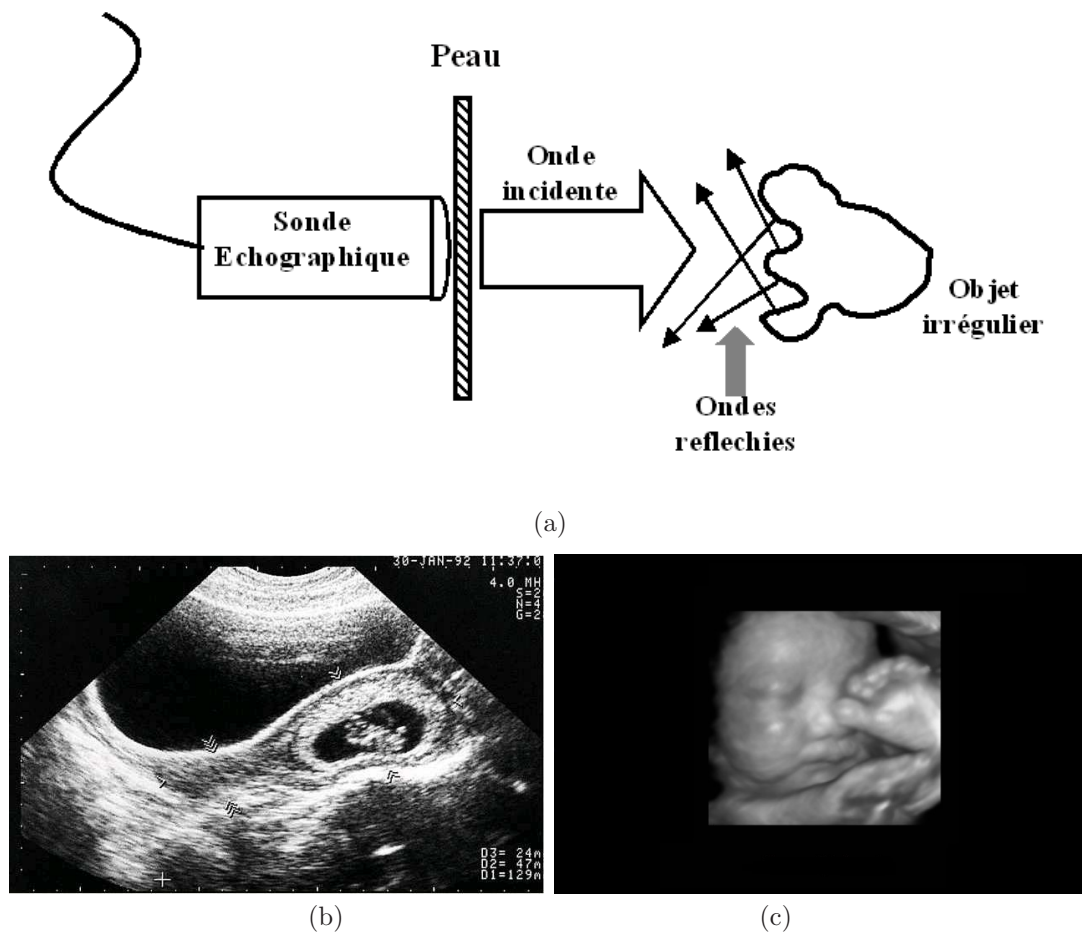


FIG. 1.3 – Technique de l'Échographie : (a) Principes (b) image produite par une sonde conique (c) exemple d'une visualisation 3D reconstruite à partir des images échographiques

pour des applications médicales est en générale comprise entre 1 et 20 MHz. Les ultrasons sont qualifiés d'ondes élastiques, ce qui signifie qu'ils ont besoin d'un milieu solide pour se propager (la propagation dans le vide est impossible). Ainsi les ondes émises se propagent différemment à l'intérieur du corps humain selon l'élasticité et la densité des structures qu'elles traversent. La propagation des ultrasons dans les différents milieux biologiques se fait de façon différente selon la densité du matériaux. Par exemple, face à une structure solide comme l'os, les ultrasons sont réfléchis complètement vers l'émetteur alors que, face à des organes mous, une partie des ondes traverse la structure anatomique et une autre est réfléchi. Les images sont reconstituées sous forme de coupes 2D à partir de la détection de ces ondes réfléchies par les structures. C'est une des raisons de la faible qualité de ces images. De nos jours, l'échographie est une technique d'imagerie non invasive, dont le coût est très peu élevé par rapport aux autres technologies. Les recherches développées actuellement en imagerie médicale permettent la reconstitution sous forme de modèles virtuels 3D, ce qui facilite encore la visualisation et l'interprétation de ces images ultrasons (cf. figure 1.3.c).

1.6.1.2 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

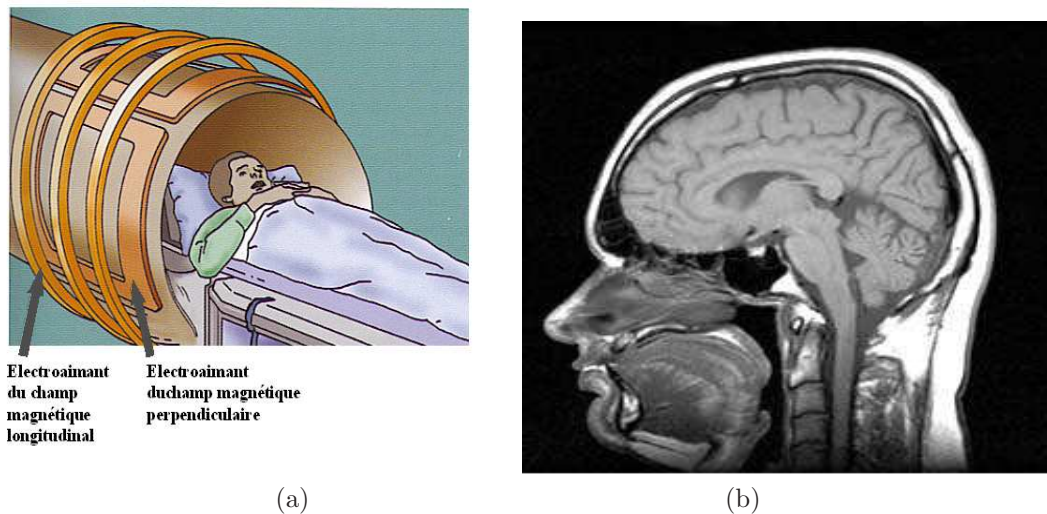


FIG. 1.4 – L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) (a) Principes (b) exemple d'image acquise

Paul Lauterbur et **Sir Peter Mansfield** ont reçu le prix Nobel de médecine 2003 grâce à leurs études sur les applications de la résonance magnétique. Cette nouvelle technique d'imagerie détecte la propriété magnétique des noyaux atomiques constituant les tissus biologiques. Un des avantages de l'IRM est la non-utilisation de radiations ionisantes. C'est donc une technologie non invasive qui utilise de forts champs magnétiques. La reconstruction de modèles virtuels 3D à partir des données IRM fournit une manière de visualiser et d'interpréter les images.

1.6.1.3 Tomodensitométrie (TDM)

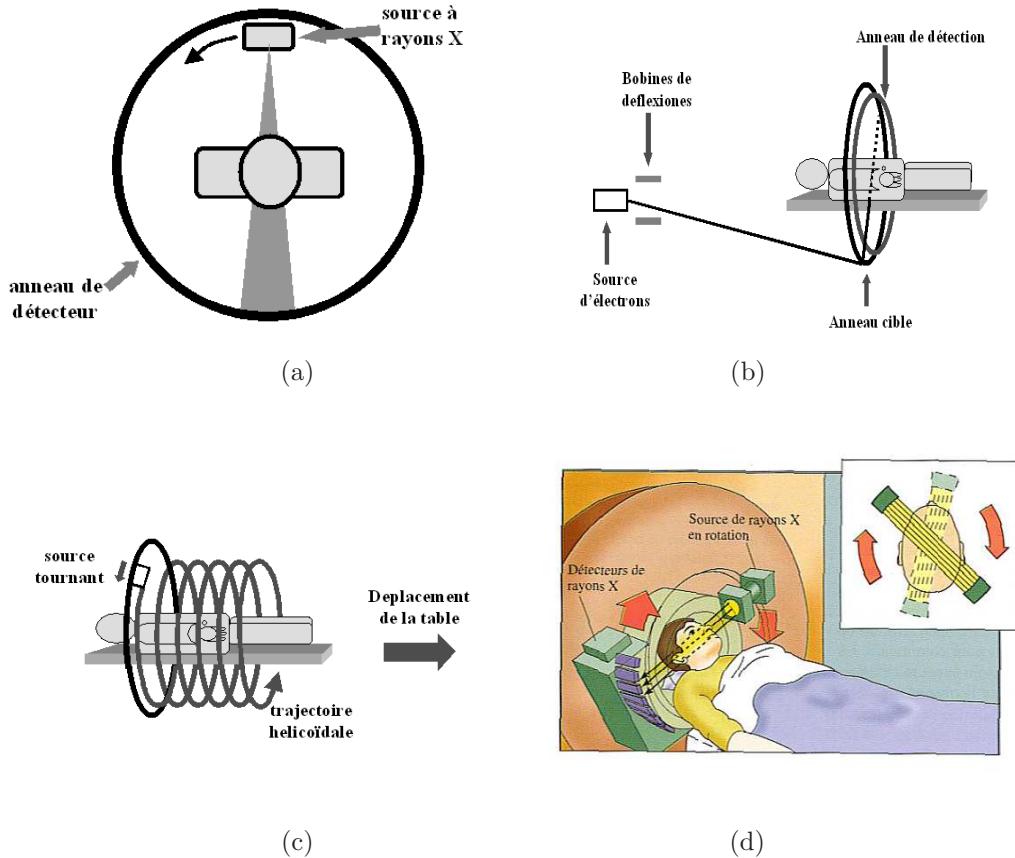


FIG. 1.5 – L'imagerie Tomodensitométrie (TDM) (a) Principes (b) appareils de 4ème et 5ème génération (c) hélicoïdale (d) systèmes modernes d'imagerie

Le système de tomodensitométrie a été inventé en 1972 par **Godfrey Newbold Hounsfield** et **Allan McLeod Cormack**, pour lequel ils ont reçu le prix Nobel de médecine en 1979. Cette technique utilise des rayons X pour mesurer la densité d'absorption des différents tissus à l'aide de détecteurs numériques. La résolution est supérieure à une radiographie conventionnelle, car la tomodensitométrie permet l'utilisation de coupes axiales de 1 à 10 mm d'épaisseur. La reconstruction de chaque image se fait à l'aide d'un ordinateur, ce qui explique le terme anglais de **Computer Tomography** (CT). Un des principaux avantages de la TDM est l'obtention rapide des images avec de faibles doses d'irradiation pour le patient, raison pour laquelle cela en fait une technique d'imagerie très intéressante pour la chirurgie non invasive. La reconstruction des images a été développée initialement à l'aide de méthodes itératives et utilise aujourd'hui des méthodes analytiques plus élaborées. Les premiers systèmes utilisaient une source de rayon X qui se déplaçait en sens inverse du détecteur. Les systèmes actuels de la 5ème génération sont ceux dans lesquels la source de rayons X reste immobile mais le faisceau des rayons est dévié par déflexion magnétique de sa trajectoire

initiale afin de le faire atteindre un anneau, dit cible, positionné autour du patient. Une partie de ce faisceau est transmise vers un détecteur numérique qui concentre les faisceaux résiduels, après avoir traversé les tissus biologiques. La reconstruction des modèles virtuels en trois dimensions (3D) et par multi-coupes à partir de cette technologie facilite la visualisation et l'interprétation des images (cf. figure 1.5).

1.6.1.4 Tomographie par Émission de Positons (TEP)

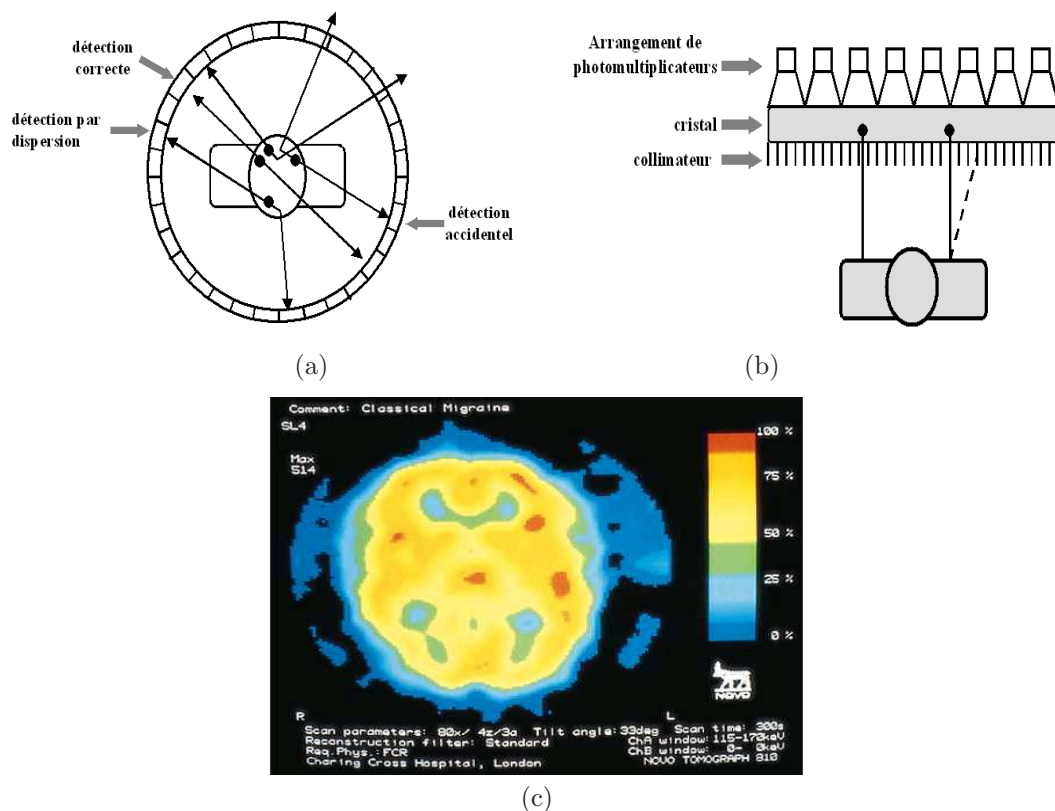


FIG. 1.6 – La Tomographie par Émission de Positons (a) critères de détections (b) chambre de détection gamma (c) exemple d'images

La tomographie par émission de positons utilise des radio-isotopes d'une durée de vie très courte (<2h), comme le carbone 11, l'azote 13, l'oxygène 15 ou le fluor 18. Ces substances sont injectées à l'intérieur du sang afin de suivre leur déplacement à l'intérieur du corps humain. Pendant leur parcours, elles émettent des rayons gamma, du fait d'une carence de neutrons. Cette carence produit la désintégration des protons en neutrons ainsi qu'une émission de positons. Un positon est une particule élémentaire qui présente la même masse qu'un électron, mais avec une charge positive. Au moment de l'émission, chaque positon émis entre en collision avec les électrons qui entourent le noyau. Les deux masses sont converties en rayonnement électromagnétique (rayonnement gamma) avec l'émission de particules qui se déplacent en directions opposées. L'imagerie TEP est fondée

sur la détection de ces rayonnements gamma à l'aide d'un appareil sensible de type gamma-caméra (voir figure 1.6). Les principaux avantages de cette technologie sont la facilité d'améliorer l'intensité du signal détecté, les temps courts de balayage et la facilité de production de cartes quantitatives de distribution des radioéléments. Les inconvénients de cette technologie sont le coût élevé des appareils et la difficulté à produire des radioéléments sur place. La qualité des images dépend de plusieurs facteurs, comme la résolution spatiale de la caméra de détection, la linéarité spatiale du système afin de produire des images non déformées de l'objet, ou la résolution du système pour la détection de l'énergie des photons.

De nos jours, l'imagerie est souvent divisée en trois groupes, selon le type d'information fournie : l'imagerie morphologique (M) qui permet l'obtention d'informations sur la forme et la structure des organes, l'imagerie fonctionnelle (F) qui aide à connaître le fonctionnement des organes pendant leur activité et l'imagerie interventionnelle (I) qui permet d'assister les gestes médicaux sous le contrôle de l'image, par voie percutanée, naturelle et non invasive. Le tableau 1.2 présente un récapitulatif de l'ensemble des techniques d'imagerie et de leurs applications possibles.

Techniques d'imagerie	Application			phase opératoire		
	Morphologique	Fonctionnelle	Interventionnelle	pré-	per-	post-
Radiographie	✓	✓	✓	✓	✓	✓
TDM	✓	✓	X	✓	X	✓
Échographie	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Endoscopie	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Angiographie	✓	✓	✓	✓	✓	✓
IRM	✓	✓	✓	✓	✓	✓
TEP	✓	✓	X	✓	✓	✓
SRM	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Scintigraphie	✓	✓	X	✓	✓	✓

TAB. 1.2 – Tableau récapitulatif de l'ensemble de données dans l'imagerie médicale

1.6.2 Capteurs de position ou localisateurs 3D

Ils permettent de repérer des objets dans un espace défini de travail. Ils sont classés en quatre types selon la nature du phénomène physique utilisé pour leur fonctionnement : optiques, ultrasonores, magnétiques et mécaniques.

1.6.2.1 Localisateurs mécaniques

Les systèmes mécaniques ont été les premiers localisateurs 3D appliqués à la chirurgie. Le principe consiste à utiliser des capteurs mécaniques montés sur un dispositif articulé à six degrés de liberté. Le modèle géométrique du bras articulé permet de déterminer la position d'un outil monté à l'extrémité du bras. L'information recueillie par les capteurs confirme cette position calculée. Les principaux avantages d'un localisateur mécanique sont :

- L'outil est rigidement monté sur le bras, ce qui évite toute erreur liée à des déplacements fortuits ;
- Il n'y a pas de problème de visibilité entre les capteurs (comme on le verra ci-dessous pour les localisateurs optiques) ;
- Il donne une précision très acceptable comprise entre 0,1 mm et 1 mm avec un prix bas, ce qui fait de lui un système très rentable pour certaines applications.

En revanche les inconvénients de ce système sont :

- Des erreurs intrinsèques dues aux forces appliquées pour le montage de ressorts dans le bras articulé ;
- Les dimensionnements qui demandent des espaces considérables, pas toujours disponibles au sein du bloc opératoire ;
- Il ne peut repérer la position que d'un unique objet ;
- Il peut être limité sur certains degrés de liberté par les connecteurs ou par les pièces du montage employés ;
- Il requiert l'utilisation de fixation par freins qui peuvent induire des mouvements indésirables ou nuisibles.

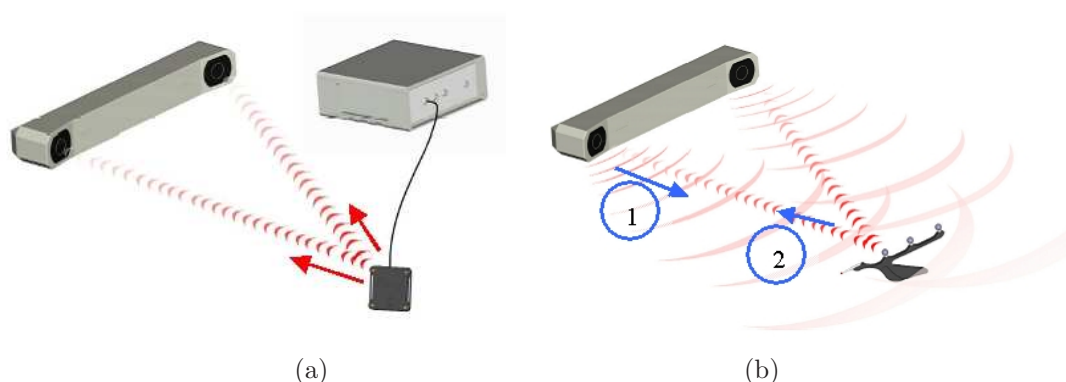


FIG. 1.7 – Illustration des deux types de localisation optique : (a) Active (b) Passive.

1.6.2.2 Localisateurs optiques

Ces systèmes sont fondés sur les principes de la vision stéréoscopique. La fusion de deux images acquises en même temps par deux appareils de détection (appareil photographique ou caméra vidéo) permet de construire une information tridimensionnelle. Cette méthode a été développée par **Charles Wheatstone** au milieu du XIX^e siècle. Grâce à ce principe, il est possible de recréer certains phénomènes propres de la vision courante, comme la profondeur. Un localisateur optique est constitué de deux ou trois caméras de détection, d'émetteurs à rayonnement infrarouge (IR) et de ce qu'on appelle un "corps rigide" (en anglais ces dispositifs sont appelés "Rigid Bodies" - RB). Les caméras sont embarquées sur un seul dispositif, mais séparées l'une de l'autre horizontalement, afin de recréer une vision stéréoscopique. Un RB est un objet de forme géométrique, équipé de marqueurs fixes, grâce auxquels est possible de déterminer sa position à l'intérieur

d'un espace 3D (ou volume de visibilité). La forme géométrique du RB est définie par la position de marqueurs réfléchissants catadioptriques (dans le cas d'une localisation passive) ou émetteurs (dans une localisation active). Le nombre de ces marqueurs définit la précision de la localisation. Il faut utiliser au minimum trois marqueurs. Les caméras permettent de repérer la position des RB grâce à l'émission des rayonnements IR sur les marqueurs. Les marqueurs reflètent les rayonnements IR vers les détecteurs localisés dans les caméras. Ces caméras calculent les matrices de transformations du RB par rapport à son propre référentiel ou par rapport au référentiel d'un autre RB (voir figure 1.7). Dans les cas où les émetteurs IR sont montés sur les RB, le système est dit de "localisation active" (voir figure 1.7.a). En revanche, si les émetteurs IR sont embarqués dans le même dispositif que les caméras, le système est dit de "localisation passive" (voir figure 1.7.b). La précision du repérage dépend aussi du volume de visibilité (en anglais "digitizing volume") de chaque système. Les localisateurs optiques sont une technologie très répandue dans les GMCAO, avec la plupart du temps des corps rigides qui sont fixés aux outils chirurgicaux. L'avantage principal de ce type de localisateurs est que, pour une localisation passive, il n'est pas nécessaire d'utiliser de fils électriques entre le détecteur et les RB. Les RB peuvent être stérilisés sans abîmer leur forme, même si les marqueurs doivent être changés régulièrement. L'inconvénient principal est que le RB doit rester visible par la camera, ce qui implique (1) des problèmes éventuels lorsque quelqu'un ou quelque chose obstrue le champ visuel et (2) l'impossibilité d'utiliser ces RB à l'intérieur du patient.



FIG. 1.8 – Exemples de localisateurs optiques : (a) Optotrak et (b) Polaris

1.6.2.2.1 Optotrak. Le localisateur Optotrak de Northern Digital, Inc. (NDI³), permet de repérer la position d'un point à l'intérieur d'un volume 3D avec une précision de 0,15 mm et avec un taux de rafraîchissement de 450 Hz, ce qui fait de lui un des systèmes optiques les plus précis. Cependant, les dimensions actuelles du détecteur sont de 1,11 m x 0,315 m x 0,215 m avec un poids de 40 Kg. Il s'agit

³www.ndigital.com

donc d'un système lourd, encombrant et difficile à déplacer (cf. figure 1.8.a). Ce système reste très cher avec un prix supérieur à 2000 euros.

1.6.2.2.2 Polaris. Le localisateur Polaris, fabriqué par NDI (cf. figure 1.8.b), est un dispositif de localisation très utilisé dans le domaine des GMCAO, car son rapport prix-précision-mobilité est intéressant en comparaison de l'Optotrak. La précision notée par le fabricant pour repérer les marqueurs sur les corps rigides est de 0,35 mm. Les dimensions du détecteur sont de 0,59 m x 0,08 m x 0,12 m pour un poids de 2 Kg ce qui permet une liberté de mouvement confortable pour les déplacements pendant les différentes phases d'acquisition. Le localisateur Polaris permet le repérage des corps rigides à l'intérieur d'un volume de travail de l'ordre de 1 m³. La fréquence d'activation des émetteurs IR est variable (de 20 Hz à 60 Hz). En plus de son coût réduit, un autre avantage du Polaris est sa capacité à localiser de façon "hybride" avec le même capteur, c'est-à-dire de repérer la position des corps rigides passifs ou actifs sans se soucier de re-configurer le Polaris.

1.6.2.2.3 Flash Point. Ce système, développé par Boulder Innovation Group, Inc. (BIG ⁴), détecte la position des corps rigides à l'intérieur d'un volume de visibilité. Le volume de visibilité détermine la précision de localisation. Le fabricant propose trois volumes en fonction de la position de l'outil : (1) à 0,3 m du détecteur, il offre un volume de 0,11 m³ et une précision à l'intérieur de ce volume de 0,1 mm ; (2) à 0,58 m du détecteur, le volume est de 4,19 m³ avec une précision de 0,25 mm ; et (3) à 0,8 m du détecteur, le volume est similaire (de 4,19 m³), mais la précision est inférieure à 0,2 mm. La figure 1.8.c montre ces caractéristiques. Deux études comparatives parmi les systèmes les plus utilisés ont été proposées par Chassat [42] et Khadem [43] afin de vérifier la précision de localisation à l'intérieur des volumes spécifiés par les fabricants. Le tableau 1.3 présente un récapitulatif sur la précision de ces systèmes.

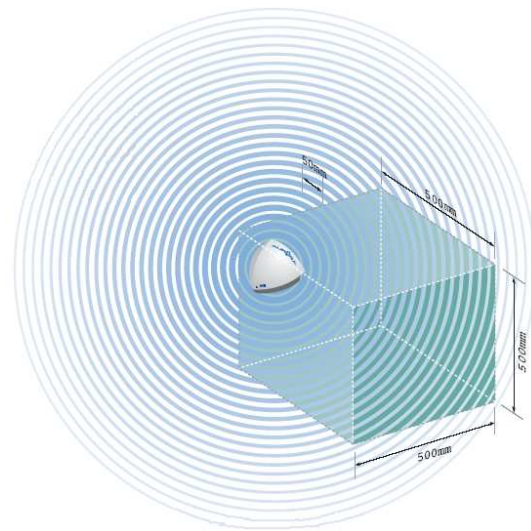
Système	Fabricant	Khadem[43]	Chassat[42]	Simon[44]
LOCALISATEURS OPTIQUES				
Optotrak	0,15 mm	-	0,149 mm	-
Polaris				
Passive	0,35 mm	0,115 mm	0,405 mm	0,1 mm ~
Active	0,35 mm	0,058 mm	2,073 mm	
Flashpoint				
0,3 m	0,1 mm	0,028 mm	0,621 mm	0,5 mm best (~0,01 mm)
0,58 m	0,25 mm	0,051 mm		
0,8 m	0,2 mm	0,059 mm		

TAB. 1.3 – Récapitulatif des localisateurs optiques

⁴www.imageguided.com



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

FIG. 1.9 – Exemples de localisateurs magnétiques (a) Aurora (b) volume de détection d'un localisateur magnétique (c) Patriot (d) Fastrak (e) Liberty

1.6.2.3 Localisateurs magnétiques

Un localisateur magnétique est fondé sur la théorie électro-magnétique classique développée au XIX^e siècle, en particulier par les travaux sur les champs électro-magnétiques du physicien **James Clerk Maxwell** (1873). Le principe consiste à localiser une bobine située à l'intérieur d'un champ magnétique. La bobine est repérée par ses six degrés de liberté. La précision des localisateurs magnétiques est d'environ 3 mm, ce qui la rend suffisamment intéressante pour les applications médicales. En revanche, son inconvénient principal est l'augmentation des erreurs dues à l'interférence induite par la présence d'objets métalliques se trouvant à proximité du détecteur ou à l'intérieur du bloc opératoire.

1.6.2.3.1 Aurora. Développé par NDI, il consiste en un dispositif qui génère un champ magnétique de 500 mm x 500 mm x 500 mm à l'intérieur duquel est repérée la position d'une bobine de 8 mm x 0,8 mm avec une précision variable entre 0,9 mm et 1,6 mm (cf. figure 1.9.a). Aurora permet le repérage de l'orientation de la bobine avec une précision comprise entre 0,3° et 0,8°. Son avantage principal est le repérage de ces bobines à l'intérieur du corps humain, à condition que ces bobines soient dans le volume du champ magnétique. Un inconvénient de ce type de dispositif est le volume réduit de détection (0,125 m³) par rapport à un localisateur optique. Une autre limite concerne l'interférence produite par les objets métalliques qui peuvent se trouver à l'intérieur du champ de travail, ce qui peut augmenter l'erreur jusqu'à 2 mm.

1.6.2.3.2 Polhemus. La compagnie Polhemus Inc. a développé trois systèmes magnétiques qui repèrent de deux à seize capteurs selon le modèle : Patriot, Fastrak et Liberty. Le système le plus économique, mais aussi le moins performant, est le Patriot. Il permet de localiser deux capteurs avec une précision de 0,025 mm et 0,1° dans les rotations à une vitesse de 60 Hz. Le Fastrak peut repérer 8 capteurs et donner une précision de 0,005 mm et 0,025° pour les rotations à 120 Hz. Finalement, le Liberty est le plus performant, car il peut repérer jusqu'à 16 capteurs avec une précision de 0,005 mm à une distance à la source inférieure à 30 cm et 0,0012° dans les rotations à une fréquence de rafraîchissement de 240 Hz. Les dimensions des espaces du travail sont indiquées sur la figure 1.9.b.

1.6.2.4 Localisateurs à ultrasons

Le principe de ces systèmes consiste en la localisation d'une source à ultrasons entourée par au moins trois détecteurs (ou microphones). Chaque microphone est positionné à une certaine distance pour détecter tout signal capté à l'intérieur d'une sphère définie. L'émission et la détection des ultrasons se fait de façon synchronisée afin de simplifier le repérage. Pour calculer la position ou l'orientation d'un objet, il suffit de monter au moins trois émetteurs sur chaque outil.



FIG. 1.10 – Localisateurs à ultrasons “Flock of the bird”

Système	Fabricant	Simon[44]
LOCALISATEURS MAGNETIQUES		
Aurora	0,9 à 1,6 mm	-
Polemus		
Patriot	0,025 mm	~5 mm
Fastrak	0,005 mm	
Liberty	0,005 mm	
LOCALISATEUR A ULTRASONS		
Sonic Wand	-	~1 mm (~0,1 mm)

TAB. 1.4 – Récapitulatif des localisateurs magnétiques et à ultrasons

1.7 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons présenté les méthodes les plus importantes des GMCAO. Les systèmes de diagnostic sont devenus plus performants avec le développement des ordinateurs et des techniques d'imagerie. Nous avons vu que l'incorporation de l'imagerie médicale offrait une information supplémentaire aux chirurgiens, car l'absence de visibilité à l'intérieur du patient réduit la certitude du diagnostique. Cependant, l'apprentissage des principes de base et l'interprétation des images multimodales demandent un effort supplémentaire pour les médecins qui voudraient s'appuyer sur les nouvelles technologies. Afin de rendre facile la compréhension de ces données, différents travaux de recherche actuels sont centrés sur la simplification des données par la reconstruction en 3D, la segmentation automatique d'images ou à travers l'interaction directe avec des modèles virtuels. Néanmoins, pendant les interventions chirurgicales, le médecin ne peut qu'utiliser un nombre réduit de ces systèmes, car il est très sollicité par les sens visuel, auditif et haptique.

Dans ce chapitre, nous avons présenté quelques systèmes chirurgicaux avec un retour d'information par la voie visuelle. Si bien des initiatives sont focalisées sur une représentation rationnelle des données, il faut remarquer que le sens visuel est déjà très sollicité pendant une chirurgie. Le médecin doit regarder le patient, sa région de travail, les écrans de surveillance, les radiographies et les études antérieures. Chez les humains, plus de 70% des informations sensorielles arrivent par la voie visuelle [41]. Pendant l'interaction utilisateur-système chirurgical, beaucoup d'informations de retour sont présentées par affichage sur un écran, ce qui augmente la quantité d'information à traiter. Nous avons cité, les avantages et les inconvénients rencontrés dans l'utilisation de cette voie sensorielle.

Nous avons présenté aussi des travaux de recherche qui ont développé un retour d'information de guidage par l'émission des sons. Cependant, le chirurgien doit échanger des informations avec le personnel qui se trouvent à l'intérieur du bloc opératoire. Nous avons cité les avantages et les inconvénients dans l'utilisation de cette voie sensorielle. Ceci explique le faible développement de ce types de systèmes.

Une autre possibilité est le développement de systèmes fondés sur un retour haptique, lequel s'est avéré plus facile et bénéfique pour les utilisateurs que le retour auditif. Cependant, les deux mains du chirurgien manipulent les différents outils chirurgicaux afin de réaliser la procédure correcte. L'inconvénient principal de ces systèmes est la réduction de la sensibilité haptique du chirurgien face à l'utilisation des gants en latex. Les bénéfices pour le chirurgien dans un système à retour haptique sont plus significatifs notamment dans les chirurgies dans lesquels il y a peu d'accès visuel et dans une interaction avec un dispositif à distance (télé-opération).

Dans notre travail, nous avons décidé d'étudier une éventualité nouvelle, afin de réduire l'utilisation des voies sensorielles conventionnelles. En effet, si, de nos jours, la saturation des voies sensorielles conventionnelles ne représente pas

une cause majeure d'échec chirurgical, elle pourrait devenir de plus en plus critique. L'objectif principal de cette thèse est d'étudier la faisabilité de l'utilisation d'un canal sensoriel différent des canaux conventionnels (visuel, auditif ou haptique), pour la transmission d'information de retour. Ce travail de thèse aborde un problème nouveau qui n'a pas été traité dans les systèmes des GMCAO.

Chapitre 2

INTERACTION HOMME-MACHINE (IHM)

En introduction de ce chapitre, nous faisons une revue des débuts de l'IHM et de la naissance de nouveaux sous-domaines d'études par l'interaction entre l'IHM et d'autres disciplines scientifiques. Ensuite, nous présentons un récapitulatif des apports de l'Interaction Homme-Machine (IHM) à la médecine avec deux points de vue. Le premier porte sur la conception des systèmes chirurgicaux fondée sur une taxonomie différente de celle présentée dans le Chapitre 1. Cette méthodologie prend en compte des paramètres partant sur les relations d'échange et d'interaction entre le système et le sujet. Ces critères permettent de définir un système qui utilise des dispositifs non conventionnels dans sa configuration. Nous utilisons un exemple pour expliquer l'utilisation de cette méthodologie dans la conception des systèmes chirurgicaux, car elle servira à définir notre système dans le chapitre suivant.

Le deuxième point de vue concerne l'implémentation des systèmes appliqués à l'Ingénierie de Réhabilitation (en anglais **Rehabilitation Engineering**). Nous faisons un survol de cette discipline notamment sur les premiers travaux concernant les personnes handicapées, sur les études de la plasticité cérébrale et sur la substitution sensorielle. Nous verrons quelles ont été les évolutions de ces travaux de leurs débuts à nos jours. Nous montrerons les origines de l'interface que nous allons évaluer dans cette thèse. Nous introduirons les caractéristiques et les avantages du dispositif utilisé pour notre travail de recherche, afin de comprendre l'intérêt de son utilisation dans nos expériences. Afin de faciliter la compréhension du Chapitre 3, nous rappellerons les principes utilisés dans la psychologie sensorielle et la psychophysique. Finalement, nous décrirons les méthodes les plus utilisées pour quantifier les sensations.

2.1 Antécédents

Les débuts de l'Interaction Homme-Machine ont eu lieu parallèlement au développement des systèmes industriels. Après la révolution industrielle, les systèmes de production se sont orientés vers l'automatisation des divers procédés de la chaîne d'assemblage. Ainsi, les premiers systèmes sont devenus autonomes grâce aux contrôleurs mécaniques, hydrauliques ou thermiques de l'époque. Après la création des premiers systèmes automatiques, les défauts d'efficacité et de performance ont été les deux problèmes à corriger. Les problèmes d'efficacité sont liés au rendement et à l'énergie consommée par le système pendant la production. Cependant, ce problème a toujours dépendu des avancées technologiques de l'époque, raison pour laquelle il n'y a pas eu une amélioration significative. Le problème de performance est en relation avec l'exploitation des systèmes. Ces systèmes étaient conçus pour être utilisés dans des tâches très spécifiques, pour lesquelles il n'était pas nécessaire d'embaucher du personnel qualifié. Ainsi, les premiers systèmes étaient manipulés par des ouvriers connaissant une partie du procédé industriel, après avoir suivi une brève formation sur l'utilisation de l'appareil. La révolution industrielle a eu comme conséquence le remplacement d'une grande partie de cette main-d'œuvre au cours des années suivantes. Cependant, les études de l'époque n'ont pas pu apporter de réponses aux problèmes d'efficacité posés au début de la révolution industrielle. Ainsi, l'automatisation a fortement réduit le travail de l'homme dans les tâches à haut risque, dans les procédures de contrôle de qualité ou dans certains cas, a simplement comblé un manque de main-d'œuvre qualifiée dans les nouvelles méthodes de production. Grâce aux connaissances actuelles, plusieurs problèmes d'efficacité et de performance ont pu être expliqués, par le fait que ces systèmes étaient concentrés sur la machine et non pas sur le sujet. Malgré ces problèmes, l'utilisation des systèmes industriels dans les processus de production a permis aux ouvriers de s'habituer à l'interaction avec les systèmes. Les études sur l'adaptation des systèmes aux sujets ont démarré durant la période située entre les deux guerres mondiales. Pendant cette période, la recherche a pris du retard, même si certains domaines comme l'ingénierie ont continué la course technologique pour le développement de l'armement. Vers 1945, le colonel **Paul M. Fitts** a développé un plan pour les unités de recherche en psychologie (aujourd'hui Behavioral Science Laboratory), afin de résoudre les problèmes d'accidents et d'erreurs dans les bombardements. Parmi les scientifiques de cette unité, nous pouvons citer Robert M. Gagne, Walter F. Grether, Launor F. Carter, Judson S. Brown, John T. Cowles, William O. Jenkins, M.J. Warrick, Julien M. Christensen, A.P. Johnson, H.R. Van Saun, Glen Finch et W.B. Webb. **Melvin J. Warrick** est l'un des pionniers de la modélisation dynamique des interactions homme-machine. Warrick a développé les premières études sur la compatibilité stimulus-réponse. Warrick, avec **Frank Taylor**, ont participé vers 1947-48 à l'organisation des premiers séminaires de modélisation dynamique de l'interaction homme-machine. Les études de l'armée américaine ont mis en évidence les erreurs produites par une mauvaise conception des systèmes. Comme conséquence, une équipe a démarré, la même année, plusieurs études foca-

lisées sur la conception correcte des systèmes. L'évolution de la technologie, pendant les années 70 et 80, a permis la miniaturisation des systèmes. Les machines industrielles sont devenues plus performantes grâce à l'amélioration des calculs et grâce aux interactions entre ces appareils et les ordinateurs. Par conséquent, l'IHM est venue aussi s'implanter dans la discipline informatique. Les études pour améliorer l'utilisation des ordinateurs sont alors nées sous le nom d'**Interfaces Homme-Ordinateur (IHO)**. Les travaux ont démarré vers 1960 sur trois lignes de recherche : la manipulation d'objets graphiques, le développement des dispositifs d'interaction et le développement d'interfaces par fenêtres. Nous pouvons citer quelques exemples de résultats de ces premiers travaux :

- Le système le plus représentatif de la manipulation d'objets graphiques est le dispositif SketchPad développé par **Ivan Sutherland** en 1963. À l'aide du SketchPad, il a été possible pour la première fois de manipuler et de bouger des objets graphiques. L'idée a été reprise quelques années plus tard en 1968, pour développer le premier gadget virtuel (en anglais "widget") par **William Newman**. La même année, le système AMBIT/G a été développé avec une interface graphique, qui permettait l'interaction entre les utilisateurs et une série de représentations iconiques. L'utilisateur avait le choix d'utiliser un crayon optique pour manipuler des menus dynamiques ou simplement d'utiliser une reconnaissance gestuelle.
- Le premier dispositif d'interaction a été le *crayon optique*, créé en 1955. Le crayon optique utilisait un détecteur optique pour intersecter un faisceau d'électrons pendant le balayage. La position du crayon optique était calculée par le temps écoulé entre l'instant d'émission du faisceau d'électrons jusqu'au moment d'intersection avec le détecteur optique. Son usage était si simple et facile pour les utilisateurs, qu'il est resté très utilisé jusqu'à l'arrivée d'un nouveau dispositif : la souris. La première souris a été développée en 1963 par **Douglas Engelbart** comme partie d'un projet de recherche universitaire, raison pour laquelle il est considéré comme un des pionniers dans les études en Interactions Homme-Machine.
- Le développement d'interfaces multi-fenêtres a démarré vers 1968 avec les travaux de Douglas Engelbart. En 1969, **Alain Kay** a proposé l'idée de superposer les fenêtres. Cette idée a été utilisée par les langages Smalltalk et InterLisp développés par Xerox PARC en 1974. Quelques projets, vers 1979, au Laboratoire d'Intelligence Artificielle de l'Institut Technologique de Massachusetts (MIT) ont amélioré ce principe. Vers 1981, Xerox PARC a sorti des systèmes commerciaux qui ont popularisé le système d'exploitation "Windows" : Xerox Star(1981), Apple Lisa(1982) et le plus connu, Apple Macintosh(1984).

2.2 Principes de l'Interaction Homme-Machine

Suite aux premières études dans l'IHO, les premières méthodologies de planification, de conception et d'évaluation des systèmes ont été établies par la commu-

nauté scientifique [45]. Les facteurs humains doivent être pris en compte pendant la conception des systèmes. De nos jours, deux types d’approches sont utilisés pour intégrer les facteurs humains :

- Une recherche sur les origines des erreurs humaines : c’est une approche psycho-ergonomique qui vise à l’amélioration du facteur de sécurité dans les systèmes. Elle fait l’hypothèse que toutes les procédures peuvent être caractérisées, afin de permettre la création de modèles sur les conditions de travail. Elle s’intéresse aux aspects purement fonctionnels
- Une recherche sur la gestion des ressources humains pendant le travail : Cette approche d’origine sociologique vise à l’amélioration du facteur de qualité dans l’utilisation des systèmes. Elle fait l’hypothèse que les procédures ne peuvent pas être décrites intégralement sans prendre en compte les utilisateurs. Par exemple, la conception d’un système doit prendre en compte les valeurs, le rôle ou le niveau d’éducation de l’usager.

Ces premiers travaux de recherches ont permis d’étudier les différences entre les tâches purement sensori-motrices et les tâches cognitives. L’Ingénierie Cognitive (IC) est née à partir de ces études. Le terme “Cognitive Engineering” a été employé pour la première fois par **Donald Norman**. L’IC étudie principalement trois aspects :

- La fiabilité de systèmes,
- Les éléments de communication des systèmes,
- L’influence des nouvelles technologies de l’information sur les tâches courantes du travail, les répercussions sociales et la naissance de nouvelles méthodes d’utilisation.

L’Ingénierie Cognitive permet le développement des études cognitives de l’IHM [45]. L’élément clé est l’utilisation des Interfaces Homme-Machine (H-I-M¹) pour faciliter l’interaction entre l’utilisateur et le système. Degoulet et Fieschi [46] expliquent qu’une interface doit être efficace, intelligente, fiable, de compréhension et d’utilisation facile, autrement dit la plus proche possible des différents modes de perception et de communication humaine comme la parole et l’écriture. Toutefois, ces critères restent très utopiques, car ils sont liés à différentes variables, comme les dispositifs utilisés pendant la conception du système ou la subjectivité de chaque utilisateur. En revanche, Norman [47] définit trois principes à considérer pendant la création d’interfaces pour assurer une IHM correcte :

1. La **visibilité** du système doit être conçue pour permettre aux utilisateurs le retour d’information de manière facile, rapide et accessible ;
2. Le système doit créer auprès des utilisateurs une idée suggestive de son utilisation ou fonctionnement, nommée **capacité suggestive**.
3. Le dernier principe à considérer est l’**utilisabilité** du système. Le terme utilisabilité est la facilité avec laquelle l’utilisateur intègre et s’approprie une information pour réduire sa charge du travail habituelle. L’utilisabilité n’augmente pas avec le nombre de fonctions que le système met en place.

¹Nous utiliserons l’abréviation “H-I-M” pour faire référence aux Interfaces Homme-Machine et l’abréviation “IHM” pour l’Interaction Homme-Machine.

Les critères pour inspecter l'utilisabilité d'un système ont été résumés par Nielsen [48], [49], [50] et complétés par Boy [45], critères auxquels nous ferons référence dans cette thèse :

- (a) Une visibilité adéquate de l'état du système grâce à laquelle l'utilisateur peut obtenir un retour d'information, sans se soucier de retenir les données, les noms ou la position des objets dans l'interface ;
- (b) Le système doit présenter pour l'utilisateur une correspondance entre le monde réel et le monde informatisé, de façon logique et compréhensible ;
- (c) L'utilisateur doit garder le contrôle et la liberté pour arrêter le système face à des situations inattendues ou d'urgence ;
- (d) Le système doit présenter une cohérence avec la procédure habituelle et un protocole bien défini ;
- (e) Le système doit prévenir les erreurs humaines dans n'importe quel cas ;
- (f) Le système doit être conçu de façon esthétique, mais également minimaliste, pour éviter la compétition entre l'information pertinente et la visibilité minimale ;
- (g) Le système doit aider les utilisateurs à reconnaître, diagnostiquer et récupérer ses erreurs, pour améliorer l'utilisation postérieure du même système ;
- (h) Une aide en ligne et une documentation peuvent améliorer la démarche d'utilisation et l'apprentissage.

La bonne conception d'une H-I-M implique la surveillance et l'accomplissement d'une grande partie de ces critères. L'idée la plus importante à retenir est qu'une interface homme-machine doit être conçue comme un prolongement de la mémoire à court terme de l'utilisateur et doit intégrer les aspects temporels des interactions.

2.3 Les Systèmes Homme-Machine appliqués à la Médecine

L'IHM a été appliquée à plusieurs domaines afin d'améliorer les interactions entre les utilisateurs et les ordinateurs. On peut citer comme exemples de ces applications l'aéronautique, l'ingénierie des systèmes d'information, l'éducation ainsi que le domaine qui nous concerne : la médecine. Dans le domaine de la médecine, l'IHM est venue améliorer différents aspects, notamment ceux dans lesquels l'utilisateur a besoin d'interagir avec un système pour combler le manque d'information.

2.3.1 L'Interaction Homme-Machine dans la Chirurgie

L'Interaction Homme-Machine est arrivée au bloc opératoire avec les systèmes chirurgicaux. Nous avons rappelé, dans le chapitre précédent, les caractéristiques

les plus importantes de ces systèmes, ainsi que la technologie utilisée. Nous allons voir maintenant la manière dont l'IHM a amélioré la conception des systèmes chirurgicaux. L'Interface Homme-Machine est un outil nouveau qui date d'environ 20 ans. La première publication qui a abordé ce problème est [51], dans laquelle il a été souligné l'importance de prendre en compte les aspects d'interaction pour améliorer la charge de travail du chirurgien. Nous avons remarqué, dans le chapitre antérieur, le problème rencontré dans la classification **générale**² des systèmes chirurgicaux, notamment face à l'intégration des systèmes utilisant les nouvelles technologies ou sur l'utilisation d'informations multimodales.

Dubois [41] utilisé le terme de "système mixte" pour nommer les systèmes informatisés qui combinent une partie du monde réel et une partie du monde virtuel, afin d'assister le médecin pour accomplir une tâche. La configuration d'un système mixte pose des problèmes pour qu'il soit classifié parmi la taxonomie **générale** des systèmes de guidage appliqués à la CAO. Prenons l'exemple suivant : un système de télé-chirurgie se compose d'un robot autonome qui réalise une tâche selon les indications du chirurgien. Le fait d'utiliser un robot autonome permettrait de le classifier comme un système actif. En revanche, le robot a besoin d'une commande de la part du chirurgien pour démarrer la tâche ; la question qui se pose alors est : un système de télé-chirurgie est-il un système actif ou semi-actif ? La réponse est que le système appartient aux deux classifications. Le problème vient du fait que la classification n'arrive pas à classifier l'intersection des deux systèmes. Dubois a abordé cette problématique dans le cas de la réalité virtuelle appliquée à la CAO. Dans son travail, il a proposé une notation nommée "ASUR" pour faciliter la conception, la classification et l'analyse de ces systèmes. Nous allons expliquer les principes de cette notation, car elle servira à analyser l'interaction entre l'utilisateur et le système proposé par notre travail de thèse.

2.3.1.1 Notation ASUR

La notation ASUR permet la description d'un système mixte, car elle met en évidence les dispositifs pendant l'utilisation du système. La notation est concentrée sur les interactions utilisateur-système ou plutôt homme-machine, raison pour laquelle nous privilégions l'utilisation de cette taxonomie pour définir les avantages de notre système.

2.3.1.1.1 Composants d'ASUR. La notation ASUR est un acronyme des mots anglais "Adaptator" (Adaptateur), "System" (Système), "User" (Utilisateur) et "Real entities" (Objets réels), les principaux éléments qui interviennent dans une interaction homme-machine. Il est intéressant de remarquer que, parmi les composants que nous venons d'explicitier, deux sont réels (les utilisateurs et les objets) et un est virtuel (le système), car cela démontre que la conception d'un système à l'aide d'ASUR permet d'étudier les interactions entre le monde réel et virtuel qui facilitent l'interaction entre l'utilisateur et le système. L'utilisateur

²section 1.5.1.

est le principal composant de cette notation. Le système peut être informatique, robotisé ou bien d'un autre type, avec lequel l'utilisateur interagit. Les autres composants, qui sont des objets réels, peuvent être de deux types :

- Un **objet réel outil** (R_{tool}) est un élément du système sur lequel est centrée la procédure, par exemple la manipulation d'un outil pour atteindre une cible dans les cas de réalité virtuelle,
- Un **objet réel tâche** (R_{task}) représente la tâche de la procédure. Nous clarifierons plus tard la différence entre les deux types d'objets réels à l'aide d'un exemple illustratif.

Finalement, un Adaptateur est un dispositif qui permet l'interaction entre les parties réelle et virtuelle d'un système mixte. Ces systèmes sont classifiés en deux types :

- Un adaptateur **d'entrée** (A_{in}) : c'est un dispositif qui permet l'introduction des données à partir du monde réel vers le monde virtuel,
- Un adaptateur **de sortie** (A_{out}) : il permet le retour des informations du monde virtuel vers le monde réel.

La notation ASUR réalise l'analyse des interactions entre le système et l'utilisateur, sur deux principes : l'identification de composants (adaptateurs et objets réels) et l'étude des relations entre les composants ASUR. Tout d'abord, nous devons identifier les composants pour analyser ces relations. A partir de ces relations, nous pourrions déterminer les caractéristiques de l'information que nous devons transmettre aux utilisateurs pendant l'exécution de la tâche.

Les composants dépendent de la tâche à accomplir. Un instrument chirurgical peut jouer le rôle d'objet réel outil ou tâche. Nous verrons plus loin quelques exemples qui illustrent les deux rôles possibles. En revanche, les relations sont déterminées par l'analyse des **caractéristiques d'interaction**.

2.3.1.1.2 Relations d'Interaction. Dubois définit deux types de relations :

- *Relation d'échange des données.* Ce type de relation est unidirectionnel, elle est représenté par une flèche (\Rightarrow) qui part de l'émetteur vers le récepteur.
- *Relation de liaisons physiques.* Ce type de relation représente un échange d'énergie (électrique, mécanique, etc.). Elle apparaît entre deux composants réels. Une autre caractéristique de cette relation est qu'elle ne réalise aucune transformation des données échangées.

Nous pouvons maintenant expliquer quelles sont les caractéristiques que nous devons analyser pendant l'interaction entre composants ASUR. Dubois définit deux caractéristiques :

1. **Caractéristiques des composants.** Elles sont liées à l'utilisation d'un objet réel ou d'un adaptateur. Nous pouvons déterminer trois caractéristiques importantes :
 - (a) L'utilisateur agit sur un environnement par un **sens de perception** ou par un **sens actionnel**. Les sens de perception possibles sont les sens visuel, auditif, tactile, olfactif et gustatif. En revanche, un sens actionnel offre deux possibilités : une action physique ou un langage.

Une action physique requiert la participation du système moteur de l'utilisateur, alors que le langage fait appel à un système de signes.

- (b) L'utilisateur réalise une interaction avec le système à travers un *lieu* géographique, pour échanger ou recevoir les données pour accomplir la tâche. Dubois définit deux types de lieux : **lieu d'action** et **lieu de perception**.
- (c) Une autre caractéristique à analyser est le **niveau de partage** qu'un système offre aux utilisateurs. Cependant, cette caractéristique n'est pas habituelle dans tous les systèmes ; elle est présente dans les systèmes mixtes collaboratifs.

À partir des caractéristiques de composants, nous pouvons construire deux environnements : un environnement perceptif et un actionnel. L'**environnement perceptif** est défini par une caractéristique perceptive sur un lieu de perception. En revanche, l'**environnement actionnel** est défini par une caractéristique actionnelle sur un lieu d'action.

2. **Caractéristiques des relations.** Elles sont liées au langage employé pour transmettre l'information à l'utilisateur. Nous devons déterminer quatre types de caractéristiques :

- (a) La première caractéristique spécifie la relation employée par le système pour communiquer les informations à l'utilisateur. Si le système emploie un vocabulaire et une forme de perception habituels, il s'agit d'une forme syntaxique. En revanche si le système emploie un dispositif, un langage d'interaction et une grammaire, il s'agit d'une modalité.
- (b) La deuxième décrit les types de langage du système mis à la disposition de l'utilisateur. Ces types de langage ont une caractéristique en commun : une dimension spatiale. Nous retrouvons quatre possibilités de langages :
 - i. Statique ou dynamique. Un langage statique ou dynamique indique la présence d'une dimension temporelle dans les données ;
 - ii. Linguistique ou non linguistique. Ce langage indique la présence d'une série de symboles utilisés pour une fonction de communication ;
 - iii. Analogique ou non analogique. Il indique le degré de similitude avec la réalité ;
 - iv. Arbitraire ou non arbitraire. Ce langage décrit la corrélation entre le contenu de l'information et le contenant ;
- (c) Le poids de l'information transmise peut être classé selon l'importance qu'elle représente pour l'utilisateur. Dubois a établi quatre valeurs : aucune, périphérique, faible et élevée.
- (d) La dernière caractéristique est le référentiel utilisé par le système pour présenter cette information.

Comme exemple, nous ferons l'analyse comparative d'un système chirurgical pour montrer le pragmatisme d'ASUR. Nous allons prendre l'exemple d'un système passif pour remarquer les principales différences entre un actif, un semi-actif et un synergique. Un bon exemple d'un système passif est l'interface CASPER (Computer ASsisted PERicardial puncture ou Ponction Péricardique Assistée par Ordinateur) [31]. Une péricardite est une inflammation aiguë du péricarde, d'origine infectieuse microbienne ou virale. Elle peut être accompagnée d'un épanchement liquidien. Dans le cas que cet épanchement soit d'une taille significative, l'ablation s'impose. La procédure implémentée dans CASPER se déroule en trois étapes : une d'acquisition, une autre de segmentation et la dernière dite de guidage. Pendant l'étape d'acquisition, le chirurgien obtient une trentaine d'images du cœur du patient (\mathbf{R}_{task}) pour repérer l'épanchement. Pendant la segmentation, à partir des images, le chirurgien réalise une modèle virtuelle du cœur afin de définir sa trajectoire jusqu'au épanchement. Pendant le guidage, le chirurgien (\mathbf{U})ponctionne au niveau thoracique à l'aide d'une aiguille (\mathbf{R}_{tool}), afin d'extraire le liquide dans l'épanchement. CASPER (\mathbf{S}) utilise un localisateur optique (\mathbf{A}_{in}), pour estimer la position et l'orientation de l'aiguille afin de être comparées avec celles de la trajectoire définie par le chirurgien. CASPER utilise un écran (\mathbf{A}_{out}) pour informer au chirurgien, sur les gestes réalisés. Il s'agit donc d'un système à retour visuel. Le chirurgien peut ainsi corriger l'orientation et la position de son aiguille. Le schéma 2.1, construit selon la notation ASUR, permet de voir l'interaction de l'utilisateur avec le système :

Sur ce schéma nous pouvons remarquer que l'interaction utilisateur-système se fait par trois composants : \mathbf{A}_{out} , \mathbf{R}_{tool} et \mathbf{R}_{task} . Sur le même schéma, nous indiquons le type de relations que réalise l'utilisateur avec ces composants. Le symbole \hbar indique un échange haptique et \vee un échange visuel. Nous pouvons définir un environnement perceptif, ceci est constitué par la visualisation sur l'écran du système et le sens visuel de l'utilisateur. Le deuxième c'est un environnement actionnel, lequel est constitué par l'action physique réalisé par l'utilisateur sur l'outil, au niveau du patient. Une analyse des caractéristiques de relations dans les deux environnements montre que le langage utilisé est non arbitraire, analogique, non linguistique, dynamique et tridimensionnel. En regardant le schéma, l'utilisateur est confronté à trois types de retour : celui de l'écran (\mathbf{A}_{out}), celui du patient (\mathbf{R}_{task}) et celui de l'aiguille (\mathbf{R}_{task}). D'après ce schéma, il est évident que l'utilisateur doit choisir à un moment donné entre la surveillance d'un des trois environnements. Cette surcharge a été compensée avec l'ajout d'un casque de réalité augmentée à la place de l'écran. Cependant, cette difficulté a été identifiée d'après une analyse des caractéristiques de composants. La difficulté a permis d'identifier que le poids des informations utilisées dans les deux environnements est élevé ; ce qui démontre que le chirurgien doit réaliser un choix. D'après cette exemple, nous pouvons voir que la notation ASUR permet d'identifier les caractéristiques les plus importantes des systèmes chirurgicaux. Nous utiliserons ASUR dans le troisième chapitre pour analyser le système que nous proposons comme résultat de notre travail de thèse.

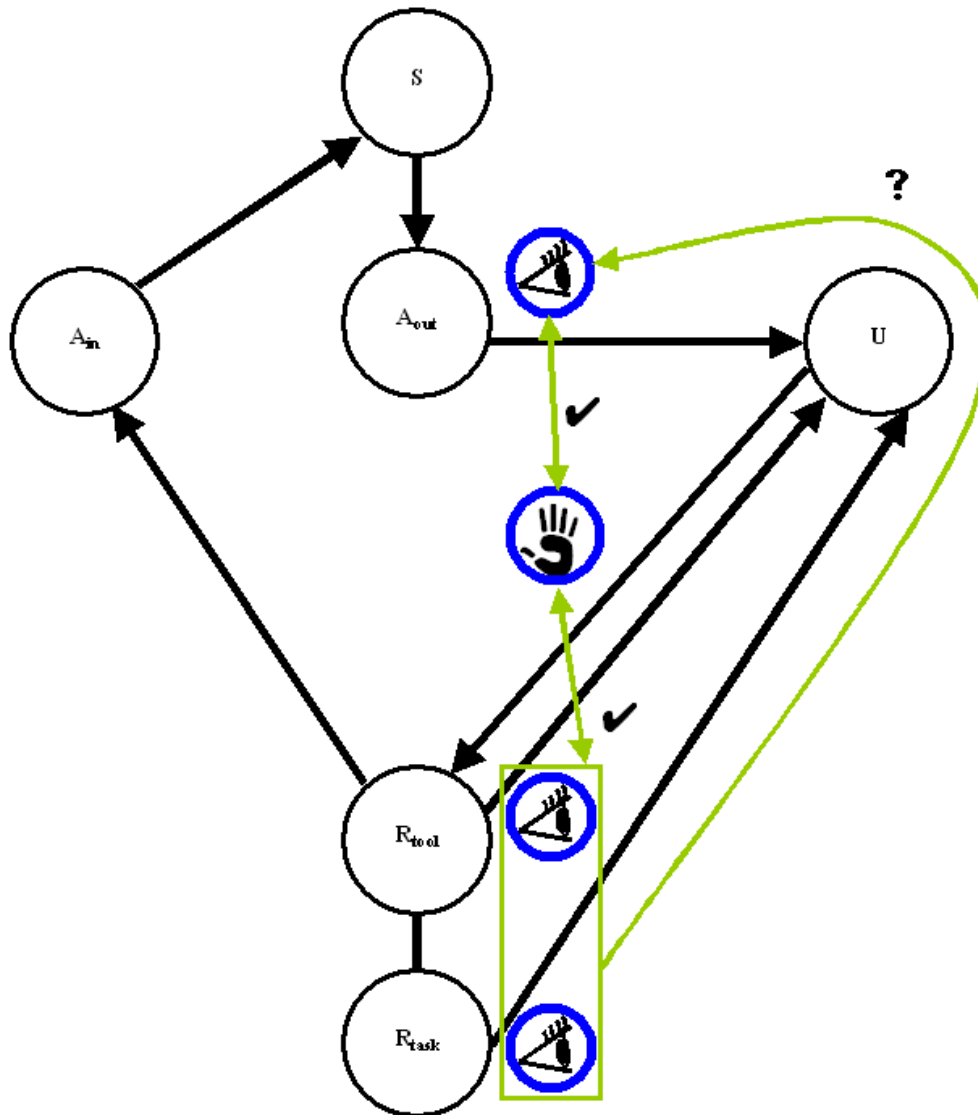


FIG. 2.1 – Schéma du système CASPER décrit à l'aide de la notation ASUR. D'après la figure, l'interaction utilisateur-système se réalise à l'aide de deux dispositifs : l'écran (A_{out}) et l'outil (R_{tool}). À un moment donné, le chirurgien doit choisir entre surveiller A_{out} , R_{tool} et R_{task} .

2.3.2 L'Interaction Homme-Machine en l'Ingénierie de Réhabilitation

L'Ingénierie de Réhabilitation (IR) a deux objectifs : l'amélioration de la qualité de vie et la rééducation des personnes ayant des problèmes dus à une insuffisance ou à une diminution de leurs capacités physiques ou mentales. Les handicaps peuvent être :

- mentaux, ceux qui atteignent l'intelligence d'un individu ;
- sociaux, c'est-à-dire dus aux différences qui empêchent de s'intégrer dans la société comme la classe sociale, la race, le groupe ethnique, la pauvreté, le sexe, l'origine géographique, etc. On peut prendre comme exemple les personnes atteintes du sida
- physiques, parmi lesquels on peut différencier les handicaps moteurs dus à un dysfonctionnement musculaire et ceux dus à des maladies physiologiques chroniques. Les handicaps physiques sont les plus fréquents. L'handicap sensoriel est une classe de handicap physique lié aux problèmes de dysfonctionnement des systèmes sensoriels : l'ouïe, la vision, le toucher, le goût et l'odorat.

Depuis le début du siècle, le déploiement de la recherche dans différents domaines a permis d'améliorer les conditions de vie des personnes handicapées. Les techniques employées demandent des interactions réciproques entre domaines totalement différents comme la psychologie, les sciences appliquées ou les sciences sociales. La recherche a visé le développement de deux aspects : un degré d'autonomie au travers des technologies de conception des membres artificiels ou des appareils orthopédiques, ainsi que la réadaptation et la reconstruction des capacités physiques par les différentes techniques d'apprentissage, la médecine de reconstitution, les aides à la mobilité et à la communication.

Les premières démarches dans ce domaine sont très anciennes et présentes tout au long de l'histoire de l'homme. Les Égyptiens par exemple avaient utilisé, il y a près de 3500 ans, un bâton en bois comme premier appareil d'assistance motrice pour les personnes atteintes par la poliomyélite. Un appareil qui continue d'être utilisé encore de nos jours, car son pragmatisme n'a pas été encore égalé, même par les systèmes haut gamme actuels. Une des premières réalisations est la main de fer utilisée par **Goetz von Berlichingen** vers 1504 et immortalisée dans la pièce de Goethe, dans sa tragédie dédiée au même personnage. Après la première guerre mondiale, l'IR a poursuivi son parcours, avec l'amélioration de différentes techniques comme les amputations ou l'implantation des méthodes psychologiques pour la rééducation. Une des premières publications dans le domaine de l'IR est la collection allemande "Remplacement des membres et travaux d'assistance", publiée vers 1919, qui décrit plusieurs méthodes encore très utilisées de nos jours. Les scientifiques allemands ont été parmi les premiers à créer des équipes de recherche dans le domaine de la réhabilitation vers les années 20. Nous pouvons citer comme exemple de ces premières interactions pluridisciplinaires celle de **Ferdinand Sauerbruch** et **Aurel Stodola** pour la production d'une prothèse de la main contrôlée par kinésiplastie*. Un autre exemple intéressant,

dans le cadre de notre thèse, est le brevet allemand déposé en 1920 par **Ludwig Machts** sur l'idée d'utiliser la langue pour la transmission d'informations dynamiques adaptées aux récepteurs tactiles.

Cependant, le développement des nouvelles technologies a suscité un nouvel intérêt de la communauté scientifique juste après la deuxième guerre mondiale. La conception des prothèses pour les différentes parties du corps humain a vu le jour à cette époque, liée à la nécessité d'intégrer dans la vie quotidienne les personnes handicapées. Aux États Unis, plusieurs chercheurs ont marqué la technologie de réadaptation, par exemple, Paul E. Klopsteg et Philip E. Wilson, qui ont publié en 1954 le livre "Human limbs and their substitutes". **Paul B. Magnunson** est considéré comme un des pères de l'IR, pour ses travaux sur le développement des prothèses pour le genou et le bassin. Dans un des premiers centre de recherche (Centre en Ingénierie de Réadaptation, formé en 1972), le terme IR est devenu un mot d'utilisation courante après les années 70, grâce à son élargissement à plusieurs domaines de recherche, ainsi qu'au développement des premiers instituts de recherche sur les techniques de réadaptation. Afin d'expliquer certains phénomènes au niveau anatomique et psychologique, d'autres disciplines ont proposé de nouveaux modèles d'étude comme les sciences cognitives, la physiologie sensorielle, la neurologie, la psychiatrie. Un exemple est la théorie de la Proprioception Physiologique Prolongée (en anglais : Extended Physiological Proprioception), proposée par **David C. Simpson** vers 1972, qui a permis d'expliquer le mécanisme utilisé par le corps humain pour s'approprier une prothèse, afin de s'en servir de manière utile et sans effort. Au fur et à mesure, l'IR a défini une série de techniques pour aborder la résolution de problèmes plus spécifiques, comme la plasticité cérébrale.

2.3.2.1 La plasticité cerebrale

En 1949, **Donald O. Hebb**, a écrit son livre "The organization of behavior" dans lequel il expose son hypothèse, aujourd'hui nommée "La synapse de Hebb". Cette hypothèse établit que "la relation fonctionnelle entre un neurone présynaptique et un autre postsynaptique est renforcée par une croissance ou un changement métabolique dans une ou dans les deux cellules, si les deux neurones sont actifs ou inactifs simultanément" [52]. Ces travaux ont entraîné une série d'études concentrées sur les mécanismes nerveux intervenant pendant l'apprentissage et les processus de mémorisation. Même si cette idée avait été soutenue par **Santiago Ramon y Cajal** cinquante ans auparavant, elle était restée dans l'oubli, car aucune preuve n'a été apportée à l'époque pour prouver cette hypothèse. Celle-ci a été relancée avec Hebb mais, quelques années plus tard, les travaux menés par **John C. Eccles** sur l'organisation du cerveau dans la construction des canaux de transmission (pour laquelle il a partagé le prix Nobel de Médecine en 1963) l'ont contredite.

Au début de 1960, une équipe interdisciplinaire de chercheurs formée par **Edward L. Bennett**, **Marian C. Diamond**, **David Krech** et **Mark R. Rosenzweig**, a développé avec des rats une étude sur l'apprentissage, qui démontrait

l'influence de l'environnement dans la croissance des connexions synaptiques. Les expériences menées en 1963 par **D.H. Hubel** et **T.N. Wiesel** sur des chatons se sont révélées favorables à l'hypothèse de Hebb. Différentes études développées en 1987 par **Eric R. Kandel** ont mis en évidence un phénomène de plasticité neuronale dans le cerveau. Le terme de plasticité fait allusion à la capacité d'un organisme d'être modifiable selon les conditions de son environnement. La plasticité peut se manifester au niveau cérébral (*Brain Plasticity*) et au niveau fonctionnel (*Behavioral Plasticity*). En général, la plasticité cérébrale est définie comme "les capacités adaptatives du Système Nerveux Central à modifier sa propre structure organisationnelle et fonctionnelle" [53]. Le cerveau est capable de développer une compensation face à des lésions au niveau de la transmission d'information ou suite à la perte d'un sens. Différents modèles ont été évalués, afin de pouvoir expliquer l'organisation fonctionnelle et structurale du cerveau. Parmi ces modèles, nous retrouvons les travaux sur la substitution sensorielle qui ont débuté au milieu des années 70.

2.3.2.2 La substitution sensorielle

Afin d'arriver à un nouveau mode de perception, la substitution sensorielle utilise la plasticité cérébrale du Système Nerveux Central (SNC) en mettant en œuvre les Systèmes de Substitution Sensorielle (SSS). Un système de substitution sensorielle est un dispositif permettant la conversion d'une information sensorielle acquise par un détecteur artificiel, qui est ensuite transmise vers le cerveau par un canal sensoriel différent du canal conventionnel. Dans le contexte de la substitution sensorielle, l'information requise par les systèmes sensoriels chez l'homme existe sous forme de stimulus. Par exemple, le système visuel présente une sensibilité spécifique aux paquets d'énergie lumineuse, appelés stimuli optiques. Grâce aux récepteurs (bâtonnets et cônes) à l'intérieur de l'œil, la rétine peut générer des signaux neuronaux qui seront transmis par le nerf optique vers le cerveau afin de recréer les formes, les couleurs, les positions et les mouvements des objets. Pour transmettre ces stimuli, les systèmes de substitution sensorielle doivent faire face à l'adaptation des informations/stimuli aux différentes modalités. Dans le cas des handicaps visuels, les récepteurs optiques ne détectent plus ces stimuli lumineux. Les méthodes de substitution sensorielle étudient la manière d'imiter trois mécanismes sensoriels : la détection, la transmission et l'activation des éléments impliqués dans la perception normale. A partir de cette définition, nous pouvons établir que tout système de substitution doit être composé de trois éléments :

- Un **capteur**. Élément artificiel qui réalise la détection d'un type d'énergie ou d'un stimulus, et réalise sa conversion en un signal électrique ;
- Un **dispositif de couplage**. Il transmet les signaux vers un autre système sensoriel ;
- Un **élément de stimulation**. Appelé stimulateur, il fournit des signaux adaptés à une forme spécifique/proprie (modalité) du système sensoriel.

A l'aide d'un dispositif de substitution sensorielle, certaines informations peuvent être envoyées vers le cerveau par une autre modalité. Les deux axes principaux

de recherche de la substitution sensorielle sont la réadaptation des personnes sourdes et/ou aveugles. De nos jours, la réadaptation des personnes atteintes de surdité non congénitale est basée sur l'utilisation de dispositifs d'amplification (prothèses auditives). En revanche, pour les personnes atteintes de surdité congénitale, la rééducation privilégie l'utilisation d'un dispositif de substitution sensorielle, comme les implants cochléaires.

Les SSS pour les personnes non-voyantes utilisent les canaux auditif et tactile. Parmi les dispositifs implémentés pour l'utilisation du canal auditif, nous retrouvons le système développé par Meijer [54] qui réalise la conversion des images visuelles en signaux sonores. Différents travaux ont témoigné de l'efficacité de ces systèmes [55], [56]. D'autre part, certains problèmes ont été soulignés, comme la production d'interférences ou l'obstruction des signaux auditifs d'alerte, de grande importance pour l'utilisateur [57]. Le contexte de ce travail de thèse fait appel aux principes de substitution sensorielle par des systèmes tactiles, dont nous allons souligner les caractéristiques et l'importance.

2.3.2.2.1 Systèmes de Substitution Visuelle. Le principe d'un système tactile appliqué à la substitution visuelle est la conversion d'une image acquise par une caméra vidéo, en sensations tactiles. L'image acquise est convertie en signaux électriques à la sortie du capteur (ici la caméra vidéo). Les signaux électriques provenant de la caméra sont envoyés vers un dispositif de couplage, lequel réalise à son tour la conversion des signaux électriques, afin de pouvoir activer les éléments de stimulation. Dans ce cas, le dispositif de couplage réalise la conversion en une énergie capable de donner une sensation tactile. Nous verrons plus tard les types de mécanismes utilisés pour livrer une sensation tactile sur la peau.

Les études sur la substitution visuelle par stimulation tactile ont démarré vers 1960, avec les premiers travaux du Dr. James Bliss et le système Optacon[®] utilisant une matrice d'électrodes 6x24. Optacon a été conçu pour l'assistance des personnes non-voyantes dans la lecture de textes à un débit de 90 mots par minute [58].

Trois années plus tard, **Paul Bach-y-Rita** développa le "Tactile Vision Substitution System" (TVSS ou Système de Substitution Visuelle en Tactile) avec une matrice d'électrodes 20x20. La première version de ce système contenait un stimulateur embarqué dans le dossier d'un siège de dentiste, afin de stimuler le dos de l'utilisateur. Une version plus avancée a permis le déplacement du stimulateur sur le thorax ou le front. L'utilisation du TVSS chez des personnes non-voyantes a permis d'étudier trois facteurs importants dans les Neurosciences :

- Certains mécanismes du système nerveux central sont impliqués dans la perception et la substitution sensorielle. Les études faites à l'aide du TVSS sur des personnes non-voyantes ont démontré que les utilisateurs développent l'analyse d'images de façon similaire aux mécanismes impliqués dans la perception visuelle, comme la parallaxe, la perspective, les ombres ou l'interposition des objets. Une fois que l'utilisateur intègre l'information donnée par ce type de systèmes, le déplacement du stimulateur vers une autre région du corps ne requiert pas un nouvel apprentissage. À partir du moment où

l'utilisateur développe un traitement inconscient de l'information (appelé **mise en extériorité**), la présence d'autres formes de stimulation sur la région stimulée ne produisent pas d'activation.

- La substitution sensorielle visuelle chez les aveugles congénitaux a démontré que, grâce à l'utilisation de ces types de systèmes, l'utilisateur finit par activer les régions cérébrales impliquées dans la perception visuelle. Cette adaptation pourrait être liée à la similarité fonctionnelle entre le cortex somesthésique et le cortex visuel ; ce qui explique la capacité d'adaptation du système somesthésique pour recevoir et traiter une information sensoriel différente [59].
- Un autre phénomène remarqué est l'absence de **qualia** ou d'impressions subjectives face aux messages et/ou aux images transmises par les SSS [58].
- Les relations du système sensoriel avec d'autres systèmes ont pu être évaluées grâce à l'utilisation des TVSS chez les personnes non-voyantes. Par exemple, les relations avec le système moteur sont appelées "couplage sensori-moteur". La réponse conditionnée du système moteur à partir des informations afférentes est un mécanisme naturel. À l'aide des SSS, les études en neurosciences ont trouvé une méthode pour analyser la genèse des modalités perceptives.

Type de système	Type de capteur (numero, technologie)	Type de Stimulateur (numero, technologie)	Nom du système, Commercialisé par ou Référence	Année
SSS	Caméra video	Tactile(6x24,ET)	Optacon, Bliss	1960
SSS	Caméra video	Tactile(20x20,EM)	Tactil Vision Substituion System (TVSS), Bach-y-Rita P.	1963
ETA	Ultrasonore(2,-)	Monophoniques	Ultrasonic Torch, Kay	1965
ETA/SSS	Ultrasonore(3,-)	Stéréophoniques	Sonic Glasses, Kay	1974
ETA	Ultrasonore(5,-)	Stéréophoniques	Sonic Pathfinder, Heyes	1984
ETA/SSS	Ultrasonore(1,-)	Tactile (-,EM)	Mowat Sensor, Pulse Data Inc.	1989
SSS	Caméra video	Stéréophonique	The Voice, Meijer	1992
ETA/SSS	Ultrasonore(3,-)	Stéréophoniques	TriSensor, SonicVision	1994
SSS	Tactile(-,JC)	Tactile(20 max.,EM)	EVTS, Orbitec	1995
SSS	Sonore(-,micro)	Tactile(-,EM)	TST, Clark synthesis	1995
SSS	Caméra CCD	Tactile(-,ET)	VideoTact, United Research	1996
	Implant oculaire		Wyatt et Rizzo	1996
	Implant corticale		Schmidt et coll.	1996
		Tactile(-,AMF)	Grant et coll.	1997
		Tactile(10x10,PE)	Exterer Fingertip, Chanter et coll.	1998
		Tactile(-,AP)	-, Shinoda et coll.	1998
		Tactile(-,EM)	Tactile Feeling D., Shinoda et coll.	1998
SSS	Caméra CCD	Tactile(12x12,ET)	Tongue Display Unit (TDU), Bach-y-Rita et coll.	1998

TAB. 2.5 – Tableau récapitulatif des Systèmes de Substitution Sensorielle (SSS) par ordre d'apparition. Abréviations utilisées : (EM) Electromagnétique, (ET) Electrotactile, (AMF) Alliage à Mémoire de Forme, (PE) Piézo-électrique, (AP) Air sous Pression, (JC) Jauge de Contrainte, (ETA) "Electronic Travel Aid". Tableau d'après Lenay [60].

Lenay [60] a défini le tableau 2.5, qui montre les systèmes les plus connus dans la substitution sensorielle. Malgré la grande quantité de SSS développés, l'indice d'utilisation des systèmes dans la vie quotidienne, par rapport au nombre de personnes handicapées reste faible. Une des raisons pour expliquer ce problème est que l'information donnée par les SSS n'est pas suffisante pour remplacer

le sens visuel chez les handicapés, car l'information transmise par une matrice d'électrodes est pauvre par rapport à la quantité d'informations acquise par l'œil [61]. Pourtant, on pouvait se demander si la conception de l'œil n'est pas illogique, car la lumière doit traverser deux milieux denses (l'humeur aqueuse et le corps vitré) ainsi qu'un réseau veineux avant d'arriver sur les cellules photoréceptrices. De plus, la présence de saccades, d'angles morts et de certains défauts dans la définition des images sont quelques unes des imperfections du système visuel. En dépit de cela, la vision reste le système sensoriel le plus performant chez les êtres vivants.

Ce type de comparaison entre les paramètres de qualité et de quantité de l'information pose des questions sur l'utilisation correcte du terme "substitution sensorielle", par opposition au terme "substitution sensori-motrice". Par exemple, Lenay [60] estime que le terme "substitution sensori-motrice" est mieux adapté que le terme "substitution sensorielle". Malgré cette polémique, nous avons décidé de conserver le terme de substitution sensorielle, car, à notre avis, tous ces types de dispositifs visent bien à remplacer une modalité sensorielle, et non pas simplement à ajouter une information supplémentaire. Nous sommes d'accord avec le fait qu'en l'état actuel, ces systèmes ne sont pas des équivalents des systèmes naturels, mais nous croyons que les études actuelles sur le cerveau et l'interaction avec les SSS parviendront à développer des systèmes capables d'apporter des résultats satisfaisants pour les personnes handicapées. A long terme, les SSS visent à améliorer l'autonomie de ces personnes par l'utilisation des informations retransmises par d'autres entrées sensorielles. Cependant, la démarche scientifique actuelle se charge d'étudier l'adaptation des systèmes sensoriels aux informations artificielles. Nous considérons que notre travail de thèse peut être un des premiers pas sur la voie du développement de ces systèmes en dehors de l'objectif initial des SSS.

Les études pour améliorer la qualité d'information des SSS se sont appliquées à déterminer les paramètres importants des composants et des stimulations impliqués dans la perception sensorielle. Ceux-ci seront abordés en détail, car ils sont d'une grande utilité pour notre travail.

2.3.2.3 Principes du Système Sensoriel

Les premières expériences pour stimuler les récepteurs tactiles datent des années 70. Nous en avons présenté quelques unes dans la section des systèmes de substitution sensorielle. Un système tactile est un dispositif qui utilise de l'énergie mécanique ou électrique afin de produire des stimulations sur les récepteurs tactiles de la peau. Les sensations produites par ces stimulations peuvent être différentes, car elles dépendent de certains paramètres du système sensoriel. La perception peut être divisée en quatre étapes (cf. figure 2.2) :

1. L'étape de **Stimulation**. Dans cette étape, on étudie les paramètres qui interviennent dans la génération des stimulations, qui reproduisent de manière artificielle des sensations s'approchant le plus du naturel.
2. L'étape de **Transduction**. On étudie dans cette étape les mécanismes qui

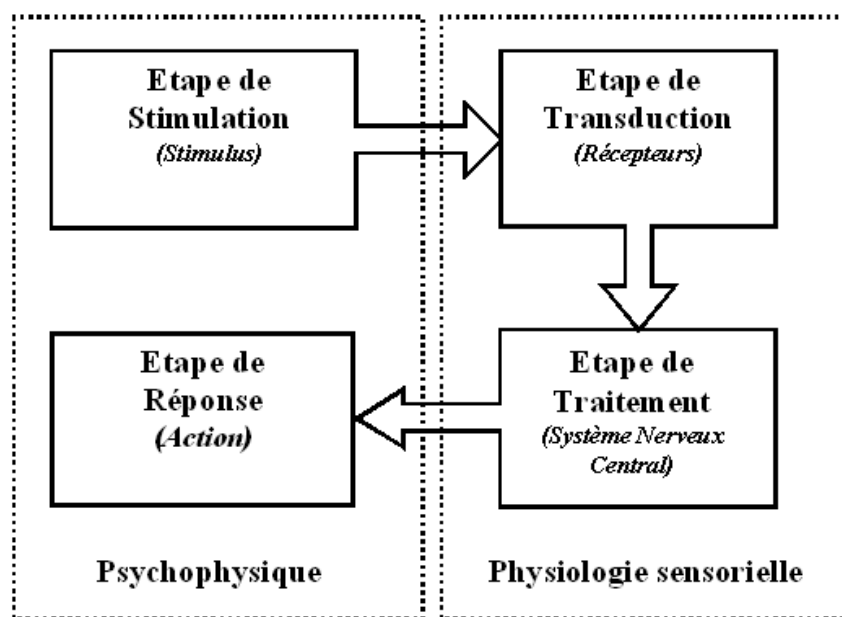


FIG. 2.2 – Schéma représentant les principales étapes de perception. La psychophysique étudie quantitativement les sensations engendrées par les stimulations physiques. La physiologie sensorielle étudie le fonctionnement sensoriel des êtres vivants.

- interviennent dans la conversion d'informations en signaux codés, depuis les récepteurs jusqu'au SNC.
3. Le **Traitement** est l'étape qui se déroule dans les différentes régions du cerveau qui interprètent, distribuent, intègrent et/ou extraient les informations. À la fin de l'étape du **traitement**, le cerveau est capable de recréer une sensation basée sur l'information recueillie.
 4. La **Réponse**. C'est la réaction ou la manifestation observable de la stimulation.

La figure 2.2 représente ces étapes, selon la conception moderne de la psychophysiologie. La première et la quatrième étape sont étudiées par la psychophysique. En revanche, la deuxième et la troisième étape sont étudiées par la physiologie sensorielle. Nous ferons une mise au point sur ces deux domaines, afin de rappeler les définitions qui nous seront utiles dans le chapitre 3.

2.3.2.3.1 Physiologie sensorielle. Tout d'abord, nous allons présenter les mécanismes impliqués dans la transduction et le traitement sensoriel des systèmes sensoriels. Ils faciliteront la compréhension des mêmes mécanismes dans la peau, ainsi que les méthodes employées par la psychophysique présentées à la fin de ce chapitre.

2.3.2.3.1.1 Le transduction sensorielle. L'interaction d'un organe sensoriel avec une forme d'énergie (dite stimulus) déclenche l'activation des récepteurs placés au lieu de stimulation. Un stimulus est composé d'une forme d'énergie

capable de générer une dépolarisation au niveau de la membrane cellulaire des récepteurs. Une dépolarisation dans le potentiel de repos de la membrane conduit à l'ouverture/fermeture des canaux ioniques placés à la surface de la membrane. Les ouvertures de ces canaux permettent l'échange des ions entre le cytoplasme et le milieu extra-cellulaire. De telles variations déclenchent une série de potentiels d'action capables de se propager le long de la cellule sur une distance longue, sans atténuation. La rafale de potentiels d'action assure la transmission des informations à partir des récepteurs jusqu'au SNC. Chaque système sensoriel est sensible à un type d'énergie bien défini, ce principe est connu comme *principe de spécificité*. Le tableau 2.6 présente les caractéristiques des principaux récepteurs sensoriels. L'information ainsi recueillie permet le développement de trois fonc-

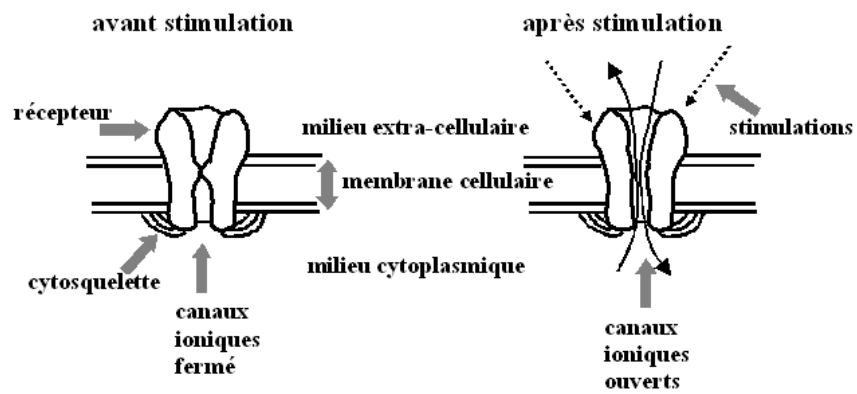
Modalité Sensorielle	Type de énergie	Type de récepteurs	Nom du récepteurs
Vue	Lumière	photorécepteurs	bâtonnets, cônes
Ouïe	Sons	mécanorécepteurs	cellules ciliées
Toucher	mécanique thermique nocive	mécanorécepteurs thermorécepteurs nocicepteurs	Meissner,Pacini,Merkel,Ruffini thermiques mécaniques,thermiques,multimodales
Goût	chimique	chimiorécepteurs	bourgeons du goût
Odorat	chimique	chimiorécepteurs	neurones olfactifs
Vestibulaire	mouvements de la tête	mécanorécepteurs	cellules ciliées

TAB. 2.6 – Tableau récapitulatif des principaux récepteurs dans les systèmes sensoriels (d'après [59])

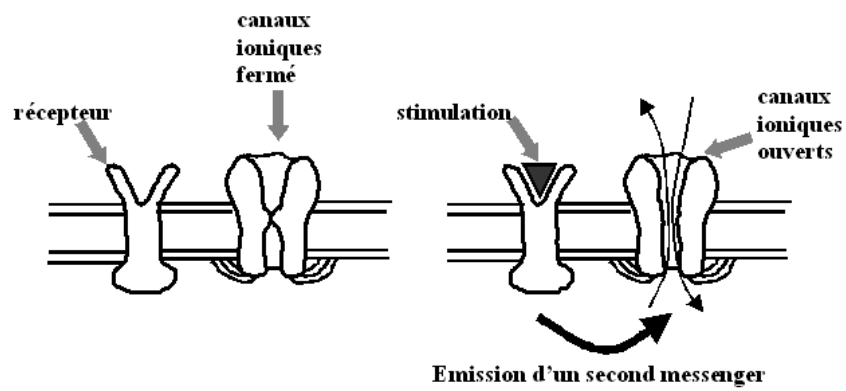
tions importantes : les sensations, le contrôle des mouvements et l'éveil. Avant d'approfondir, il est important de souligner qu'une grande partie de l'information qui arrive par les récepteurs sensoriels n'est pas perçue de façon consciente. L'information que nous gérons de manière "inconsciente" correspond par exemple au contrôle des mouvements, à la régulation du sang ou de la respiration. Cependant, le terme *sensation* fait référence à une expérience totalement "consciente", car elle se déroule quand la stimulation atteint le seuil d'intensité perceptible. Une autre définition intéressante pour notre travail est celle de la *perception*, laquelle est expliquée comme l'organisation des propriétés extraites des objets qui nous entourent et que nous recréons afin de pouvoir interagir avec eux et les manipuler. Deux mécanismes de transduction des récepteurs sensoriels ont été mis en évidence (cf. figure 2.3) :

- une ouverture/fermeture des canaux ioniques. C'est en particulier le cas des récepteurs de la peau.
- l'activation d'un second messenger. Dans ce cas, au moment de la stimulation, les récepteurs utilisent un second messenger pour déclencher l'ouverture/fermeture des canaux ioniques.

La perception des objets tient compte des dimensions temporelles et spatiales présentes dans une sensation. Les caractéristiques temporelles sont la durée, l'adaptation et la fréquence de fusionnement. En revanche, les caractéristiques spatiales sont la discrimination spatiale et l'inhibition latérale. Cependant, nous



(a)



(b)

FIG. 2.3 – Mécanismes de transduction : (a) ouverture (ou fermeture) des canaux ioniques et (b) émission d'un second messenger (d'après [59])

pouvons classifier ces propriétés selon les aspect qualitatifs et quantitatifs qu'ils apportent aux sensations. L'aspect qualitatif est appelé modalité d'une stimulation, alors que l'intensité, la durée et la localisation d'une stimulation donnent l'aspect quantitatif. Les études en physiologie sensorielle ont démontré que la transduction est réalisée grâce à la présence de ces conditions dans les stimulations :

1. La **Modalité**. Elle porte sur le principe de spécificité : les récepteurs sont plus sensibles à une forme d'énergie qu'à une autre. Cependant, l'interaction des récepteurs avec une autre forme d'énergie peut produire la stimulation des mêmes récepteurs, à condition que l'intensité de l'énergie soit suffisante pour provoquer les potentiels d'action. De même, entre les récepteurs d'un même système sensoriel, il y a présence de *sousmodalités*. Par exemple, dans la nez, nous constatons que les neurones olfactifs s'activent en présence des différentes molécules chimiques transportées par l'air. Pourtant, l'activation des potentiels d'action ne se fait qu'avec l'association d'une molécule odorante et de protéines G placées à la périphérie des cils olfactifs, à l'extrémité des récepteurs (cf. figure 2.3b)(cf. [62]).
2. L'**Intensité**. C'est un paramètre important dans la transduction, car l'intensité absolue de la sensation est fonction (en général logarithmique, selon la loi de Fechner-Weber) de l'intensité de la stimulation. Le plus bas niveau d'intensité à partir duquel il est possible de déclencher un potentiel d'action est nommé *seuil sensoriel*. Le seuil sensoriel varie selon certaines conditions comme la fatigue ou les circonstances de la stimulation. Cette variabilité permet de dire que le seuil est une grandeur relative et non absolue. On peut remarquer que la variabilité n'a pas lieu dans les récepteurs, mais dans les échanges neuronaux du SNC en raison de deux paramètres. Le premier paramètre est la *sensibilité*, définie comme la mesure de la capacité de traitement d'un stimulus par un système sensoriel. Le deuxième paramètre est le *critère de détection*, défini comme la prédisposition ou la tendance d'un sujet à la perception sensorielle. Nous verrons en détail ces paramètres dans la section des méthodes psychophysiques. Ainsi, le système sensoriel peut réaliser la discrimination entre deux stimuli qui diffèrent simplement en intensité et développer une classification fondée sur le même critère.
3. La **Durée**. Au delà du temps d'activation, la continuité d'un stimulus produit une augmentation du seuil sensoriel et, par conséquent, une réduction dans l'intensité perçue. Ce mécanisme est connu comme l'**adaptation** des récepteurs, car le système sensoriel mis en jeu s'adapte à la stimulation. La durée d'une stimulation modifie l'adaptation des récepteurs. La vitesse d'adaptation dépend du type de récepteur stimulé. La durée d'une sensation est définie comme la relation entre l'intensité d'un stimulus et l'intensité perçue (elle est souvent défini par des unités psycho-physiques, comme la caudalie pour le goût). En même temps, la durée d'une stimulation agit sur la **fréquence de fusionnement**, définie comme l'inverse de l'intervalle de temps minimum discernable par un sujet, à partir duquel deux stimulations

sont ressenties comme séparées dans le temps.

4. La **Localisation**. Elle permet de quantifier une sensation perçue, en relation au lieu où la stimulation a été appliquée. Cette caractéristique est le résultat de la surface effective (appelé **champ récepteur**) des récepteurs exposée à la stimulation. Une réponse sensorielle est générée à l'intérieur de cette surface, quand elle est stimulée. La sensibilité sensorielle est une fonction inverse de la taille des champs récepteurs. Cependant, dans les cas de champs récepteurs de petite taille, une stimulation étendue peut provoquer la saturation et le bruit dans les champs de récepteurs sensoriels voisins. Le système sensoriel utilise un mécanisme appelé d'**inhibition latérale** afin de pouvoir extraire l'information. Le mécanisme d'inhibition accroît la sensibilité de façon prononcée dans les champs voisins soumis à de grandes valeurs de contraste. L'aspect de localisation permet la discrimination spatiale dans les systèmes sensoriels. La discrimination représente la distance minimale entre deux stimulus ponctuels pour qu'ils soient perçus comme séparés. L'acuité est définie comme le seuil inverse de la discrimination spatiale.

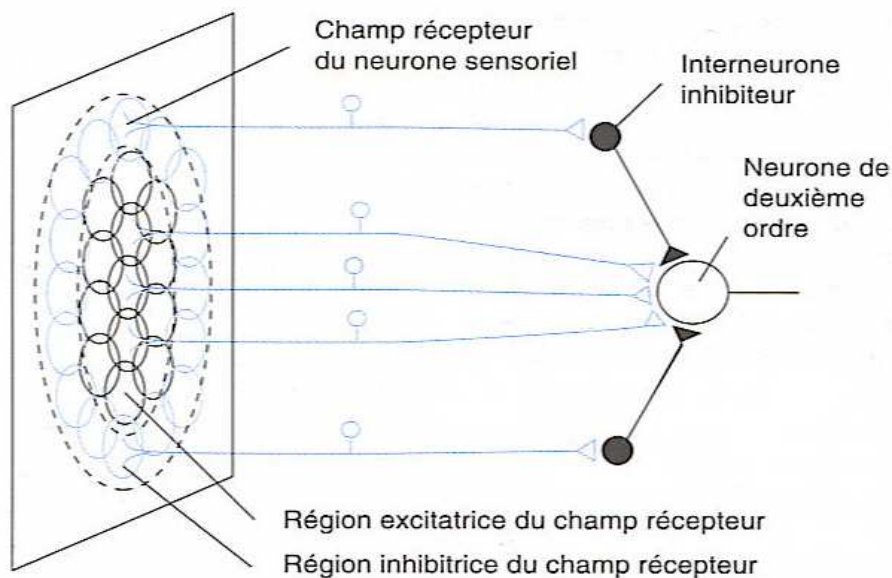


FIG. 2.4 – Mécanisme d'interconnexion neuronale entre le récepteur (ou neurone de premier ordre) et un neurone de deuxième ordre. Entre les deux terminaisons, nous retrouvons un interneurone inhibiteur qui réalise l'extraction d'informations (d'après [63]).

Avant les interconnexions hiérarchiques du cortex cérébral, le thalamus réalise le traitement des informations qui sont transmises vers les régions sensorielles primaires correspondantes. Chaque récepteur transforme l'information et fait passer les stimulations vers des interneurones lesquels extraient une information spécifique pour d'autres neurones (nommés de deuxième-ordre et localisés

dans le cortex cérébral), afin d'extraire un autre type d'information. L'information arrivant des neurones de deuxième-ordre est ensuite passée vers un neurone de troisième-ordre et ainsi de suite. La taille des neurones de troisième-ordre est plus grande, car ils ne développent pas l'extraction de l'information de la même manière que les neurones de deuxième-ordre. En revanche, ils utilisent un mécanisme d'inhibition et/ou d'excitation pour extraire les informations pertinentes, car ils doivent la simplifier face au grand nombre d'interconnexions neuronales. Tous ces processus sont accélérés par l'utilisation d'un traitement de l'information en parallèle et par une organisation des régions au niveau cérébral très similaire à l'organisation des récepteurs en périphérie. Chacune des parties impliquées dans cette explication est montrée dans la figure 2.4.

Après la transduction, l'étape de traitement utilise cette information recueillie pour simuler un modèle spatial et temporel de l'environnement réel. Les réponses générées sont issues de l'interaction entre le système moteur et ce modèle perceptif. Dans notre travail de thèse, nous n'approfondirons pas l'étape de traitement, car nous préférons utiliser les méthodes psychophysiques pour quantifier les réponses en fonction des stimulations données. Mais, l'intérêt de notre travail de thèse étant l'étude d'un système tactile appliqué à la Chirurgie Assistée par Ordinateur, nous allons décrire ci-dessous la transduction de la peau.

2.3.2.3.1.2 La somesthésie. L'organisme dispose de récepteurs localisés dans une grande partie des tissus qui permettent à l'organisme de contrôler les diverses fonctions vitales. Les informations obtenues constituent la sensibilité somatoviscérale. La sensibilité somatoviscérale se subdivise en une sensibilité viscérale et une sensibilité somesthésique. La sensibilité viscérale est créée au niveau des récepteurs situés dans les viscères. La sensibilité somesthésique est créée au niveau des récepteurs qui innervent la peau, les articulations, les ligaments et les tendons. La peau est constituée d'une grande quantité de récepteurs (près de 10^7 récepteurs) dans ses différentes couches : aux niveaux cutané (nommé épiderme) et sous-cutanés (derme et hypoderme). Les récepteurs cutanés peuvent être classés selon leur forme en deux types : encapsulés ou libres. La différence entre ces deux types est que les premiers sont fortement innervés par des terminaisons myélinisées (ce qui assure une réponse rapide due à la faible résistance et à la basse nécessité de régénérer le signal), alors que les deuxièmes sont faiblement ou pas du tout myélinisés (par conséquent offrent une réponse lente). Le système somesthésique répond à trois sensations ou sous-modalités :

1. **Thermique.** Les récepteurs chargés de coder cette information sont appelés *Thermorécepteurs*. Ils se chargent de faire la différence entre les sensations de chaud et de froid entre 17°C et 44°C . La sensation thermique apparaît de façon locale, car ils ont des champs récepteurs petits (1 à 3 mm^2). La transduction de l'intensité génère une série de décharges. La fréquence des décharges est proportionnelle à la température détectée et à la vitesse de changement de cette température.
2. **Douleur.** Ces récepteurs sont appelés *Nocicepteurs*. Ils produisent un

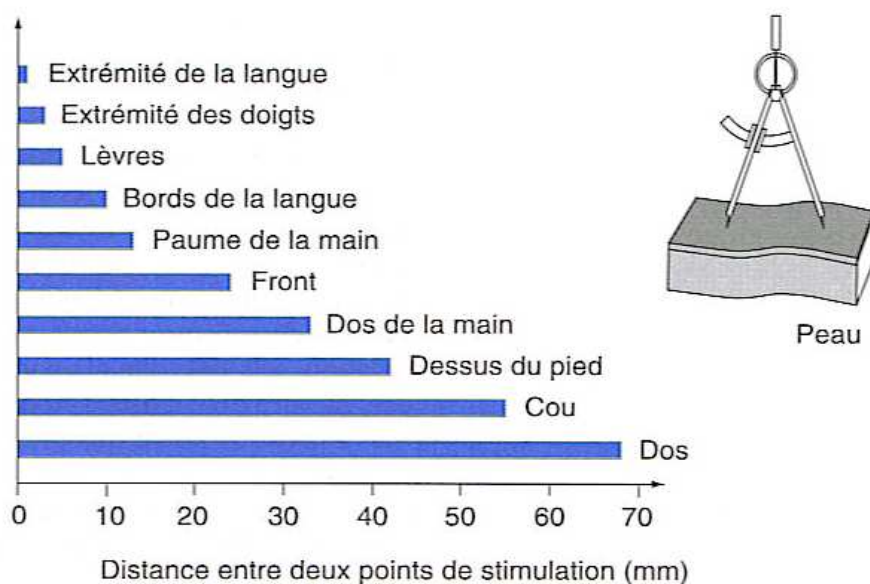


FIG. 2.5 – Illustration de la discrimination spatiale aux stimulations mécaniques. Les régions de la langue et de la main sont les plus sensibles (d'après [63]).

signal d'alarme face à une stimulation qui peut endommager les tissus. Il est possible de retrouver trois types de nocicepteurs :

- (a) *Mécaniques*. Ils se déclenchent lors de très fortes stimulations mécaniques, comme les piqûres, les pincements, etc.
 - (b) *Thermiques*. Ces récepteurs déclenchent une alarme lors d'une augmentation/diminution excessive de la température (supérieure à 44°C ou inférieure à 17°C).
 - (c) *Multimodales*. Ils informent l'organisme sur le danger d'une énergie électrique à très haute intensité, d'une substance chimique ou d'autres causes comme les démangeaisons.
3. **Mécanique**. Ils sont appelés *Mécanorécepteurs*, car ils sont très sensibles aux déformations légères de la peau. Nous pouvons distinguer deux types de mécanorécepteurs selon leur localisation dans la peau. Les premiers, appelés *proprioceptifs*, se retrouvent en profondeur dans le derme, dans les muscles, les tendons, les os et les articulations. Ils servent à renseigner l'organisme sur la position spatiale des différentes parties du corps, avant ou pendant le mouvement. Différents stimuli sont transformés, afin de générer une information de rétroaction de manière inconsciente. Par exemple, le cerveau estime la position d'un membre grâce à des informations sur la longueur ou sur la position statique des muscles. Les deuxièmes, appelés *tactiles*, se retrouvent en profondeur de l'épiderme jusqu'au derme. Ils sont liés aux sensations du toucher et des vibrations légères sans douleur. Ils interviennent pendant les tâches pour déterminer la taille, la forme et la texture des objets, mais ils permettent aussi la détection de mouvement

des objets sur la peau. Cependant, la sensibilité de la peau n'est pas homogène. Cette sensibilité peut varier en fonction du nombre de récepteurs et de leur distribution sur certaines régions de la peau. Dans la figure 2.5, nous pouvons voir varier la sensibilité pour déterminer la séparation entre deux points des différentes régions de la peau. Alors que la sensibilité au bout des doigts est d'environ 2 mm, les autres régions comme le dos ne peuvent faire la différence entre deux points situés à moins de 40 mm. Il paraît évident que la performance des mains est liée au nombre et à la distribution des récepteurs. En 1953, **Wilder Penfield** a construit une carte montrant les distributions des récepteurs sensoriels et moteurs au niveau cérébral : l'**Homonculus** (voir figure 2.6).

2.3.2.3.2 Les sensations tactiles. Afin de comprendre la perception tactile, nous devons décrire les types de mécanorécepteurs. L'épiderme est divisé en deux régions : une région poilue et une région glabre. La différence entre ces régions est la présence des follicules pileux dans les régions poilus. Ils constituent les plus nombreux récepteurs sur la peau poilue. En revanche, le derme de la région glabre contient quatre mécanorécepteurs supplémentaires (voir figure 2.7) :

1. *Corpuscules de Meissner*. Ils sont situés juste entre l'épiderme et le derme. Ils sont les mécanorécepteurs les plus communs sur ces régions. Seulement de tous les mécanorécepteurs dans la main, nous retrouvons 43% (7300) de ce type. Ils sont sensibles aux vibrations de basse fréquence (entre 30 et 200 Hz). La taille des champs récepteurs est comprise entre 1 et 100 mm². Le seuil de détection de la déformation de la peau est 4-500 μm ;
2. *Disques de Merkel*. Ces mécanorécepteurs correspondent à 25% des récepteurs sur la main. Ils répondent à des fréquences qui se trouvent aux environs de 0,4-100 Hz. Le seuil de détection est de 7-600 μm, avec une taille du champ d'environ 2-100 mm² ;
3. *Corpuscules de Ruffini*. Ce type de récepteurs correspond à 19% des mécanorécepteurs dans la main, mais ils sont plus nombreux à l'extrémité des doigts. Cependant, ils sont les récepteurs les moins connus. Ils sont sensibles à une fréquence d'environ 7 Hz. La taille de ces récepteurs est de 10-500 mm². Le seuil de détection de ces récepteurs dû à des déformations de la peau est de 40-1500 μm ;
4. *Corpuscules de Pacini*. En revanche, 13% des mécanorécepteurs dans la main sont de type Pacini. Ce type de récepteurs est sensible aux hautes fréquences (250-350 Hz). La taille du champ récepteur est d'environ 10-100 mm². Le seuil de détection sur la déformation de la peau est 3-20 μm.

Le tableau 2.7 présente un récapitulatif de ces informations. Maintenant, nous allons expliquer comment se déroule la transduction des sensation tactiles à travers les mécanorécepteurs. La transduction de ces stimuli génère un codage neuronal en fonction de l'intensité, l'adaptation et la modalité des stimulations. Nous avons décrit le concept de ces propriétés dans la section 2.3.2.3.1.1, mais nous n'avons

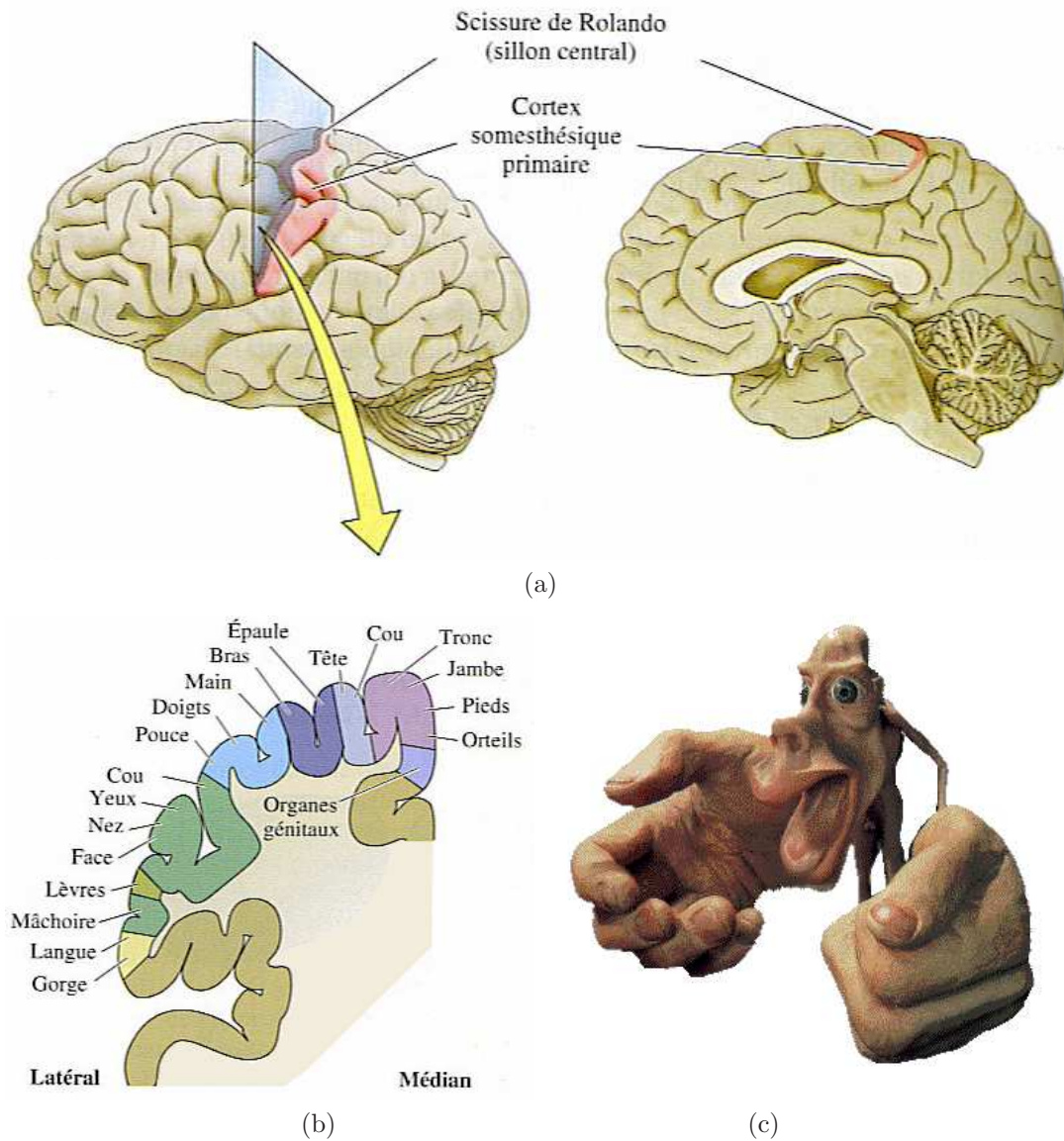


FIG. 2.6 – Disposition somatotopique du cortex somesthésique primaire de l’homme (a) localisation au niveau cérébral de la région (d’après [64]) (b) représentation somesthésique des différentes parties du corps (d’après [64]) (c) Homunculus construit en fonction de la distribution du nombre de récepteurs par unité de surface.

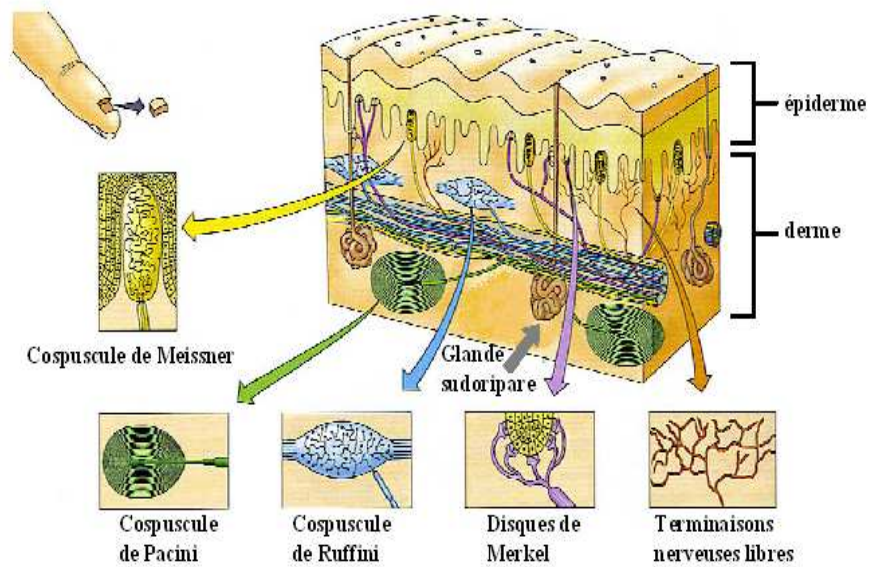


FIG. 2.7 – Principaux mécanorécepteurs de la peau (d'après [64]).

Nom du Récepteur	Taille du champ récepteur (mm ²)	Fréquence de détection (Hz)	Seuil de détection (μm)	Type de récepteur	Fonctions principales
Corpuscules Meissner	12,6	30-200	4-500	RAI	toucher, pression dynamique
Disques Merkel	11	0,4-100	7-600	SAI	tact, pression statique
Corpuscules Ruffini	59	7	40-1500	RAII	étirement de la peau
Corpuscules Pacini	101	250-350	3-20	RAII	pression profonde, vibration dynamique
Follicules pileux	-	-	-	RA	toucher vibration

TAB. 2.7 – Tableau récapitulatif des principaux récepteurs cutanés. Adaptation rapide(RA), Adaptation lente (SA), Taille petite du champ récepteur (I), Taille grande du champ récepteur (II).

pas expliqué le principe de codage.

L'*intensité* d'un stimulus produit deux phénomènes dans les fibres afférentes :

- Une augmentation du nombre des potentiels d'action (nommé aussi fréquence de décharge ou fréquence du codage) ;
- Une augmentation du nombre de récepteurs activés (nommé population du codage).

De plus, le phénomène d'*adaptation* se fait de deux façons possibles :

- *Rapide*. Après l'apparition d'un stimulus, un récepteur génère de manière instantanée, par une décharge maximale, mais brève, des potentiels d'action (cf. figure 2.8). La peau contient des mécanorécepteurs rapides qui informent sur les propriétés dynamiques des stimuli. Cette adaptation est nommée **adaptation phasique** ;
- *Lente*. En revanche, dans cette adaptation, un récepteur génère en continu des potentiels d'action pendant la durée de stimulation (voir figure 2.8). Une adaptation lente est aussi nommée **adaptation tonique**. L'adaptation lente permet l'extraction d'informations statiques, car elle renseigne sur la valeur moyenne de l'intensité du stimulus.

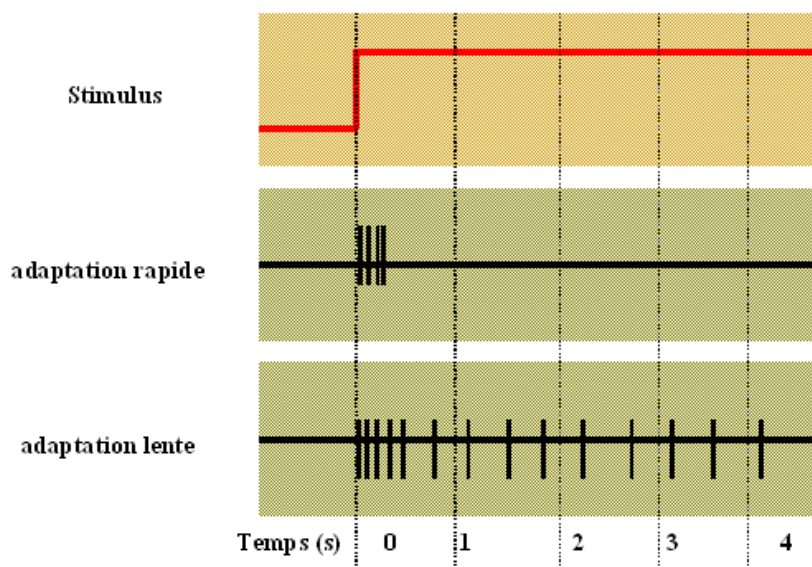


FIG. 2.8 – Deux classes d'adaptation sont possibles dans les mécanorécepteurs : une adaptation rapide ou une adaptation lente (d'après [64]).

La dernière caractéristique à expliquer est l'information correspondant au type d'énergie spécifique (ou *modalité*) des récepteurs. De plus, les récepteurs sont capables de transformer cette énergie selon leur plage de détection. La qualité de la sensation dépend de cette transformation. En dehors de cette plage, la transduction des stimuli se réduit ou requiert une intensité plus forte (voir figure 2.9). Par

exemple, quelques récepteur localisés sur la main présentent une taille comprise entre 1 à 2 mm, par conséquent ils sont plus sensibles que d'autres récepteurs plus étendus (entre 5 à 10 mm) localisés sur la paume.

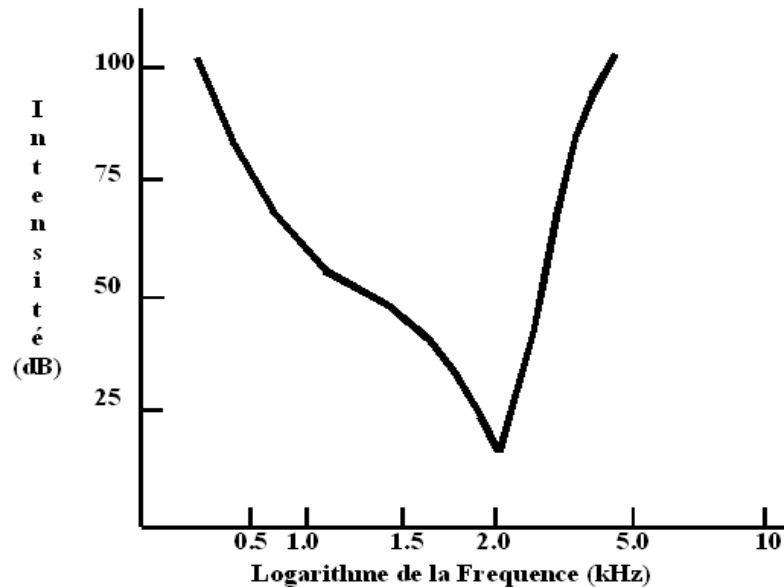


FIG. 2.9 – Courbe de spécificité des récepteurs auditifs déterminée à partir d'expériences physiologiques. Dans cet exemple, le récepteur est sensible à 20 kHz (d'après [59]).

2.3.2.3.3 La psychophysique de Fechner et ses méthodes. En 1860, **Gustav Theodor Fechner** publie son programme de recherche nommé *Elemente der Psychophysik*, dont l'objectif principal est le développement d'une méthode scientifique pour étudier les relations entre le corps et l'esprit. Pendant près d'un siècle, ces méthodes scientifiques sont restées un concept théorique. Les méthodes de Fechner ont été appliquées à l'arrivée de la psychologie expérimentale avec les premiers pionniers de ce domaine : Aubert, Exner, Helmholtz, Hering, Purkinj et Weber. L'approche initiale de Fechner a été d'aborder les études sur la perception selon deux axes. Premièrement, la "psychophysique intérieure" consistait à étudier les relations entre les sensations et l'activité neuronale; aujourd'hui, ce terme a été remplacé par "physiologie sensorielle" ou "neurophysiologie". Deuxièmement, la "psychophysique extérieure" étudiait les relations entre les caractéristiques des sensations et les propriétés physiques des stimuli. De nos jours, on utilise le terme "psychophysique" à la place de psychophysique extérieure.

Grâce à ces premiers travaux, la psychophysique a permis de décrire les concepts principaux de la perception, à partir du principe d'utilisation d'un stimulus comme référence. Les problèmes abordés par la psychophysique comprennent les tâches de *détection*, d'*identification*, de *discrimination* et d'*échelle*. Les tâches de détection et d'identification peuvent être réalisées de manière rapide, avec

une grande certitude, car les stimuli utilisés sont suffisamment forts et évidents. Les tâches de discrimination donnent des résultats avec un grand degré d'incertitude, car les stimuli sont souvent faibles et soumis à des perturbations. La tâche d'échelle consiste à déterminer l'intensité des stimuli, afin d'établir une échelle psychophysique.

En 1830, **Johannes Müller** a publié son hypothèse sur l'énergie spécifique des nerfs, qui deviendra plus tard le principe de l'énergie spécifique des nerfs. Ce principe déclare que les nerfs sont exclusivement sensibles à un type d'énergie. L'importance de ce principe consiste à affirmer que deux sensations proches ne peuvent pas être transmises par la même voie afférente. La polémique de la substitution sensorielle est justement qu'elle est un processus qui contredit le principe d'énergie spécifique. L'utilisation d'un SSS vise à démontrer que le cerveau est capable de développer une restructuration fonctionnelle, afin de s'adapter à l'information transmise par un autre canal sensoriel. Nous allons décrire ci-dessous les concepts de base qui ont été définis grâce aux études psychophysiques.

En psychophysique, le terme **seuil liminaire**, **seuil de détection** ou **seuil absolu** représente la plus petite intensité d'énergie capable d'être détectée par un système sensoriel, en deçà de laquelle une stimulation ne peut pas être perçue. L'énergie capable de produire une sensation est différente et spécifique à chaque organe. Dans le cas de la vision, c'est une énergie électromagnétique, pour le goût et l'odorat, ce sont des énergies chimiques. Dans le cas de l'ouïe et du toucher, ce sont les énergies mécanique et thermique. Une autre définition utilisée dans la psychophysique est celle de la plus petite variation d'intensité d'un stimulus qui peut être perçue par un récepteur, dit **seuil différentiel** ou en anglais "**just noticeable difference**" (**j.n.d.**). Les travaux d'**Ernst Weber** (1831), inspirés par ceux de **Pierre Bouguer**, ont permis d'énoncer une loi stipulant que, dans les systèmes sensoriels, le seuil différentiel est une fonction linéaire de l'intensité appliquée :

$$\Delta I/I = k \quad (2.1)$$

Cependant, la loi de Weber a une validité limitée, car, dans le cas de valeurs de faible intensité, la courbe suit une augmentation proportionnelle à cet intensité. Par ailleurs, pour des valeurs élevées, la courbe devient imprévisible. Ce phénomène peut être remarqué, si nous dessinons les valeurs sur un graphique avec l'axe des abscisses en échelle logarithmique et l'axe des ordonnées en échelle linéaire.

C'est Fechner qui proposa en 1834 le principe que l'intensité de la sensation est proportionnelle au logarithme de l'intensité du stimulus :

$$S = k \log(I/I_o) \quad (2.2)$$

En 1975, en s'inspirant des travaux de **Joseph Plateau** (1870), **Stanley Stevens** a déterminé que la relation entre intensité sensorielle et sensation est définie par une fonction de puissance :

$$S = k (I - I_o)^n \quad (2.3)$$

Les résultats observés sur les systèmes sensoriels semblent coïncider avec les trois équations, mais seulement dans des plages spécifiques et délimitées. L'équation qui permet de décrire parfaitement la relation entre les intensités de stimulation et les sensations reste encore à trouver. Cependant, la polémique reste à savoir quelle équation (celle de Fechner ou celle de Stevens) permet de estimer la réponse des canaux sensoriels. Nous allons présenter ci-dessous les méthodes utilisées pour classifier le seuil de détection (I_o) et le seuil différentiel.

2.3.2.3.3.1 Méthodes pour mesurer le niveau du seuil de détection.

Ces méthodes s'emploient spécifiquement pour déterminer les deux seuils caractéristiques de l'intensité de détection.

1. **Méthode d'ajustement.** Cette méthode consiste à donner aux sujets un dispositif de contrôle afin de régler l'intensité des stimulations. Une fois que la stimulation est perçue, nous enregistrons le niveau d'intensité. Cette méthode présente deux variantes : le sujet commence à augmenter l'intensité d'une stimulation à partir d'un niveau d'intensité de base (*série ascendante*). Le niveau d'intensité est enregistré au moment où la stimulation est perçue. L'autre option consiste à commencer à partir d'un niveau d'intensité plus haut, pour diminuer l'intensité de la stimulation (*série descendante*), puis il faut enregistrer le niveau d'intensité au moment où le sujet ne peut plus percevoir le stimulus. Le seuil absolu I_o est calculé en faisant la moyenne des niveaux enregistrés. Les deux variantes de la méthode peuvent être utilisées pour améliorer la précision du seuil absolu. La même méthode est utilisée pour calculer le seuil différentiel.
2. **Méthode par limites.** La méthode utilisée pour le calcul du seuil absolu consiste en l'utilisation d'une stimulation avec des valeurs discrètes d'intensité. La différence par rapport à l'autre méthode est que, dans ce cas, le sujet ne contrôle pas les niveaux d'intensité de la stimulation. À chaque essai, la méthode alterne entre une série ascendante et une descendante. La tâche du sujet consiste à indiquer s'il perçoit ou non la stimulation. Avec une série ascendante, au moment où le sujet répond qu'il perçoit la stimulation, la méthode enregistre ce niveau d'intensité et le niveau d'intensité antérieur. Avec une série descendante, la méthode enregistre le niveau d'intensité et le niveau d'intensité antérieur au moment où le sujet répond qu'il ne perçoit plus la stimulation. Dans le deux cas, le seuil absolu est calculé par la moyenne des ces intensités. La méthode appliquée à la détection du seuil différentiel requiert l'utilisation de plusieurs stimulations, lesquelles sont présentées de manière séquentielle ou successive. Pour expliquer ce méthode, nous utilisons le cas le plus simple, quand il y a seulement deux stimulations. Dans ce cas, la première stimulation est nommée stimulation *de référence*, car elle a une valeur d'intensité constante. Dans chaque essai, à l'aide d'une série ascendante (ou descendante), l'intensité de la deuxième stimulation (nommée *de comparaison*) est augmentée (ou diminuée si c'est une série descendante) par des multiples de l'intensité de la stimulation de

référence. L'essai se termine quand le sujet détecte correctement si la stimulation de comparaison est plus (série ascendante) ou moins forte (série descendante) que la stimulation de référence. Le seuil différentiel est calculé comme la différence d'intensités entre stimuli dans le premier essai où la réponse est différente de celle des essais antérieurs. Encore une fois, nous pouvons alterner entre une série ascendante et une descendante. La moyenne des seuils calculés à chaque alternance permet d'estimer le seuil différentiel.

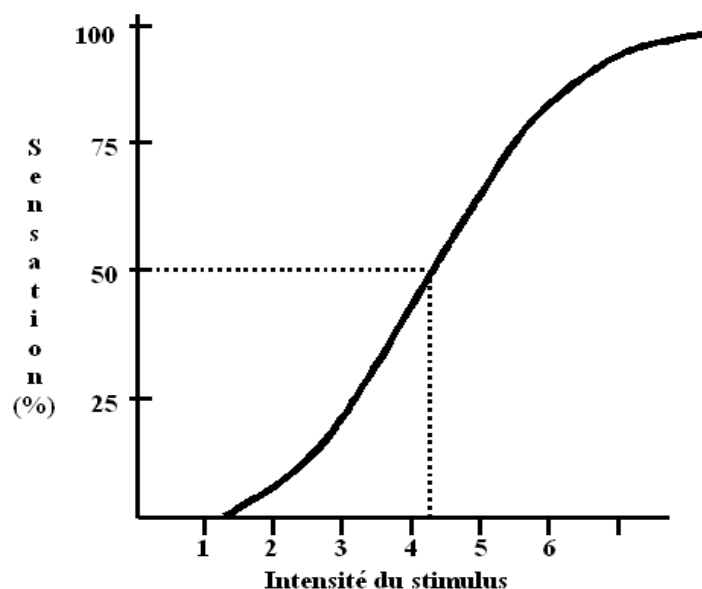


FIG. 2.10 – Courbe sigmoïde obtenue à partir des données psychométriques (d'après [65]).

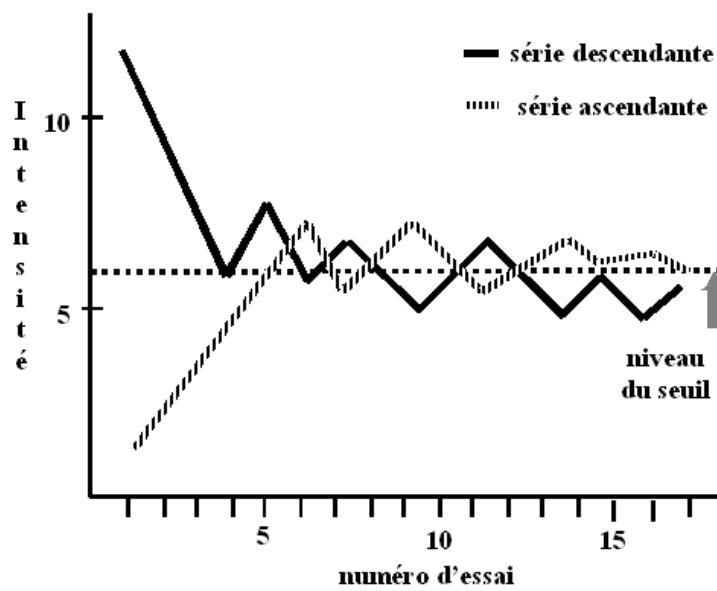
3. **Méthode par stimuli constants ou d'équivalence.** Dans cette méthode, l'expérimentateur donne une valeur à chaque niveau d'intensité. Chaque valeur d'intensité est présentée de façon aléatoire et le sujet doit indiquer s'il perçoit la stimulation ou pas. La présentation des stimulations est faite avec une méthode ascendante ou descendante. Le seuil absolu est calculé comme l'intensité ayant une probabilité de détection de 50%. Le graphique donnant la relation entre l'intensité du stimulus et le pourcentage de détection a la forme d'une sigmoïde, appelée *fonction psychométrique* (voir figure 2.10). L'avantage de cette méthode est que le calcul du seuil absolu est le résultat d'une interpolation linéaire avec une bonne précision. Le nombre d'évaluations minimum conseillé pour obtenir cette bonne précision doit être au minimum de 20, ce qui en fait une des évaluations les plus longues.
4. **Tests d'adaptation.** Ce type de tests consiste à utiliser des stimulations autour du niveau du seuil selon la réponse du sujet. Il y a trois méthodes qui sont très utilisées grâce à leur efficacité.
 - (a) **Méthode en escalier ou Staircase Method.** C'est une variante de la méthode par limites. Il y a deux variantes de cette méthode :

Simple Staircase et *Interleaved Staircase*. La première utilise une série descendante (ou ascendante) pour réduire l'intensité de la stimulation, à condition que la réponse de détection du sujet soit affirmative. Nous devons réduire (ou augmenter dans le cas d'une série ascendante) l'intensité jusqu'au moment où le sujet répond qu'il ne peut plus percevoir la stimulation. À ce moment, nous devons incrémenter le niveau d'intensité jusqu'à obtenir une réponse contraire du sujet. La valeur du seuil est calculée par la moyenne des valeurs qui montrent un changement dans la réponse du sujet. Dans la figure 2.11.a, nous voyons que la courbe de résultats varie autour du seuil. L'inconvénient de cette méthode est la possible présence du biais du sujet, car il finit par anticiper la valeur du seuil. Afin d'éviter ce problème, la deuxième méthode utilise une série ascendante et une descendante à chaque essai. Avec la deuxième méthode, les deux courbes convergent vers le seuil d'intensité (cf. figure 2.11.b).

- (b) ***Estimation de paramètres par des tests séquentiels.*** Cette méthode consiste à fixer le nombre de changements dans le stimulus en fonction de la performance du sujet. L'utilisation de cette méthode suppose que la fonction psychométrique a une forme sigmoïde. Elle utilise l'estimation du maximum de vraisemblance pour calculer l'intensité la plus efficace à chaque essai.
 - (c) ***Variation de la méthode par stimuli constants.*** Des variations de la méthode par stimuli constants peuvent s'avérer plus performantes quand une des méthodes antérieures est utilisée à l'avance. Par exemple, l'utilisation d'une méthode d'ajustement pour déterminer le rang exact des stimuli permet d'adapter ce méthode à la sensibilité du sujet. Une autre méthode alternative plus complexe est l'utilisation d'algorithmes bayésiens pour adapter l'information à l'avance. Avec la méthode bayésienne, le seuil est déterminé étant comme la variable d'une distribution normale. Après chaque réponse, la fonction de densité est mise à jour par une loi de Bayes. Avec cette méthode, le seuil final est estimé par un calcul du mode.
5. **Méthode par réponse forcée.** Les méthodes précédentes sont très subjectives, car elles permettent de calculer le seuil de perception en fonction des sensations du sujet. L'expérimentateur ne peut pas vérifier la certitude des réponses chez le sujet. En revanche, la méthode par réponse forcée permet une approche plus objective, car le sujet est forcé à répondre affirmativement à chaque essai. Le seuil est déterminé en fonction des réponses que le sujet donne sur une information qui n'est pas simplement la perception de la stimulation. Par exemple, nous déterminons le seuil liminaire d'un sujet au son à l'aide d'une méthode par limites. Avec ce seuil, nous ajustons l'intensité du son. Le son est présenté au sujet, mais il doit signaler la direction par laquelle le son arrive. Les résultats, avec une méthode forcée révèlent que les sujets peuvent entendre certains sons en dessous du seuil déterminé



(a)



(b)

FIG. 2.11 – Exemples de la méthode en escalier (d'après [65]) : (a) Simple et (b) Interleaved.

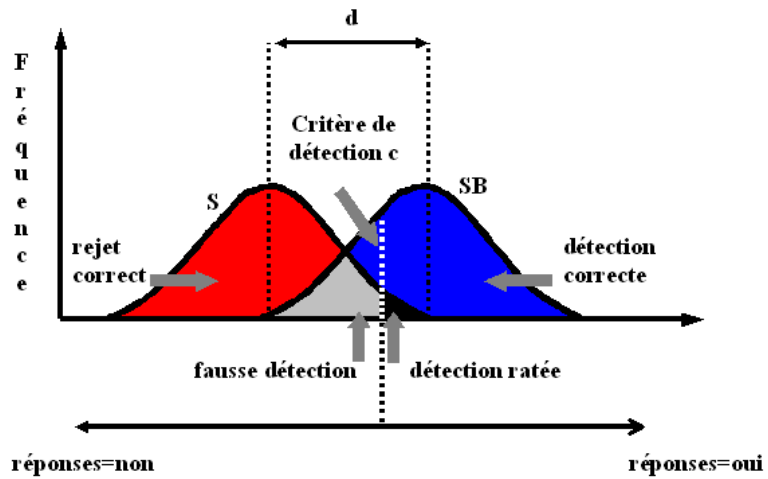
avec la méthode par limites.

6. **Méthodes de détection de signaux.** En s'inspirant de la théorie de l'information, les stimulations sont traitées comme des signaux transmis à travers un système de communication. Grâce à la méthode par détection de signaux, nous pouvons quantifier le bruit présent dans un canal de transmission. Dans la psychophysique, la méthode par détection de signaux a été employée pour évaluer la performance des canaux sensoriels pendant la transmission d'informations. D'abord, nous devons remarquer que cette méthode permet d'évaluer la *sensibilité* et le *biais* de chaque sujet pendant une tâche expérimentale de perception. Tout au long de cette tâche, l'intensité des stimulations varie entre chaque essai. La méthode consiste à supposer que nous transmettons un signal (stimulus) vers le cerveau, à travers des canaux sensoriels. Les calculs de probabilités déterminent : une distribution de valeurs correspondant au signal superposé au bruit (**SB**) présent dans le canal de transmission, et une deuxième distribution correspondant à la seule présence du bruit (**B**). Les méthodes de détection de signaux sont utilisées pour déterminer la superposition des deux distributions, lesquelles permettent de mesurer la sensibilité des sujets. Si la superposition des deux distributions est minimale, les valeurs de SB et B sont faciles à différencier, par conséquent la sensibilité du sujet est haute. En revanche, si la superposition de deux distributions est plus grande, les valeurs du SB et B sont difficiles à différencier, par conséquent la sensibilité du sujet est basse. La valeur du biais est quantifiée par le *critère de détection ou de réponse* (**c**) car chaque sujet définit sa propre valeur de détection. Quand l'intensité d'un stimulus est au dessus du critère établi par le sujet, la réponse est aisément détectée. Cependant, si l'intensité d'un stimulus est en dessous du critère établi par le sujet, la réponse n'est pas détectée. Il est clair que le rapport entre le nombre d'erreurs et de détections dans chaque essai sera fonction de la valeur de **c**. Grâce aux calculs de sensibilité et de biais, nous pouvons déterminer la performance dans les deux distributions (**SB** et **B**). Nous déterminons la première distribution (**SB**) par un calcul de probabilités dans deux situations. La première situation correspond à une *détection correcte*. Cela consiste à envoyer un stimulus et le sujet perçoit ce stimulus : stimulus envoyé \mapsto stimulus détecté. La deuxième situation est celle d'une *détection ratée* : stimulus envoyé \mapsto stimulus non détecté. La deuxième distribution (**B**) est aussi déterminée par un calcul de probabilités dans deux situations. La première est celle d'un *rejet correct*, c'est-à-dire pas de stimulus envoyé \mapsto pas de stimulus détecté. La deuxième situation pour une distribution **B** correspond à une *fausse détection* : pas de stimulus envoyé \mapsto stimulus détecté. À partir de ces distributions, nous pouvons composer un graphique similaire à celle de la figure 2.12.a. L'hypothèse faite est que les deux distributions sont normales et de même variance. La sensibilité est déterminée par le calcul de la distance **d** entre les moyennes de chaque distribution. Le choix du critère de détection **c** est dicté par trois facteurs principaux : (1) la distance **d**,

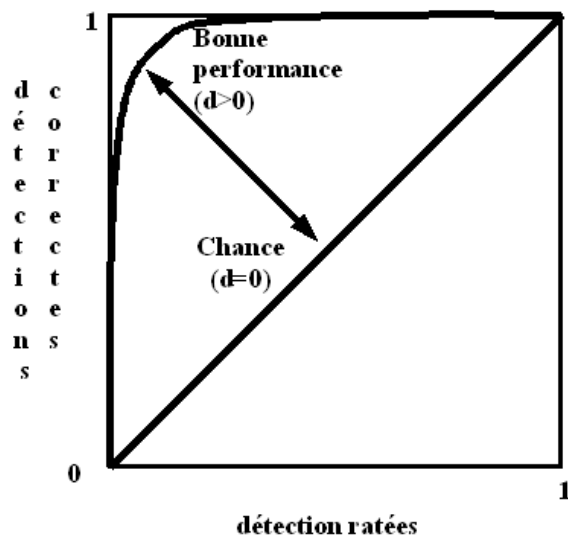
car elle quantifie la relation du signal au bruit : plus le signal sera distinct du bruit, plus les distributions seront séparées ; (2) le biais du sujet et (3) la récompense donnée dans les détections correctes ou la pénalité dans les fausses détections. De plus, grâce à cette méthode nous pouvons représenter les résultats sur une **Courbe des Caractéristiques Opérationnelles des récepteurs (COR)** (traduction du nom anglais **Receiver Operating Characteristic (ROC)**), comme celle montrée dans la figure 2.12.b. La courbe représente la sensibilité pour différentes fréquences de *détections correctes* en fonction des fréquences des *fausses détections*. La pente de la courbe en chaque point représente les valeurs de **d**. Grâce à cette courbe, il est possible de remarquer qu'une même sensibilité peut donner deux valeurs différentes de *détections correctes* et de *fausses détections*. Nous allons utiliser cette méthode dans le troisième chapitre, car elle est importante pour quantifier le performance du système proposé dans cette thèse.

2.3.2.3.3.2 Méthodes pour mesurer au-dessus du seuil. Les stimulations ayant une intensité supérieure au seuil liminaire sont plus faciles à percevoir, mais la détection des différences entre ces stimuli est rendue plus difficile. Les méthodes suivantes sont utilisées pour détecter ces différences.

1. **Méthodes chronométriques.** Dans ces méthodes, nous utilisons le temps de réaction (TR) défini comme l'intervalle de temps mesuré entre l'activation d'un stimulus et la réponse provoquée. Dans le cas où nous présentons deux stimulations en même temps, le temps de réponse quantifie la vitesse de discrimination entre ces stimulations. Typiquement, si la différence entre ces deux stimulations est plus prononcée, le temps de réaction est plus court. À l'aide de ces méthodes, nous pouvons déterminer deux types de temps de réaction : *simple* et *par choix*.
 - (a) **TR simple.** Le TR mesuré permet d'évaluer une tâche de perception d'un stimulus. Le TR est utilisé pour étudier la performance sensorielle, mais celle-ci est sensible aux variations en intensité et en fréquence des stimulations. Les temps de réaction simples sont plus courts à basses fréquences qu'à hautes fréquences.
 - (b) **TR par choix.** En revanche, ce TR évalue les tâches de discrimination et de comparaison. Dans cette méthode, le sujet développe en même temps l'identification et la sélection de réponses pour discriminer deux stimulations. Le TR issu de ces tâches est utilisé pour les études comportementales cognitives et sensorimotrices.
2. **Méthodes par classement.** Ces méthodes consistent à donner un chiffre à chaque événement. Il existe trois méthodes :
 - (a) **Classement par intervalles.** Cette méthode consiste à diviser l'espace de valeurs d'une variable par intervalles et ensuite nous tirons au sort un échantillon parmi ces intervalles. La valeur de la variable dans l'échantillon doit être classifiée selon cette nouvelle classification. Cette catégorie est déterminée en fonction d'une qualité en relation à la



(a)



(b)

FIG. 2.12 – Méthode par détection des signaux (d'après [65]) : (a) Distributions des probabilités (b) Courbe des Caractéristiques Opérationnelles “ROC”

variable. Par exemple, l'échelle d'intensité d'un stimulus auditif est divisée par intervalles de fréquences. Ensuite, nous demandons à un sujet de dire un chiffre aléatoire. Le chiffre aléatoire permet de sélectionner un son parmi les intervalles de fréquences. Le son sélectionné doit être classifié par le sujet selon deux catégories : un son est aigu ou grave. La moyenne des valeurs classifiées dans chaque intervalle est tracée sur l'ordonnée à l'aide d'une échelle logarithmique et, sur l'abscisse, nous indiquons le numéro des intervalles à l'aide d'une échelle linéaire. Le graphique permet ainsi de déterminer la valeur subjective de la perception. Cette méthode est appelée "de jugement absolu", car on demande son avis à la personne qui fait l'expérience sur un seul stimulus en même temps. Comme le sujet ne connaît pas au préalable l'intervalle de la stimulation, la méthode n'évalue pas en fonction des réponses mauvaises ou correctes. L'utilisation d'une échelle linéaire sur l'abscisse est recommandée pour les petits intervalles, tandis qu'une échelle logarithmique est recommandée pour les grands intervalles. L'avantage principal de la méthode est l'obtention de réponses directes à des variations dans les stimulations. L'inconvénient principal est qu'elle limite les réponses en fonction du nombre d'intervalles.

- (b) **Méthode par ordre ou par estimation d'amplitudes.** La méthode a une procédure similaire à la méthode précédente. Une série de stimulations est présentée au sujet de façon désordonnée. Le sujet doit attribuer un chiffre en fonction directe de l'intensité perçue. Il n'y a pas de restriction dans la valeur du chiffre attribuée. Cependant, l'expérimentateur attribue initialement une valeur aléatoire de référence. Ensuite, pour estimer les valeurs des amplitudes, on réalise la moyenne géométrique des valeurs données par le sujet. Avec cette méthode, les numéros attribués à chaque stimulation varient entre sujets, mais l'ordre et la séparation entre ces numéros montrent une homogénéité entre sujets. La contrainte à respecter est l'utilisation d'un intervalle de stimulations aussi large que possible, afin de distribuer les amplitudes d'intensités sur tout l'intervalle de perception. Cependant, afin d'éviter que le test ne dure trop longtemps, il est préférable de diviser le test en plusieurs sessions.
 - (c) **Fonctions psychophysiques.** Cette méthode définie par Stevens propose d'utiliser une fonction puissance pour décrire les résultats des expériences psychophysiques. La précision pour détecter les seuils est améliorée, grâce à l'approximation faite par une fonction puissance. L'équation 2.3 et la forme de cette fonction a été expliquée au début de cette partie (page 63).
3. **Méthode des rapports ou mise en correspondance de modalités différentes.** Le principe est la comparaison des stimulations qui parviennent par des modalités sensorielles différentes. La méthode consiste à demander aux sujets d'ajuster l'intensité d'une stimulation en fonction de

l'intensité perçue par une autre modalité. Par exemple, on peut demander à un sujet de mettre en correspondance un stimulus auditif en fonction de l'intensité d'un stimulus visuel. Les données recueillies à l'aide d'une méthode par modalités différentes sont représentées sur un graphique en échelles logarithmiques. L'inconvénient de cette méthode est que le sujet doit régler directement l'intensité au lieu d'indiquer une réponse. L'avantage principal est qu'elle permet d'obtenir une mesure plus directe entre les stimulations et l'ajustement des intensités que dans les méthodes cognitives comme la méthode par classement.

2.3.2.3.3 Méthodes comparatives. La nécessité de développer des expériences sur des animaux a obligé d'adapter les conditions et les méthodes conventionnelles que nous venons de décrire. Nous n'aborderons pas en détail les principes, mais nous donnerons les définitions, afin qu'un lecteur amateur puisse avoir recours à l'information de base. Les méthodes développées sont fondées sur :

1. **Le renforcement.** L'utilisation de cette méthode consiste à contrôler l'animal par deux mécanismes, par l'*appétit* ou par l'*aversion*. Le contrôle par l'appétit s'effectue par le conditionnement de l'animal à recevoir de la nourriture ou de l'eau en échange d'un comportement souhaité. Le contrôle par l'aversion utilise une situation pénible, voire de souffrance pour l'animal.
2. **Le contrôle comportemental.** L'expérimentateur utilise les mécanismes de réflexe, les mécanismes de conditionnement par association d'un stimulus et de conditionnement lié au comportement.

2.4 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes de l'Interaction Homme-Machine appliquée aux deux domaines qui se rapportent à notre thèse. Dans la première partie du deuxième chapitre, nous avons présenté les principes de l'IHM utilisés en Chirurgie Assistée par Ordinateur. Notamment, nous avons expliqué la méthodologie ASUR, qui permet la conception des systèmes chirurgicaux à partir d'une analyse de l'interaction entre le sujet et les données du patient. Afin de faciliter la compréhension d'ASUR, nous avons illustré sa méthodologie avec quelques exemples d'application à des systèmes chirurgicaux. Dans la deuxième partie de cette thèse, nous utiliserons ASUR pour décrire notre système, ainsi que pour étudier l'interaction entre le sujet et l'information sélectionnée.

Dans la deuxième partie du deuxième chapitre, nous avons présenté les études de l'IHM dans l'Ingénierie de la Réhabilitation. Depuis le début des années 70, différents travaux de recherche ont permis le développement d'une grande quantité d'interfaces appliquées à la substitution sensorielle. Le domaine de la substitution sensorielle essaie de développer des systèmes (dits Systèmes de Substitution Sensorielle) pour compenser la perte d'un sens chez des patients atteints d'un handicap. La compensation se réalise par la transmission de l'information manquante à travers un autre sens. L'information est acquise à l'aide d'un capteur

artificiel avant d'être transformée en stimulations correspondant à la modalité sensorielle de substitution. D'après ces études, les paramètres des stimulations peuvent être modifiés, afin de produire une sensation connue par l'utilisateur, comme picotement, chaleur, brûlure, etc. L'adaptation des stimulations se réalise en fonction de l'information manquante, de façon à faciliter la compréhension de cette nouvelle information. L'étude des mécanismes de perception dans les systèmes sensoriels permet d'estimer les paramètres pour adapter l'information manquante et/ou complémentaire. Différentes technologies ont été étudiées pour imiter et améliorer les mécanismes de perception chez l'homme à l'aide de ces systèmes. Parmi ces technologies, nous retrouvons les dispositifs tactiles, qui utilisent une énergie mécanique pour stimuler les récepteurs superficiels de la peau.

Dans le premier chapitre, nous avons expliqué les inconvénients qu'il y avait à utiliser les canaux sensoriels habituels pour le retour des informations de guidage pendant la chirurgie. D'après les études sur la substitution sensorielle, un dispositif de substitution sensorielle nous offre la possibilité d'explorer un canal différent des canaux conventionnels. Nous avons donc décidé d'utiliser le canal tactile-lingual, à l'aide du système TDU développé par Bach-y-Rita, pour transmettre les informations de retour au médecin. Les différences entre le système sensoriel tactile-lingual et le système sensoriel tactile-somesthésique n'ont pas encore été bien définies. Alors, afin de stimuler de façon appropriée les récepteurs tactiles sur la langue, nous avons répertorié dans ce chapitre les paramètres impliqués dans la transduction cutanée. Ces principes généraux de stimulation tactile serviront à établir nos propres paramètres dans le troisième chapitre.

Dans la partie finale du chapitre, nous avons résumé les techniques utilisées pour déterminer les paramètres impliqués dans la perception et la quantification subjective des sensations. Dans le chapitre suivant, nous allons utiliser ces techniques pour déterminer le seuil de perception et le seuil différentiel impliqués dans la perception tactile linguale. Ces paramètres permettront d'adapter les signaux électromécaniques en stimuli capables de stimuler les récepteurs linguaux. Les méthodes psychophysiques seront utilisées pour évaluer la qualité des stimulations en fonction des réponses de l'utilisateur.

Nous aborderons, dans la deuxième partie de cette thèse les principes de stimulation, de transduction, ainsi que la méthodologie utilisée pour adapter le TDU au contexte chirurgical.

PARTIE II. TRAVAIL DE RECHERCHE

Nous avons présenté dans le premier chapitre les principes utilisés dans les domaines des GMCAO et dans le deuxième les principes de l'Interaction Homme-Machine. Pour les GMCAO nous avons vu qu'une grande partie des systèmes de navigation chirurgicaux utilisent trois méthodes pour le retour d'informations : visuel, haptique ou auditif. Le retour visuel est le plus utilisé car des informations de retour sont affichées sur un écran pour assister les gestes du médecin. Comme nous avons remarqué dans la conclusion du premier chapitre, 70% des informations chez l'être humain arrivent par le canal visuel. Ce système sensoriel est donc proche de la saturation en terme de quantité d'information. Un système à retour haptique ne peut pas être utilisé par le chirurgien car il utilise les deux mains pour la manipulation des outils. De plus, l'utilisation des gants fausse certaines informations issues de la sensibilité tactile du chirurgien. Le retour auditif a déjà été exploré et il s'avère limité dans des environnements soumis à fortes perturbations. De plus, l'utilisation de ces systèmes peut également représenter une limitation dans l'interaction entre le chirurgien et le reste du personnel à l'intérieur du bloc opératoire.

Pourtant, une grande partie des systèmes chirurgicaux sont basés de façon récurrente sur ces voies sensorielles. La théorie de l'information appliquée aux études des systèmes sensoriels a essayé de quantifier les limites de l'homme dans ses capacités de perception et de sensation [66]. Cependant, la comparaison des systèmes sensoriels avec un canal de transmission idéal a permis d'analyser le comportement de notre système sensoriel face à des perturbations ou des dysfonctionnements. Face à cette remarque, nous avons décidé d'explorer une nouvelle alternative sensorielle afin d'améliorer l'environnement dans le bloc opératoire.

Dans le deuxième chapitre, nous avons expliqué les principes de l'Interaction Homme-Machine, sa conception, ainsi que ses applications en Chirurgie Assistée par Ordinateur et dans l'Ingénierie de Réhabilitation. L'apport principal de l'IHM a permis de définir une méthodologie de conception adaptée aux interactions entre les utilisateurs et les systèmes chirurgicaux. Nous allons utiliser la notation ASUR pour analyser l'interaction entre l'utilisateur et notre système.

Nous avons détaillé les démarches faites par l'IHM dans l'Ingénierie de Réhabilitation afin de concevoir des systèmes de substitution sensorielle mieux adaptés aux utilisateurs. Ces études ont abouti au développement d'une grande quantité de SSS (voir tableau 2.5).

Dans la suite de notre travail, nous nous concentrons sur l'étude d'une interface linguale développée par Bach-y-Rita et utilisée comme système de guidage chirurgical. Nous devons faire une évaluation des rapports stimulation/intensité afin de déterminer la fonction psychophysique adaptée à la langue. Nous décrivons l'implémentation de ce système et nous l'évaluons dans une procédure de ponction transcutanée.

Chapitre 3

GUIDAGE DU GESTE CHIRURGICAL ASSISTÉ PAR STIMULATION LINGUALE

3.1 Objectifs initiaux

Les objectifs initiaux de ce travail consistent à :

- Différencier les mécanismes de la stimulation sur la peau de ceux de la stimulation des récepteurs tactiles linguaux ;
- Analyser les principes de l'interface Tongue Display Unit (TDU) pour déterminer les mécanismes impliqués dans la stimulation linguale ;
- Déterminer l'information susceptible d'assister le chirurgien pendant le déroulement d'une tâche chirurgicale comme l'introduction d'un instrument, l'exploration d'un organe malade, une biopsie, etc. Il ne s'agit pas d'une assistance totale, mais complémentaire ;
- Déterminer, parmi les procédures chirurgicales conventionnelles, lesquelles sont susceptibles d'être améliorées par l'assistance de notre système ;
- Analyser les différentes configurations des systèmes chirurgicaux dans les GMCAO, afin de déterminer lequel est susceptible d'intégrer un retour linguale ;
- Développer un programme informatique, afin de réaliser la gestion des différents dispositifs impliqués dans le système proposé ;
- Établir un (ou plusieurs) codage(s) par rapport à l'information pertinente ;
- Effectuer une évaluation de faisabilité du système proposé.

3.2 Procédure générale

Nous utilisons l'ordre des objectifs pour décrire la méthodologie employée dans ce travail.

3.2.1 Sensibilité tactile linguale

La première étape de ce travail a été la compréhension des mécanismes de perception sensorielle tactile. Les uniques études faites pour utiliser les récepteurs cutanés sont focalisées sur la stimulation tactile. Nous avons mené une recherche bibliographique sur ces mécanismes, lesquels ont été présentés dans la section 2.3.2.3.2. Cependant, la perception sensorielle tactile linguale n'a pas encore été étudiée. Afin de comprendre quels sont les paramètres impliqués dans la perception tactile, nous faisons un bref récapitulatif sur les connaissances de la langue.

La langue est un organe charnu composé d'une structure ostéofibreuse. Elle

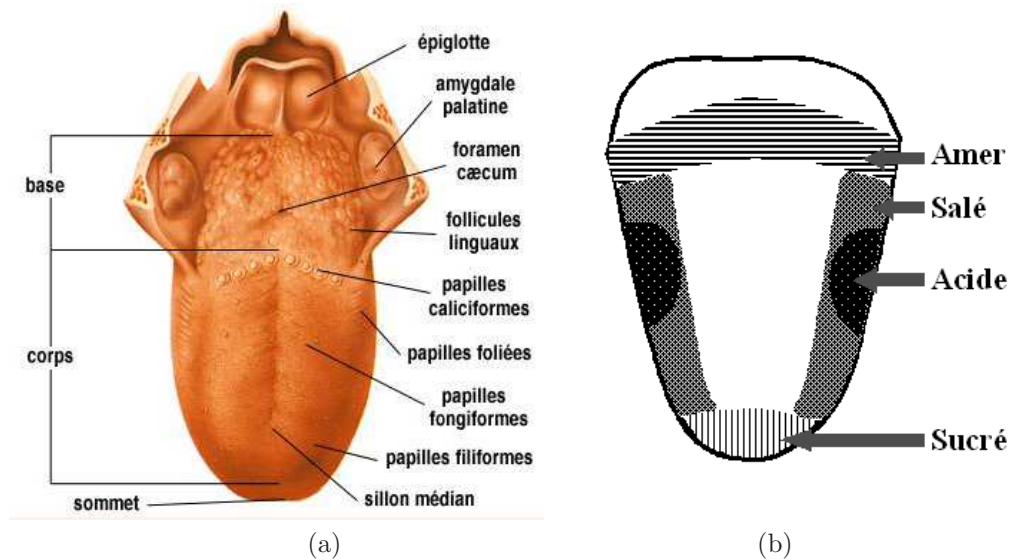


FIG. 3.1 – Illustrations de la langue : (a) Régions principales (base, corps et sommet), différents récepteurs sont localisés sur la surface linguale (b) Régions gustatives indiquées selon leur sensibilité

est fixée à l'os hyoïde qui lui donne une position horizontale. Dix-sept muscles assurent un mouvement d'abduction (vers l'extérieur) et d'adduction (vers l'intérieur) de la cavité buccale. La surface antérieure de la langue se divise en trois parties : la base, le corps et le sommet (cf. figure 3.1.a). La face supérieure de la langue est tapissée d'une muqueuse composée de papilles caliciformes, filiformes et fongiformes. Ces papilles confèrent une fonction gustative capable de différencier sucré, salé, acide et amer. La sensibilité gustative est divisée par régions, selon le seuil de stimulation (cf. figure 3.1.b). On peut également noter que la langue montre une innervation motrice constituée des nerfs grand hypoglosse et glosso-pharyngien, ainsi qu'une innervation sensitive par les nerfs lingual et glosso-pharyngien. Nous n'aborderons pas les mécanismes impliqués dans la

transduction sensorielle gustative, car celle-ci a une sensibilité aux stimulations chimiques.

Une grande quantité d'études ont été faites sur les différents systèmes sensoriels, mais, à part les principes de transduction chimique de la langue qui donnent naissance au goût, la sensibilité tactile linguale est restée à l'écart. Trulsson [67], [68] a exploré la sensibilité mécanique de la langue. Il a décrit les caractéristiques du champ récepteur et les propriétés d'adaptation des récepteurs, lesquels permettent la codification de l'information tactile. Les mécanorécepteurs linguaux présentent une grande similarité avec les mécanorécepteurs cutanés décrits dans la section 2.3.2.3.2. Trulsson a également confirmé la présence de récepteurs de RA I (Meissner), SA I (Merkel) et SA II (Ruffini)¹. De plus, il indique qu'un tiers de la surface de la langue est composé de récepteurs à adaptation lente (SA) et deux-tiers des récepteurs sont à adaptation rapide (RA). En conséquence, une telle distribution de récepteurs lui permet d'affirmer que la langue a des similitudes avec les régions glabre de la peau. L'unique différence remarquée est l'absence de récepteurs de Pacini. En revanche, il souligne que certaines régions de la langue sont plus discriminatives que d'autres régions du corps. Par exemple, le bout de la langue peut différencier entre deux stimulus séparés de moins de 2 mm, à la différence du bout du doigt qu'il ne peut discriminer ceux au-delà de 3 mm [63]. Ces résultats confirment les travaux fait par Schmidt [69]. Dans ce travail, Trulsson conclut que la langue est très sensible à la stimulation tactile, à cause de sa forte innervation, ce qui coïncide avec les résultats décrits par Penfield en 1953 et par Marlow [70].

L'utilisation du TDU concerne les stimulations électriques, pour lesquelles nous supposons que la sensibilité gustative n'intervient pas dans la tactilité linguale. Nous associons les stimulations électriques aux stimulations mécaniques observées par Trulsson.

En conclusion :

- L'utilisation du canal sensoriel lingual peut s'avérer une démarche intéressante et originale : c'est un canal qui n'est pas utilisé en continu pendant les chirurgies, et qui se présente donc comme une alternative à la surcharge sensorielle au niveau visuel, auditif et haptique ;
- Les études psychologiques ont démontré que la langue de l'homme est l'organe le plus discriminatif spatialement [67], [68], [69] ;
- Une étude de faisabilité avec le TDU permettra de simplifier le travail nécessaire à la conception d'un système chirurgical ;
- La conception d'un système chirurgical "lingual" peut être fondée sur les principes psychophysiques d'utilisation et de stimulation définies pour le TDU.

¹Le lecteur peut se référer à la section 2.3.2.3.2 dans laquelle nous détaillons ces types de récepteurs

3.2.2 L'interface linguale : Tongue Display Unit

Les problèmes rencontrés avec l'utilisation du TVSS², ont poussé Bach-y-Rita et son équipe ([71],... , [80]) à développer de nouvelles interfaces. L'interface nommée **Tongue Display Unit (TDU)** a été développée par cette équipe, afin d'exploiter certains avantages du canal tactile lingual :

- L'innervation de la langue est très dense, ce qui la rend sensible aux stimulations avec une bonne précision dans la discrimination tactile ;
- La haute sensibilité et la présence de salive requièrent un faible courant électrique de stimulation, par conséquent il y a aussi une basse consommation de courant ;
- La basse consommation permet l'utilisation d'une alimentation plus réduite ou offre un temps d'autonomie plus long. C'est un avantage vital pour les systèmes appliqués aux personnes non-voyantes ;
- À long terme, un système lingual peut permettre le développement d'interfaces ergonomiques et esthétiques.

3.2.2.1 Caractéristiques

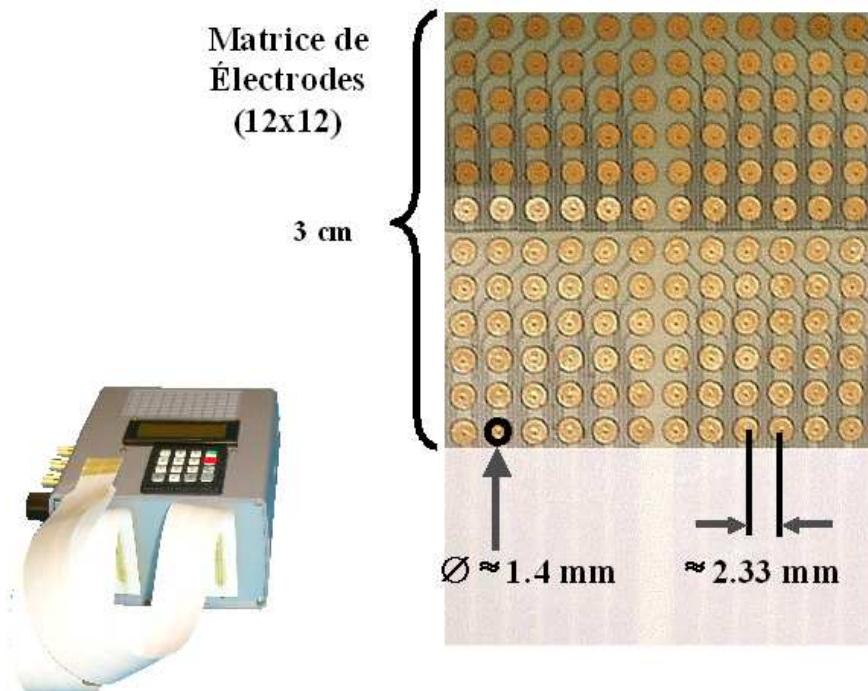


FIG. 3.2 – L'interface prototype TDU composée d'un boîtier électronique et d'une matrice de 144 électrodes. La taille de la matrice est indiquée à droite ainsi que le diamètre de chaque électrode et l'espace inter-électrode.

²voir section 2.3.2.2.1 dans laquelle nous détaillons les principes et les limites des systèmes de substitution sensorielle

Le TDU consiste en un boîtier électronique, qui réalise la conversion des commandes en signaux électriques. Les signaux électriques sont renvoyés sur la surface de la langue, à l'aide d'une matrice d'électrodes de 12x12 éléments d'une taille de 3 cm, laquelle a été ancrée à l'intérieur d'un câble plat par une méthode lithographique. Chaque électrode a été fabriquée en alliage d'or et de cuivre, qui assure une bonne conductivité par la salive. La taille de chaque électrode est de 1,4 mm de diamètre, elle détermine la qualité des sensations produites. Une électrode plus petite produit une sensation de piquûre, alors qu'une plus grande produit une sensation agréable, mais, en échange, est d'une résolution pauvre et d'une taille gênante. La masse a été fixée au centre de l'électrode, de façon à générer, grâce à la conductivité de la salive, un flux d'électrons de la périphérie de l'électrode vers la masse. Cette technique assure que l'utilisation de la matrice d'électrodes est sans risque pour d'autres régions du corps, car elle requiert un milieu conducteur. La séparation inter-électrodes est de 2,33 mm. Dans la figure 3.2, sont résumées les caractéristiques de l'interface TDU.

3.2.3 Principes de stimulation linguale

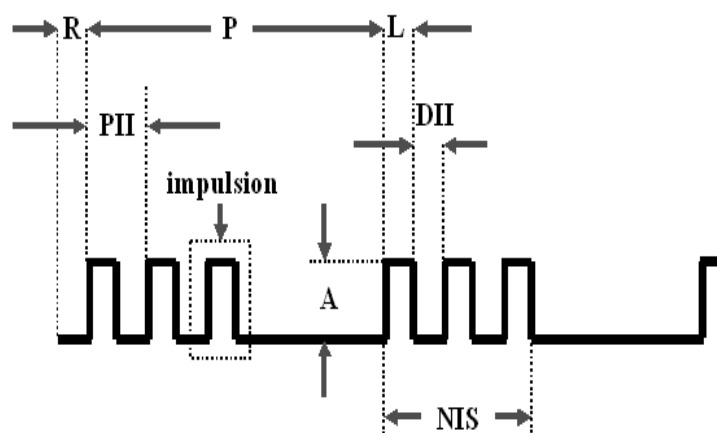


FIG. 3.3 – La forme d'onde d'un stimulus généré par l'interface TDU est modifiée par les paramètres suivants : (I) Amplitude du signal, (P) Période du signal, (L) Largeur des impulsions, (R) Retardement, (PII) Période inter-impulsions, (NIS) Nombre d'impulsions, (DII) Période inter-impulsions.

L'application d'un courant électrique sur un dispositif transducteur permet de générer un stimulus mécanique. Le principe du TDU consiste à utiliser un courant électrique pour générer une vibration mécanique de faible amplitude. La qualité des sensations est ajustée par la variation des paramètres du signal électrique.

Le signal électrique généré par le TDU est composé d'une série d'impulsions. La forme d'onde du signal électrique du TDU est celle montrée dans la figure 3.3. De cette façon, les paramètres des signaux en chaque électrode de la matrice peuvent être modifiés pour adapter les sensations.

Nous avons indiqué que la sensibilité linguale n'est pas homogène, ce qui rend difficile l'ajustement des signaux. Les fabricants du TDU ont réalisé une étude confidentielle avec six personnes. Ils ont divisé la surface de la langue en 16 régions, afin de stimuler chacune par 9 électrodes (3x3). D'après cette évaluation, les régions ont été regroupées par six, qui partagent les mêmes valeurs d'intensités et permettent une stimulation homogène. Ces régions, ainsi que les valeurs d'atténuation attribuées à chacune, sont indiquées dans la figure 3.4. Nous avons

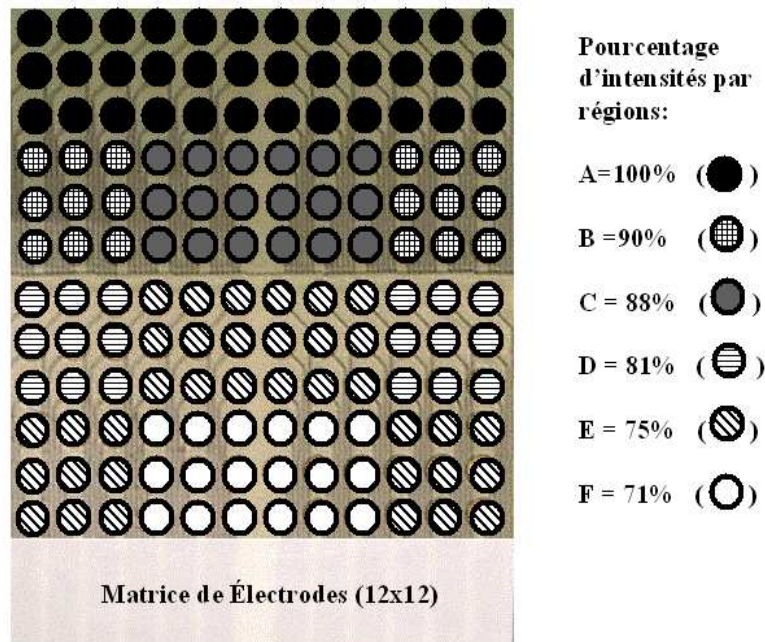


FIG. 3.4 – La matrice d'électrodes du TDU est divisée en 6 régions d'intensités différentes. Les fabricants du TDU proposent l'utilisation des facteurs d'atténuation liés à ces régions pour adapter les intensités des stimulations.

choisi de prendre en compte ces valeurs pendant l'étape initiale de notre projet. Nous allons utiliser ces facteurs pour modifier les intensités des stimuli dans chaque région, afin de faciliter la méthodologie.

Avec l'interface TDU, nous avons la possibilité de générer des signaux électriques de façon séquentielle. L'interface TDU ne peut pas activer les 144 électrodes en même temps. L'utilisation des 144 électrodes pourrait s'avérer intéressante, mais l'interface TDU a été conçue ainsi pour avoir une consommation de courant moins importante. Cependant, nous laisserons de côté cet inconvénient de l'interface TDU pour expliquer les trois formes possibles de stimulation que nous avons envisagé d'utiliser. Afin de pouvoir expliquer ces formes de stimulation,

nous utiliserons une notation spécifique :

1. L'intensité en chaque électrode, que nous appellerons l'**information modulée en amplitude** ;
2. Dans la matrice, chaque électrode a un numéro séquentiel spécifique. À l'aide d'une commande, nous pouvons indiquer au TDU de sauter une électrode pendant une séquence. Nous pouvons ainsi sélectionner et activer quelques électrodes et laisser inactives les autres. Cette technique permet de créer une forme dans l'ensemble de la matrice. Le nom que nous allons donner à l'ensemble des informations projetées sur les deux dimensions de la matrice est **motif tactile**. Un motif tactile transmet ce que nous appelons une **information modulée spatialement** ;
3. La fréquence intermotifs peut être ajustée, pour transmettre une information, ce que nous appellerons une **information modulée en fréquence**.

Avant de pouvoir choisir parmi ces trois types de modulations, nous devons déterminer l'information pertinente pour l'assistance du geste.

3.2.4 L'information intégrée dans notre système de guidage

Pendant l'étape d'action, le chirurgien est obligé de gérer plusieurs informations multimodales en même temps. Il se retrouve ainsi soumis à une contrainte tout au long de la chirurgie. Il est également très sollicité, car la prise de décision dans le bloc opératoire doit être rapide et efficace. La stratégie employée est alors la planification préalable du geste. Le développement d'un système de guidage pour assister le chirurgien pendant cette étape peut être significatif. À l'aide de la notation ASUR, détaillée dans la section 2.3.1.1, nous allons analyser les interactions entre l'utilisateur et les différents types de systèmes chirurgicaux classifiés selon la classification générale des systèmes de guidage³. Dans cette classification, nous avons défini quatre types de systèmes. Nous avons utilisé ASUR pour construire le schéma pour le système passif CASPER (cf. figure 2.1). Si nous utilisons la notation ASUR pour décrire un système actif, nous obtenons un schéma comme dans la figure 3.5.a. En regardant la figure, il est évident que l'interaction utilisateur-système est simplifiée par rapport au système actif. L'utilisateur perçoit toutes les informations à travers un unique Adaptateur de sortie (\mathbf{A}_{out}). Dans un système actif, l'incorporation d'un retour lingual n'offre pas un grand intérêt, car le système est totalement autonome.

Dans le cas d'un système semi-actif, l'assistance se déroule grâce à l'utilisation de gabarits, qui offrent une précision acceptable. Le retour lingual pourrait éventuellement assister le chirurgien dans le positionnement du gabarit. Cependant, les systèmes semi-actifs requièrent l'intervention partielle du chirurgien, notamment pour initialiser le système et introduire les données per-opératoires. Ensuite, ces systèmes réalisent le reste de l'intervention de façon autonome, alors le

³cf. section 1.5.1 dans laquelle nous décrivons cette classification générale ainsi que ces catégories

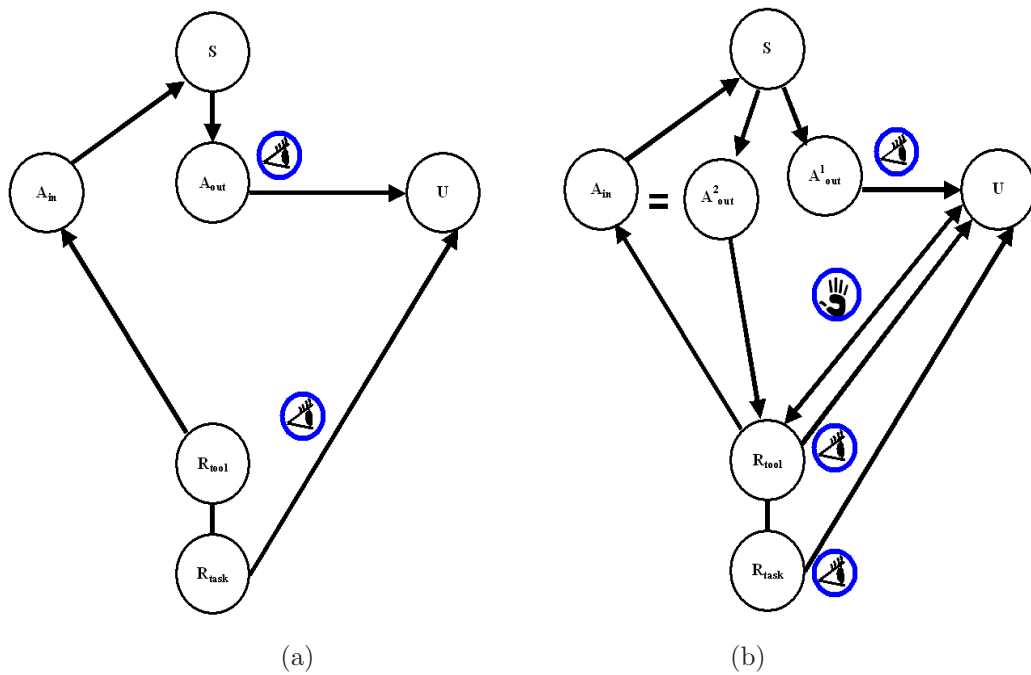


FIG. 3.5 – Schémas réalisés à l'aide d'ASUR pour un système actif et semi-actif (schéma à gauche) et synergique (schéma à droite). L'interaction utilisateur-système se réalise par deux environnements : perceptif et actionnel. Un environnement perceptif est constitué par A_{out} et un sens de perception (représenté par l'œil en haut dans les deux schémas). Un environnement actionnel est constitué par R_{tool} ou R_{task} et une action physique. Nous pouvons voir sur le schéma à droite que, dans un système synergique, nous retrouvons trois environnements actionnels : $U \Leftrightarrow R_{tool}$ (retour haptique=main), $R_{tool} \Rightarrow U$ (œil en bas de la main), $R_{task} \Rightarrow U$ (surveillance du patient=œil tout en bas).

schéma de la figure 3.5.a peut être utilisé pour décrire les deux types de systèmes.

Dans un système synergique, les contraintes dynamiques d'un dispositif mécanique sont utilisées pour délimiter les mouvements du chirurgien. Dans les cas d'une système synergique, la notation ASUR donnera un schéma comme dans la figure 3.5.b. Quand nous avons expliqué le système passif CASPER, nous avons vu que deux environnements avaient été indiqués par ASUR (un environnement perceptif et un environnement actionnel). Un système synergique propose un retour haptique comme simplification à l'environnement actionnel (\mathbf{R}_{tool}), ce qui peut se voir dans la partie centrale de la figure 3.5.b. Cependant, cet environnement est simplement surchargé au niveau du contrôle de l'outil (double flèche). Le point fort d'un système synergique est que le retour haptique peut être bien géré, en même temps que l'environnement perceptif (\mathbf{A}_{out}). Dans le pire des cas, l'utilisation d'un retour haptique simplifie le choix du chirurgien entre les deux environnements, car, à un moment donné, le chirurgien peut choisir de se concentrer sur l'environnement actionnel et oublier le perceptif. En revanche, le développement d'un système par retour lingual ne permet pas d'améliorer la précision dans cette catégorie.

Finalement, un système de guidage passif offre une liberté totale au chirurgien. La précision est acceptable, mais le développement d'un nouveau système peut s'avérer significatif. Le nouveau système peut offrir la possibilité de renvoyer une information auparavant visuelle, mais transmise sous forme de stimulations à la langue. Cependant, nous devons déterminer la nature de l'information qui pourra aider le médecin. Nous avons intérêt à déterminer la pertinence de l'information à utiliser. Les systèmes de guidage passifs utilisent de manière conventionnelle le retour d'information par le canal visuel, alors que, dans notre travail nous voulons éviter l'utilisation du retour visuel. D'après la catégorie par alignement, nous avons deux types de systèmes : alignement par interface graphique et alignement par laser. La catégorie par navigation libre comprend la navigation par outils et la navigation par images. Dans ces deux catégories, à l'exception de la navigation par images, l'orientation et/ou la position de l'outil constituent l'information récurrente. A partir de cette constatation, nous avons choisi d'utiliser cette même information, qui présente un intérêt évident de simplicité de compréhension.

3.2.4.1 Mesure de l'information

Nous avons aussi voulu déterminer la quantité d'information que nous prévoyons de transmettre par le canal lingual. Un canal sensoriel est souvent comparé à un canal de communication idéal (cf. figure 3.6). Les concepts de la théorie de l'information sont employés afin de déterminer la quantité d'information transmise dans tout canal similaire. Ces concepts permettent de quantifier le contenu d'information dans un message et de déterminer la capacité de transmission du système de communication. L'utilisation d'un codage permet de réduire les perturbations des messages.

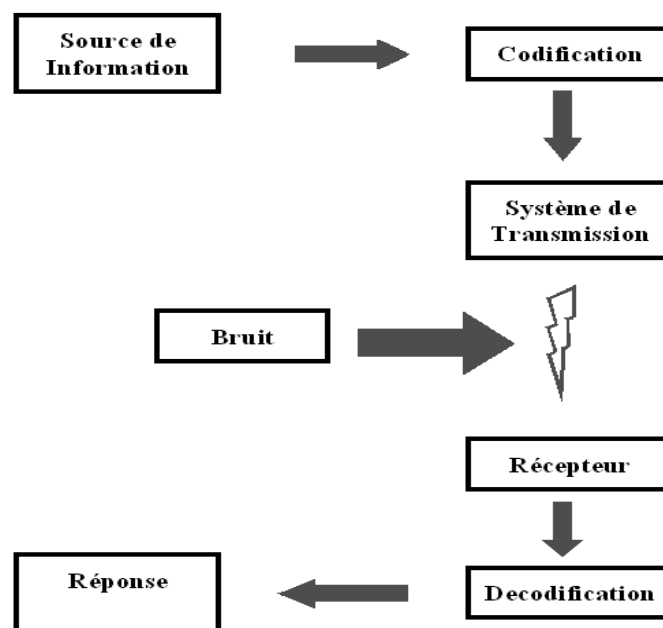


FIG. 3.6 – Étapes utilisées dans un canal de communication. Nous allons utiliser cette analogie pour développer notre système. Pour intégrer notre système, la source d'information doit être codifiée avant d'être transmise aux récepteurs sensoriels. En revanche, nous ne pouvons pas préciser la décodification. Cependant, la réponse peut être vérifiée par les réponses du système sensoriel.

3.2.4.2 Source d'information

Le premier concept est celui de **source d'information**, définie comme “un objet qui produit un événement dont le résultat aléatoire dépend d'une loi de répartition probabiliste” [81]. Une source d'information peut être continue ou discrète. Une source d'information discrète offre une quantité finie de **symboles**. Une source d'information est caractérisée par trois paramètres : **le contenu informatif d'un symbole**, **le contenu moyen d'information (ou entropie)** et **le débit d'information**.

Le premier paramètre est l'information contenue dans un symbole x_i . Il est calculé selon la formule suivante :

$$I(x_i) = \log_b \frac{1}{P(x_i)} = -\log_b P(x_i) \quad (3.1)$$

où $P(x_i)$ est la probabilité d'occurrence d'un symbole x_i . $I(x_i)$ est exprimé en **bits** si $b=2$, en **hartley** si $b=10$ ou en **nat** si $b=e$.

Le contenu moyen d'information mesure l'information moyenne de la source par symbole. Il est calculé par la valeur moyenne de $I(x_i)$ sur un alphabet de la source X composé de m symboles :

$$H(X) = \sum_{i=1}^m P(x_i) I(x_i) = -\sum_{i=1}^m P(x_i) \log_b P(x_i) \quad (3.2)$$

Cette valeur est nommée entropie de la source X , avec, pour unité le bit/symbole. À partir de la formule, lorsque nous avons la certitude d'avoir généré un symbole avec $P(x_i)=1$, l'entropie $H(X)$ vaut 0. En revanche, si la probabilité $P(x_i)=0$, l'entropie $H(X)$ est strictement positive 0. L'incertitude maximale est obtenue par $P(x_i)=1/m$, pour tout i . En général, la valeur d'entropie $H(X)$ satisfait :

$$0 \leq H(X) \leq \log_b m \quad (3.3)$$

où m indique le nombre de symboles dans l'alphabet utilisé par X . Le débit d'information R de la source X est calculé comme suit :

$$R = rH(X) \quad (3.4)$$

où r est le débit de transmission des symboles (exprimé en symboles/seconde), multiplié par l'entropie de la source X .

Maintenant, nous pouvons déterminer le débit d'information transmise par un écran d'ordinateur. On suppose que le dispositif d'affichage dispose de 1×10^6 pixels, avec 32 niveaux de gris, et une fréquence de 75 image par secondes. De plus, chaque pixel est indépendant et les niveaux de gris sont équiprobables. Alors, un calcul dans de telles conditions montre que le système visuel est capable d'un débit de 375 Mb/s.

L'information reçue par le canal visuel est si énorme que n'importe quel système de transmission électronique construit par l'homme n'arriverait pas à

Système sensoriel	Nombre de récepteurs	Nombre de fibres nerveuses	Débit d'information attendu (b/s)	Débit d'information estimé (b/s)
Visuel	2×10^8	2×10^6	10^7	40
Auditif	3×10^4	2×10^4	10^5	30
Somesthésique	10^7	10^6	10^6	5
Goût	3×10^7	10^3	10^3	1
Olorat	7×10^7	10^5	10^5	1

TAB. 3.1 – Débit d'information attendu et estimé dans les systèmes sensoriels. Le débit attendu est calculé à partir du nombre de récepteurs par système, multiplié par le nombre de fibres, en supposant qu'elles génèrent trois potentiels d'action.

donner une telle performance. Cependant, afin d'éviter toute surcharge au niveau sensoriel, le cerveau réalise une sélection de l'information. Ainsi, la performance n'est pas le résultat d'une vitesse de traitement d'information mais plutôt du mécanisme de sélection employé pour le cerveau. Cette hypothèse permet de comprendre la grande différence entre le débit d'information attendu et le débit estimé dans des expériences psychophysiques (cf. tableau 3.1). De cette façon, le cerveau n'est pas obligé de décortiquer toute l'information, mais plutôt de la survoler.

La simplification des informations devient une technique efficace dans des conditions limites et saturées, mais aussi en fonction de la tâche à réaliser. Ainsi, lorsque une personne regarde le même écran d'ordinateur et que nous lui demandons d'identifier une parmi cinq images, celle qui correspond à un visage d'homme ou de femme, le débit d'information traité par le cerveau n'est que de 1 b/s. De plus, si nous lui demandons d'identifier, parmi ces même images, uniquement celles qui correspondent à un visage, la quantité d'information à traiter par le sujet se réduit encore plus. L'élément clé est de déterminer quelle est l'information importante.

3.3 Première approche

Au début de cette section, nous avons déterminé, comme information pertinente pour notre futur système, l'orientation et la position d'un outil. D'après les calculs réalisés dans la section antérieure, nous pouvons entrevoir que le choix fait sur cette information semble cohérente. L'utilisation des informations correspondant à une navigation sur images aurait demandé un effort plus important pour le médecin. De plus, les calculs présentés avec une simplification de tâche, nous permettent de voir que l'information sélectionnée pour notre système doit être définie en fonction de la tâche.

3.3.1 Planification initiale du geste chirurgical

Nous avons envisagé, comme tâche d'application, la planification et l'assistance du geste pendant la ponction. Une ponction permet le prélèvement d'un liquide à l'intérieur d'un tissu, un organe ou dans une autre cavité du corps. Elle se réalise à l'aide d'une aiguille creuse et d'un trocart. Dans la technique traditionnelle, la planification du geste se réalise pendant l'étape pré-opératoire, sur des images radiographiques, pour déterminer la taille de la cavité ou du tissu qui contient le liquide. Ensuite, en fonction de la taille de la cavité et/ou de la région malade, le médecin évalue le type d'intervention (une chirurgie mineure ou majeure) qu'il doit réaliser. Si la cavité se trouve en profondeur du patient, le médecin utilise une chirurgie majeure. Nous verrons plus loin la méthode actuelle utilisée, à l'aide des différentes techniques d'imagerie que nous avons détaillées dans le premier chapitre. En revanche, quand la cavité se trouve au niveau cutané, il utilise une chirurgie mineure appelée **ponction transcutanée**.

La technique habituelle par ponction transcutanée consiste à localiser la position de la cavité ou de la tumeur. La localisation se réalise par une palpation. Selon la position de la cavité, le médecin détermine une région d'accès, en fonction de la distance à parcourir ou de la difficulté pour accéder jusqu'à la cavité.

3.3.2 Implémentation

3.3.2.1 Configuration initiale du système de guidage lingual

Nous avons expliqué, dans la section 3.2.4, que la meilleure application du TDU réside dans un système de guidage passif (voir la section 1.5.1.4 pour les principes d'un système passif). La configuration de notre système a été établie en fonction de la méthodologie générale utilisée dans les GMCAO. La configuration initiale est montrée dans la figure 3.7. Le système est composé de :

- Un localisateur optique Polaris⁴. Nous avons expliqué ses caractéristiques et son fonctionnement dans le premier chapitre ;
- Une aiguille de ponction de 15 mm de longueur et 0.85 mm de diamètre. Afin de repérer la position de l'aiguille, nous avons fixé dessus un RB⁴ (RB₁) ;
- Un modèle anatomique CIRS[©] (nommé fantôme anatomique) ayant la forme du tronc humain. Il est recouvert d'un plastique "échogène" qui simule la peau d'un patient. L'avantage principal de ce fantôme est qu'il contient trois éléments fabriqués en plastique qui représentent les deux reins et le foie humains. Ces éléments ont été modelés et positionnés à l'intérieur du fantôme, d'après des mesures anatomiques réelles. L'inconvénient principal est que le matériau de fabrication se détériore facilement à chaque ponction ;
- Le fantôme anatomique est fixé sur une surface contenant un deuxième RB (RB₂), dit de référence, car tous les différents référentiels des informations

⁴cf. section 1.6.2.2

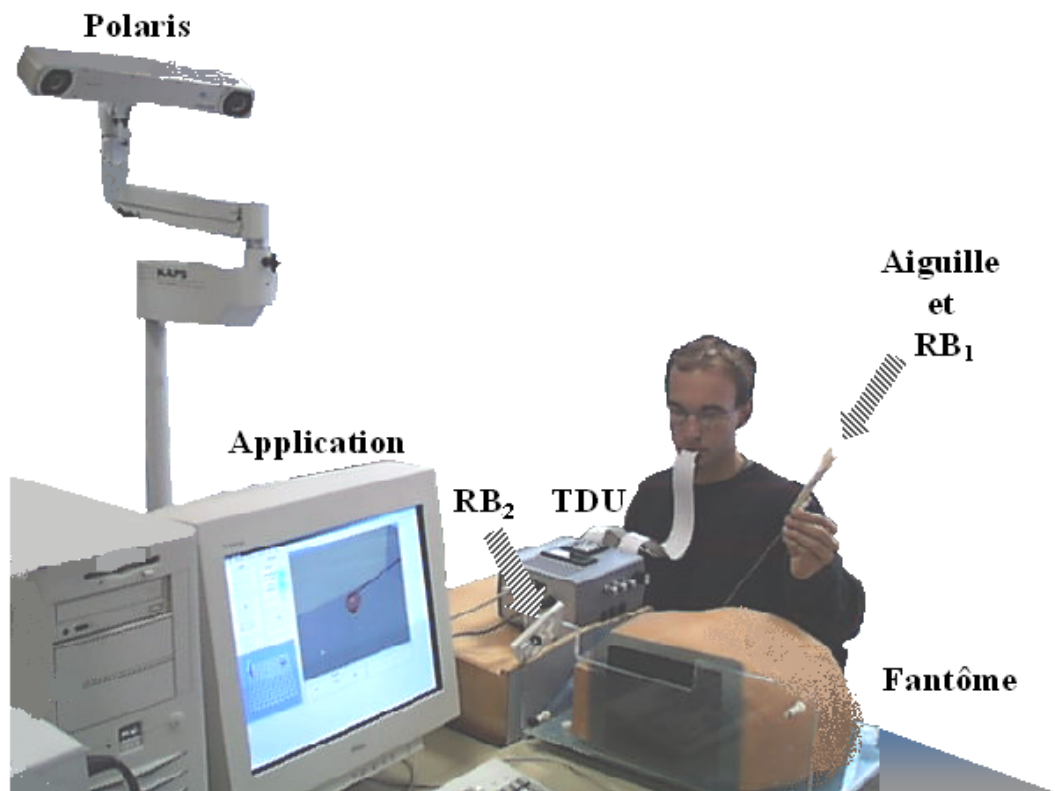


FIG. 3.7 – Configuration initiale du système de guidage proposé. Le RB₁ est fixé sur l'aiguille, afin de localiser sa position dans l'espace de travail. Le localisateur Polaris repère la position du RB₁ par rapport au RB₂. La position est envoyée au système pour être codifiée et transmise à l'interface TDU. L'interface TDU stimule les récepteurs linguaux à l'aide de la matrice d'électrodes.

- nécessaire seront fondés sur lui ;
- L'interface TDU avec sa matrice d'électrodes.

3.3.2.2 Description de notre système initial avec ASUR

À l'aide d'ASUR, nous pouvons déterminer le schéma de notre système (cf. figure 3.8). Nous pouvons voir que l'interaction utilisateur-système est réalisée par quatre composants : \mathbf{A}_{out}^1 , \mathbf{A}_{out}^2 , \mathbf{R}_{tool} et \mathbf{R}_{task} . À différence d'un système semi-actif, le système proposé ne surcharge pas l'environnement actionnel. En revanche, il ajoute un adaptateur de plus. Nous croyons que notre configuration a d'autres avantages sur les autres systèmes passifs. L'avantage le plus important est que l'environnement perceptif de \mathbf{A}_{out}^1 peut être remplacé par l'environnement perceptif de \mathbf{A}_{out}^2 , ce qui évite la surcharge occasionnée par un système synergique. Une autre avantage est que l'utilisation de l'environnement perceptif \mathbf{A}_{out}^2 permet au chirurgien de se concentrer totalement sur l'environnement actionnel.

3.3.2.3 Application initiale développée

À l'aide de la configuration initiale que nous venons d'établir et d'analyser, nous avons développé une application en Visual C++ 6.0. L'application permet de relier tous les dispositifs électroniques utilisés dans notre système. Ce logiciel traite les informations envoyées par le localisateur optique. Il réalise leur comparaison avec les données pre-opératoires afin de quantifier l'erreur de trajectoire du geste. Le logiciel informe alors l'utilisateur sur la correction à effectuer via un encodage vers le TDU. Pour simuler une procédure transcutanée, nous avons divisé l'application en trois étapes préopératoires :

1. **Étape de Calibrage.** La taille de l'outil utilisé (ici une aiguille) doit être intégrée par le système avant de l'utiliser dans la procédure. Le système détermine deux points sur l'axe de l'aiguille : le premier (P_{bout}) correspondant à la position du bout de l'aiguille, laquelle est déterminée grâce au RB_1 . Le deuxième point (P_{manche}) se trouve sur le même axe, mais proche du manche de l'aiguille. La technique utilisée pour calibrer ces deux points est la méthode du pivot [82]. Dans la même étape, nous devons configurer les paramètres du codage, ainsi que ceux des stimuli envoyés par le TDU.
2. **Étape de Préparation.** L'objectif de cette étape est la planification du geste chirurgical. L'étape permettra la reconstruction et la visualisation d'un modèle virtuel 3D construit à partir des données préopératoires. Afin que le médecin puisse visualiser facilement la région malade, l'étape permet l'interaction de celui-ci avec le modèle virtuel. Le médecin peut ainsi déterminer un point placé à l'intérieur de la région malade (ou de la cavité). Afin de garder la même notation pendant ce travail, nous allons nommer "point cible" (P_{cible}), ce point sélectionné par le médecin. Le médecin sélectionne un deuxième point, nommé "point d'entrée" ($P_{entrée}$) lequel est localisé à l'extérieur du modèle. À partir de ces deux points, nous pouvons déterminer une trajectoire. L'hypothèse que nous avons faite est de

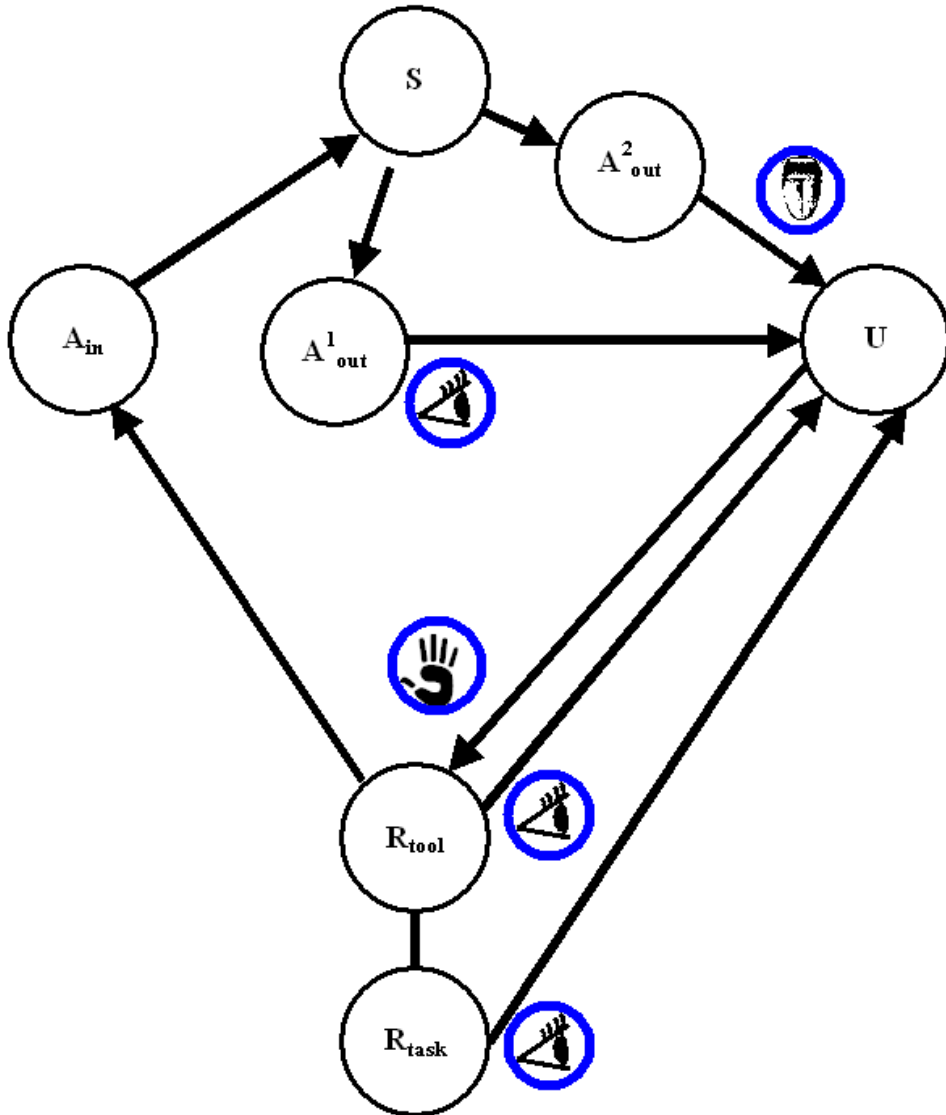


FIG. 3.8 – Schéma de notre système initial de guidage. Les environnements perceptif et actionnel sont présents dans notre système. Cependant, notre système ne renforce pas le retour haptique fait par un système synergique. Notre système ajoute le nouvel environnement perceptif linguale ($A_{out}^2 \Rightarrow U$). Cet environnement peut être utilisé en même temps, sans gêner l'interaction entre l'utilisateur et les autres environnements. De plus, l'utilisation de l'interface TDU peut, à un moment donné, remplacer l'environnement perceptif ($A_{out}^1 \Rightarrow U$) et permettre au chirurgien de surveiller complètement les environnements restants.

supposer qu'il s'agit d'une trajectoire rectiligne, car le codage que nous allons implémenter n'est pas adapté aux trajectoires courbes. La position des deux points peut être enregistrée, car ceux-ci seront utilisés par la suite pour reconstruire la trajectoire pendant la phase per-opératoire.

3. **Étape de Simulation.** Le but de cette étape est d'assister, par stimulations linguales, les gestes du chirurgien pendant la simulation d'une ponction. Pour cette étape, l'application doit intégrer l'information sélectionnée par le médecin pendant l'étape de préparation (c.-à-d. la position des deux points cible et entrée). Afin de pouvoir comparer les gestes du chirurgien, cette étape doit comparer les mouvements effectués par le chirurgien à la trajectoire en temps réel. Dans cette étape, nous avons utilisé la méthode d'Arun [83] pour mettre en correspondance les référentiels de notre système et de la trajectoire définie dans l'étape de préparation. En résumé, l'étape de simulation relie les informations du localisateur optique avec ceux de l'étape de préparation. Grâce à l'algorithme de codification implémenté, la comparaison est réalisée entre les gestes du chirurgien et la trajectoire définie, afin de déterminer une information de retour. Cette information de retour est convertie en stimulations électriques et transmise à l'interface TDU. Les stimuli seront alors envoyés sur la surface de la langue, afin d'informer le médecin.

Nous avons expliqué la procédure initiale qui sera implémentée dans notre application. Maintenant, en fonction de cette procédure, nous pouvons déterminer les types de modulation la que nous pouvons implémenter dans le codage.

3.3.2.4 Modulation d'amplitude, modulation spatiale ou modulation de fréquence

Tout d'abord, l'orientation et la position de l'aiguille sont des informations tridimensionnelles. Afin de transmettre ces informations par la matrice de stimulation bidimensionnelle du TDU, nous avons donc besoin de transformer en 2D ces informations. Le localisateur Polaris nous donne une information tous les 50ms. Notre système dispose seulement de cette latence pour effectuer son travail. Une partie de ce temps est allouée au traitement de l'information. Une autre est réservée à des extensions possibles du programme (filtrage, etc.). Le temps qui nous reste concerne la modulation de la stimulation. Ne pouvant utiliser des fréquences élevées, qui ne pourraient pas être correctement discriminées par la langue, la plage de fréquences que nous pouvons utiliser est faible. L'information donnée à l'utilisateur est en conséquence très imprécise.

Nous avons indiqué tout à l'heure que les gestes réalisés par le médecin doivent être comparés à la trajectoire idéale. Le médecin doit être informé des écarts éventuels, condition indispensable d'un système de guidage passif⁵. La stratégie employée a été de transmettre la divergence entre la trajectoire réelle et la trajectoire idéale par une modulation d'amplitude. Pour adapter chaque intensité

⁵Nous avons vu qu'un système de guidage passif ne peut pas se passer de cette caractéristique, car l'utilisateur réalise la tâche et le système assiste ses gestes.

de stimulus aux différentes régions de la langue, nous avons utilisé les facteurs d'atténuation proposés par les fabricants du TDU. Nous avons utilisé une modulation spatiale pour représenter les informations d'orientation et de position que nous allons détailler ci-dessous.

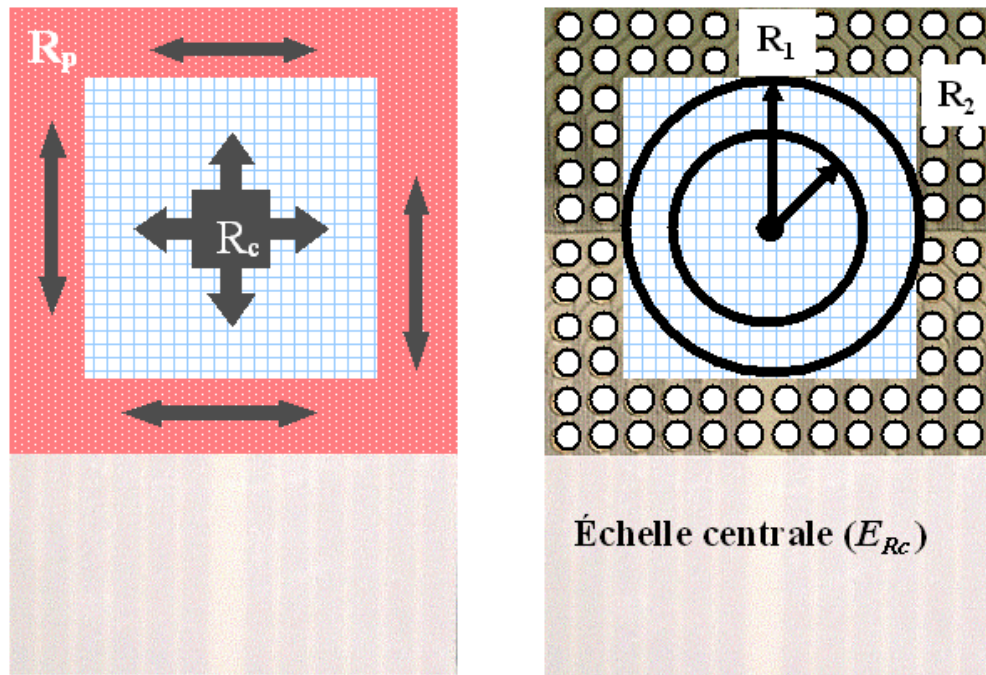
3.3.2.5 Algorithme initial de codification

La surface de la matrice d'électrodes a été divisée en deux régions. Nous avons décidé d'utiliser la région centrale (\mathbf{R}_c) de la matrice pour représenter la position du bout de l'outil. Il n'y a pas de codage en amplitude, seulement une activation des électrodes, dont la position sur la matrice est conforme à la position de l'outil par rapport à l'axe de la trajectoire. La deuxième région se localise à la périphérie de la matrice (\mathbf{R}_p). Cette région sera utilisée pour l'envoi des informations d'orientation de l'outil. Sur cette région, la position sur la matrice est conforme à l'orientation. De plus, un codage en amplitude permet de quantifier l'erreur de cette orientation. La figure 3.9.a illustre ces régions.

L'ordre de la matrice étant réduit, nous devons déterminer une discrétisation pour ces informations. La discrétisation de la région centrale peut être vue sous la forme de sphères de rayon différent et de même centre. À chaque fois que l'extrémité de l'outil passe d'une sphère à une autre d'un rayon plus grand, le stimulus se déplace vers l'extérieur de la région centrale. Le delta entre deux rayons de sphère a été estimé en fonction de la taille de la matrice et de l'écart de position toléré. De la même façon, la discrétisation de la région périphérique peut être considérée à l'aide de cônes de même centre et de rayons différents. La hauteur du cône est déterminée par la taille de l'outil. Par contre, le passage d'un cône à un autre est associé à un changement d'amplitude de la stimulation (cf. figure 3.9.b et figure 3.9.c).

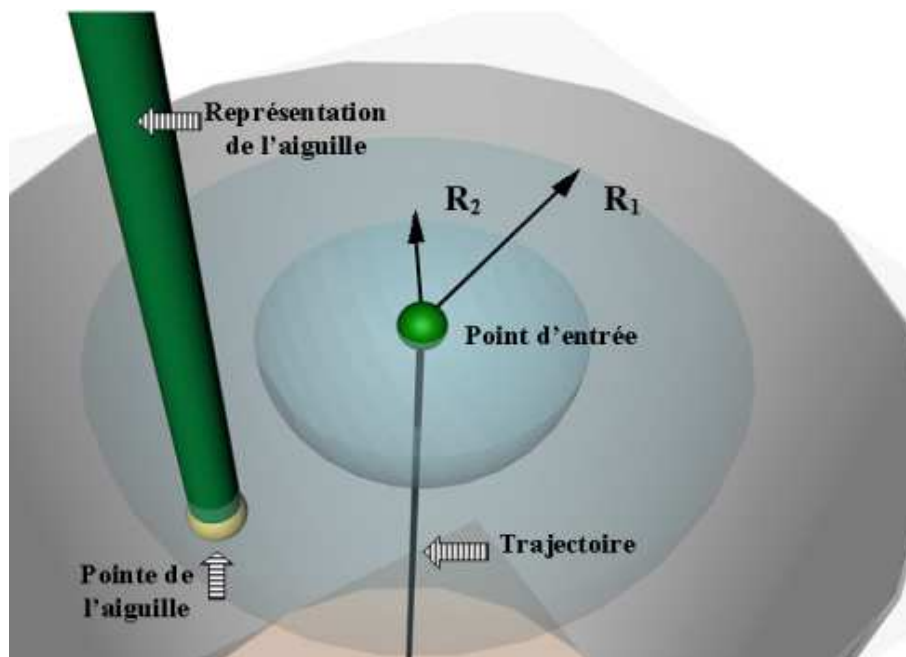
Le guidage du geste chirurgical requiert qu'à chaque mouvement, le chirurgien doivent connaître l'écart entre le mouvement réalisé et la trajectoire planifiée. La résolution de chaque région est faible (de l'ordre de 6x6 électrodes pour \mathbf{R}_c), d'autant que, sur le TDU, nous ne pouvons activer les électrodes qu'en 2x2. La discrétisation spatiale est donc limitée à quelques sphères. Cette approximation peut être sans incidence. En effet, nous partons du principe que les mouvements réalisés dans une ponction peuvent être modélisés comme étant à l'intérieur d'un volume de sécurité ayant la forme d'un cylindre (faible écart de position). Cependant le guidage doit permettre de ramener la pointe d'une aiguille vers le point cible, donc l'utilisation d'un cône serait plus correcte. La surface autour du point cible se referme, pour délimiter les mouvements et pour améliorer la précision. La figure 3.10 illustre cette explication.

Dans l'étape de préparation, notre application permettait de planifier la trajectoire idéale selon la procédure habituelle. Pendant l'étape de simulation, nous pouvons reconstruire la trajectoire planifiée par le repositionnement des deux points (cible et d'entrée) sur le patient. Dans un premier temps, l'algorithme doit informer le médecin sur la position du point d'entrée. Ensuite, le chirurgien



(a)

(b)



(c)

FIG. 3.9 – (a) La matrice du TDU est divisée en deux régions : une centrale (R_c) et l'autre périphérique (R_p). La région centrale est utilisée pour projeter l'information de position de l'outil. La région périphérique est utilisée pour l'information d'orientation de l'outil. L'écart de la pointe de l'aiguille au point d'entrée est représenté sur la matrice en fonction d'une échelle : (b) sur la matrice, un stimulus se déplace selon une série de rayons (R_1 et R_2) ; (c) dans l'espace physique, ces rayons (R_1 et R_2) indiquent deux sphères.

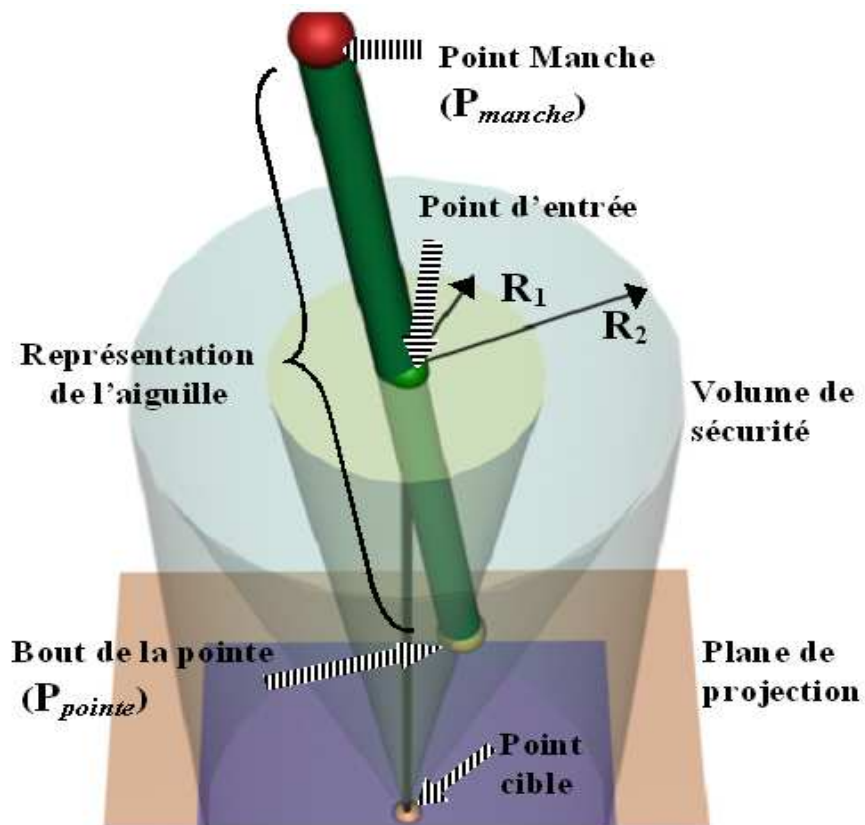


FIG. 3.10 – Les mouvements de l'outil sont limités de manière à rester à l'intérieur d'un volume de sécurité (cônes de rayons différents). La projection des points qui tombent à l'intérieur du cylindre indique une bonne orientation. L'orientation de l'outil est quantifiée en fonction de la distance des projections à l'axe de la trajectoire (indiquées par R_1 et R_2). L'orientation du manche de l'outil est représenté par une variation d'intensité de chaque stimulus. L'intensité des stimulations varie en fonction des rayons de deux cônes (R_1 et R_2).

ponctionne la peau du patient pour se laisser guider jusqu'au point cible. L'algorithme doit alors assister les gestes du chirurgien pendant le parcours de l'outil. Pour l'étape de simulation, nous avons implémenté un algorithme en deux parties présentées ci-dessous. Nous l'avons nommé **algorithme ROC**⁶ pour la similitude avec cette courbe.

La première partie de l'algorithme permet de retrouver la position du point d'entrée. Le localisateur optique repère la position du RB_1 , pour déterminer les coordonnées de la pointe de l'aiguille qui permettent de calculer sa distance au point d'entrée.

La deuxième partie de l'algorithme permet d'assister les gestes du chirurgien pendant la ponction. L'algorithme réalise une projection orthogonale des deux points de l'aiguille (P_{pointe} et P_{manche}) sur un plan imaginaire et perpendiculaire à la trajectoire (P'_{pointe} et P'_{manche}). Nous supposons que le plan est positionné au niveau du point P_{cible} . Cette projection permet d'éliminer la partie d'information qui correspond à la profondeur. Le point P'_{pointe} permet de calculer la distance à la trajectoire. La figure 3.11 montre tous les paramètres pour la projection des points sur le plan perpendiculaire.

Nous pouvons noter que les mouvements de l'aiguille s'avèrent plus grands pendant la première partie de l'algorithme, que dans la deuxième. Nous avons utilisé deux échelles différentes, afin de représenter les informations avec le même codage. Dans la première partie de l'algorithme, l'échelle centrale (E_{Rc}) a été fixée à 1 :5, car la surface du fantôme ne dépasse pas les 125 mm⁷ d'épaisseur. L'algorithme détermine ainsi la nouvelle position $[x,y]$ de quatre stimuli à partir du centre de la matrice d'électrodes :

$$\begin{aligned} \text{Électrode}_{(i,j)} &= [x, y] \\ \text{Électrode}_{(5,5)} &= \left[\begin{array}{l} (5 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (5 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \\ (6 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (5 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \end{array} \right] \\ \text{Électrode}_{(6,5)} &= \left[\begin{array}{l} (5 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (5 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \\ (6 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (5 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \end{array} \right] \\ \text{Électrode}_{(5,6)} &= \left[\begin{array}{l} (5 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (6 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \\ (5 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (6 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \end{array} \right] \\ \text{Électrode}_{(6,6)} &= \left[\begin{array}{l} (6 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (6 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \\ (6 + (x_{P'_{pointe}} / E_{Rc})), (6 - (y_{P'_{pointe}} / E_{Rc})) \end{array} \right] \end{aligned}$$

Dans la deuxième partie de l'algorithme, l'échelle périphérique (E_{Rp}) a été fixée à 1 :2,5, car nous avons fixé le rayon du cône à 10 mm autour de la trajectoire. La distance du point P'_{manche} au coin le plus proche de la matrice (A,B,C ou D dans la figure 3.12) permet de déterminer une région, laquelle indique les électrodes qui doivent être activées pour représenter ce point. L'algorithme détermine les électrodes de la façon suivante :

```

if ( $x_{P'_{manche}} > 0$ )
    if ( $y_{P'_{manche}} > 0$ ) then

```

⁶voir image 2.12 de cette courbe dans la page 70.

⁷voir Annexe A pour les paramètres du fantôme ou modèle anatomique abdominal

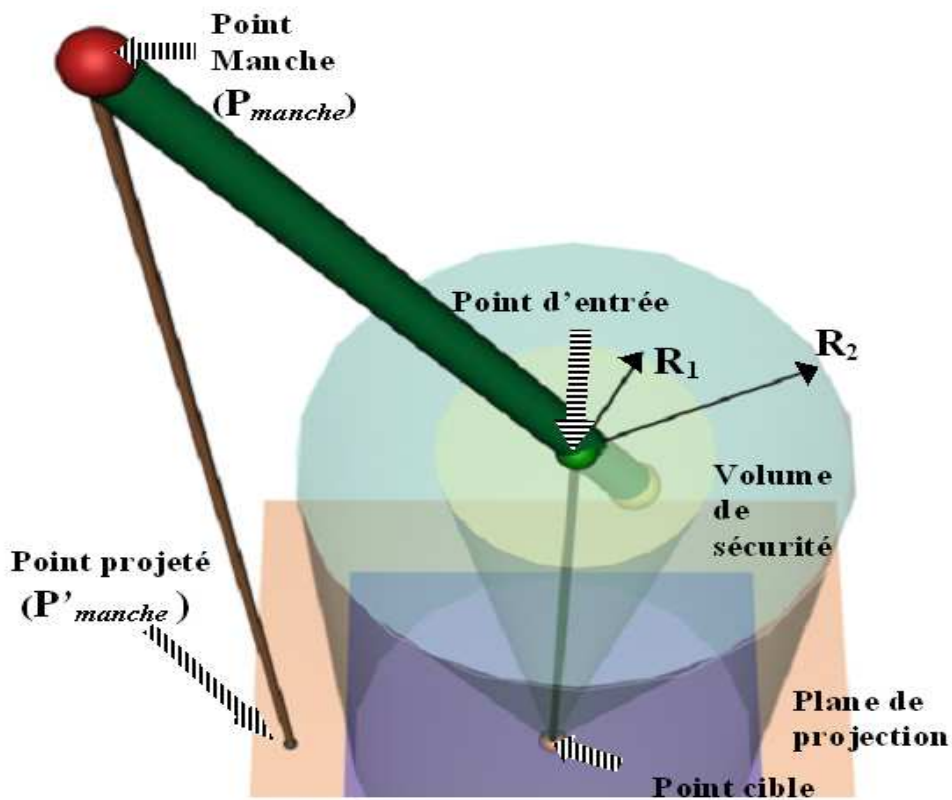


FIG. 3.11 – Projection du point du manche de l'outil P_{manche} . Le point projeté P'_{manche} indique la position de la stimulation sur la matrice d'électrodes. L'intensité du stimulus est déterminée par l'écart entre l'outil et l'axe de la trajectoire (indiqué par R_1 ou R_2).

$$\begin{aligned} \acute{E}lectrodes_{(i,0)} & \text{ pour } \left[(6 + (x_{P'_{manche}} / E_{R_p})) < i < 12 \right] \\ \acute{E}lectrodes_{(11,j)} & \text{ pour } \left[0 < j < (5 - (y_{P'_{manche}} / E_{R_p})) \right] \end{aligned}$$

if ($y_{P'_{manche}} < 0$) **then**

$$\begin{aligned} \acute{E}lectrodes_{(i,11)} & \text{ pour } \left[(6 + (x_{P'_{manche}} / E_{R_p})) < i < 12 \right] \\ \acute{E}lectrodes_{(11,j)} & \text{ pour } \left[(6 - (y_{P'_{manche}} / E_{R_p})) < j < 12 \right] \end{aligned}$$

if ($x_{P'_{manche}} < 0$)

if ($y_{P'_{manche}} > 0$) **then**

$$\begin{aligned} \acute{E}lectrodes_{(i,0)} & \text{ pour } \left[0 < i < (5 + (x_{P'_{manche}} / E_{R_p})) \right] \\ \acute{E}lectrodes_{(0,j)} & \text{ pour } \left[0 < j < (5 - (y_{P'_{manche}} / E_{R_p})) \right] \end{aligned}$$

if ($y_{P'_{manche}} < 0$) **then**

$$\begin{aligned} \acute{E}lectrodes_{(i,11)} & \text{ pour } \left[0 < i < (5 + (x_{P'_{manche}} / E_{R_p})) \right] \\ \acute{E}lectrodes_{(0,j)} & \text{ pour } \left[(6 - (y_{P'_{manche}} / E_{R_p})) < j < 12 \right] \end{aligned}$$

De cette façon, si les coordonnées de la projection sont nulles (i.e. l'orientation de l'outil est parallèle à la direction de la trajectoire), il n'y pas d'électrode activée.

Nous avons intégré deux motifs tactiles. Le premier (ayant la forme d'un rectangle) indique à l'utilisateur une direction totalement éloignée de celle de la trajectoire idéale, afin d'indiquer le moment où le plan perpendiculaire (contenant le point P_{cible}) a été atteint. Le deuxième motif (ayant la forme d'un carré) indique à l'utilisateur une arrivée à moins de 3 mm à la cible. La figure 3.13 montre ces motifs.

3.3.3 Évaluation de faisabilité

Pour estimer l'efficacité de notre système initial, nous avons fait une évaluation de faisabilité. Nous avons ainsi défini 5 trajectoires selon la procédure expliquée dans l'étape de préparation de la section 3.3.2.1. La direction de la première trajectoire est perpendiculaire à la surface d'entrée. La deuxième forme un angle de 70° , la troisième de 30° et la quatrième de 10° . La cinquième trajectoire est composée de trois points, afin d'offrir une légère courbure dans la trajectoire (cf. figure 3.14). Cinq utilisateurs se sont portés volontaires pour participer à cette expérience, tous étaient des étudiants de notre laboratoire. Chaque utilisateur a essayé chaque trajectoire six fois dans l'ordre défini. La connaissance des utilisateurs dans une tâche de guidage chirurgical peut être considérée comme nulle. Nous les avons laissés s'habituer aux sensations des stimulations pendant une durée de 5 minutes. L'évaluation a été divisée en deux tâches, pour simuler la

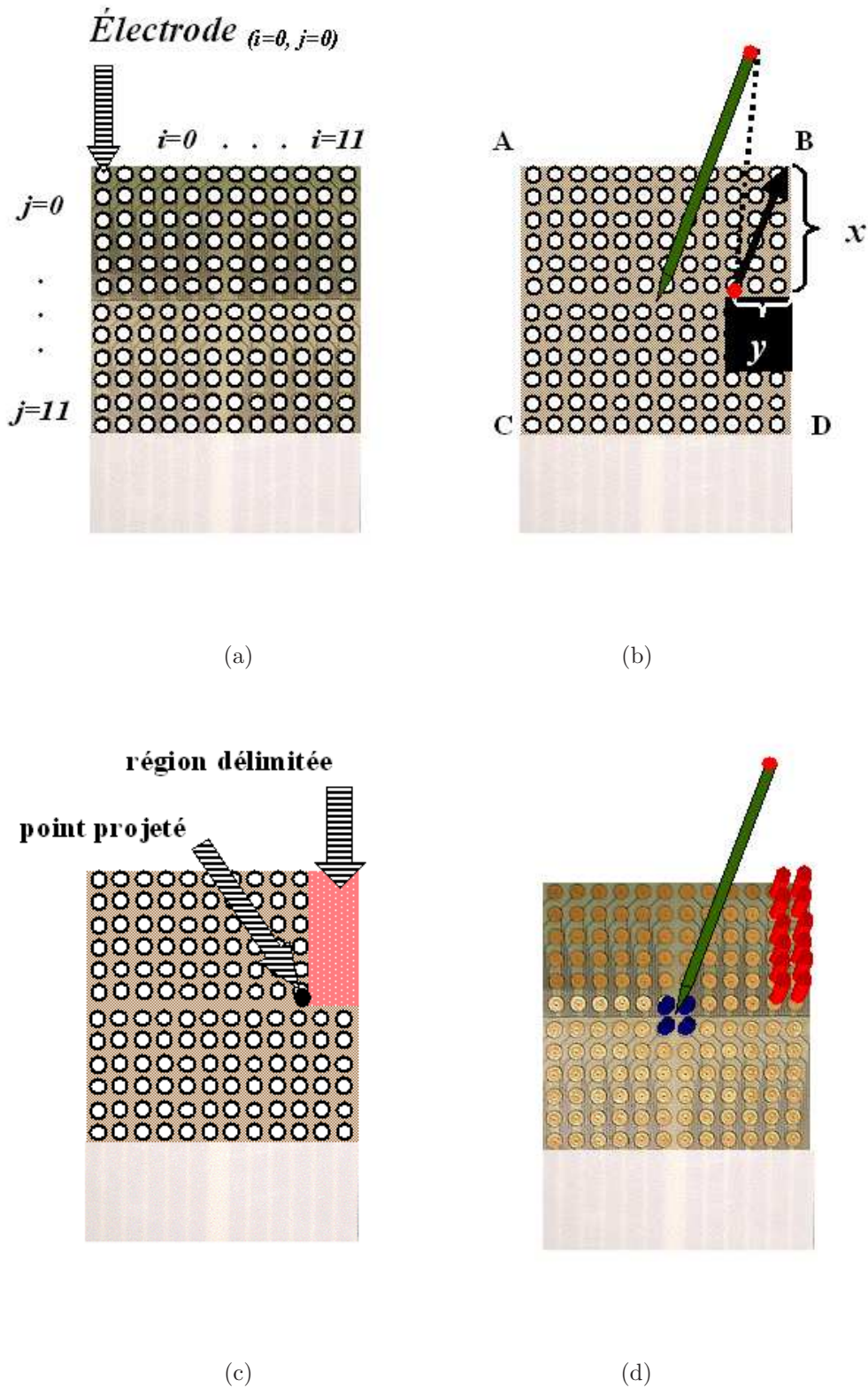


FIG. 3.12 – (a) Représentation matricielle des électrodes (b) L'algorithme ROC implémenté détermine deux coordonnées (x,y) à partir d'un point projeté relativement au coin le plus proche (A,B,C,D). Nous présentons le cas pour le calcul des coordonnées vers le point B. (c) Ces coordonnées délimitent la région d'électrodes que doit être activée pour représenter la mauvaise orientation. (d) Stimuli correspondant à l'orientation (indiquée en gris) et la pointe de l'outil (plus foncée).

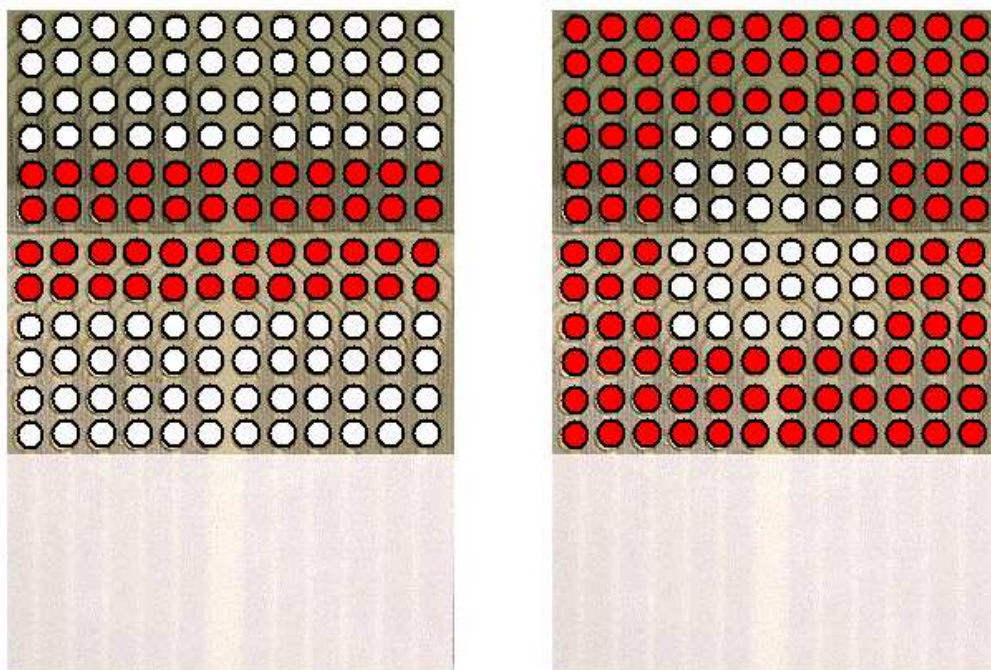


FIG. 3.13 – Illustration de deux motifs tactiles utilisés pour compléter l'information de guidage : (a) motif utilisé pour signaler la position du bout de l'outil en dehors du volume de sécurité ou en contact avec le plan perpendiculaire (b) motif utilisé pour signaler "cible atteinte".

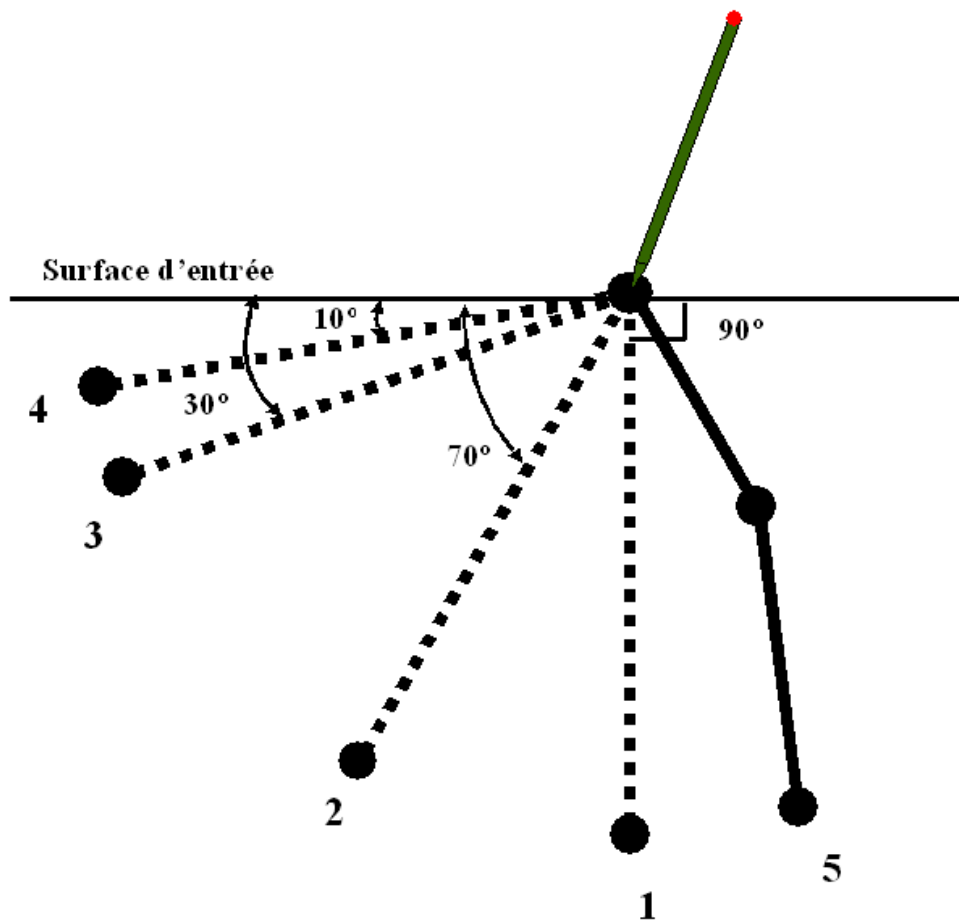


FIG. 3.14 – Cinq trajectoires ont été testées pendant l'évaluation de faisabilité : (1) trajectoire perpendiculaire à la surface d'entrée, et à (2) 70°, (3) 30°, (4) 10°. La dernière trajectoire est définie par trois points avec une légère déviation (5).

procédure de ponction transcutanée habituelle. La première tâche, dite de localisation, consistait à retrouver le point d'entrée à l'aide de R_c seulement. La deuxième tâche, dite de guidage, était enchaînée, sans perdre le point d'entrée. Le sujet ponctionne le fantôme et se laisse guider par les stimulations linguales jusqu'à atteindre la cible. Pendant l'introduction de l'aiguille, l'utilisateur reçoit en même temps l'information d'orientation de l'outil et celle de la position de la pointe. Pendant la tâche de localisation, nous avons mesuré le temps que l'utilisateur met pour localiser le point d'entrée. Pendant la tâche de guidage, nous avons évalué la simulation par la précision des utilisateurs dans l'atteinte de la cible. En revanche, la distance à la cible n'a été enregistrée que dix millimètres avant la cible. L'application arrêta la tâche au moment où la cible était atteinte à moins de trois millimètres ou quand le plan perpendiculaire était touché. Les résultats de cette évaluation sont présentés dans le tableau 3.2.

Le temps moyen calculé pour déterminer le point d'entrée, après tous les es-

Nombre d'essai	Trajectoire				
	à 90°	à 70°	à 30°	à 10°	à 3-Points
01	5,77	4,77	8,46	2,81	15,55
02	4,37	20,63	9,67	2,54	19,58
03	2,02	5,03	1,92	3,83	8,71
04	4,87	4,57	2,23	4,75	11,54
05	5,34	6,26	2,59	3,80	10,99
06	5,12	3,94	1,03	3,39	5,52
Moyenne	4,58	7,53	4,31	3,52	11,98
SD	1,33	6,46	3,73	0,79	4,98

TAB. 3.2 – Résultats de l'évaluation de faisabilité. Ce tableau montre les valeurs des distances moyennes à la cible après les essais de tous les utilisateurs sur la même trajectoire. Nous présentons la moyenne de tous les utilisateurs pour chaque trajectoire

sais et pour tous les utilisateurs, est de 15 s. Ce temps montre que l'interprétation des stimulations n'est pas difficile à effectuer. Dans le tableau 3.2, nous présentons les valeurs moyennes des six essais pour tous les utilisateurs. Avec ces données, nous cherchons à savoir si les utilisateurs arrivent à guider leurs gestes. Il est évident que la trajectoire la plus compliquée est celle composée par trois points. Néanmoins, pour les trajectoires composées de deux points, l'erreur moyenne est inférieure à 5 mm et un écart moyen de $\pm 1,75$ mm. À travers des questions informelles posées à la fin de l'évaluation, nous avons établi, que pour une grande partie des utilisateurs, la sensation des stimulations était hétérogène sur certaines régions de la langue. En dépit de cette hétérogénéité, tous les utilisateurs considéraient comme facile de percevoir les régions de stimulation. La difficulté principale soulignée était plutôt de différencier entre la stimulation de position et les stimulations périphériques. Avec cette évaluation, nous avons remarqué qu'en moyenne les utilisateurs pouvaient comprendre notre codage sans trop de difficultés. La faisabilité du système est ainsi possible, à condition de simplifier certaines étapes et de simplifier notre codage.

Une analyse de l'information transmise pendant l'étape de guidage permet d'identifier trois situations. Tout d'abord, le sujet détermine si les stimulations

perçues correspondent à celles d'un guidage proche de la trajectoire, un guidage erroné (stimulus ligne) ou un stimulus indicatif de "cible atteinte" (stimulus carré). Dans la situation d'un guidage proche de la trajectoire, le sujet doit discriminer la présence d'un stimulus d'orientation et d'un stimulus de position. Dans les deux cas, il doit déterminer la région de stimulation. L'orientation de l'écart peut se trouver sur les 360° . Le calcul du débit d'information est approximativement de 372 b/s, soit 1×10^{-6} fois moins que celui d'une image, mais 9,3 fois supérieur au débit du système visuel (cf. tableau 3.1). Le système doit être revu sur différents aspects, par exemple l'amélioration de la qualité de la stimulation linguale ou la réduction de la quantité d'information.

3.4 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons présenté la méthodologie initiale de notre système de guidage. Tout d'abord, nous avons établi les objectifs de notre travail de recherche. À partir des principes de stimulation de la peau, expliqués dans le deuxième chapitre, nous avons indiqué les différences avec l'anatomie de la langue. Par ailleurs, nous avons déduit les paramètres de stimulation importants à implémenter dans notre système lingual. Nous avons indiqué les caractéristiques de l'interface TDU, ainsi que les principes de stimulation que nous allons garder pour intégrer notre système.

Dans le deuxième chapitre, nous avons utilisé le système passif CASPER, pour montrer l'utilisation d'ASUR. Dans ce chapitre, nous avons analysé, à l'aide d'ASUR, les différences entre un système passif, synergique, semi-actif et actif. Pendant l'assistance de geste chirurgical, l'amélioration du retour d'information requiert l'utilisation de nouveaux adaptateurs de sortie. Ces adaptateurs permettent d'augmenter la quantité d'information, mais l'utilisation des mêmes canaux sensoriels demande un effort supplémentaire de la part du chirurgien. À un moment donné, le chirurgien est contraint de surveiller le lieu d'action le plus important, alors qu'il en a plusieurs à contrôler simultanément. Nous avons vu, d'après les schémas d'ASUR, que l'utilisation d'un système synergique renforce le retour haptique, mais il requiert que le retour soit bien adapté ou que le chirurgien réalise une abstraction sur tout l'ensemble de l'information. Il est évident que les schémas les plus simples sont ceux d'un système actif ou d'un système semi-actif. Cependant, l'utilisateur doit partager son regard entre la surveillance du système autonome et le champ opératoire. Le cas d'un système passif a été indiqué au travers de CASPER, où le retour d'information reste le problème le plus délicat. Ces schémas développés à l'aide d'ASUR, nous ont permis de voir les apports d'un système lingual. Le canal tactile lingual n'est pas utilisé en continu. Il peut être utilisé en même temps que d'autres systèmes sensoriels sans gêner. Par conséquent, le chirurgien peut recevoir une information par la voie linguale, surveiller son champ opératoire et/ou recevoir en même temps une autre information complémentaire.

La configuration initiale de notre système a été déterminée à partir des principes de classification utilisés dans la Chirurgie Assistée par Ordinateur. Une analyse des systèmes de guidage chirurgicaux nous a permis de déterminer l'information la plus pertinente à intégrer dans notre système. À l'aide de la notation ASUR, les caractéristiques de notre système ont été représentées et analysées. D'après le schéma développé avec ASUR, nous avons montré que l'utilisation d'un système lingual propose comme option un nouvel environnement perceptif (Utilisateur-TDU).

À l'aide des principes de la perception sensorielle (présentés dans le deuxième chapitre), nous avons établi nos hypothèses de stimulation. Nous avons supposé que la surface antérieure de la langue est composée des mêmes récepteurs cutanés que sur la surface glabre de la peau. Les principes de stimulation de la peau glabre ont été utilisés comme première méthode. Les paramètres des stimuli générés par le TDU peuvent être modifiés pour adapter leurs formes d'ondes. Nous avons implémenté un codage initial, nommé algorithme ROC, qui permet de stimuler les récepteurs tactiles linguaux, par modulation d'amplitude et par modulation spatiale. Nous avons réalisé une étude de faisabilité à l'aide de cinq personnes et cinq trajectoires différentes. L'évaluation nous a permis de tester la compréhension de l'information transmise et la possibilité d'utiliser notre système dans un contexte chirurgical. D'après les résultats obtenus, la précision pour atteindre une cible était significative pour une application chirurgicale (environ 5 mm).

Ces résultats nous ont cependant montré différents problèmes de discrimination des stimuli et de quantité d'information fournie. Nous avons donc entrepris une série de modifications et simplifié la tâche implémentée, points qui seront abordés dans le quatrième chapitre.

Chapitre 4

SYSTÈME DE GUIDAGE PAR STIMULATION LINGUALE

4.1 Deuxième Approche

Dans cette deuxième approche, nous détaillons les modifications faites pour résoudre les problèmes rencontrés pendant l'évaluation de faisabilité. Ces modifications portent sur :

- la procédure de guidage, car nous pouvons la simplifier sur différents aspects ;
- l'amélioration de la qualité de la stimulation linguale ; d'après les remarques des utilisateurs, les sensations linguales sont hétérogènes et difficiles à percevoir à certains moments ;
- l'adaptation du codage ROC implémenté, pour améliorer la qualité des sensations. La quantité d'information doit aussi être diminuée, pour limiter la surcharge et faciliter la compréhension de l'information de retour.

4.1.1 Simplification de la procédure de guidage

Nous avons réduit la tâche de l'étape de simulation. Tout d'abord, nous avons remarqué qu'une fois que l'aiguille ponctionne avec le bon point d'entrée planifié, l'information de guidage qui correspond à la position du bout de l'aiguille peut être ignorée. Nous supposons qu'à condition que l'orientation de départ de l'outil soit dans l'axe de la trajectoire, la densité de la matière du fantôme contraint la pointe de l'aiguille à une trajectoire rectiligne. Nous pouvons simplifier le codage en supprimant le paramètre de position. Cette condition requiert que le

chirurgien détermine le point d'entrée, non plus sur le modèle virtuel, mais sur le fantôme juste avant la simulation. Cette stratégie peut sembler plus compliquée que l'utilisation d'un autre algorithme ou d'une autre procédure chirurgicale. Cependant, avec cette modification, nous envisageons de développer un système qui pourrait être utilisé dans les deux types de ponctions : majeure et mineure. Par conséquent, nous avons besoin d'intégrer une technique d'imagerie comme celles expliquées dans le premier chapitre. Le dispositif d'imagerie médicale doit être intégré pendant la simulation de la ponction, c'est-à-dire à l'étape per-opératoire. D'après la technique de ponction, l'échographie est utilisée dans un grand nombre de cas. D'après le tableau 1.2, l'échographie nous semble aussi la plus convenable pour trois raisons : elle peut être utilisée pendant la phase per-opératoire, elle est transportable, mais surtout elle est non invasive. L'application doit être capable de gérer la visualisation des images échographiques, mais aussi de repérer la position de chaque coupe d'image. Nous détaillerons plus loin les calculs de mise en correspondance des référentiels de l'information sélectionnée sur les images échographiques et de l'information utilisée pendant la simulation de la ponction.

À l'aide de l'échographie, le médecin cherche à visualiser la région malade sur une image spécifique. Le médecin se fait une idée de la cible par l'intermédiaire de cette image, donc nous devons connaître avec précision la position de l'image sélectionnée par le médecin. Pour intégrer l'imagerie échographique, la méthode habituelle (échographie 2,5D) consiste à repérer la position de chaque image pendant l'acquisition sur le patient. Ainsi, quand le médecin sélectionne une information spécifique sur chaque image, nous pouvons restituer la position précise, sur le patient, de cette information. La technique de localisation que nous avons utilisée pour déterminer la position des images est celle décrite par Barbe [84]. Elle consiste à repérer la position d'une image à l'aide d'un RB (nommé RB_3), fixé sur la sonde échographique. À l'aide d'un localisateur optique, nous déterminons les coordonnées du RB, puis la distance de l'image échographique à l'origine de référence, RB_2 situé à côté du fantôme. Chaque image échographique est enregistrée, avec les coordonnées de son plan par rapport à RB_2 .

Avec l'échographie, le chirurgien peut se dispenser de l'étape de préparation, car il détermine la trajectoire juste avant l'étape de simulation. Le chirurgien commence par sélectionner le point cible sur une image échographique. Le système enregistre, grâce au localisateur optique, la position de la coupe par rapport à RB_2 . Par conséquent, le système estime la position du point cible dans l'espace physique. Ensuite, le chirurgien doit indiquer au système un point d'entrée. Le chirurgien positionne l'aiguille sur la région qu'il a choisie comme point d'entrée. Le système calcule la trajectoire à partir du point d'entrée et du point cible, juste avant le démarrage du guidage. Afin d'aider le chirurgien à trouver l'orientation de départ, les stimuli sont envoyés dès que la tâche de guidage commence. La figure 4.1 illustre la procédure habituelle. La configuration du système avec l'intégration de la sonde échographique est présentée dans la figure 4.2.

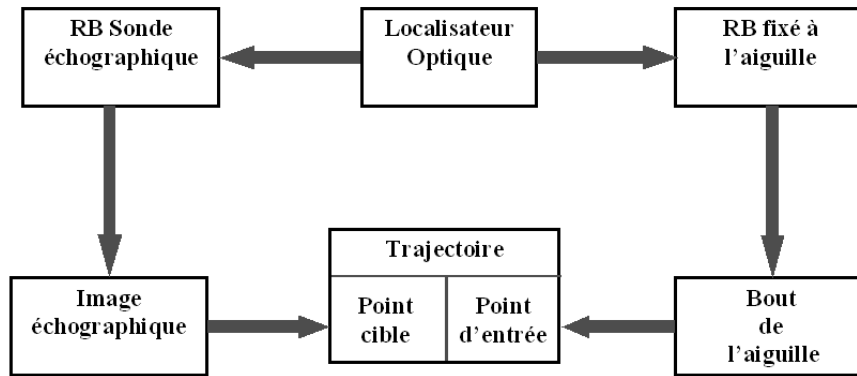


FIG. 4.1 – Illustration de la procédure implémentée pour définir une trajectoire. À l'aide du localisateur optique, nous déterminons le point cible sur l'image échographique (boucle gauche). La boucle droite indique la procédure à réaliser pour définir le point d'entrée.

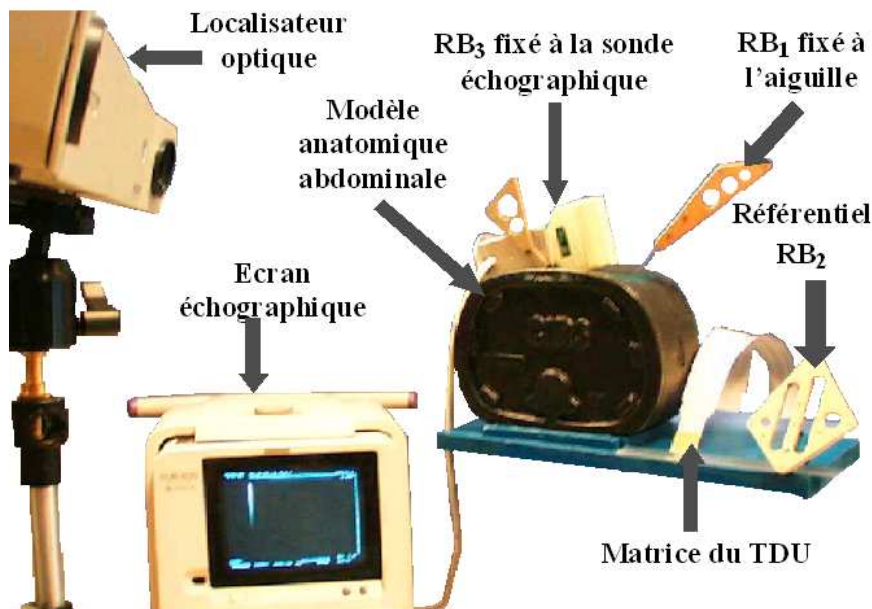


FIG. 4.2 – Système de guidage passif proposé avec l'intégration de la sonde échographique. La sonde échographique permet de simplifier la planification du geste chirurgical.

4.1.2 Amélioration des sensations

Nous avons cherché à améliorer la perception des sensations. Nous avons établi deux hypothèses comme explication au manque de perception : la disparité de sensibilité sur les régions de la langue et la difficulté pour discriminer les informations dans notre algorithme. Ci-dessous, nous détaillons les arguments de ces hypothèses.

4.1.2.1 Stimulation des mêmes régions



FIG. 4.3 – L'image montre la matrice d'électrodes du TDU avec le support prototype de fixation construit en plexiglas. Le protecteur dental a été adapté pour fixer le support.

Nous avons cherché à résoudre l'hétérogénéité des sensations linguales. Nous avons remarqué que, pendant l'utilisation de la matrice, la langue parcourait la surface de la matrice pour chercher les stimulations et, par conséquent, déterminer les régions de stimulation. Cependant, l'objectif de notre système était de positionner la matrice sur la surface de la langue et de percevoir les stimulations sans bouger la langue horizontalement. L'unique mouvement envisagé était un léger mouvement vers la partie supérieure de la cavité buccale, le palais, afin d'augmenter la surface de contact. Nous pouvons expliquer ce mouvement comme un réflexe naturel d'exploration. La langue parcourt de manière répétitive les différentes surfaces ou parties qui composent la cavité buccale. Par exemple, pendant la production de la parole, la langue doit se positionner dans des régions spécifiques pour participer à la phonation. La langue maîtrise parfaitement les positions à retrouver pour produire chaque son. Cependant, chaque position et mouvement ont été maîtrisés pendant de longues années. Pour déterminer les régions de stimulation, l'utilisation de l'interface TDU requiert certains de ces mécanismes de mouvement et de positionnement, pour que la langue connaisse les positions de différentes zones de stimulation. Afin d'améliorer la détection des positions, nous avons choisi de fixer la matrice sur un support en plastique

fabriqué artisanalement. Pour faciliter la rétention du support dans la cavité buccale, nous l'avons monté sur un protecteur dental de boxeur, adapté au support. La figure 4.3 montre le résultat final du prototype de fixation.

4.1.2.2 Modification du codage ROC : algorithme en boussole

Dans notre système, nous partons du principe que le débit d'information est élevé. Par conséquent, nous avons modifié la codification initiale pour simplifier les informations pendant la tâche de guidage.

L'information d'orientation a été simplifiée par une réduction dans les degrés de direction. Nous avons réduit l'information d'orientation sur 8 directions possibles (cf. figure 4.4.a). Nous avons nommé cette codification **algorithme en boussole**, car le principe est similaire aux informations données par cet instrument de navigation. Ainsi, les régions stimulées sur la matrice du TDU correspondent à huit directions principales retrouvées dans une rose des vents : nord, sud, est, ouest, nord-est, sud-est, nord-ouest et sud-ouest. Nous allons utiliser les deux motifs tactiles, croix et cercle à la place de la ligne et du carré respectivement. Les stimuli générés avec l'algorithme en boussole sont montrés dans la figure 4.4.b.

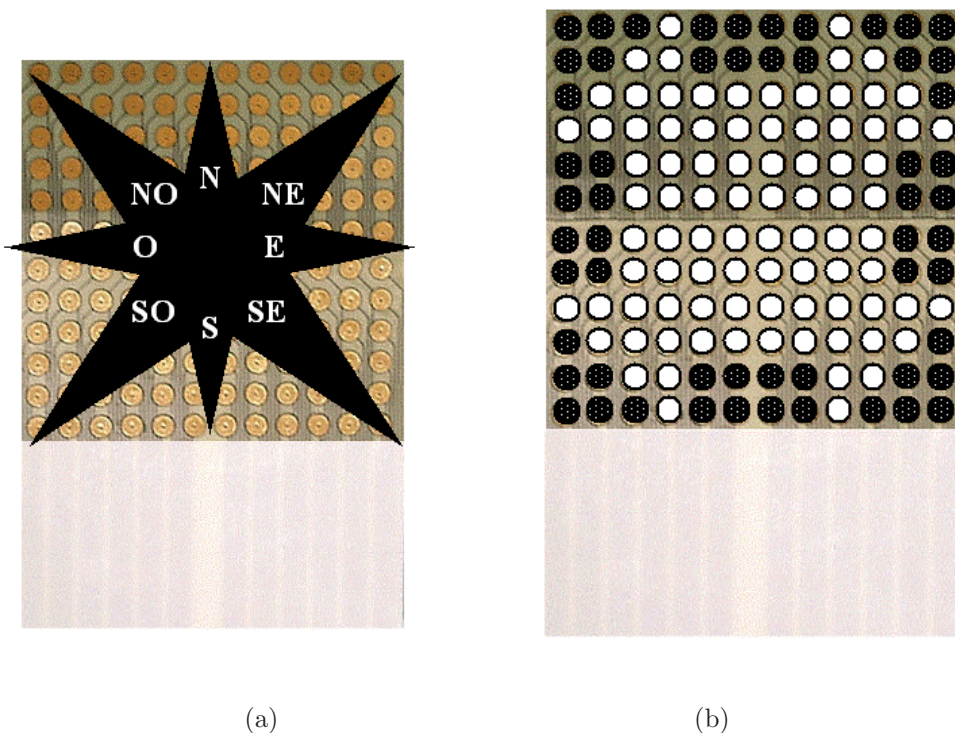


FIG. 4.4 – (a) Avec l'algorithme en boussole, les mauvaises orientations de l'outil peuvent être représentés vers huit directions principales, (b) l'illustration montre les régions qui peuvent être activées afin de prévenir au chirurgien.

4.1.3 Evaluation

D'après les modifications antérieures, nous avons réalisé une nouvelle évaluation pour tester l'efficacité des nouvelles implémentations. Pour cette évaluation, nous avons rendu obligatoire une étape d'habituation ou d'entraînement avant la simulation, pour accoutumer la sensibilité des sujets aux stimuli. La durée de l'étape d'habituation a été fixée à 20 minutes, notamment à cause de la disponibilité des utilisateurs. Dix sujets ont participé à l'évaluation du système avec l'algorithme en boussole. Pendant l'étape d'entraînement, les utilisateurs recevaient une série de stimulations. Les stimuli étaient générés de manière arbitraire par l'expérimentateur. Chaque stimulus était présenté toutes les 20 secondes avec une intensité constante, après quoi le sujet devait indiquer la région linguale de stimulation. Le support que nous avons développé n'offre pas au sujet la possibilité de nous répondre. Les sujets devaient donc signaler les régions stimulées sur une table, à l'aide de huit objets disposés sur les mêmes régions que les stimulations.

Après le temps écoulé, les utilisateurs réalisaient l'étape de simulation selon la nouvelle procédure. Après la définition du point cible et du point d'entrée à l'aide de la sonde échographique, l'application démarrait la tâche de guidage par stimuli linguaux. La tâche de guidage a été quantifiée par le temps investi par chaque utilisateur, du point d'entrée jusqu'au point cible. Chaque utilisateur a essayé cinq trajectoires. Nous avons enregistré les points du bout de l'outil à une fréquence maximale de 6 Hz. L'application arrêta l'envoi de stimuli automatiquement dans deux cas, quand le bout de l'aiguille atteignait la cible à moins de 3 mm ou quand il touchait le plan perpendiculaire à la trajectoire.

Les résultats de ces évaluations sont présentés dans le tableau 4.1. D'après ce tableau, la distance moyenne d'approximation à la cible est de 3,24 mm, avec un écart moyen de $\pm 1,47$ mm. Ces valeurs représentent une amélioration significative de 35% pour la distance moyenne et de 16% pour l'écart moyen par rapport aux résultats obtenus avec notre système initial. Un calcul du débit d'information montre qu'il a été réduit à 92 b/s, soit 25% en moins.

Bien que les résultats aient été améliorés, nous avons encore détecté quelques problèmes. Par exemple, l'utilisation du support de fixation de la matrice provoque une sécrétion excessive de salive dans la bouche. En revanche, grâce au support, les stimuli étaient perçus plus facilement pendant la tâche de guidage. Une fois que la perception des stimuli a été améliorée par l'utilisation du support, la modulation d'intensité a provoqué des sensations désagréables pendant le guidage, probablement parce que le contact sur les régions stimulées a augmenté en même temps que la qualité de la perception, ce qui produit une hausse d'intensité désagréable. Nous sommes obligés de trouver une solution à ce problème, car la sécurité de l'utilisateur doit être assurée.

L'algorithme en boussole a montré certaines défaillances pour guider les gestes du sujet. L'information d'orientation de l'outil que nous avons gardée comme information de codage initial, ne permet pas le guidage correct dans des conditions précises. Par exemple, la simple orientation de l'outil n'informe pas quand l'ai-

guille a une légère déviation et qu'elle est à l'intérieur du volume de sécurité (cf. figure 4.5).

L'étape d'habituation a mis en évidence que l'utilisation de l'algorithme en

user	distance à la cible(mm)	temps(s)
01	1,94	176,2
02	2,42	164,4
03	1,48	127,2
04	3,4	151,8
05	2,2	141,8
06	3,34	117,6
07	1,82	106,6
08	5,76	54
09	4,6	95,4
10	5,46	108,4
moyenne	3,24	124,3
écart-type	+/-1,47	+/- 34,3

TAB. 4.1 – Temps et distances à la cible mesurés après cinq essais pendant la tâche de guidage, avec l'algorithme en boussole.

boussole générant quelques difficultés au niveau associatif, entre les stimuli et les directions définies. L'origine des difficultés est que chaque utilisateur associe les stimuli à des directions différentes. Pendant l'étape d'habituation, nous avons remarqué que, pour le même utilisateur, les réponses étaient correctes en ce qui concerne l'indication de la région stimulée. En revanche, lorsque nous avons demandé d'indiquer la direction de correction du geste, deux utilisateurs parmi les sept ont indiqué ne pas être sûrs. Pour ces utilisateurs, nous leur avons expliqué les gestes que nous attendions comme réponse sans modifier le temps d'habituation. Cependant, la difficulté a persisté, car, pendant l'étape de guidage, ils déplaçaient l'outil de manière incertaine. La précision des deux sujets pour atteindre la cible n'a pas été plus significative, en revanche le temps de la simulation a été plus long.

D'après l'analyse des résultats, nous avons remarqué que les utilisateurs s'habituent aux trajectoires; par conséquent la tendance est d'accélérer les gestes pendant le guidage. Cela nous a semblé intéressant de le tester, car nous cherchons à savoir si les utilisateurs peuvent améliorer leur précision après plus de temps d'entraînement. Nous avons fait une régression linéaire pour tester l'hypothèse que le temps réalisé pendant la tâche n'est pas un facteur significatif pour améliorer la précision (cf. figure 4.6). L'accélération n'est pas liée à la précision pour atteindre la cible, ce qui coïncide avec les résultats obtenus (cf. figure 4.7). La pente de cette tendance a un intervalle de confiance de $0 < \beta < -0.014$ à $p < 0.001$.

Un autre résultat intéressant de cette évaluation est que les utilisateurs 01 à 07 ont investi plus de temps pendant le guidage (environ 40 minutes contre moins de 30 minutes pour les trois derniers). La précision des premiers est de 2,37 mm à la cible (écart-moyen +/- 0,68 mm), par rapport aux trois utilisateurs qui ont eu 5,27 mm à la cible (écart-moyen +/- 0,49 mm). Une régression linéaire montre que les deux groupes de résultats sont mieux approximés par deux régressions différentes, ce qui confirme l'hypothèse que le temps d'utilisation de

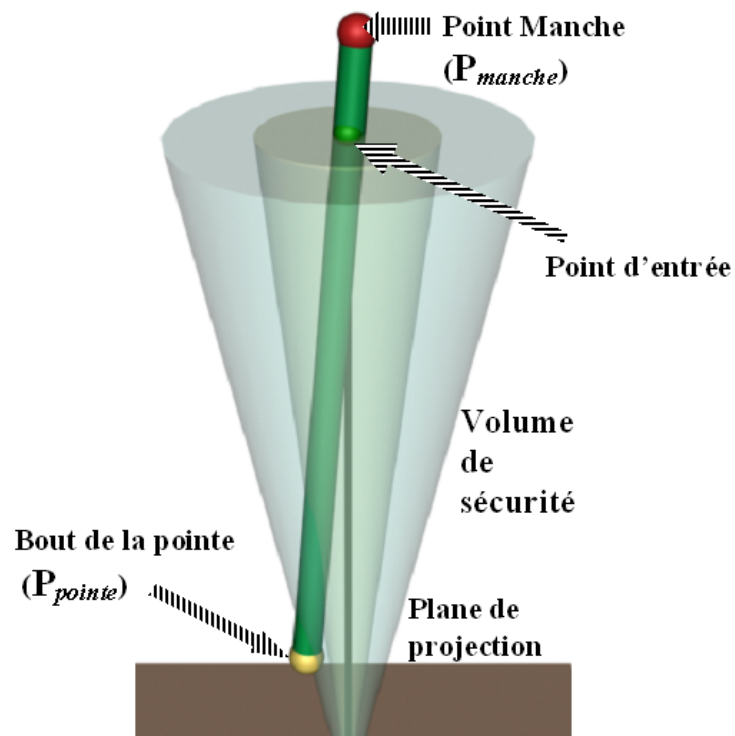


FIG. 4.5 – Un exemple du problème remarqué avec la codification en boussole : comme l'orientation de l'outil est correcte le système n'active pas des électrodes dans la matrice. Cependant, en même temps la pointe de l'aiguille touche la paroi du cône. Le stimulus envoyé sur la matrice d'électrodes est la croix, ce qui génère une confusion dans les mouvements de l'utilisateur. Ce problème doit être amélioré afin de guider correctement les gestes du chirurgien.

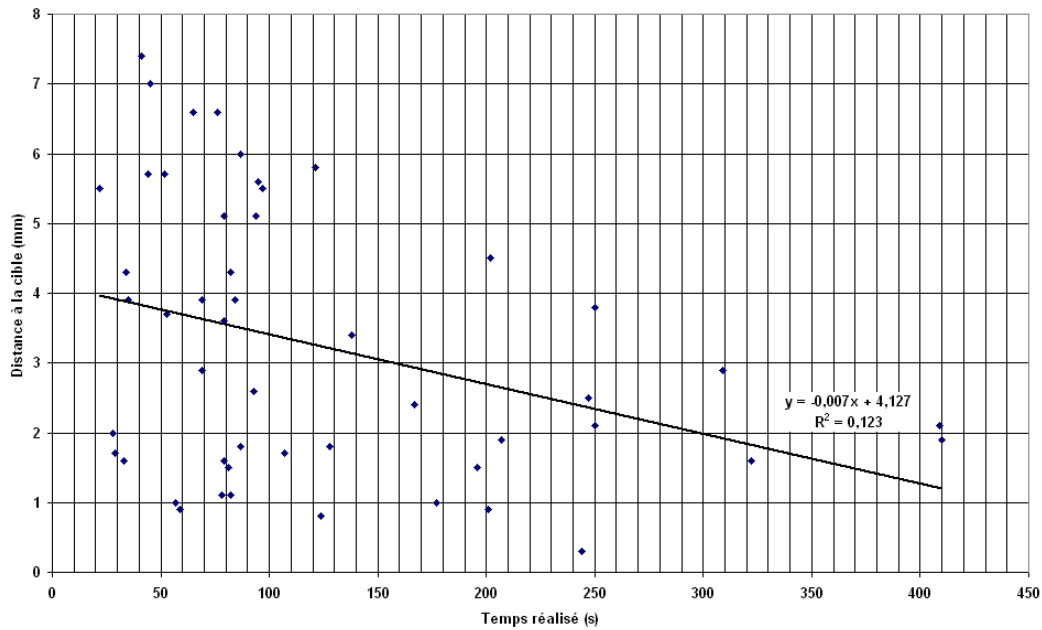


FIG. 4.6 – Graphique de la régression linéaire, réalisée pour tester l'hypothèse que le temps pour effectuer la tâche demandée n'est pas un facteur significatif pour améliorer la précision pendant le guidage.

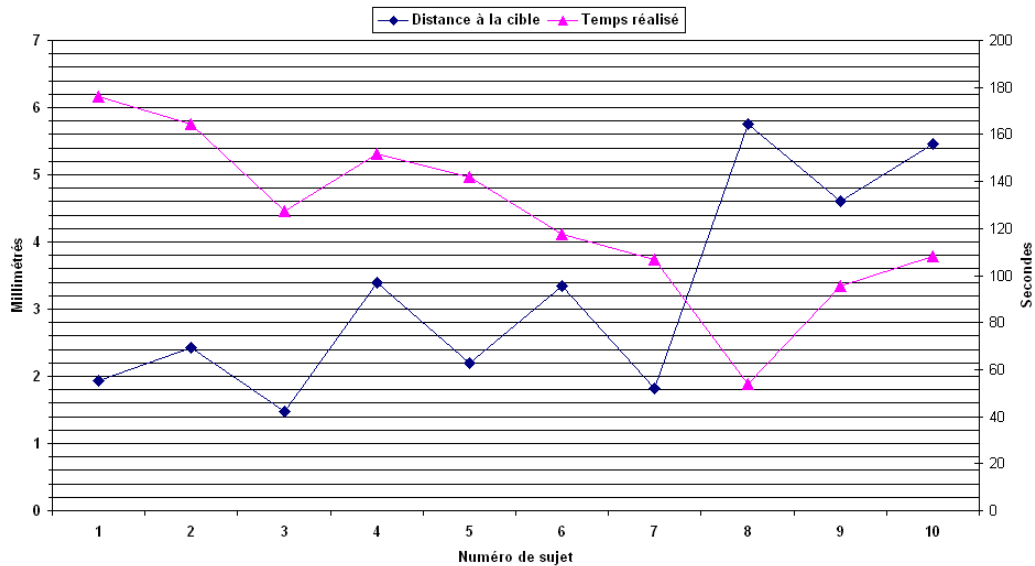


FIG. 4.7 – Graphique de résultats obtenus dans cette évaluation. Le graphique montre que les utilisateurs ont tendance à accélérer leurs gestes vers la cible, mais en même temps la précision est réduite.

notre système est un facteur significatif à $p < 0.01$ (cf. figure 4.8). Nous pensons que la conception de notre système doit porter une attention spéciale à l'étape d'habituation. Nous devons donc définir un protocole d'apprentissage pour aider les utilisateurs à développer une mise en extériorité de l'information de guidage.

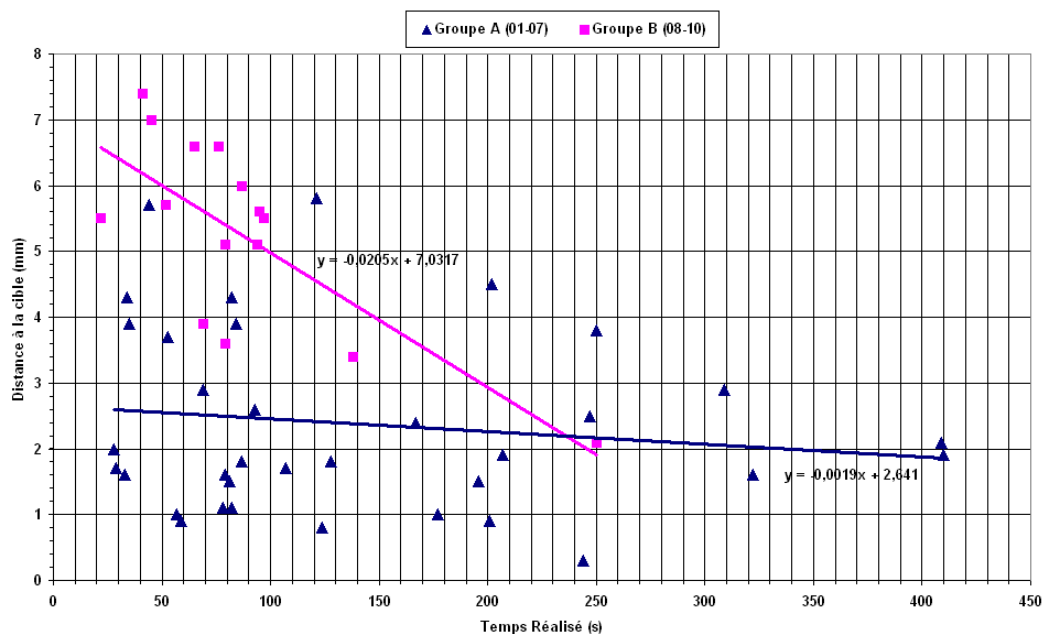


FIG. 4.8 – Graphique qui montre que le temps d'utilisation de notre système est un facteur significatif pour améliorer la précision. Ce résultat nous permet de supposer que, dans la conception de notre système, la phase d'apprentissage joue un rôle fondamental pour les utilisateurs.

4.2 Dernières modifications

D'après la méthodologie et les résultats des évaluations, nous avons indiqué comme problèmes principaux de la deuxième approche :

- L'excessive salivation provoquée par l'utilisation du support gêne la performance des utilisateurs ;
- Les sensations désagréables des stimulations sur quelques régions de la langue ont été mises en évidence après l'utilisation du support ;
- L'algorithme en boussole a montré quelques défaillances pendant le guidage.

Par conséquent, nous avons dû réaliser de nouvelles modifications pour améliorer notre système.

4.2.1 Réduction de la matrice d'électrodes

Nous avons décidé de réduire le nombre d'électrodes dans la matrice de TDU pour deux raisons. La première est que le développement d'une interface sans

fil est prévu. D'après les deux évaluations que nous avons faites, la faisabilité d'un système de guidage à retour lingual est maintenant envisageable. Le développement de cette nouvelle version d'interface TDU peut résoudre le problème de la salivation excessive. Nous devons prévoir la conception d'un système capable d'être intégré dans la cavité buccale. Le meilleur endroit pour fixer l'interface est situé au niveau du palais. La réduction est primordiale pour le nouveau système, car la matrice de 12x12 ne peut pas être utilisée directement. La nouvelle matrice développée par TELEPH contient un arrangement de 6x6 électrodes ayant une taille de 1,75 cm. La matrice utilise 36 électrodes de 1,5 mm de diamètre. La longueur de la matrice d'électrodes est de 50 cm et, pour donner plus de liberté aux utilisateurs pendant les évaluations, nous avons commandé une rallonge de 50 cm de même matériau que la matrice.

La deuxième raison de la réduction de la matrice est qu'elle peut permettre la stimulation d'une région linguale moins étendue. Nous avons signalé, dans le deuxième chapitre, que le bout de la langue reste la partie la plus discriminante du corps humain. Nous avons choisi de réduire la taille, pour stimuler avec la nouvelle matrice d'électrodes, la région qui correspond au bout de la langue. La taille de la nouvelle matrice pourrait permettre aussi de déterminer les seuils dans le bout de la langue de façon plus précise. La perspective de l'interface sans fils est de simplifier la procédure habituelle du chirurgien. L'idée que nous avons est que le chirurgien doit se concentrer sur le patient, sans se soucier du système de guidage. Au moment où le chirurgien requiert l'assistance du guidage lingual, il lui suffira d'appuyer le bout de la langue contre la matrice fixée dans le palais artificiel.

4.2.2 Plage dynamique d'intensités

Une modification importante à réaliser est l'adaptation des intensités, par la détermination d'une plage dynamique de stimulation. Nous avons expliqué au chapitre deux en quoi consiste cette méthode et quelles sont ses avantages. Nous avons utilisé deux méthodes pour déterminer le seuil liminaire, le seuil différentiel et la plage dynamique de stimulation.

L'autre modification que nous avons réalisée est liée aux sensations de stimulation. Nous avons indiqué que les créateurs du TDU ont déterminé 6 facteurs d'intensité correspondant aux régions stimulées. La sensibilité des utilisateurs était **meilleure** aux stimuli envoyés par notre système. Nous avons donc décidé d'ajouter une étape additionnelle à notre algorithme pour limiter les amplitudes des stimulations. Tout d'abord, nous devons déterminer le seuil liminaire et le seuil différentiel. Nous connaissons les méthodes les plus utilisées en psychophysique, lesquelles ont été expliquées dans la section 2.3.2.3.3.

Nous avons utilisé la méthode par ajustement et la méthode par limites² pour déterminer les valeurs du seuil liminaire et du seuil différentiel de 5 personnes. Nous avons choisi ces méthodes pour la simplicité de leur réalisation, car elles ne

²cf. ces méthodes ont été expliquées dans la section 2.3.2.3.3.2

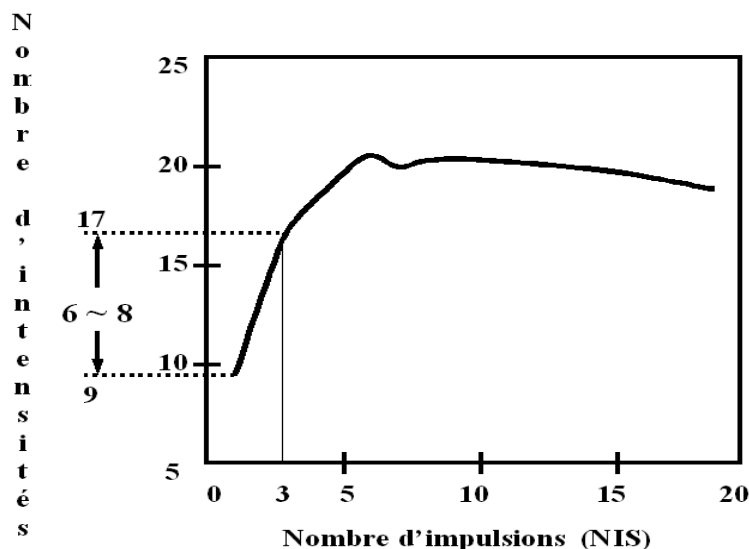


FIG. 4.9 – Graphique de l'estimation du seuil liminaire, du seuil différentiel et du seuil maximal sans douleur

requièrent pas des grandes préparations matérielles ou logistiques. Les résultats de ces expériences sont montrés dans le tableau 4.2. La courbe des résultats est présentée dans la figure 4.9. Les valeurs moyennes de ces résultats ont été établies comme valeurs initiales pour les expériences suivantes, et par conséquent, ont été nommées valeurs de référence.

Cependant, le calcul du seuil liminaire et du seuil différentiel n'assurent pas

Nombre de sujet	Seuil indiqué en pourcentages	
	Liminaire	Sans avoir de douleur
01	7%	22%
02	6%	25%
03	4%	26%
04	6%	24%
05	6%	23%
Moyenne	8.5%	24%

TAB. 4.2 – Résultats de l'évaluation pour déterminer les seuil liminaire et le seuil sans avoir de douleur.

une plage agréable des sensations. Nous avons besoin de déterminer une plage de stimulations évitant les sensations douloureuses. La méthode habituelle pour déterminer cette plage requiert le calcul de l'intensité du seuil liminaire (I_o), mais aussi de l'intensité maximale au niveau de la douleur (I_d). Les expériences réalisées ont démontré que cette technique assure entre 2 et 8 niveaux d'intensité [85]. Kaczmarek [85] a étudié les différentes techniques de stimulation de la

peau par stimuli mécaniques générés par un courant électrique. Il a déterminé une série de valeurs pour la forme d'onde d'un stimulus, qui permettent de définir une **plage dynamique de stimulation** capable d'assurer des stimuli perceptibles sans douleur. À la différence de la méthode habituelle, cette plage dynamique est comprise entre le seuil liminaire (I_o) et l'intensité maximale de stimulation sans avoir de douleur (I_{sd}) [85]. Le rapport entre les deux seuils est maximisé par une variation des paramètres de la forme d'onde du signal électrique de stimulation. D'après la figure 3.3, les sept variables qui peuvent être modifiées pour maximiser la plage dynamique de stimulation sont R, L, DII, A, P, PII et NIS. Kaczmarek a modifié quatre paramètres (L, DII, PII et NIS) parmi les sept disponibles afin de déterminer les valeurs optimales. Il a déterminé que $L=DII=150\mu s$, $PII=350Hz$ et $NIS=6$ permet de maximiser la plage de stimulations. Dans notre travail de thèse, nous allons utiliser cette méthode pour stimuler les récepteurs linguaux à l'aide de l'interface TDU. Les valeurs des variables de la forme d'onde seront fixées de manière à moduler en amplitude l'information de guidage (cf. figure 4.10). D'après nos résultats, nous avons fixé 7 variations d'intensités. L'intensité de stimulation variera entre les extrêmes de la plage dynamique déterminée. L'application développée a été reconfigurée pour ajuster la plage de perception à chaque utilisateur entre les deux valeurs de référence.

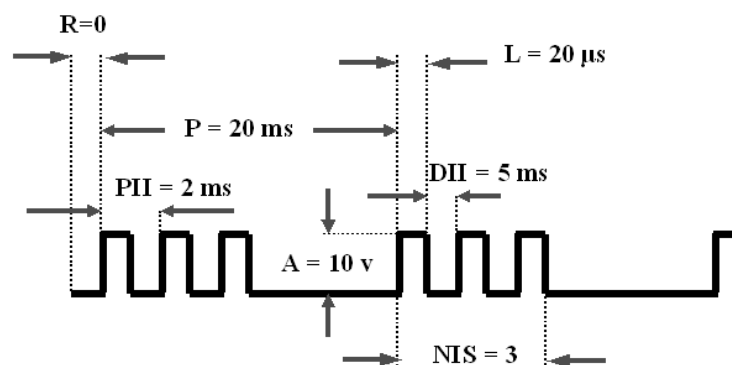


FIG. 4.10 – Illustration des paramètres établies pour la forme d'onde des stimulations.

4.2.3 Algorithme en boussole : réduction de huit à quatre points cardinaux

L'algorithme en boussole que nous avons testé dans la deuxième approche a démontré certaines défaillances. Nous avons choisi de modifier notre algorithme pour deux raisons. La première est que la quantité d'information transmise par notre algorithme reste élevée, alors que nous avons envisagé d'implémenter un algorithme avec une quantité d'information basse. La réduction de 8 à 4 directions

est envisagée comme solution. Les directions situées entre deux axes principaux peuvent être considérées comme la somme des deux axes. Par exemple, lorsque nous devons indiquer aux utilisateurs que la correction du geste est dans les directions nord-est, sud-est, nord-ouest et sud-ouest, nous pouvons signaler simultanément les deux axes principaux. L'information mise à disposition avec cet algorithme (dit **algorithme en boussole à 4 points cardinaux**) est restreint, mais la simplicité du codage peut permettre une facilité de compréhension. Le nom permet de la différencier de l'algorithme original mentionné à la page 108.

D'autre part, cette modification n'est pas simplement la conséquence de la nécessité de réduction de la quantité d'information, mais aussi de réduction de la taille de la matrice, ainsi que de l'incorporation de la plage dynamique de stimulation. L'application initiale a été restructurée, avec le souci d'intégrer toutes les modifications que nous avons effectuées depuis le début de ce travail. Le système de guidage est décrit ci-dessous à l'état actuel.

4.3 Système LINCAGE

Nous avons présenté, tout au long de notre mémoire, la méthodologie utilisée pour définir notre système. Par rapport à la version initiale, notre système a subi différentes modifications. Dans cette section, nous détaillons l'ensemble de notre système de guidage à retour lingual de type passif, le **LINGual CompAss for surGicAl guidancE (LINCAGE)**. La nouvelle application est divisée en quatre grandes étapes : initialisation, calibrage, simulation et enfin traitement de données. L'étape d'initialisation se charge d'ajuster les paramètres de tous les dispositifs utilisés. Dans le calibrage, nous avons intégré les étapes de calibrage des différents outils, d'habituation et de préparation (la définition de la trajectoire sur un modèle virtuel). L'étape de simulation correspond à l'étape initiale, instaurée avec l'intégration de la technique d'imagerie échographique.

4.3.1 Étape d'Initialisation

Cette première étape fixe les paramètres nécessaires pour réaliser la communication avec les dispositifs utilisés par notre système. Le système de guidage définit les paramètres par défaut au moment d'initialiser l'application. L'utilisateur peut modifier les valeurs de chaque dispositif (TDU, localisateur optique, appareil à ultrasons, etc.) et de chaque paramètre (vitesse de connexion, port utilisé pour chaque dispositif, etc.). L'étape n'avait pas été prise en compte dans la version initiale. Après les diverses expérimentations, elle s'avère nécessaire pour permettre l'adaptation de l'application à n'importe quel ordinateur et utilisateur. Dans la même étape, nous pouvons définir les paramètres de la codification (nous allons expliquer dans l'étape de simulation ces paramètres), enregistrer les informations correspondant aux utilisateurs et définir les RB (actifs ou passifs), indiquer leur nom selon les formes géométriques, \dots , que nous allons utiliser sur les outils chirurgicaux.

4.3.2 Étape de calibration

L'étape de calibration est divisée en trois parties. La première partie permet de calibrer les outils. La deuxième consiste à déterminer les valeurs des seuils psychophysiques (liminaire, différentiel et maximal sans douleur). La troisième permet de réaliser l'étape d'habituation.

4.3.2.1 Calibration des outils

La procédure de calibration de l'aiguille n'a pas été modifiée depuis la configuration initiale. Nous fixons un RB sur le manche de l'aiguille pour repérer l'outil à l'aide du localisateur optique. La méthode de pivot consiste à faire tourner l'aiguille sur un point fixe, de façon à construire une cône comme sur la figure 4.11. Le système localise de 50 à 100 points et estime la moyenne de ces points comme étant les coordonnées du bout de l'aiguille. Cette méthode offre une bonne précision de calibrage et facilite la répétition du calibrage de l'aiguille car elle se réalise en moins d'une minute. Le système enregistre, dans un fichier, les coordonnées du bout de l'aiguille par rapport à l'origine du RB fixé. Une fois que le système a déterminé les coordonnées de l'aiguille, nous ne pouvons plus bouger le RB de l'aiguille. Tant que nous ne démontons pas le RB, notre aiguille restera calibrée. Pour notre système, nous devons réaliser la même procédure deux fois, afin de déterminer deux points sur le même axe de l'aiguille, car nous avons besoin de l'information d'orientation.

4.3.2.2 Ajustement des intensités

La deuxième partie de la calibration permet de déterminer les seuils liminaire (I_o), différentiel, ainsi que l'intensité maximale de stimulation sans avoir de douleur (I_{sd}). Nous devons vérifier que ces valeurs soient ajustées pour la sensibilité de chaque utilisateur. Nous avons indiqué, dans la section qui détaille le procédé de calcul de la plage dynamique, que les paramètres de la forme d'onde des stimulations dans le TDU ont été réglées aux valeurs suivantes : $A=10V$, $P=20$ ms, $L=20$ ms, $R=0$, $PII=2$ ms, $NIS=3$ et $DII=5$ ms. Nous avons divisé la nouvelle matrice de 36 électrodes en 9 régions de 2×2 . D'après les évaluations que nous avons faites, nous avons déterminé les valeurs de départ du seuil pour ces régions. Les valeurs d'intensité sont exprimés en pourcentages. Nous devons vérifier que ces valeurs soient appropriées à la sensibilité de chaque utilisateur. La procédure, pour ajuster ces valeurs d'intensité dans chaque région, est la suivante. Tout d'abord, nous envoyons une stimulation sur une des 9 régions possibles. L'intensité de la stimulation est fixée à 25% de l'intensité maximale de sortie de l'interface TDU. L'utilisateur tourne le potentiomètre du boîtier électronique du TDU, pour augmenter progressivement l'intensité jusqu'au moment où il perçoit le stimulus. Au moment où l'utilisateur perçoit le stimulus, nous enregistrons le pourcentage d'intensité affiché dans l'écran du TDU. La même opération est répétée pour les neuf régions. Nous avons intégré, dans notre applications, neuf boutons en glissière qui permettent d'ajuster ces niveaux d'intensité aux valeurs

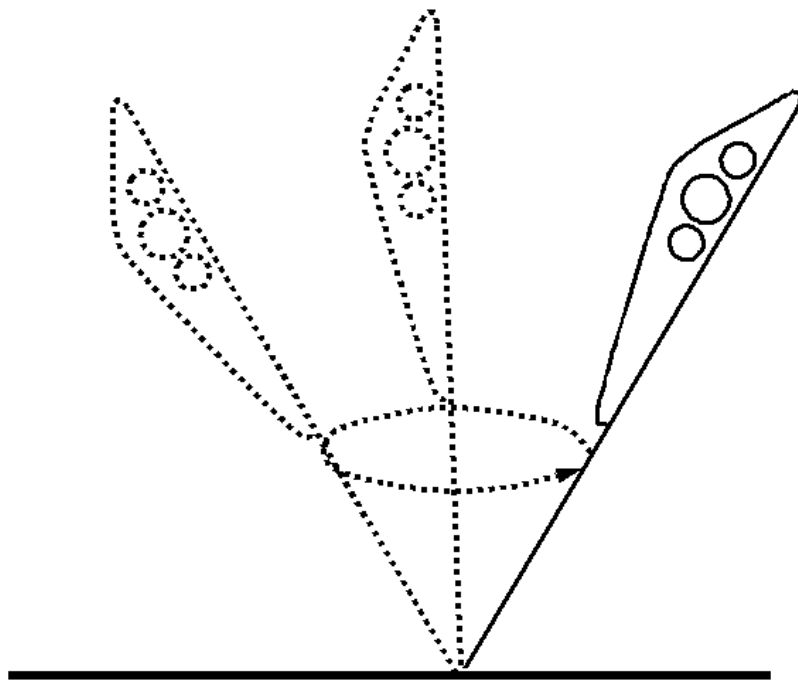


FIG. 4.11 – Le RB_1 fixé sur l'aiguille permet de réaliser le calibrage de la pointe. La méthode que nous avons utilisée est la méthode du pivot dans laquelle se réalise une série de mouvements de manière à décrire un cône. Le système détermine la moyenne d'entre 50 et 100 points, pour estimer les coordonnées de la pointe de l'aiguille.

enregistrés. Ensuite, nous devons envoyer un stimulus sur toute la matrice, afin de vérifier que la sensation perçue est homogène. Le stimulus nous permet de régler un bouton en glissière, qui permet d'ajuster l'intensité générale du stimulus. Au moment où la stimulation est perçue par le sujet, nous enregistrons la valeur du pourcentage. Par la suite, nous demandons au sujet d'augmenter l'intensité jusqu'au niveau maximal de stimulation qu'il supporte sans douleur (I_{sd}). L'application détermine la plage dynamique de stimulation en fonction des deux valeurs. Les intensités des stimulations varie entre 6 et 8 niveaux.

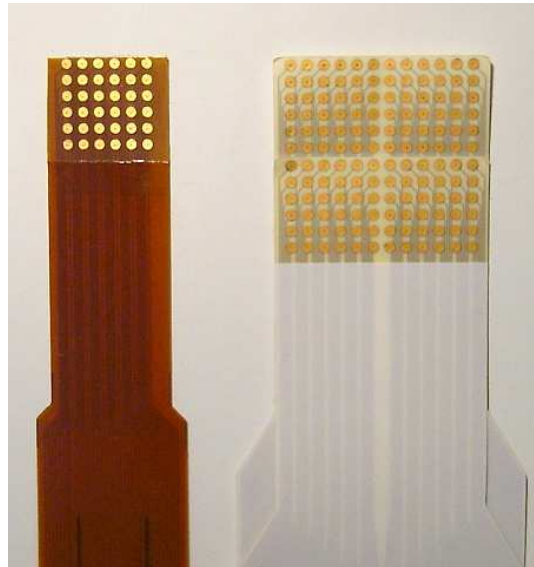


FIG. 4.12 – Illustration comparative entre la matrice 12x12 et la nouvelle matrice 6x6. La nouvelle taille permet d'utiliser quatre matrices de 6x6 en même temps. C'est une amélioration trouvée à l'aide de la notation ASUR : le niveau de partage.

4.3.2.3 Protocole d'habituation

La troisième partie de la calibration permet de vérifier deux choses. Premièrement, le protocole d'habituation vérifie que la perception des stimuli est bien ajustée. Nous avons expliqué qu'une difficulté avait été remarquée sur quelques utilisateurs dans l'évaluation de la deuxième approche. Les sujets diffèrent pour associer une stimulation d'orientation au bon "sens" d'orientation. La tendance des sujets est de corriger l'orientation de son outil en s'éloignant de la stimulation. Pourtant, d'autres utilisateurs associent le même stimulus avec une indication sur la direction de correction de l'orientation de son outil, donc ils ont tendance à corriger le geste dans la direction de la stimulation. Par conséquent, la deuxième vérification du protocole d'habituation est de mettre en adéquation l'information *ad hoc* avec le sujet. L'étape d'habituation a été implémentée en deux phases. La première est similaire à l'étape décrite pendant l'évaluation de la deuxième approche, avec un temps réduit à 15 minutes. En revanche, la deuxième phase consiste à demander aux sujets d'indiquer les gestes de correction pour différents stimuli. Quand le geste réalisé par le sujet est naturellement en opposition à la

stimulation envoyée, nous déterminons que le sujet a une tendance à s'éloigner de la stimulation. Nous appellerons ce type de réponse : **réflexe correcteur**, car il répond par une correction motrice à l'information qui représente la mauvaise orientation de l'outil. En revanche, dans le cas où le geste réalisé se porte vers la région de stimulation, nous déterminons que le sujet a une **réflexe du guidage**, car il répond par un suivi du stimulus, donc un guidage. Le protocole d'habituation "ad hoc" a été fixé à 5 minutes. Le protocole d'habituation enregistre le pourcentage de bonnes réponses (ou bons gestes) réalisés par le sujet pendant chaque phase. Nous prévoyons d'utiliser ces valeurs de pourcentages pour évaluer si la précision est affectée pour l'étape d'habituation, car les résultats de la dernière évaluation montrent qu'il y a un rapport entre les deux variables.

4.3.3 Étape de simulation

Nous pouvons diviser la simulation en deux phases. La première consiste à définir une trajectoire par l'intermédiaire d'un point cible et d'un point d'entrée. La deuxième phase est le suivi de cette trajectoire pour atteindre la cible. Cette dernière phase est précisément la simulation des gestes de la ponction trans-pariétale.

Nous avons expliqué, à la section 4.1.1, la procédure implémentée pour définir une trajectoire à l'aide de la technique d'imagerie échographique. Nous allons décrire les calculs utilisés pour définir la trajectoire à partir du référentiel RB_3 fixé à la sonde échographique, jusqu'au référentiel du RB_2 situé à côté du fantôme.

4.3.3.1 Définition d'une trajectoire

Le diagramme de la figure 4.13 montre la notation que nous allons utiliser pour expliquer les calculs réalisés par notre système. Nous avons représenté, dans ce diagramme, chacun des dispositifs utilisés par le système LINCAGE (cf. figure 4.2). Pour définir une trajectoire, nous avons besoin de trois RB : le premier est fixé sur l'aiguille (RB_1), le deuxième (RB_2) est fixé sur le support qui contient le fantôme et le troisième est fixé sur la sonde échographique (RB_3). Pendant les déplacements des RB à l'intérieur d'un espace de travail, le localisateur Polaris détermine les matrices de transformation rigides (M) de chaque RB utilisé par rapport à son propre référentiel (Ref_{pol}). Une trajectoire doit être définie par rapport à un référentiel fixe. La définition sur le référentiel du Polaris nous semble instable, car il peut se déplacer librement. Par conséquent, nous devons calibrer notre système et les autres RB selon nouveau référentiel. L'utilisation du RB_2 comme référentiel global permet d'éviter la mise en correspondance des points de notre trajectoire. La syntaxe que nous allons utiliser pour représenter les calculs des différentes matrices a la forme : $M_{RB, référence}$. Ainsi, la notation $M_{RB_1, Ref_{pol}}$ représente le calcul de la matrice du RB_1 par rapport au référentiel du localisateur Polaris (Ref_{pol}).

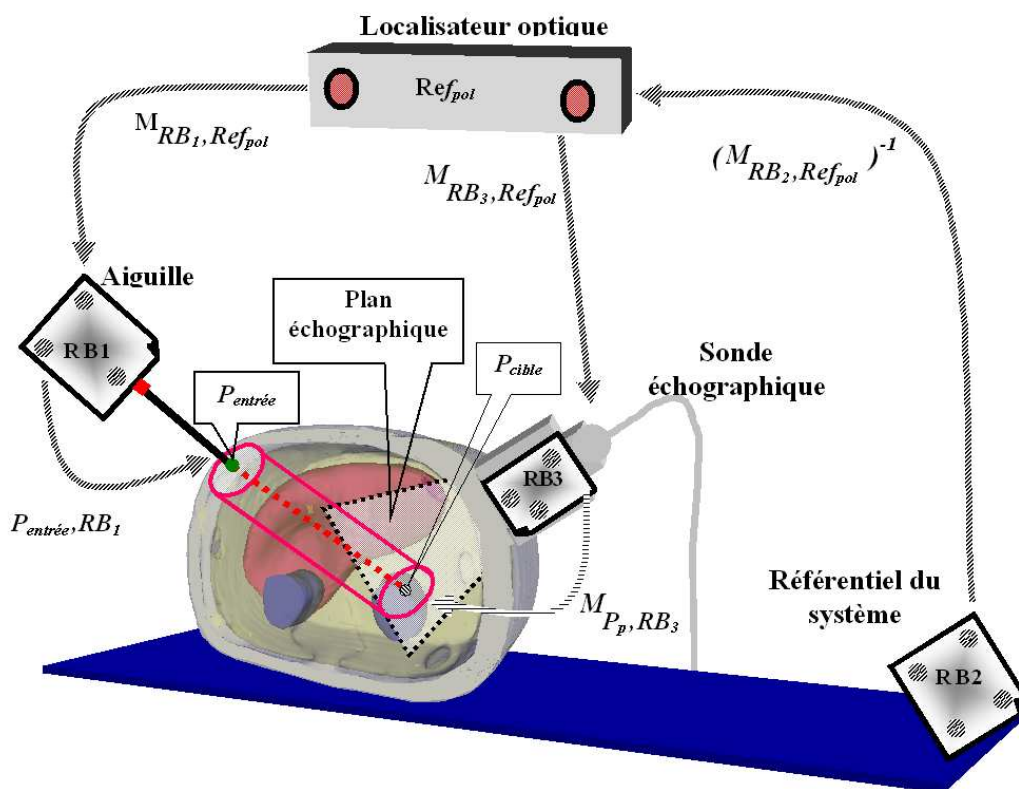


FIG. 4.13 – Le diagramme montre les composants de notre système de guidage passif ainsi que la notation utilisée pour l'explication des calculs de projection.

4.3.3.1.1 Point cible Pour déterminer le point cible nous utilisons la sonde échographique. L'application que nous avons développée permet la visualisation des images échographiques. L'utilisateur utilise la sonde échographique pour explorer le fantôme et visualiser la région malade. L'application permet d'enregistrer une image au moment de la visualisation. À l'aide du RB_3 , le localisateur Polaris détermine les coordonnées de la coupe échographique par rapport au référentiel RB_2 . Le chirurgien définit le point cible (P_{cible}) en cliquant sur l'image échographique enregistrée. Les coordonnées du point cible, maintenant noté P'_{cible} , sont enregistrées par rapport au référentiel du RB_2 . D'après le diagramme, la matrice de transformation correspondant à chaque coupe est :

$$P'_{cible} = (M_{RB_2, Ref_{pol}})^{-1} \bullet M_{RB_3, Ref_{pol}} \bullet M_{P_{cible}, RB_3} \bullet P_{cible} \quad (4.1)$$

4.3.3.1.2 Point d'entrée Le point d'entrée ($P_{entrée}$) est déterminé par le chirurgien, en fonction de la profondeur des organes qu'il doit éviter pour accéder à la région malade. Le chirurgien positionne l'aiguille sur la surface du fantôme, pendant que l'application enregistre les coordonnées de $P_{entrée}$. D'après le diagramme, les coordonnées du point d'entrée sont déterminés par rapport au référentiel de RB_2 , indiqué comme $P'_{entrée}$ selon l'équation suivante :

$$P'_{entrée} = (M_{RB_2, Ref_{pol}})^{-1} \bullet M_{RB_1, Ref_{pol}} \bullet M_{P_{entrée}, RB_1} \bullet P_{entrée} \quad (4.2)$$

4.3.3.2 Tâche de guidage du geste chirurgical

Le guidage du geste démarre une fois que la trajectoire a été définie. L'assistance du geste du chirurgien se réalise par la comparaison des points calibrés dans l'outil par rapport à la trajectoire définie. Nous pouvons diviser le processus de comparaison en deux phases : une phase de projection et une phase qui correspond à la construction des motifs tactiles. Nous détaillerons la phase de projection, qui détermine l'information utilisée pour construire chaque motif.

4.3.3.2.1 Phase de projection Cette phase réalise les calculs d'une projection orthogonale des points localisés sur l'aiguille. À l'aide du RB_1 , le localisateur optique repère la position de deux points : P_{bout} et P_{manche} . À chaque nouvelle position de l'aiguille, l'application projette les deux points sur le plan perpendiculaire à la trajectoire. Le système de référence utilisé pour projeter les points sur le plan perpendiculaire à la trajectoire est montré sur la figure 4.14. D'après ce diagramme, nous cherchons à projeter le point P_a dans la direction déterminée par un vecteur $\vec{V}_{proj} = a\vec{i} + b\vec{j} + c\vec{k}$ = vecteur de projection. Le plan de projection est défini par un point (x_o, y_o, z_o) et par un vecteur normal $\vec{n} = n_1\vec{i} + n_2\vec{j} + n_3\vec{k}$. Le système détermine d'abord la matrice de projection (M_{proj}), selon la formule suivante exprimée en coordonnées homogènes :

$$M_{proj} = \begin{pmatrix} d_1 - an_1 & -an_2 & -an_3 & -ad_0 \\ -bn_1 & d_1 - bn_2 & -bn_3 & -bd_0 \\ -cn_1 & -cn_2 & d_1 - cn_3 & -cd_0 \\ 0 & 0 & 0 & d_1 \end{pmatrix}$$

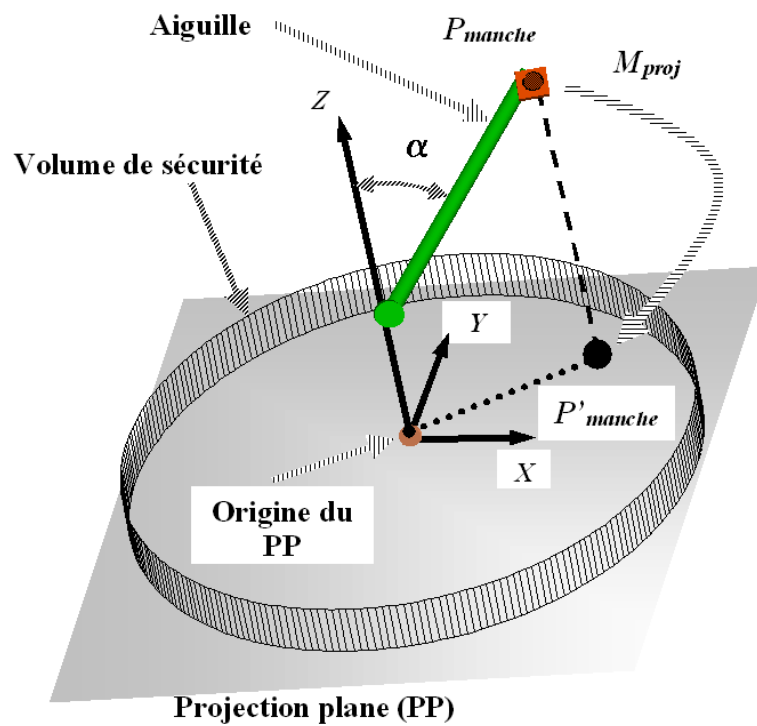


FIG. 4.14 – Calculs de la projection orthogonale réalisé en temps réel. Dans cette exemple, le point manche est projeté afin de déterminer les nouvelles coordonnées $(x,y,0)$ du point réel.

où $\vec{d}_o = n_1x_o + n_2y_o + n_3z_o$ et $\vec{d}_1 = n_1a + n_2b + n_3c$. Si $\vec{V}_{proj} \parallel \vec{n}$, alors $|\vec{d}_1| = 1$.

Ensuite, les matrices de transformation calculées sont :

$$M_T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -x_0 \\ 0 & 1 & 0 & -y_0 \\ 0 & 0 & 1 & -z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

où M_T est la matrice de translation entre le plan de projection et le référentiel du RB_2 ,

$$M_R = \begin{pmatrix} l/|\vec{n}| & -n_1n_2/l|\vec{n}| & -n_1n_3/l|\vec{n}| & 0 \\ 0 & n_3/l & -n_3/l & 0 \\ n_1/|\vec{n}| & n_2/|\vec{n}| & n_3/|\vec{n}| & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

où $l = \sqrt{n_2^2 + n_3^2}$ et M_R = matrice de rotation pour aligner les vecteurs normaux des deux plans, \vec{V}_{proj} et \vec{n} . Ainsi, selon l'ordre de projection :

$$M_{proj}^\perp = M_R \bullet M_T \bullet M_{proj}$$

M_{proj}^\perp est calculé comme :

$$M_{proj}^\perp = \begin{pmatrix} l & -n_1n_2/l & -n_1n_3/l & ((n_0n_2y_0 - n_0n_3z_0)/l - lx_0) \\ 0 & -n_3/l & n_2/l & (n_3y_0 - n_2z_0)/l \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Ainsi, le point projeté donne, comme résultat, un point à deux coordonnées $P'_a = (x_a, y_a, 0)$.

4.3.3.2.2 Phase de construction de motifs tactiles Nous avons expliqué, tout au long de notre mémoire, les différents algorithmes implémentés pour l'assistance du geste. Tous ces algorithmes correspondent à la phase de construction des motifs. L'application actuelle de notre système LINCAGE permet de choisir le type de codage pour chaque utilisateur. Il suffit simplement de définir les valeurs des paramètres pendant l'étape d'initialisation, comme expliqué dans la section 4.3.1. Nous avons regroupé l'algorithme en boussole à 8 directions et l'algorithme à 4 points cardinaux sous le seul nom d'**algorithme généralisé en boussole**. Nous avons expliqué, au milieu de ce chapitre, les causes qui nous ont poussé à modifier notre algorithme de guidage : la réduction de la taille de la matrice de 144 à 36 électrodes et l'intégration d'une plage dynamique de stimulation. Par conséquent, l'algorithme doit être adapté, pour transmettre les informations spatiales sur une surface plus réduite. D'après les algorithmes utilisés antérieurement, le principe utilisé est semblable à la génération des motifs. Pour notre système, il s'agit d'"afficher" un motif tactile à l'aide d'un arrangement de "n" électrodes. La réduction de la valeur n est la cause principale de

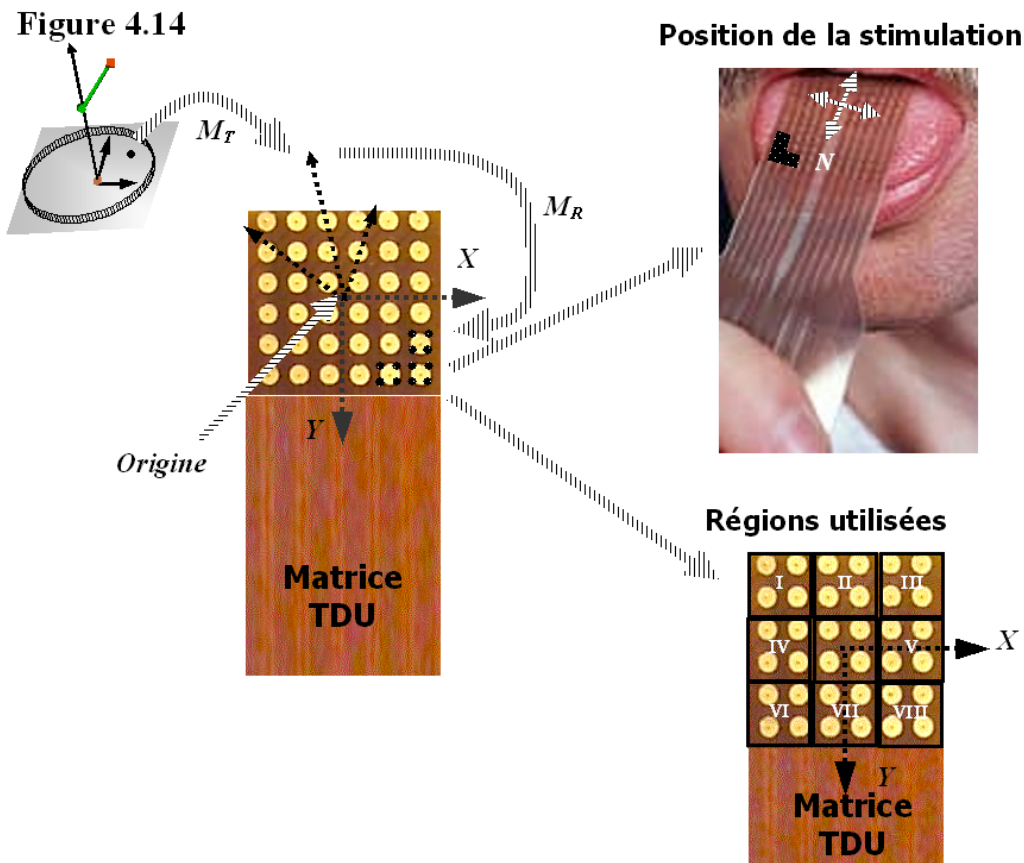


FIG. 4.15 – La nouvelle matrice du TDU est divisée en 9 régions. À l'aide de notre application, nous pouvons déterminer les pourcentages d'intensité pour chaque région. Ces valeurs peuvent être utilisées pendant le guidage pour éviter les sensations désagréables ou douloureuses. Dans cette figure, nous représentons la stimulation correspondant à la projection du point indiquée sur la figure 4.14

cette nouvelle modification.

L'information donnée aux utilisateurs dépend de la position du bout de l'outil. Quand l'utilisateur se trouve au niveau du point d'entrée, l'information "affichée" par la matrice du TDU correspond à l'orientation de son outil (cf. figure 4.16.a). Cependant, une fois que l'utilisateur ponctionne le fantôme, l'information envoyée correspond à la position de la pointe de l'outil (cf. figure 4.16.b). Dans les deux cas, nous réalisons la projection du point selon le procédé précédemment décrit. Les échelles, dans les deux cas, ne sont pas les mêmes, car les déplacements à l'extérieur du fantôme sont plus grandes. Nous avons donc décidé d'ajouter, dans notre application, la possibilité de définir ou d'ajuster les échelles dans l'étape d'initialisation. Deux boutons permettent de varier le rayon des deux cônes, de façon à modifier les deux échelles en fonction de l'amplitude des mouvements réalisés par les utilisateurs. L'algorithme différencie les deux cas, à travers une comparaison entre la longueur de la trajectoire idéale et la distance du bout de l'outil au point cible (cf. figure 4.16.c).

L'algorithme en boussole généralisé commence par comparer les deux distances. En fonction de la réponse, l'application vérifie que les valeurs des coordonnées du point projeté restent à l'intérieur du volume de sécurité. Nous avons défini deux volumes de sécurité en forme de cônes, similaires à ceux utilisés dans l'algorithme ROC. Tant que le bout de l'aiguille reste à l'intérieur du premier cône, l'utilisateur ne reçoit pas de stimulation. Dans le deuxième cône de sécurité, l'utilisateur reçoit constamment des stimulations avec une modulation d'intensité fonction de la plage dynamique et de l'écart de son outil.

De cette manière, l'algorithme vérifie les signes des points projetés (notés comme P'_{bout} et P'_{manche}) selon la position de l'aiguille : à l'intérieur ou à l'extérieur du fantôme. Nous avons expliqué que l'algorithme en boussole a été généralisé à deux options, sur huit directions ou sur 4 points cardinaux. Afin de pouvoir intégrer les deux possibilités, nous avons implémenté un algorithme qui affiche un motif tactile à partir d'un fichier. Le procédé est similaire au mécanisme utilisé par les cartes perforées. Le fichier enregistré indique le motif tactile à représenter par une matrice à valeurs binaires. Les valeurs 1 enregistrées dans cette matrice représentent les électrodes activées dans la matrice du TDU. Grâce à ce procédé, nous pouvons construire les motifs tactiles nécessaires, selon le codage préféré par utilisateur. Les motifs tactiles peuvent être définis ou modifiés dans l'étape d'initialisation. À ce stade, l'application nous permet de définir 12 motifs tactiles, ce qui est suffisant pour les deux algorithmes, étant donné que nous avons besoin de 10 motifs tactiles pour le premier algorithme et 7 pour le deuxième.

Dans le tableau 4.3, nous présentons les neuf cas possibles pour l'algorithme en boussole à 8 directions. Dans le cas de l'algorithme à 4 point cardinaux, les régions I, III, VI et VIII peuvent être stimulées par l'addition de motifs dans les axes principaux. Le même tableau présente les cas possibles pour l'algorithme à 4 points cardinaux.

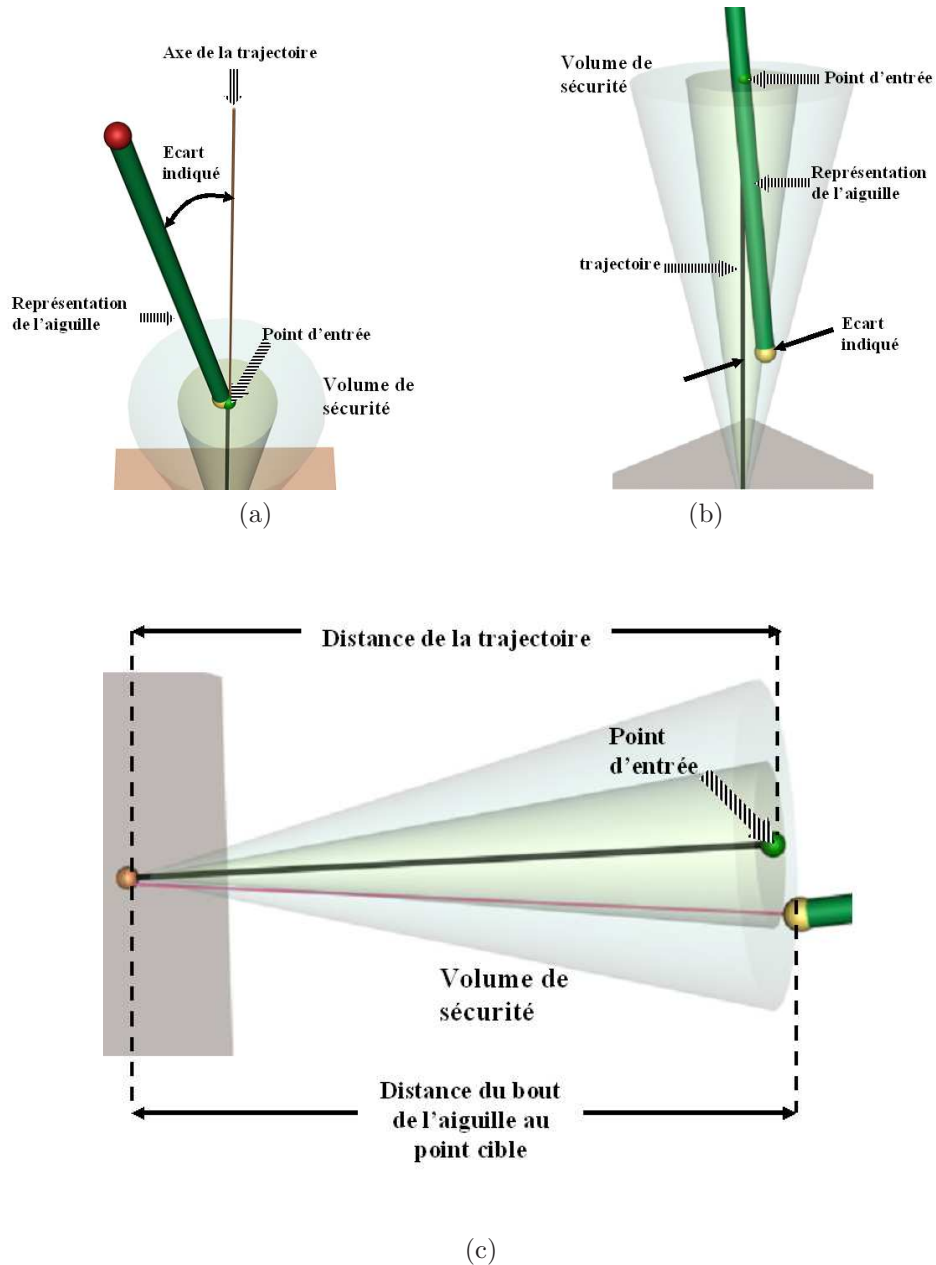


FIG. 4.16 – (a) Dans cette figure nous présentons le cas dans lequel l'aiguille est à l'extérieur du fantôme. Dans ce cas, l'information transmise est l'écart entre l'axe de la trajectoire et celui de l'aiguille. (b) Quand l'aiguille se trouve à l'intérieur du fantôme, l'écart indiqué correspond à la distance du bout de l'aiguille à l'axe de la trajectoire. (c) La dernière image montre que le système déclenche une des deux codifications par la comparaison entre la distance de la trajectoire et la distance du bout de l'aiguille.

P' _{bout} ou P' _{manche}		régions de stimulation		motif tactile
		à 8 directions	à 4 points cardinaux	
x<0	y<0	I	II+IV	sud-ouest
x=0	y<0	II	II	sud
x>0	y<0	III	II+V	sud-est
x<0	y=0	IV	IV	ouest
x>0	y=0	V	V	est
x<0	y>0	VI	VII+IV	nord-ouest
x=0	y>0	VII	VII	nord
x>0	y>0	VIII	VII+V	nord-est
x=0	y=0	centre	centre	aucun

TAB. 4.3 – Pour l’algorithme en boussole, neuf cas sont possibles, selon le signe des coordonnées du point projeté.

4.4 Bilan

Dans ce chapitre, nous avons présenté l’évolution de notre système de guidage, depuis l’évaluation de faisabilité jusqu’à la version actuelle. Dans la deuxième approche, nous avons tenté de résoudre les premières difficultés rencontrées pendant l’évaluation de faisabilité. La première modification importante a été implémentée dans la procédure initiale que nous avons établie dans la première approche. L’imagerie échographique est mobile et non invasive, ce qui la rend intéressante pour notre application et sans grands risques. L’utilisation de cet outil d’imagerie permet de simplifier notre étape de préparation, pendant laquelle le chirurgien définit la trajectoire idéale.

Une autre difficulté rencontrée est que certaines parties de la langue ne perçoivent pas les stimulations linguales. Nous en avons déduit que ces difficultés étaient liées au manque de contact de la langue avec la matrice d’électrodes. D’une part, la matrice d’électrodes ne reste pas en contact avec la partie postérieure de la langue, à cause de la rigidité de la matrice. D’autre part, la langue a le réflexe naturel de parcourir la matrice d’électrodes. Afin de résoudre ces problèmes, nous avons fabriqué un support en plexiglas, pour vérifier la perception des stimulations dans la partie postérieure de la langue. Nous avons incorporé le support dans un protecteur dental utilisé pour la boxe, car il était le mieux adapté pour la fixation de la matrice.

L’autre modification importante que nous avons réalisée dans la deuxième approche, est la réduction de la quantité d’information transmise par notre système. L’algorithme de codification évite la confusion de discrimination entre les stimulations de position et celles qui correspondent à l’orientation. Avec l’algorithme en boussole à 8 huit directions, la quantité d’information transmise aux utilisateurs est réduite de 25% par rapport à l’information initiale.

La dernière évaluation que nous avons réalisée nous a permis de constater l’amélioration de notre système. Cependant, l’utilisation du support, bien qu’il ait permis d’améliorer la perception des stimulations, produit une salivation ex-

cessive. Sous prétexte que nous avons incorporé, depuis le début, une échelle des intensités adaptée à la langue, nous pensions que la difficulté de perception des stimulations était la conséquence du manque de contact entre la matrice et la langue. Pourtant, l'utilisation du support nous a confirmé la différence de sensibilité de certaines régions de la langue. Une régression linéaire réalisée sur les données de l'évaluation, nous a révélé l'importance d'établir un protocole d'apprentissage. Les résultats montrent que l'étape d'habituation peut jouer un rôle important pour affirmer l'association stimuli-réponses. Nous pensons que ce résultat confirme la présence d'un mécanisme de mise en extériorité, développé par les utilisateurs et un système de substitution sensorielle.

Afin d'intégrer autant les premières que les dernières modifications, l'application initiale a été restructurée. La version actuelle de notre système LINCAGE prend en compte tous les facteurs importants pour assurer un guidage acceptable. Deux changements ont déterminé la restructuration de notre système actuel : la réduction du nombre d'électrodes dans la matrice de stimulation et la simplification de l'algorithme de codification.

La réduction de la taille d'électrodes a permis d'intégrer deux améliorations importantes : un algorithme d'adaptation des stimulations aux diverses sensibilités linguales et une technique que nous avons implémentée pour adapter les stimulations aux dimensions de la nouvelle matrice à n électrodes. La technique permet la construction des motifs tactiles, selon le besoin et l'affinité des utilisateurs.

La simplification de notre algorithme en boussole à 8 directions a été possible par la construction des motifs tactiles. Nous croyons que l'algorithme en boussole à 4 points cardinaux simplifie significativement la quantité d'information transmise par notre système. D'après nos calculs, l'algorithme implémenté réduit à 71,7 b/s la quantité d'information initiale avec une amélioration dans le guidage. Cette quantité d'information représente une réduction de 80% de l'information initiale.

Chapitre 5

DISCUSSION ET PERSPECTIVES

Au travers de notre travail, nous avons entrepris l'intégration d'un système de guidage appliqué à l'assistance du geste chirurgical. Depuis le début de notre recherche, nous nous sommes concentrés sur la transmission d'une quantité d'information minimale, avec la plus grande précision possible. Cette priorité a été choisie en fonction de la quantité limitée d'information que notre système sensoriel peut traiter. La quantité d'information de notre système a été ainsi réduite à 80% de l'information que nous avons prévu d'utiliser au départ. Une partie des informations a été simplifiée en fonction de leur pertinence pour la tâche que nous avons sélectionnée. L'autre partie a été représentée sous une autre forme (variation d'intensité ou l'utilisation de deux phases différentes -orientation, puis position), c'est-à-dire que nous n'avons pas éliminé les informations déterminées au début de notre recherche. Le codage a été modifié plusieurs fois, pour trouver un compromis entre l'information pertinente et la simplification nécessaire pour représenter cette information.

Le système proposé a permis d'étudier le canal tactile lingual, afin de transférer correctement les informations de guidage. À l'aide d'un stimulus électrique, il est possible de générer différentes sensations tactiles. Sept paramètres déterminent la forme d'onde de chaque stimulus généré par l'interface linguale TDU. Depuis l'interface graphique du système LINCAGE, nous pouvons modifier ces paramètres. La variation des valeurs de ces paramètres pourrait permettre de reconstituer les différentes sensations tactiles sur la peau. Différents travaux ont été réalisés, pour étudier la sensibilité de la peau glabre avec des stimulations électriques. Ces travaux ont permis de déterminer les techniques de stimulation à utiliser et les valeurs adéquates pour la forme d'onde des stimulations cutanées. D'autres recherches, réalisées sur la langue, ont corroboré les similitudes entre la langue et la peau glabre.

Afin d'atteindre nos objectifs initiaux, nous avons entrepris des études sur le

canal lingual, qui nous permettent de signaler quelques points d'intérêt pour les travaux futurs. La surface linguale est composée principalement de trois types de mécanorécepteurs retrouvés sur d'autres surfaces de la peau : les corpuscules de Meissner, les corpuscules de Ruffini et les disques de Merkel. Parmi ces mécanorécepteurs, la stimulation électrique des corpuscules de Ruffini ne s'accompagne d'aucune sensation tactile. En fonction des deux mécanorécepteurs restants, nous avons établi les valeurs de la forme d'onde dans l'interface TDU pour stimuler la surface linguale. Nous n'avons étudié qu'une partie de ces sensations tactiles afin de transmettre les informations de guidage. Dans notre application, nous avons testé les valeurs qui correspondent à des vibrations légères. En principe, cette plage de vibrations produit des sensations similaires à la détection de forme, de bords, de textures rugueuses ou de glissement d'objets. Néanmoins, les sensations recueillies auprès des utilisateurs correspondent à des sensations de chatouillement ou de picotement. Tout au long de nos recherches, nous nous sommes attachés à l'amélioration de la qualité des sensations tactiles linguales produites par notre système de guidage. D'autres valeurs peuvent être définies pour modifier la qualité des sensations tactiles. Pourtant, les valeurs exactes pour recréer les différentes sensations tactiles dans la stimulation linguale, restent à déterminer. D'après les résultats des évaluations, nous pouvons tirer comme conclusion que la transduction tactile de la langue est réalisée principalement par les corpuscules de Meissner. La détermination des valeurs capables de stimuler la langue avec des sensations plus agréables doit être effectuée plus en profondeur. Un apport de notre travail à ce problème est que l'étape d'habituation de LIN-CAGE offre un outil pour de plus amples études psychophysiques du canal tactile lingual, grâce aux paramètres qu'on peut faire varier. Cette possibilité peut en outre permettre d'adapter les sensations tactiles afin d'étendre notre système à un grand champ d'applications, au delà du domaine de la chirurgie (par exemple le retour de pression sur des parties du corps devenues insensibles, comme la partie derrière des paraplégiques, très sujette aux escarres).

Le temps d'apprentissage requis pour maîtriser l'utilisation du système de guidage lingual est court. L'étape d'habituation implémentée dans notre application requiert un temps d'environ 20 minutes. Nous avons vu que la précision donnée par les évaluations est acceptable. De plus, le temps d'apprentissage est moins long par rapport au temps investi par le médecin pour apprendre une autre technique d'imagerie comme l'échographie ou la thermographie qui nécessite plusieurs mois d'apprentissage.

La durée d'une ponction peut varier en fonction de la difficulté d'accès à la région malade et de l'expérience du chirurgien. L'intégration d'une technique d'imagerie dans notre système permet de simplifier en même temps la difficulté d'accès et le temps investi par le médecin pour maîtriser la procédure. La procédure de ponction habituelle requiert une dextérité de la part du chirurgien, car il doit gérer en même temps l'utilisation de la sonde échographique et de l'aiguille, et la visualisation de l'image échographique. Le médecin a besoin d'expérience pour corriger la position de l'aiguille en fonction de l'image 2D visualisée. La technique de ponction devient habituelle après quelques jours, voire

des mois, pour pratiquer la procédure. Avec la procédure implémentée dans notre système, le médecin n'utilise la sonde échographique que pour définir la trajectoire idéale, et à terme, il n'aura plus à l'utiliser, donc à l'apprendre. Pendant le guidage, le chirurgien ne requiert que l'information de guidage pour atteindre la région malade. De plus, la procédure implémentée offre l'avantage que le chirurgien peut utiliser la main destinée habituellement à la sonde pour d'autres actions. Cependant, pour compléter les informations nous avons ajoutées au système, l'option choisie a été d'assister les gestes du médecin avec une sonde échographique. Pendant le guidage, le chirurgien peut utiliser la sonde afin de repositionner le point cible au centre de l'image échographique, pour corriger ou pour redéfinir la trajectoire vers une autre région. Le système localise le centre de l'image, afin de redéfinir la trajectoire. Ensuite, le système permet de guider les gestes du médecin, tout au long de cette nouvelle trajectoire.

Le système proposé dans notre travail de thèse porte sur le développement d'un système de guidage passif. Étant donné que, pour le moment la ponction se réalise sur un fantôme anatomique, notre système peut être aussi considéré comme un simulateur. Les jeunes médecins peuvent, ainsi acquérir une maîtrise de la technique de ponction à l'aide de notre système. Différentes stratégies peuvent être envisagées pour poursuivre cette idée, par exemple le développement d'un système d'entraînement pour les universités virtuelles ou l'éducation à distance.

Une grande partie de nos problèmes reposait sur les difficultés liées à l'utilisation du prototype TDU à l'état actuel. L'interface TDU n'est pas adaptée pour une application chirurgicale. Par exemple, le câble contenant la matrice d'électrodes rend difficile son utilisation pendant les évaluations que nous avons réalisées. La réduction de l'interface à un système sans fil intégré dans un palais artificiel, permettra d'améliorer beaucoup les défauts actuels, comme une perception insuffisante ou une salivation excessive. Cependant, l'utilisation d'une interface fixée sur le palais peut gêner la communication entre le chirurgien et son équipe. Afin d'éviter de contraindre la procédure habituelle du chirurgien, on peut envisager d'utiliser certaines régions du palais qui ne sont pas utilisées pendant la communication orale. Actuellement, la participation d'un orthophoniste nous a permis de déterminer une forme plus adaptée pour fixer l'interface au palais dans des régions qui ne gênent pas cette communication. D'autres aspects peuvent être intéressants à étudier, avant de pouvoir envisager l'utilisation quotidienne de LINCAGE. Par exemple, l'utilisation d'une pile biocompatible peut être introduite à l'intérieur de la bouche, la fiabilité de la communication sans fils pendant l'intervention doit être assurée, et le champ magnétique généré pour la transmission sans fil doit être quantifié, pour s'assurer qu'il n'y a pas de risques pour le chirurgien. Ces aspects doivent être traités, ce qui représente un vaste domaine d'études futures. L'avantage d'utiliser un système sans fils est qu'il peut parfaitement être utilisé par le chirurgien sans gêner la stérilité du bloc opératoire. À la différence d'autres systèmes de guidage chirurgicaux, le chirurgien pourrait porter le système sans fil derrière le masque, sans contaminer la stérilité du bloc opératoire. L'interface doit être adaptée pour offrir un dispositif discret. En même temps, l'interface sans fils pourrait permettre de libérer le tou-

cher et la vision pendant les interventions, ce qui représente un apport significatif à la surcharge actuelle du chirurgien, motrice, mais aussi cognitive.

La difficulté principale qui nous a limitée pour explorer d'autres voies est liée au manque du budget de fonctionnement pour le projet. La meilleure stratégie que nous aurions pu réaliser depuis le début de notre recherche, est l'adaptation du système lingual au contexte chirurgical : éliminer les fils, adapter la matrice à la forme du palais, etc. Une grande partie des problèmes a été causée par : le manque de contact entre la langue et la matrice, la difficulté pour reproduire la stimulation des mêmes régions à chaque essai, ainsi que par le fait que la matrice d'électrodes à l'état actuel gêne la communication de l'utilisateur. L'utilisation d'un prototype moins gênant aurait réduit le nombre des facteurs à analyser en même temps, ce qui représente une difficulté certaine pour déceler les causes des erreurs. Par exemple, le système adapté au palais aurait pu assurer la stimulation des mêmes régions à chaque utilisation. On aurait pu déterminer plus rapidement les seuils de stimulation pour les régions stimulées. D'autres problèmes que nous pouvons souligner dans notre travail de recherche sont liés à la difficulté de trouver des sujets volontaires pour évaluer notre système à l'état actuel. Un budget de fonctionnement aurait pu financer la rémunération d'un plus grand nombre de personnes.

Nous devons souligner aussi que la précision des calculs rapportés ne prennent pas en compte les différentes erreurs provoquées par les différents composants et dispositifs. Par exemple, l'aiguille que nous utilisons pendant les évaluations présente une flexibilité due au fait de son mince diamètre. Cette flexibilité fausse la localisation à certains moments de l'évaluation. Cependant, l'épaisseur de l'aiguille utilisée pendant une vraie ponction ne permet pas du tout cette flexibilité. Un autre facteur d'imprécision est dû aux erreurs du localisateur Polaris pendant la localisation de l'aiguille et du plan échographique, dont la marge d'incertitude reste toutefois inférieure à 2 mm. D'autres sources d'erreurs sont liées aux problèmes de l'imagerie médicale incorporée dans notre système. Le bruit dans le signal échographique peut ajouter d'autres sources d'erreurs et fausser quelque peu le repérage de la région malade. Les bruits peuvent être les résultats du débit sanguin, de la présence de bulles d'air qui empêchent la visibilité, etc. Toutes ces erreurs doivent être prises en compte avant qu'une validation clinique soit envisageable. Cependant, l'erreur que nous pouvons quantifier est d'environ 6 mm. Par exemple, cette erreur reste encore acceptable pour la ponction de tumeurs hépatiques de moins de 3 cm de diamètre.

Comme perspectives de notre projet, plusieurs améliorations peuvent être envisagées. D'abord, notre système est limité par la visibilité entre le localisateur optique et les différents RB utilisés. D'une part, les trois marqueurs du RB fixé sur l'aiguille doivent être visibles pour assurer les calculs du système. D'autre part, le RB doit rester visible pendant l'insertion de l'aiguille. À cause de ces difficultés, le système doit être amélioré par l'intégration d'un autre système de localisation. Un localisateur magnétique peut permettre de repérer la position d'un outil à l'intérieur du corps du patient. Cependant, les problèmes occasionnés par la présence des champs magnétiques dans le bloc opératoire limitent leur utilisation.

La réduction des interférences avec d'autres instruments et des problèmes liés aux champs magnétiques sont des sujets de recherche actuels qui visent l'amélioration de ces systèmes.

La compatibilité de notre interface avec d'autres systèmes d'exploitation n'a pas été vérifiée. L'application actuelle a été implémentée sur le système d'exploitation Windows 2000. La version finale de notre interface est robuste. Cependant, nous avons remarqué que le "double" algorithme implémenté (en boussole à 8 directions et à 4 points cardinaux) ralentit la vitesse de rafraîchissement sur la matrice du TDU. Le problème peut se trouver dans l'implémentation "expérimentale" de notre algorithme final.

L'amélioration la plus importante à apporter est le développement du système sans fils. Ce système peut permettre d'étudier les différentes sensations à l'aide des différentes codifications linguales plus complexes. Le système embarqué pourrait susciter l'intérêt des médecins, afin qu'ils participent à une validation clinique.

Une autre amélioration que nous avons envisagée est le remplacement de l'ordinateur par un autre dispositif. Par exemple, les nouveaux agendas électroniques commencent à devenir si puissants, que le chirurgien pourrait transporter les données préopératoires dans l'agenda jusqu'au bloc opératoire. Il reste à résoudre les problèmes de communication avec les trois dispositifs en même temps : le localisateur, la sonde échographique et l'interface linguale sans fils. Pour le moment, l'algorithme développé n'est pas transférable d'un ordinateur à un autre, mais les modifications actuelles portent sur la résolution de ce problème.

Étant donné que nous avons défini notre algorithme en fonction d'une tâche spécifique, le système ne peut pas être appliqué à d'autres usages. Nous avons envisagé d'utiliser la plage dynamique que nous avons établie, pour transmettre d'autres informations par des variations d'intensité. L'interface peut être modifiée afin d'élargir le système à une autre application chirurgicale. Par exemple, nous pouvons déterminer dans la plage n niveaux d'intensité facilement distinguables. Chaque niveau représente un type d'information. Chacune de ces informations est présentée sur la matrice avec une période T_n . Dans notre exemple, $T_1 < T_2 < T_3$, ce qui veut dire que l'information 1 est prioritaire. Ainsi, plus l'information est importante, plus son signal est redondant.

En conclusion, le canal tactile lingual est suffisamment discriminatif par rapport au canal haptique. Il a un fonctionnement similaire à la vision pour la transduction d'information. La validation clinique s'avère nécessaire finalement seule capable de tester l'efficacité du système de guidage lingual proposé dans notre travail de thèse.

Appendice A

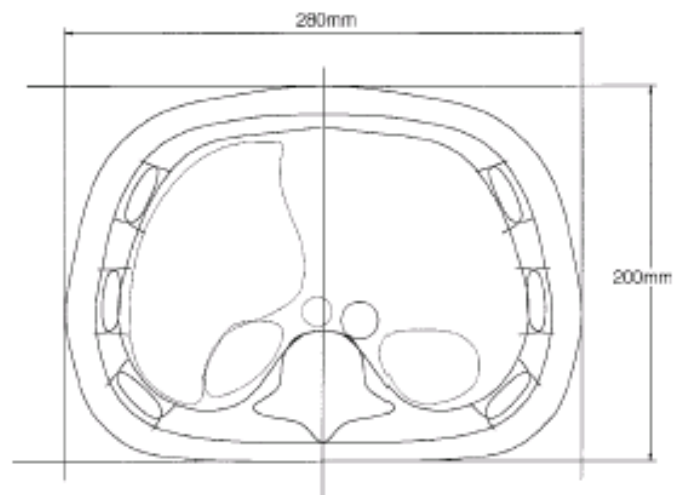
CARACTERISTIQUES DU FANTOME

Model 057 Specifications:

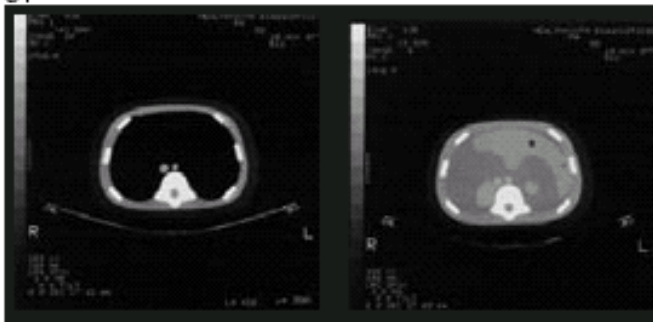
Length: 125mm
Width: 280mm
Height: 200mm
Weight: 5500grams

Materials: Zerdine®
Urethane
Epoxy
ABS

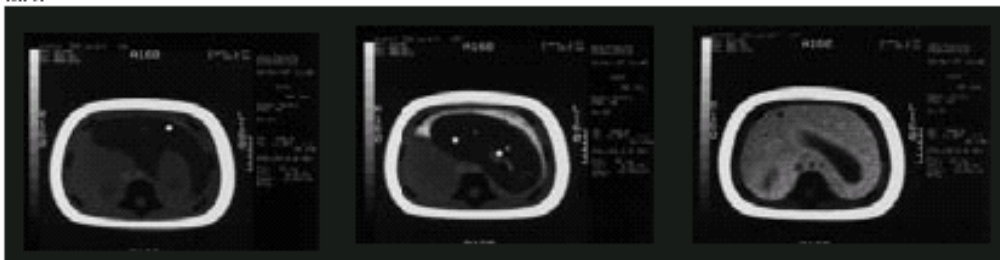
US PATENT#5196343



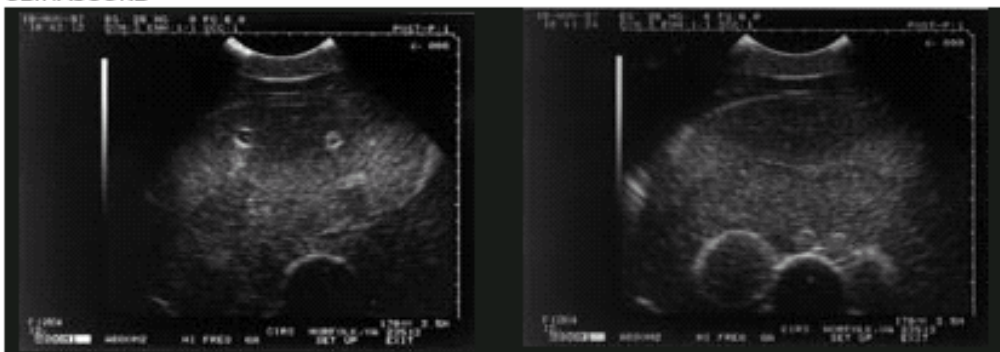
CT



MRI



ULTRASOUND



Appendice B

PUBLICATION SOUS REVISION

Electrical stimulator of lingual receptors: a feasibility study for medical applications

José O. Vázquez-BuenosAires, Member, IEEE, Yohan Payan and Jacques Demongeot

Abstract— In conventional surgery, the surgeon has to operate on the patient, interact with the medical staff and supervise several monitoring devices. With the recent introduction of computer-assisted surgery system in the operating room, the surgeon must also monitor additional screens displaying multi-modal information. Supervising several devices simultaneously demands a high level of information processing which can overload the surgeon's capacity to sense and process information. The present work uses a lingual interface, called the Tongue Bipolar Unit, which consist of a ribbon cable containing a 12x12 matrix of embedded electrodes against which the tongue can rest. Electrical signals are sent to the electrode array stimulating tactile receptors in the tongue via the saliva. This lingual stimulator has been integrated into Computer-Assisted Surgery system to assist surgeons in the training of transcutaneous femoral punctures. The proposed system provides "tactile cues" to guide surgeon's movements along a planned trajectory. The position and the intensity of tactile cues encode the direction and the magnitude, respectively, of the measured deviation between the needle and the trajectory. Using our passive guiding system, ten subjects each performed five trials to reach a target point at the end of the planned trajectory. The distance to the target point and the elapsed time were recorded to test the effectiveness of the information feedbacked. The use of a lingual guiding system can be a potential alternative to convey information in the operating room. An acceptable mean accuracy was obtained from results ($3.24 \text{ mm} \pm 1.47 \text{ SD}$) in a mean elapsed time of 124.3 seconds ($\pm 34.3 \text{ SD}$). Regression analysis of data revealed a significant effect of the time using the guiding system.

Index Terms— User interface, Man-machine systems, Tactile systems, Sensory aids, Navigation systems.

I. INTRODUCTION

COMPUTER-Aided Surgery (CAS) is a growing research domain, with new designed systems which aim is to assist surgeons for the realization of diagnosis and therapeutic gestures in a rational and quantitative way while trying to increase the safety and the accuracy of the surgical gesture [1],[2],[3]. CAS procedures are composed of three main stages: multi-modal acquisition, strategy planning and navigation stage [4]. The navigation stage can be done using any of the three types of guiding systems:

- active, if they include a robot to autonomously perform a part of the surgical task with surgeon supervising the procedure; an examples is ROBODOC[5] system,[6],[7]
- semi-active, when robots assists the surgeon in a combined way, like PADyC system,[8],[9];

Manuscript received July 25, 2004; revised April 14, 2004.
The authors are with the Techniques in Imaging, Modeling, and Cognition Laboratory (TIMC) - Institute for Applied Mathematics in Grenoble (IMAG) in the Institut d'Ingénierie de l'Information de Santé, Pavillon D, Faculté de Médecine, 38006, La Tronche Cedex, France. (yohan.payan@imag.org / Yohan.Payan@imag.fr / Jacques.Demongeot@imag.fr)

- passive, when the system only displays information to the surgeon, as CASPER system,[10],[11].

Different kinds of guiding systems have been proposed, covering all the range of medical tasks. For a summary of examples, refer to [4]. Passive guiding systems will be detailed next in this paper, to define the proposed system in this work.

During a classical surgery, the clinician is confronted to process multi-modal information: s/he has to take care of the patient, interact with the Operating Room (OR) staff, and check all the control screens. Hence, the introduction of new systems is not straightforward because they need to be adapted to global ergonomics into the OR. Guiding system's screens are used to transmit multimodal information to surgeon. In our opinion, monitoring several devices at the same time is a source of confusion.

In information systems [18], the quantification of information processing (measured in bits), represents the amount of information (AOI) that humans need to process when they make a decision between two equally likely alternatives (or input information) [12]. The AOI is calculated using the binary logarithmic function $\log_2 n$ for n inputs information. For example, an IS with 2 inputs of information has an AOI=1 bit. From this hypothesis, the AOI calculated for a nerve cell depends on the number of action potentials (AP) plus one (the resting potential), i.e. if a nerve cell generates 2 APs, then the AOI=1.6 bits.

In transmission systems, the information rate (expressed in b/s) is calculated as an addition of input informations. This led to the thinking that the AOI for a group of fibers in an "ideal" sensory system, is the sum of influxes from each fiber. Due to the number of receptors and afferents fibers present in the visual channel, the theoretical information rate must be of 10^7 b/s whereas psychophysics experiences have only demonstrated 40 b/s.

Related works had demonstrated an under-expected capacity of human information processing in sensory channels [13], [14], as shown in Table I. These researches have tried to determine the limits for sensory channels to use perception mechanism at maximal transmission rate. One explanation is that a "noise" is present in most of the neural channels, due to the dispersion of frequencies or amplitudes in neural influx [15]. At maximal rate, the information processing capacity is saturated and close to be overloaded. However research has not yet been demonstrated to validate this tangible overload inside an OR. The central nervous system increments information transmission rate selecting pertinent to the task, or complementary information arriving from other sensory systems.

In spite of these under-expected information rates, visual

Sensory system	Number of receptors	Number of afferent nerve fibers	Expected information rate (b/s)	Estimated information rate (b/s)
Vision	2×10^8	2×10^8	10^8	40
Auditory	3×10^4	2×10^6	10^6	30
Somesthetic	10^7	10^8	10^8	5
Taste	3×10^4	10^6	10^6	1
Smell	7×10^4	10^6	10^6	1

TABLE I
EXPECTED AND ESTIMATED INFORMATION RATES IN SENSORY SYSTEMS

system presents the highest ratio of information processing capacity due to the number of receptors and the number of afferent nerve fibers. Owing to these advantages, the visual system is highly used to convey feedback information into the OR. Conventional surgery systems use computer monitors and head mounted displays (HMD) with reported shortcomings: inadequate refresh rates, poor details and etiologies in sickness simulations [16].

Another implementation in CAS is the use of somesthetic devices which provide haptic or tactile information. These systems are helpful for surgery task with conditions of reduced movements or where visual information is insufficient inducing relevant errors. For example, they are largely used as surgical interfaces to ensure best accuracy or free-tremor movements [17].

Another option is the implementation of auditory systems but these have not been enough studied in surgical applications. Different works have been developed to study the use of navigation systems providing auditory feedback to blind persons [18] or during high-stress conditions to operate robots [19]. Auditory modality presents some advantages: omnidirectional perception, 3D localization of sounds and a rich and parallel bandwidth. The principal shortcomings in these systems are interferences or masking effects between environment and sound cues [20].

Another implementation are coupled modalities: haptic-auditory [21], auditory-visual [22] and the most common is haptic-visual integration [23],[24],[25].

The aim of this work in long term, is to explore the possibility of increase surgery performance by using a lingual interface as a guiding system. As initial step it's important to develop a feasibility study for medical applications. The questions that this work has tried to answer are: is it possible to assist a guidance task using only tactile stimulations perceived on the tongue? What kind of information could be used to provide an exploitable assistance?

II. PREVIOUS WORK

A. Sensory substitution

Sensory substitution can be defined as the use of one human sense to receive information normally received by another sense [26]. Since the 70's, Paul Bach-y-Rita has explored the notion of brain plasticity using tactile substitution to

provide visual information to the brain through 2D arrays of stimulators in contact with the abdomen, back or finger skins; similar to the way that the eyes present spatial information to the retina [27],[28],[29],[30],[31]. In these systems, optical images are recorded by a TV camera and transduced into vibratory or electrical stimulations that are mediated by the skin receptors. After a sufficient training, subjects perceive an image in space rather than a tactile stimulation. This research has offered the opportunity to evaluate central nervous system mechanisms involved in perceptual development and sensory substitution processes. It seems that there is no loss of correct spatial localization even when the tactile sensory device is moved from one area of skin to another. This phenomenon demonstrates the interrelationships of motor control system with spatial localizations. An example to illustrate this can be a blind person assisted only with a long cane to navigate. S/he develops a discrimination of this information to perceive a spatial environment re-created in the brain rather than a sensation on the palm of the hand [32].

Paul Bach-y-Rita and his colleagues recently converged to electro-stimulation of tongue surface when trying to overcome the practical problems demonstrated in skin interfaces [33]. In 1998, knowledge about tongue tactile discrimination was not deep enough. Anatomic studies have been established that the tongue was composed of 9 000 taste receptors approximately. However, about tactile receptors in the tongue, only a map of the neural representation of the body in the somatic sensory cortex indicated a significative tactile discrimination [34]. Indeed, the human tongue seems to be very sensitive and highly discriminative in some regions, for example, the tip of the tongue. In particular, the AOI brought by this somesthetic way is not negligible (13%) with respect to the visual way (cf. Table I). A practical human-machine interface, named Tongue Display Unit (TDU) [35], was therefore developed and recently evaluated in blind and able-bodied persons [36].

The latest research with blind subjects trained with the TDU, shows that the visual cortex can capture the tactile data transmission using this channel. This can be surprising but the same phenomenon is observed in blind subjects reading Braille alphabet through the fingertips [37], because the visual and the somatic sensory cortices have functional similarities, to develop an adaptation to the reception from different sensory data [38]. This phenomenon inspired the statement "we see with the brain, not with the eyes" [39].

B. The TDU, a lingual stimulator

The TDU (shown in Fig. 1) consists of a 2D array (12 x 12 matrix of electrodes, approximately 3 cm square) of electro-tactile stimulators embedded on a ribbon band that is held in the mouth, against which the tongue can rest. Thanks to the saliva, the TDU only requires a 5-15 V output voltage and a 0.4-4.0 mA current. Each gold-plated circular electrode has a 0.7 mm radius and a distance inter-center of 2.3 mm and receives a monophasic pulse with zero net DC or not pulse [35]. The electrical stimulation can be individually controlled by an external electronic package which is connected to computer serial port. The pulses in each electrode are voltage

controlled, which means that the voltage is defined and the current adjusted to produce vibratory stimulations on the tongue.

The important characteristics taken into account from TDU to be used in this project were:

- the TDU is a tactile interface, if a properly information is presented to the somesthetic system, users learn to make perceptual judgments using visual analysis [26];
- the TDU is a lingual tactile "display", which means that it provides information to users, while others available interfaces like TTK[®] [40] and Hand-in-the-Mouth [41] used in Human Computer Interfaces, only can send commands to assist handicapped persons in the control of appliance devices;
- Due to the small size of receptors in the tongue, electrodes in the matrix of TDU represent a correct compromise between number and size;
- The low voltage and current consumptions are only 3% of those in conventional skin interfaces.

However, in the present version of the TDU, the ribbon strip is physically linked to an electronic package. This is of course not very ergonomic but improvements are focusing on adapting a reduced wireless interface to the palate of users to let them talk without constraints. The wireless oral device can be mounted behind the superior incisors at a place rarely used by tongue in the speech activity. This could be especially useful for physically disabled users because the TDU would provide them information about the position of certain parts of their body that they cannot sense [42].

C. Optimal waveform in sensory psychophysics

Due to the unclear mechanisms developed by the brain to decode the afferent information provided by our sensory system, the adaptation of electrical stimulations to neural information is difficult. In over 150 years, the field of psychophysics has developed several experiments to determine

absolute thresholds, to quantify information transmission capacity and parameters involved in sensory modalities. Tactile patterns by electric or/and mechanic stimulations applied directly on the skin has been used to understand different skin mechanism. Here, basic skin properties are detailed to limit the context of this work to somatic and proprioceptive mechanisms. The duration, the time of adaptation and the flicker frequency for each stimulation are temporal properties that have important influence during sensory studies using skin stimulation [14]. The discrimination threshold is a spatial property which represents the minimal distance at which two distinct points are still perceived as two separated stimuli. The acuity is the inverse function of the discrimination threshold. The skin is composed of six kind of receptors: tactile disks, hair follicle receptor and four corpuscles: Pacinian, Meissner, Merkel and Ruffini. The glabrous skin areas are mainly composed of Meissner's corpuscles and Merkel's cells while hairy skin areas of hair follicle receptors. Nevertheless both areas contain Pacinian corpuscles, Ruffini endings and tactile disks. According to the speed of adaptation of the six receptors to the stimulus, a functional classification can be established: fast-adapting (FA) and slow-adapting (SA) receptors. Each class can be also subdivided depending on the size of receptive fields in large receptive-field (II) and small receptive field (I). For example, glabrous skin on the palm of the hand is composed in 43% by Meissner units (FA I), 25% by Merkel units (SA I), 19% by Ruffini units (SA II) and 13% by Pacinian units (FAII) [14],[27].

Another research emphasizes that a stimulation current must be carefully controlled to avoid unpleasantly strong sensations if the conveyed information is provided by current modulation because this assures to fit electro-tactile data to Stevens' power law [27]. Several studies have characterized skin receptor's responses using different stimulations waveforms. Mathematical models have only predicted the response of afferent nerves to stimulations provided by a single-electrode. However, Kaczmarek *et al.* [43] have developed several studies to determine the optimal electro-tactile stimulation waveform using an electrodes array to convey information to the brain through the skin. At this time, some concepts like the useful intensity dynamic range of an electro-tactile stimulator have been verified. The intensity dynamic range is defined as the ratio between threshold of pain over threshold of sensation (P/S). The P/S ratio is a function of electrode size, material, location and stimulation waveform. These works have concluded that the skin develops a limited electro-tactile temporal integration as well as a reduction of the dynamic range with current pulses of long duration. This means that the subjective intensity of a train of pulses is increased by raising the pulse current, width, or, to a lesser extent, frequency (pulse rate). These parameters have allowed to determine the P/S ratio in the skin using electro-tactile stimulator between 2 (6 dB) to about 10 (20 dB) levels [27]. Many studies have been conducted to improve electro-tactile stimulations over the glabrous hand skin but few have focused on the tongue.

Research works provided by Tullsson and Essick [44],[45] tried to characterize the periodical behavior to electrical stimulations in the buccal cavity (mouth), by using a mi-

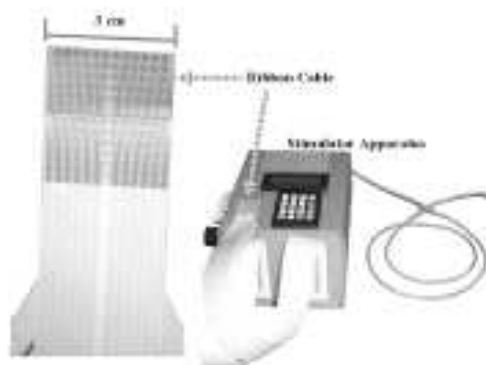


Fig. 1. Tongue Display Unit prototype. Composed by an stimulator apparatus and a ribbon cable containing a 12x12 electrode array

troneurographic technique to investigate the innervation of human introral tissues. Authors revealed that the population of receptors in the tongue appears to be more similar to the population of receptors in the glabrous skin of the hand than the adjacent orofacial tissues due to the presence of fast-adapting type I (or FA I), slow-adapting type I (or SA I units) and slow-adapting type II (or SA II units) receptors. Due to the density of afferent units and the properties of the receptive fields of these receptors, the tongue is exquisitely sensitive to tactile stimulation [44]. Some authors sustain that minimal spatial discrimination distance on the tip of the tongue is inferior to 2 mm [14]; in consequence tactile acuity on the tip of the tongue is much higher than in any other part of the human body [45]. The parameters of the waveform used here to stimulate the tongue, were established under the hypothesis that the tongue gives similar responses to other regions of human glabrous skin. The electrodes were pulsed for 25 ms at a rate of 40 pulses per second.

D. Passive guiding systems

Conventionally, a passive navigation system provides real-time information between pre-operative imaging data of patients and the position and/or direction of surgical instruments [2]. It is possible to distinguish between two types of passive systems:

1) *Free navigation systems*: In the case of free navigation systems, the planning of surgery should not be defined accurately because the system displays only a representation of the instrument and the physician freely intervenes in a virtual environment. These kinds of applications are commonly used to train new surgeons in surgical procedures.

2) *Alignment or Assisting systems*: On the other hand, in a passive alignment system it is necessary to develop a plan at the beginning of the operation. The idea here is to let the surgeon navigate while useful information about his gestures is provided compared against the planned strategy. For example, to guide the insertion of a screw in the pedicle of a vertebra in spine surgery [46], the system provides the orientation of a drill to be detected and compared to a pre-defined optimal trajectory. Another application providing an information of orientation is the system used for Anterior Cruciate Ligament reconstruction [47]. Here, the system assists the surgeon to place a graft in the best position while trying to respect a constraint of no collision between the ligament and the tibia or the femoral notch. Another kind of information provided by these systems is the position of a puncture needle and its localization in relation with a predefined target (for example a tumor inside the patient's body) [48],[49]. In most cases, the task can be assisted if it compares the actual orientation of the ancillary with the optimal predefined trajectory.

This paper proposes the use of TDU as a passive guiding system to assist the surgeon in order to provide a feedback information. The feedback information could be the orientation of the tool during a guidance stage or a navigation. The surgeon can therefore concentrate on the patient while s/he manipulates his surgical tool by perceiving tactile cues in

his/her tongue.

III. MATERIALS AND METHODS

A. Medical context

The clinical procedure used to evaluate our system was the tumoral ablation through a transparietal access. At this time, the use of minimally-invasive surgery is preferred because incisions are reduced to avoid collateral damage in proximate organs. Due to these reduced incisions, a surgeon needs to use small devices to extract a sample or to totally destroy a malignant tissue. In a conventional procedure, surgeon starts by localizing the ill region using an ultrasound probe, then s/he selects an area, normally the closest to the sick region, to introduce the convenient device (a needle or a radiofrequency probe).

The difficult part of this procedure is the introduction of these devices because the surgeon has a limited visibility due to the reduced incision. Therefore, a surgeon must use again the ultrasound probe to control the position of these tools all along the puncture procedure. The use of the ultrasound probe during the puncture stage, demands a minimal experience-based skill to dissociate the directions of movements based on ultrasound images.

B. Experimental setup

The experimental setup proposed to evaluate the TDU in this context, was established using the following components:

- 1) A TDU interface developed by the Department of Biomedical Engineering at the University of Wisconsin-Madison;

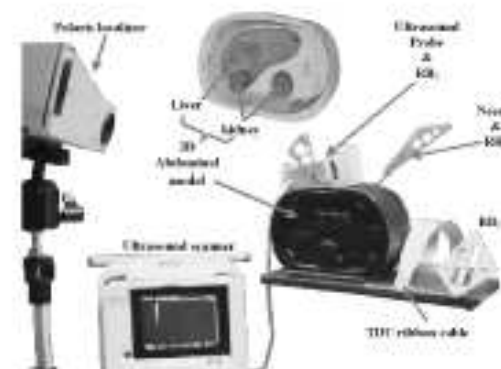


Fig. 2. Components integrating the proposed passive guiding system: an optical localizer, an abdominal model, an ultrasound device and the TDU interface (here, only the ribbon cable can be seen). Optical localizer tracks the position of these Rigid Bodies (RB): RB₁ mounted on a punctum needle, RB₂ mounted on the ultrasound probe and RB₃ mounted on a support with the abdominal model. RB₃ is used as world coordinate system.

- 2) An interventional multi-modal 3D abdominal model from CIRS[®];
- 3) A passive Polaris[®] optical localizer, from NDI Inc., capable of tracking wireless passive marked-based tools, commonly named as "rigid bodies" (RB);
- 4) A biopsy percutaneous needle including one rigid-body (RB₁). This rigid-body lets the localizer track the position of points along the axis of the needle. For this issue, one point was calibrated using the pivot calibration technique [50];
- 5) A HITACHI EUB-405 ultrasound (US) scanner ;
- 6) An EUP-L33 ultrasonic linear probe at 7.5 MHz including a second rigid-body (RB₂). The rigid body is used here to localize the plane containing each ultrasound image thanks to a 2.5D ultrasound sensor [51];
- 7) A third rigid-body (RB₀) is used as absolute reference system.

The elements of the system are shown in Fig. 2. This passive guiding system was evaluated with the elapsed time and the accuracy to the target point to develop a simulated ablation training procedure.

C. Training stage

Before evaluating the system in a guidance task, each user was submitted to a short training phase to be introduced in the stimuli cueing way provided by the mapping algorithm. Research developed using vibrotactile displays in skin stimulation has demonstrated that a duration time between 7 to 25 minutes could be enough to develop full adaptation in tactile receptors [52]. The duration of time selected during the training stage was set to 20 minutes. The hypothesis established here was that training stage must be just a pre-fatory step and not a quantitative stage. As initial step, each user adjusts stimulation intensities by indicating with a right thumbs up signal to increment or a right thumbs down signal to reduce. An operator sets the intensity using the potentiometer in TDU.

The training task consists in trying to discriminate the position of nine local stimuli (one at the center of the matrix and the other ones in the periphery: north, south, east, west, north-east, north-west, south-east and south-west). Each stimulus has a defined shape similar to those provided during the guidance stage except the center stimulus that was not yet used for this evaluation. During the training stage, each user receives a series of stimuli to develop an adapting mechanism in the stimulated areas on his/her tongue. Each stimulus was sent in an arbitrary but not randomly way. User could feel each stimulus during approximately 20 seconds and then s/he needs to indicate the stimulated area. Due to the wired TDU prototype employed, users can not speak to indicate the stimulated area on their tongues. Each user could indicate the stimulated area in his/her tongue, by pointing out one of nine objects positioned in a similar spatial position than stimuli displayed in the tongue. After 20 minutes developing this discrimination task, users passed to the simulation stage.

D. Guidance stage

In order to simplify the simulated task, some adaptations have been taken into account. An analysis of the conventional procedure, revealed that this methodology needs to be adapted to let users interact with a passive guiding system. In a feasibility study, the use of the ultrasound probe during the puncture step can be eliminated to let users being concentrated in the understanding of tactile cues. The strategy employed was the definition of random trajectories to reduce visual or memory bias in users and/or to eliminate the use of the ultrasound probe.

1) Trajectory's definition: The Polaris localizer provides the tracking of passive or active rigid-bodies, from 2 to 6 RB's simultaneously and containing up to 6 markers, with an accuracy up to 0.35 mm inside a standard volume of 0.78 m³, using an updating rate, up to 60 Hz [53]. All the coordinates systems used to explain this section are shown in the Fig. 3. The localizer calculates the transformation matrix (M) for each visible RB with respect to the Polaris referential (Ref_{pol}). For the arrangement proposed, the origin of RB₀ is used as *world coordinates system* and not the Polaris referential, because RB₀ is fixed to the same support containing the abdominal model. The syntax used here has the form: $M_{fromCoordinates, toReference}$. For example, the transformation matrix from RB₁ to Ref_{pol} is noted as $M_{RB_1, Ref_{pol}}$. If it is necessary to determine the position of one point $P_a(x_a, y_a, z_a)$ using RB₁, in another coordinates system (noted as P'_a), Polaris calculates the transformation required to the RB₀ in the following form:

$$P'_a = (M_{RB_0, Ref_{pol}})^{-1} \bullet M_{RB_1, Ref_{pol}} \bullet M_{P_a, RB_1} \bullet P_a \quad (1)$$

Using this methodology, any point can be localized inside the abdominal model. When the user defines a trajectory, the system uses the same method to locate each point in the world coordinate system.

The definition of trajectories is developed in two stages, indicated in Fig. 3:

a) Target Point: The first stage is the selection of a target point. Here, the user manipulates the US probe to explore the interior of the model. S/he can visualize US images on the scanner's display or directly on the window of the graphical user interface (GUI) developed for this purpose. S/he selects the best image containing a region-of-interest (ROI) by freezing the image and the system records the corresponding 3D position of the 2D ultrasonic plane. Then, users can choose a point by clicking with the mouse inside the frozen ultrasound image. The system stores the pixel coordinates (P_p), and calculates the new coordinates in the referential of RB₂. The Polaris determines the transformation matrix of the 2D image plane by tracking the position of the RB₂ mounted on the US probe. This methodology is called 2.5D ultrasound imaging because US images are digitized simultaneously with their corresponding 3-D information. Thus, the coordinates of one point in the US image are calculated replacing P_a by P_p , RB₁ by RB₂ and P'_a by P'_p in (1):

$$P'_p = (M_{RB_0, Ref_{pol}})^{-1} \bullet M_{RB_2, Ref_{pol}} \bullet M_{P_p, RB_2} \bullet P_p \quad (2)$$

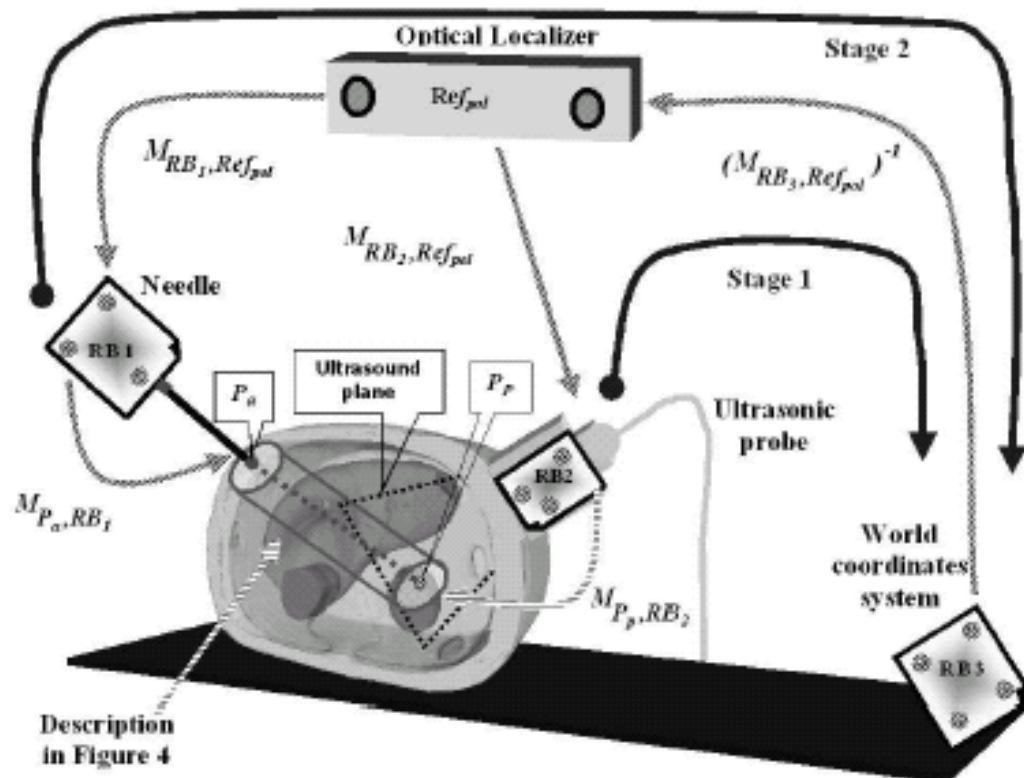


Fig. 3. Illustration representing different coordinates systems used to calculate relative positions of the target point (P_T -calculated following stage 1 arrow) and entry point (P_e -calculated following stage 2 arrow). The cylinder whose axis comes from P_e to P_T , represents an imaginary tunnel used to confine movements of subjects during the guidance stage. The two dashed arrows indicate target and entry stages acquisition in Trajectory definition.

b) Entry Point: The second stage is to establish an entry point. To simplify this procedure, the user chooses the most convenient entry point (P_e). S/he simply poses the needle on the surface of the model and s/he left-clicks with the mouse to indicate her/his decision. The new coordinates, with respect to RB_1 , can be again calculated replacing P'_e by P_e , and P_e by P_e in Fig. 3 and (1). The system automatically stores the coordinates of this entry point to define the trajectory in the RB_2 coordinate system, in consequence its position inside the model.

2) Starting Guidance using tactile cues: The planned task starts when the user perforates the model with a needle, and next s/he must progress following the trajectory path until being as close as possible to the target point. In order to guide users, movements of the needle need to be confined inside a safety tunnel with 25 mm radius around the trajectory path as represented in Fig. 4. To assist the user all along the guidance, a simple and intuitive algorithm was implemented to code onto the TDU the difference in real-time between the direction of

the surgical tool and the trajectory direction.

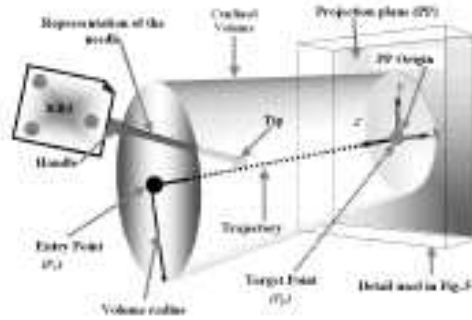


Fig. 4. The trajectory is constructed using target and entry points. The imaginary tunnel is used to confine movements of the needle. A point representing the needle's handle (P_A) is tracked by Polaris localizer, and projected at the orthogonal projection plane (PP). Detailed volume is used in the next Figure.

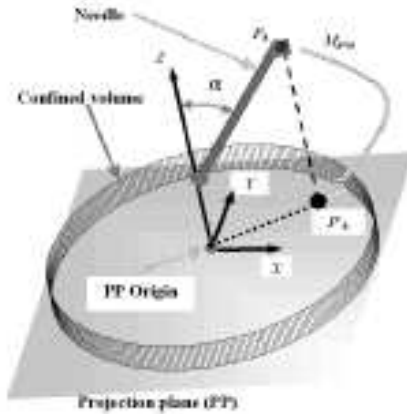


Fig. 5. Illustration of the handle point to be projected (P_A) and the projected point (P'_A). M_{proj} is calculated to project each point on the orthogonal plane.

a) *Orthogonal Projection Algorithm (OPA)*: In this work, the proposal system uses an orthogonal projection as a mapping algorithm. An orthogonal projection eliminates the z component of one three-dimensional point to provide a point (now with only two components) contained in the projection plane. The algorithm used here, calculates the projection matrix (M_{proj}) to transform the handle point tracked in real-time (P_A) by Polaris into a new projection plane, see Fig. 5. The projection plane used is that one containing the target point.

However, after this projection, the algorithm still provides a three-dimensional point. To obtain a two-dimensional point, it is necessary to define a new coordinates system localized in the

origin of the TDU (Ref_{TDU}). Thus, the algorithm determines the transformation matrix (M_o) to match both coordinates systems, from RB_0 to a new origin localized in the center of the TDU, using:

$$M_o = M_R \bullet M_T \bullet M_{proj} \quad (3)$$

where: M_R =rotation matrix, M_T =translation matrix and M_{proj} =orthogonal projection matrix. This is represented in Fig. 6. The coordinates of P'_A (projection of P_A in Ref_{TDU}) are calculated in the form :

$$P'_A = M_o \bullet P_A = M_A \bullet M_T \bullet M_{proj} \bullet P_A \quad (4)$$

where P'_A has now the coordinates (x,y,0).

These coordinates values can be seen as a relative devi-

P'_A		Magnitude region	Stimulus displaced
x<0	y<0	I	south-west
x<0	y<0	II	south
x<0	y<0	III	south-east
x<0	y=0	IV	west
x<0	y=0	V	east
x<0	y>0	VI	north-west
x=0	y>0	VII	north
x>0	y>0	VIII	north-east
x=0	y=0	center	no stimulus

TABLE II
SIGN ANALYSIS TO DETERMINE STIMULUS CLUSTER DURING LINGUAL GUIDANCE

ation's magnitude values of the tool axis compared to the correct direction and positioned at the origin of the TDU cable. An interesting point considered was the meaning of the information provided to users during the guidance stage. Some problems were noticed due to a divergent understanding, with the perception of stimuli. For some subjects, one stimulus evoked a "guidance" information, in consequence they had a natural tendency to direct the needle towards the position of the stimulus. For others, the presence of one stimulus evoked a "collision" information, in consequence they had the tendency to move away from the position of the perceived stimulus. In order to avoid ambiguity meaning, users have been trained to integrate "collision" information during the guidance task. This can be seen like if the stimulated zone indicates to users, the location where the needle tool touches the safety virtual tunnel's frontier.

Using this mental representation, no electrical stimulation is provided if the surgical tool is well oriented. Otherwise, if the tool orientation is incorrect, a corresponding area of the TDU electrode matrix is stimulated. The OPA verifies the position of the projected point to select the most appropriated stimulus depending on the signs of P'_A coordinates as explained in Table II. Mapping regions in Table II are indicated in the bottom right-hand corner of Fig. 6. For example, the upper right-hand corner of Fig. 6 shows that the "north-east" area of the TDU should be activated, which means that the surgeon should move the tool in the south-west direction as it is expected (see the incorrect orientation of the tool).

In this way, the objective is to eliminate any stimulation while

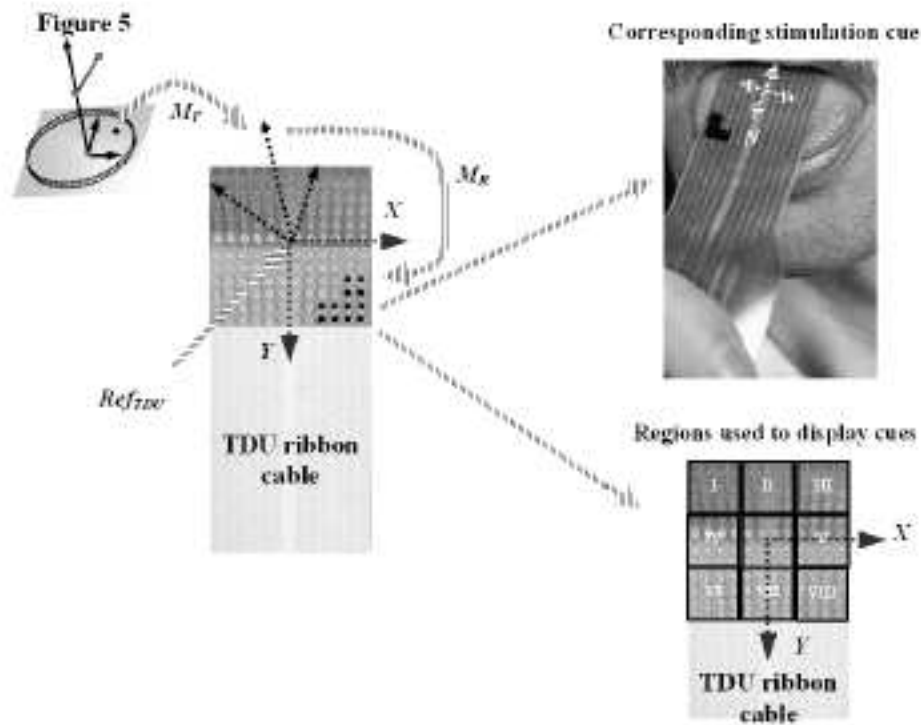


Fig. 6. Illustration detailing different transformation matrices used to calculate M_T and M_H . Up-right photo, indicates the lingual placement for a north-east stimulus. Bottom-right image, indicates regions used to display guiding cues.

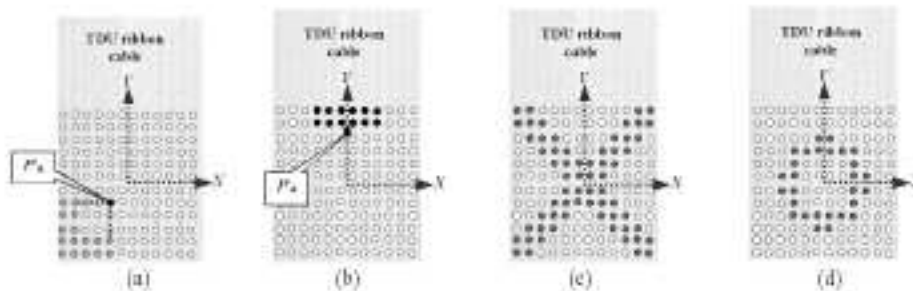


Fig. 7. Four examples of stimulus cues used to provide lingual guidance. P_0 is indicated in (a) south-west and (b) north stimuli. Two stimuli are (c) cross and (d) center stimulus which were used to indicate wrong direction and target reached, respectively. See that three intensity levels are illustrated (a) lighter stimulus representing a low intensity stimulus, (b) darkest stimulus which represents a maximal tongue stimulus, (c) and (d) half-dark stimuli for medium intensity stimuli. Intensity level is proportional to magnitude from P_0 to the origin of Ref_{TDU} .

continuing to progress to the target point. Moreover, in order to specify if the tool orientation is far away from the planned trajectory, we chose to provide electro-stimulation whose intensity was proportional to the error angle α . The intensity in each stimulation cue can be calculated using the magnitude of the coordinates calculated with the OPA in (4). However, the intensity magnitude was adjusted to provide as minimal intensity 10 dB over the threshold determined by users during the training stage [54]. From this, any stimulation with $\alpha=0^\circ$, had a 10 dB as minimal magnitude and a maximal magnitude of 20 dB when $\alpha=60^\circ$ to avoid electrical burns. Fig. 7 presents another examples of this coding. One stimulus with a lower intensity is represented as a lighter stimulus in Fig. 7a, and a stronger intensity as a darker stimulus in Fig. 7b. Two additional stimuli were used during the guidance stage. The former stimulus was a cross cue, as shown in Fig. 7c, to signal the following cases: when the tool has a complete incorrect direction (for example in the case of $\alpha \geq 90^\circ$) or when the tool's tip passes the projection plane. The latter stimulus was a circular cue to inform users when the target point was reached, Fig. 7d.

Number of user	Number of trials (elapsed time, distance to target)				
	01	02	05	04	08
01	(322,1.6)	(207,1.9)	(196,1.9)	(87,1.8)	(89,2.9)
02	(409,2.1)	(167,2.4)	(124,0.8)	(78,1.1)	(44,5.7)
03	(244,3.3)	(201,0.9)	(79,1.6)	(59,8.9)	(53,5.7)
04	(250,3.8)	(247,2.5)	(121,5.8)	(84,3.9)	(57,1.8)
05	(410,1.9)	(128,1.8)	(107,1.7)	(35,3.9)	(29,1.7)
06	(202,4.5)	(177,1.0)	(93,2.6)	(82,4.3)	(34,4.3)
07	(309,2.9)	(82,1.1)	(81,1.3)	(85,1.6)	(28,2.8)
08	(22,5.3)	(41,7.4)	(36,6.6)	(39,3.6)	(52,5.3)
09	(84,5.1)	(69,3.9)	(79,5.1)	(110,2.4)	(69,5.3)
10	(85,6.8)	(43,7.0)	(250,2.0)	(85,5.6)	(87,6.8)

TABLE III
MEASURED RESULTS SHOWING TIME AND DISTANCE TO THE TARGET

IV. EVALUATION AND RESULTS

Ten volunteers evaluated the feasibility of the guidance system. Those subjects were mainly scientists belonging to our laboratory. Their accuracy developing this task can therefore be considered lower than doctors or surgeons due to the experience-based dexterity developed in similar tasks. For all trials, all along the simulation was recorded the elapsed time (since entry to target points), and the distance of the tool's tip to the target point (or accuracy).

Each volunteer performed five successive trials, each one with different trajectories shown in Table III. Table IV provides the mean and standard deviation of distances and performance times for each user (see Fig. 8). It is interesting to note from Table IV, that subjects that have no clinician background were able to reach a target with a mean accuracy of 3.24 mm (± 1.47 mm SD).

V. DISCUSSION

These first results are very encouraging. A regression analysis of data was done to test the hypothesis that elapsed

user	distance to target(mm)	elapsed time(s)
01	1.94	176.2
02	2.42	164.4
03	1.40	127.2
04	3.4	181.8
05	2.2	141.8
06	3.94	117.6
07	1.82	105.6
08	5.76	5.4
09	4.6	95.4
10	5.46	108.4
mean (SD)	3.24 (± 1.47)	124.3 (± 34.3)

TABLE IV
DATA RESULTS SHOWING MEAN DISTANCE TO TARGET POINT (IN MILLIMETERS) AND ELAPSED TIME (IN SECONDS)

time has no influence on the accuracy of the task. This result quantitatively shows that the durations of the training and guidance phase seem to influence the accuracy of the guidance. A linear regression shows that the tendency is that users become more familiar with each new trial, and tend to accelerate their puncture gesture. This acceleration is unfortunately not consistent with an increase in the target reaching accuracy. The slope of this tendency has an interval of confidence of $0 < \beta < 0.014$ with $p < 0.001$. This can be seen in Fig. 8. Subjects going faster in the direction of the target tend to be less accurate, as shown in Fig. 9. Another interesting result appears if we look at results from the subjects 01 to 07, independently of subjects 08 to 10. Indeed, the first seven subjects spent more time during the guidance phase (almost 40 minutes) than the last three ones (less than 30 minutes), but the training time for all was always 20 minutes. The first seven subjects were able to reach the target with a 2.37 mm mean error (± 0.61 mm SD). On the contrary, the last three subject showed a larger mean error value 5.27 mm, (± 0.49 mm SD). Linear regressions for both groups are shown in Fig. 10. A comparative test between both regressions demonstrate two different regressions are the best adjust to both groups. The training time is a discriminant factor between both groups ($p < 0.01$). This point is particularly important, knowing that the training phase required for this experiment was very short (maximum 20 minutes).

The results provided by the experimental setup reveal a significative accuracy using the lingual guiding system. The measured accuracy is encouraging because errors calculated are enough low. However, it has to be compared with other sources of errors that can have been superimposed to the TDU guidance: ultrasound calibration, bending of the puncture needle, accuracy of the localizer. The proposal system needs to be evaluated by surgeons using more complex trajectories and developing a protocol for improving the training phase using TDU. However, a deeper research has to be performed to improve tactile lingual transduction using electrical and mechanical stimulations.

At this time, wireless version of the TDU has been mounted in a dental retainer to test it in the operating room. This could be less constraining for next evaluations in surgical

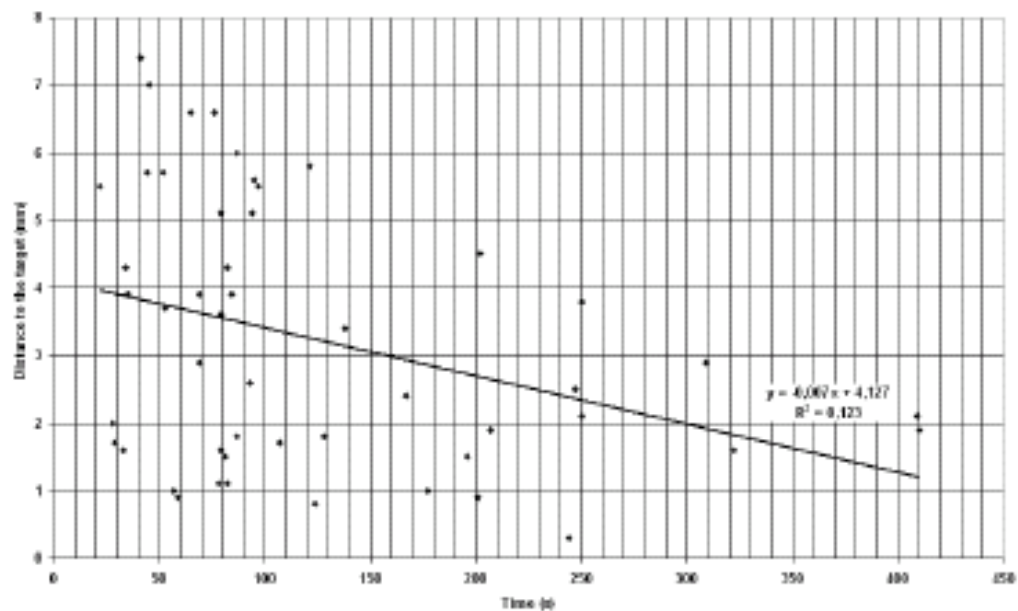


Fig. 8. Data results from Table III are indicated with diamonds. The linear regression (black line) and the tendency equation used to approximate data.

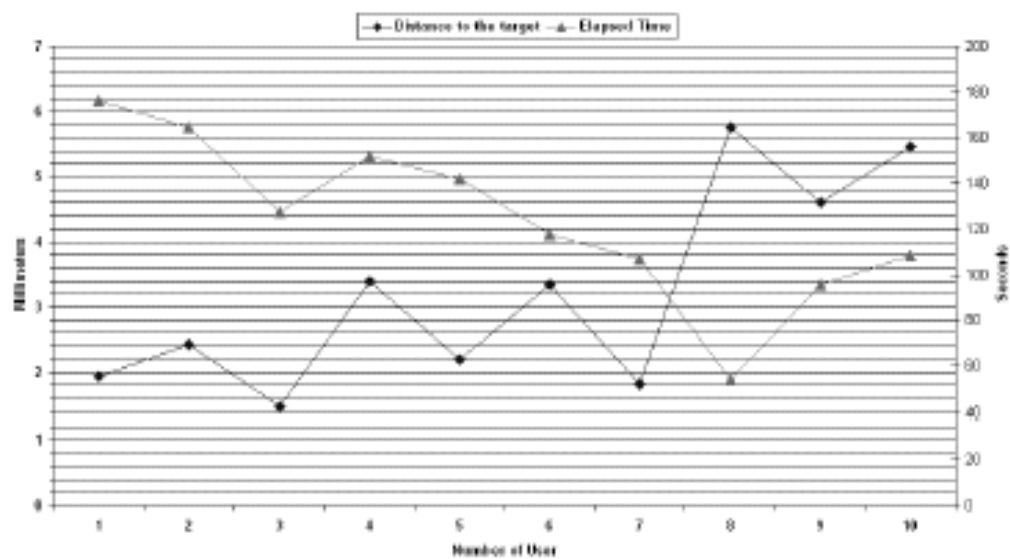


Fig. 9. Data results obtained for ten users: left-axis shows mean distance to target and right-axis mean elapsed time.

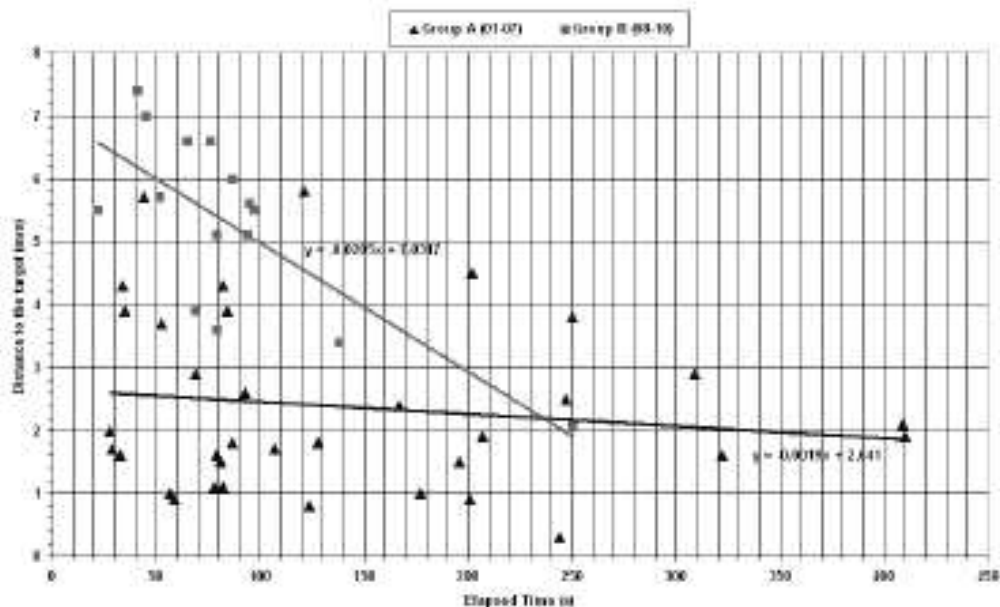


Fig. 10. Results for Group 1 (user-1 to user-7) are indicated with triangles, and results for Group 2 (user-8 to user-10) are indicated with squares. Data results from two groups are approximated by linear regressions (lower line and equation are for Group 1).

procedures but also future applications in other trends are going to be explored.

ACKNOWLEDGMENT

Paul Bach-y-Rita and his colleagues at the Center for Neuroscience (Department of Biomedical Engineering and Department of Rehabilitation Medicine, University of Wisconsin, Madison USA) are acknowledged for providing a prototype of the TDU and for their interactions. The Interdisciplinary Program from the National Center for Scientific Research (CNRS-France) and National Council of Science and Technology (CONACYT-Mexico) are acknowledged for funding this project.

REFERENCES

- [1] P. Cingria and E. Bézine, C.Barbe, B. Béta, V. Bouchard, I. Brizak, G. Cloufplebon, M. Cloux, L. Chevaker, Y. Delordreau, L. Doudet, Y. Doussere, A. Haseguchi, D. Henry, N. Lachy, S. Lavallée, J.M. Lefebvre, F. Leinac, Y. Menguy, P. Padua, O. Piva, A. Poyet, M. Promeyon, S. Rotank, P. Sarrat, J. Troccaz, P. Vissal, "Computer Assisted Medical Interventions," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, pp. 254-263, May/June 1995.
- [2] S. Lavallée, P. Cingria and J. Troccaz, "Computer Integrated Surgery and Therapy: State of the Art and Contemporary Perspectives in Three-Dimensional Biomedical Imaging," Amsterdam, NL., IOS Press, chapter 18, 1997, pp. 229-310.
- [3] S. Lavallée and P. Cingria, "Computer assisted medical interventions," *3D Imaging in Medicine*, K.H. Illiano et al. Ed., Vol. 60, Berlin:Springer-Verlag, June 1990, pp. 301-312.
- [4] J. Troccaz, M. Poulkitt, B. Davies, "Guiding systems for Computer-Assisted Surgery : introducing synergistic devices and decreasing the different approaches," *Medical Image Analysis*, vol 2, no 2, pp. 101-119, 1998.
- [5] R.H. Taylor, H.A. Paul, B.D. Mitchell, E. Ghanman, B.L. Morris and W.L. Burgar, "A robotic system for conventional total hip replacement surgery is okay," *2nd Workshop on Medical and Healthcare Robotics*, UK: Newcastle, 1993, pp. 79-89.
- [6] R.H. Taylor, H.A. Paul, C.B. Cutting, B. Mitchell, W. Hancock, et al., "Augmentation of human perception in computer-integrated surgery," *Innovation and Technology in Biology and Medicine*, Special Issue on Robotic Surgery, Vol. 13, No. 4, pp. 438-448, Jul. 1992.
- [7] J. Adler, A. Schwelbard, E. Tomazoskovic and J.C. Latombe, "Image-guided robotic radiotherapy," *Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, in MRCAS, Jul. 1994, pp. 291-297.
- [8] Y.S. Kwak, J. Anckhous and S. Hajati, "A robot with improved stroke positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 2, pp. 153-160, 1998.
- [9] S. Lavallée, J. Troccaz, L. Caberk, P. Cingria, A.L. Benabid and D. Hoffmann, "Image guided robot: a clinical application in stereotactic neurosurgery," *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, Nice, 1992, pp. 618-625.
- [10] H. P. Reinkens, "Neuronavigation: a ten years review," *Computer-Assisted Surgery: Technology and Clinical Applications*, Cambridge:MIT Press, 1995, pp. 329-341.
- [11] R. Mönig, G. Schikowski, L. Kirsch, D. Mayer-Elschitz, W. Kraybill and I. Adams, "Computer assisted surgery: an innovative surgical technique in clinical routine," *Computer Assisted Radiology*, in CARR, 19889, Berlin: Springer-Verlag, pp. 413-418.
- [12] G.A. Miller, "The magical number seven, plus or minus two: Some limits on our capacity for processing information," *The psychological review*, Vol. 63, pp.81-97, 1956.
- [13] D. Richard and D. Oual, "Principes généraux de fonctionnement des systèmes sensoriels," *Neurophysiologie - Physiologie collective et systèmes sensoriels*, Vol. 1, pp.85-106, 1994.

- [14] R.P. Schmidt, "Somatosensory acuity", *Fundamentals of sensory physiology*, New York: Springer, pp. 33-67, 1986.
- [15] P. Buser and R. Lestienne, "Brain, signal and information", *Cognition, Information, Communication*, CNRS Editions, pp. 113-124, 2001.
- [16] L. World, "The Reality of Cyberspace", *IEEE Comp. Graph and App*, Vol. 15, No. 5, 1993.
- [17] L. Dirksen "Haptic Devices Based on Parallel Mechanisms: State of the Art", *ParallelMC Review*, No.1, <http://www.parallelmc.org/Reviews/Reviews003.html>, 2001.
- [18] P.B.L. Meije, "An experimental system for auditory image representations", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 39, No. 2, 1992.
- [19] Y. Nagai, S. Tsuchiya, T. Iida and S. Kinzara, "Audio feedback system for teleoperation experiments on engineering test institute VII: system diagnosis/assessment using eye track recorder for capturing task", *IEEE Trans. Systems, Man and Cybernetics - Part A*, Vol. 32, No. 2, 2002.
- [20] J. A. Barby, "New developments in mobility and orientation aids for the blind", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. DMB-29, pp. 215-219, 1982.
- [21] S. Sheval, J. Bonamici and Y. Keren, "Auditory guidance with the Nubold - A computerized travel aid for the blind", *IEEE Trans. Syst. Man and Cybernetics-Part C*, Vol. 28, No. 3, 1998.
- [22] R.L. Matalak, Y. Lipka, J.M. Loomis and R.G. Colledge, "Encoding, learning and spatial updating of multiple object locations specified by 3-D aural, spatial language and vision", *Exp. Brain Res.*, Vol. 149, pp. 48-61, 2003.
- [23] C.S. Tanfous, "Whole-hand kinesthetic feedback and haptic perception in deconvous virtual manipulation", *IEEE Trans. Syst. Man and Cybernetics-Part A*, Vol. 33, No. 1, pp. 100-113, 2003.
- [24] K. Hinkley, R. Busch, D. Proff and N.P. Kasriel, "Two-handed virtual manipulation", *ACM Trans. on Computer-Human Interaction*, Vol. 8, No. 3, pp.248-282, 1998.
- [25] C. Baulogiu, C. Ho, M.A. Srinivasan and M. Slater, "An experimental study on the role of touch in shared virtual environments", *ACM Trans. On Computer-Human Interaction*, Vol. 7, No. 4, pp. 443-460, 2000.
- [26] F. Bach-y-Rita, *Brain mechanisms in sensory substitution*, New York Academic Press, 1972, pp. 182.
- [27] K. A. Kazemzadeh, J.G. Webster, P. Bach-y-Rita, W. J. Timpkins, "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 1, pp. 427-430, 1991.
- [28] F. Bach-y-Rita, C. Collins, P. Saunders, B. White, L. Scadden, "Vision substitution by tactile image projection", *Nature*, Vol. 221, pp. 943-944, 1969.
- [29] B.W. White, F.A. Saunders, L. Scadden, F. Bach-y-Rita, C.C. Collins, "Seeing with the Skin", *Perception and Psychophysics*, Vol.7, pp. 23-7, 1971.
- [30] C.C. Collins and F. Bach-y-Rita, "Transmission of primate information through the skin", *Advances in Biology and Med. Phys.*, Vol. 14, pp.285-318, 1973.
- [31] F. Bach-y-Rita, "Sensory prosthetic: tactile visual substitution systems: The expanding paradigm shift in neurorehabilitation and reeducation: The melding of basic research in neuroscience and behavioral science to produce advances in therapeutics", presented at the University of Alabama, Birmingham, Jul. 20-22, 2001.
- [32] F. Bach-y-Rita and S.W. Kozel, "Sensory substitution and the human-machine interface", *Trends in cognitive sciences*, Vol. 7, No. 12, pp. 543-546, Dec., 2003.
- [33] F. Bach-y-Rita, K. A. Kazemzadeh, M. E. Tyler and J. Garcia-Lora, "Form perception with a 40-point electro-tactile stimulus array on the tongue: A technical note", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 35, No. 4, pp. 427-430, 1998.
- [34] W. Dersfield and T. Rasmussen, *The cerebral cortex of man: A clinical study of localization of function*, New York:Macmillan, 1950.
- [35] F. Bach-y-Rita and K. Kazemzadeh, "Tongue Phased Tactile Output Device", U.S. Patent 6,430,458 B1, Aug.6, 2002.
- [36] E. Sampaio, S. Maria, P. Bach-y-Rita, "Brain plasticity: Visual acuity of blind persons via the tongue", *Brain Research*, Vol. 908, pp. 244-247, 2001.
- [37] A. Pascual-Leone, P. Torres, "Somatosensor cortex representation of the moving finger of Braille readers: an example of activity induced cerebral plasticity in humans", *Brain*, Vol. 116, pp. 29-32, 1993.
- [38] C. Maceo and E. R. Kandel, "Central Visual Pathways", *Principles of Neural Science*, 3rd ed., E.R.Kandel, J.M.Schwartz and T.M.Jessell Ed. New York: Elsevier, 1991, pp. 420-439.
- [39] F. Bach-y-Rita, "Late post-onset neurologic rehabilitation: neuroscience, engineering and clinical programs.", *Advances of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 84, No. 8, pp. 1108-8, Aug. 2003.
- [40] New Abilities Inc. Available: <http://www.newabilities.com>.
- [41] "Wireless tongue pressure sensing system for operating an electric wheelchair". Available: <http://www.fiat.org/bpt/wireless/wireless.html>.
- [42] Y. Bryon, J. Desrogers and J. Vazquez, "Dispositif de pression d'encens", National Center for Scientific Research (CNRS-France), Universit Joseph Fourier, European Patent submitted, June 24, 2004.
- [43] K.A. Kazemzadeh, J.G. Webster and R.C. Ruben, "Maximal Dynamic Range Electrotactile Stimulation waveforms", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 39, No. 7, pp. 701-715, Jul. 1992.
- [44] M. Trulsson and G.K. Busck, "Low-Threshold Mechanoreceptive Afferents in the Human Lingual Nerve", *J. of Neurophysiology*, Vol. 77, No. 2, pp. 737-746, Feb. 1997.
- [45] M. Trulsson and G.K. Busck, "Pericard somatosensory acuity: does the skin of the lower face and the midface exhibit comparable sensitivity?", *J. of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 48, No. 11, pp. 1181-90, Nov. 1990.
- [46] P. Sautot, P. Cingari, S. Lavallée and J. Troccaz, "Computer assisted spine surgery: a first step towards clinical application in orthopedics", *14th IEEE Eng. Med. Biol. Conf.*, Nov. 1993, pp. 1071-72.
- [47] V. Deserres, S. Lavallée, R. Julland, P. Cingari and B. Otti, "Computer assisted knee anterior cruciate ligament reconstruction: first clinical tests", *J. of Image Guided Surgery*, Vol. 1, No. 1, pp. 59-64, 1995.
- [48] A.J. Patrick, K. Zarrun, J. Cohen and A. Bellodquin, "Cryosurgical Ablation of renal tumors using 1.5 mm, extrathin cryoprobe", *Surgical Endoscopy in Urology*, Vol. 99, No. 1, pp. 130-133, 2002.
- [49] J. Neustrup and B.J. Wood, "Radiofrequency Ablation beyond the liver", *Endoscopy in Vascular and Interventional Radiology*, Vol. 5, No. 1, pp. 156-163, Sept. 2002.
- [50] S. Lavallée, J. Troccaz, P. Sautot, B. Mazier, P. Cingari, P. Morlet and J.P. Chironet, "Computer assisted spine surgery using anatomy-based registration", *Computer Integrated Surgery*, Cambridge M.I.T. Press, pp. 423-449, 1995.
- [51] C. Barbo, J. Troccaz, B. Mazier and S. Lavallée, "Using 2.5D Fluorography in Computer Assisted Spine Surgery", *IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Proc.*, San Diego, California, 1995, pp. 160-161.
- [52] M. Hahn "Tactile Adaptation", in D.R.Kendrick (Ed.), *The Skin Senses*, Springfield, IL: Charles C. Thomas, pp. 323-6, 1968.
- [53] NDI-POLARIS © (2003) Technical Specifications. [Online]. Available: <http://www.ndigital.com/polaris/technical.html>.
- [54] C.C. Collins "Tactile television-mechanical and electrical image projection", *IEEE Trans. Man-Machine Systems*, MMS-11, pp.65-71, 1970.

Glossaire

Adaptation. Modification de la sensibilité et de la réactivité de l'organisme, sous l'influence d'une stimulation répétée ou prolongée. Chez l'enfant, J. Piaget a décrit deux mécanismes principaux de l'adaptation : l'assimilation et l'accommodation. Dans l'assimilation, le sujet part de ses capacités et cherche à les exercer dans son milieu, en les modifiant. Dans l'accommodation, le sujet modifie ses schèmes antérieurs pour adapter sa conduite à une nouvelle situation.

Afférent(e). Conduits qui véhiculent les informations ou les influx nerveux de la périphérie du corps au système nerveux central.

Balayage. Déplacement périodique des faisceaux électroniques dans un tube cathodique, sous l'effet d'électroaimants alimentés par des courants modulés.

Dosimétrie. Étude quantitative des rayonnements, qui comporte deux aspects complémentaires : a la mesure des grandeurs physiques caractérisant le rayonnement lui-même (énergie, nombre de particules, etc.) ; ces grandeurs sont déterminées par la source choisie (radioélément, tube à rayons X, etc.) ; b l'évaluation des effets biologiques qui dépendent du pouvoir ionisant du rayonnement et de la nature du tissu vivant considéré ; elle sert à la protection de la population et des personnes exposées de par leur profession.

Efférent(e). Ce sont les conduits qui véhiculent les influx nerveux du cerveau au système périphérique.

Gabarit. Modèle, patron qui sert à tracer ou à vérifier les dimensions, la forme, le profil de certains objets. Plaque de profil et de dimensions déterminés, employée comme modèle en vue du traçage, de l'usinage ou du contrôle d'une série de pièces devant être identiques. Appareil de contrôle des formes, des dimensions selon un modèle imposé.

Glabre. Dépourvu du poils, de duvet.

Haptique. Dans la perception haptique s'ajoutent aux informations de perception tactile (ou sensations cutanées), les informations issues de la déformation mécanique des récepteurs proprioceptifs comme résultat des mouvements d'exploration du système épaule-main. Il est nommée aussi perception tactile active ou tactile-kinesthésique.

Mode. En statistique est la valeur correspondant quantitativement à la population la plus dense.

Modalité. Forme particulière que revêt un fait, un acte, etc.

Perception. Attitude psychologique complexe, faisant partie intégrante de la motricité, et par laquelle l'individu prend connaissance (gnosie) du monde extérieur en organisant ses propres sensations.

Sensation. 1. Réaction d'un récepteur sensoriel, sous l'influence d'une stimulation interne ou externe, lorsque l'excitation atteint le seuil d'intensité perceptible. (La modification physique et physiologique de l'appareil sensoriel

est liée au psychisme, par lequel elle prend valeur de représentation et de connaissance.). 2.Prise de conscience de ce phénomène et état psychologique qui en résulte. Sensation auditive, tactile. Sensation de malaise, d'euphorie. Sensation agréable, douloureuse.

S.N.C. Abréviation du Système Nerveux Centrale.

Sérum physiologique. Appellation impropre du soluté, isotonique avec le plasma sanguin, de chlorure de sodium, correspondant à une concentration de 9 g de chlorure de sodium pour 1000 ml d'eau distillée, et utilisé en perfusion intraveineuse lente en cas de déshydratation ou de diminution du volume sanguin. On doit dire soluté physiologique.

Stéréotaxie. Dans la chirurgie, c'est une méthode de localisation dans l'espace, d'une structure nerveuse cérébrale à partir de repères osseux du crâne.

Tactile. Relatif au tact, au toucher. Qui réagit au toucher. Il est à l'origine des sensations cutanées comme la texture, la taille et la forme des objets.

Index

- adaptation phasique, 61
- adaptation tonique, 61
- algorithme en boussole, 108
- algorithme en boussole à 4 points cardinaux, 117
- algorithme généralisé en boussole, 125
- algorithme ROC, 95
- amplitude, information modulée en, 81

- Bach-y-Rita, P., 48
- Behavioral plasticity, 47
- Bennett, E.L., 46
- BIG, 29
- Bliss, J., 48
- Bliss, W.R., 21
- Bouguer, P., 63
- Brain plasticity, 47

- CAO, 4
- capacité suggestive, 38
- CAS, 4
- champ récepteur, 55
- cible, point, 89
- Colombo, R., 5
- Computer Tomography, 24
- Corps Rigides, 27
- critère de détection, 54
- CT, 24

- Davy, H., 5
- Diamond, M.C., 46
- Dussik, K.T., 21

- Eccles, J.C., 46
- Edler, I., 21
- Engelbart, D., 37
- entrée, point, 89

- Fechner, G.T., 62

- Fitts, P.M., 36
- fréquence, information modulée en, 81

- Galen, 5

- H-I-M, 38
- Harvey, W., 5
- Hebb, D.O., 46
- Hellmuth, C., 21
- Herophilus, 5
- Hippocrate, 5
- Homonculus, 58
- Hounsfield, G.N., 24
- Howry, D., 21
- Hubel, D.H., 47

- Ibn an-Nafis, 5
- IC, 38
- IHM, 38
- IHO, 37
- Ingénierie Cognitive, 38
- inhibition latérale, 55
- Interfaces Homme-Ordinateur, 37
- Interleaved Staircase, 66
- IRM, 23

- Kandel, E.R., 47
- Kay, A., 37
- Klopsteg, P.E., 46
- Koch, R., 5
- Krech, D., 46

- Langevin, P., 21
- Lauterbur, P., 23
- Long, C., 5
- Loomis, A., 21

- Müller, J., 63
- Mécanorécepteurs, 57
- Machts, L., 46

Magnunson, P.B., 46
Mansfield, P., 23
Maxwell, J.C., 31
McLeod Cormack, A., 24
mise en extériorité, 49
motif tactile, 81

NDI, 28
Neal, D., 21
Neuronavigation, 5
Newman, W., 37
Nexton Hervey, 21
Nocicepteurs, 56
Norman, D., 38

Pasteur, L., 5
Penfield, W., 58
perception, 52
Plateau, J., 63
Posakony, G.J., 21
principe de spécificité, 52
proprioceptifs, 57

qualia, 49

Ramon y Cajal, R., 46
RB, 27
Rehabilitation Engineering, 35
Reid, J., 21
Rigid Bodies, 27
ROC, 69
Rosenzweig, M.R., 46

safran, 4
Samhita, S., 4
Sauerbrunch, F., 45
sensation, 52
sensibilité, 54
Servetus, M., 5
seuil différentiel, 63
Simple Staircase, 66
Simpson, D.C., 46
SNC, 47
source d'information, 85
sousmodalités, 54
spatialement, information modulée, 81
Stevens, S.S., 63

Stodola, A., 45
Sutherland, I., 37

tactiles, 57
Taylor, F., 36
TDM, 24
TDU, Tongue Display Unit, 78
TEP, 25
Thermorécepteurs, 56
TVSS, 48

utilisabilité, 38

Vesalius, A., 5
visibilité, 38
von Berlichingen, G., 45

Warrick, M.J., 36
Weber, E., 63
Wheatstone, C., 27
Wiesel, T.N., 47
Wild, J.J., 21
Wilson, P.E., 46
Wood, R., 21

Table des figures

1.1	La méthodologie générale des GMCAO est divisée en trois étapes : perception, raisonnement et action. Différents capteurs (de forme et de position) sont utilisés tout au long de ces étapes.	7
1.2	Exemples des systèmes de guidage. D’après la classification générale : (a) ROBO-DOC (actif) (b) Neuromate (semi-actif) (c) PADyC (synergique)(d) CASPER (passif). D’après le type de retour : (e) Interface visuelle (Mini-CASPER) (f) Interface haptique (Karlsruhe Endoscopic Trainer). Exemple de systèmes plus complexes et difficiles à classifier selon la taxonomie générale : (g) Simulateur chirurgical (h) Système contrôlé à distance (Robot DaVinci).	17
1.3	Technique de l’Échographie : (a) Principes (b) image produite par une sonde conique (c) exemple d’une visualisation 3D reconstruite à partir des images échographiques	22
1.4	L’Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) (a) Principes (b) exemple d’image acquise	23
1.5	L’imagerie Tomodensitométrie (TDM) (a) Principes (b) appareils de 4ème et 5ème génération (c) hélicoïdale (d) systèmes modernes d’imagerie	24
1.6	La Tomographie par Émission de Positons (a) critères de détections (b) chambre de détection gamma (c) exemple d’images	25
1.7	Illustration des deux types de localisation optique : (a) Active (b) Passive.	27
1.8	Exemples de localisateurs optiques : (a) Optotrak et (b) Polaris	28
1.9	Exemples de localisateurs magnétiques (a) Aurora (b) volume de détection d’un localisateur magnétique (c) Patriot (d) Fastrak (e) Liberty	30
1.10	Localisateurs à ultrasons “Flock of the bird”	32
2.1	Schéma du système CASPER décrit à l’aide de la notation ASUR. D’après la figure, l’interaction utilisateur-système se réalise à l’aide deux dispositifs : l’écran (\mathbf{A}_{out}) et l’outil (\mathbf{R}_{tool}). À un moment donné, le chirurgien doit choisir entre surveiller \mathbf{A}_{out} , \mathbf{R}_{tool} et \mathbf{R}_{task}	44
2.2	Schéma représentant les principales étapes de perception. La psychophysique étudie quantitativement les sensation engendrées par les stimulations physiques. La physiologie sensorielle étudie le fonctionnement sensoriel des êtres vivants.	51
2.3	Mécanismes de transduction : (a) ouverture (ou fermeture) des canaux ioniques et (b) émission d’un second messenger (d’après [59])	53
2.4	Mécanisme d’interconnexion neuronale entre le récepteur (ou neurone de premier ordre) et un neurone de deuxième ordre. Entre les deux terminaisons, nous retrouvons un interneurone inhibiteur qui réalise l’extraction d’informations (d’après [63]).	55
2.5	Illustration de la discrimination spatiale aux stimulations mécaniques. Les régions de la langue et de la main sont les plus sensibles (d’après [63]).	57

2.6	Disposition somatotopique du cortex somesthésique primaire de l'homme (a) localisation au niveau cérébral de la région (d'après [64])(b) représentation somesthésique des différentes parties du corps (d'après [64]) (c) Homunculus construit en fonction de la distribution du nombre de récepteurs par unité de surface.	59
2.7	Principaux mécanorécepteurs de la peau (d'après [64]).	60
2.8	Deux classes d'adaptation sont possibles dans les mécanorécepteurs : une adaptation rapide ou une adaptation lente (d'après [64]).	61
2.9	Courbe de spécificité des récepteurs auditifs déterminée à partir d'expériences physiologiques. Dans cet exemple, le récepteur est sensible à 20 kHz (d'après [59]).	62
2.10	Courbe sigmoïde obtenue à partir des données psychométriques (d'après [65]). . .	65
2.11	Exemples de la méthode en escalier (d'après [65]) : (a) Simple et (b) Interleaved.	67
2.12	Méthode par détection des signaux (d'après [65]) : (a) Distributions des probabilités (b) Courbe des Caractéristiques Opérationnelles "ROC"	70
3.1	Illustrations de la langue : (a) Régions principales (base, corps et sommet), différents récepteurs sont localisés sur la surface linguale (b) Régions gustatives indiquées selon leur sensibilité	76
3.2	L'interface prototype TDU composée d'un boîtier électronique et d'une matrice de 144 électrodes. La taille de la matrice est indiquée à droite ainsi que le diamètre de chaque électrode et l'espace inter-électrode.	78
3.3	La forme d'onde d'un stimulus généré par l'interface TDU est modifiée par les paramètres suivants : (I) Amplitude du signal, (P) Période du signal, (L) Largeur des impulsions, (R) Retardement, (PII) Période inter-impulsions, (NIS) Nombre d'impulsions, (DII) Période inter-impulsions.	79
3.4	La matrice d'électrodes du TDU est divisée en 6 régions d'intensités différentes. Les fabricants du TDU proposent l'utilisation des facteurs d'atténuation liés à ces régions pour adapter les intensités des stimulations.	80
3.5	Schémas réalisés à l'aide d'ASUR pour un système actif et semi-actif (schéma à gauche) et synergique (schéma à droit). L'interaction utilisateur-système se réalise par deux environnements : perceptif et actionnel. Un environnement perceptif est constitué par \mathbf{A}_{out} et un sens de perception (représenté par l'œil en haut dans les deux schémas). Un environnement actionnel est constitué par \mathbf{R}_{tool} ou \mathbf{R}_{task} et une action physique. Nous pouvons voir sur le schéma à droit que, dans un système synergique, nous retrouvons trois environnements actionnels : $U \Leftrightarrow \mathbf{R}_{tool}$ (retour haptique=main), $\mathbf{R}_{tool} \Rightarrow U$ (œil en bas de la main), $\mathbf{R}_{task} \Rightarrow U$ (surveillance du patient=œil tout en bas).	82
3.6	Étapes utilisées dans un canal de communication. Nous allons utiliser cette analogie pour développer notre système. Pour intégrer notre système, la source d'information doit être codifiée avant d'être transmise aux récepteurs sensoriels. En revanche, nous ne pouvons pas préciser la décodification. Cependant, la réponse peut être vérifiée par les réponses du système sensoriel.	84
3.7	Configuration initiale du système de guidage proposé. Le \mathbf{RB}_1 est fixé sur l'aiguille, afin de localiser sa position dans l'espace de travail. Le localisateur Polaris repère la position du \mathbf{RB}_1 par rapport au \mathbf{RB}_2 . La position est envoyée au système pour être codifiée et transmise à l'interface TDU. L'interface TDU stimule les récepteurs linguaux à l'aide de la matrice d'électrodes.	88

3.8	Schéma de notre système initial de guidage. Les environnements perceptif et actionnel sont présents dans notre système. Cependant, notre système ne renforce pas le retour haptique fait par un système synergique. Notre système ajoute le nouvel environnement perceptif lingual ($A_{out}^2 \Rightarrow U$). Cet environnement peut être utilisé en même temps, sans gêner l'interaction entre l'utilisateur et les autres environnements. De plus, l'utilisation de l'interface TDU peut, à un moment donné, remplacer l'environnement perceptif ($A_{out}^1 \Rightarrow U$) et permettre au chirurgien de surveiller complètement les environnements restants.	90
3.9	(a) La matrice du TDU est divisée en deux régions : une centrale (R_c) et l'autre périphérique (R_p). La région centrale est utilisée pour projeter l'information de position de l'outil. La région périphérique est utilisée pour l'information d'orientation de l'outil. L'écart de la pointe de l'aiguille au point d'entrée est représenté sur la matrice en fonction d'une échelle : (b) sur la matrice, un stimulus se déplace selon une série de rayons (R_1 et R_2); (c) dans l'espace physique, ces rayons (R_1 et R_2) indiquent deux sphères.	93
3.10	Les mouvements de l'outil sont limités de manière à rester à l'intérieur d'un volume de sécurité (cônes de rayons différents). La projection des points qui tombent à l'intérieur du cylindre indique une bonne orientation. L'orientation de l'outil est quantifiée en fonction de la distance des projections à l'axe de la trajectoire (indiquées par R_1 et R_2). L'orientation du manche de l'outil est représenté par une variation d'intensité de chaque stimulus. L'intensité des stimulations varie en fonction des rayons de deux cônes (R_1 et R_2).	94
3.11	Projection du point du manche de l'outil P_{manche} . Le point projeté P'_{manche} indique la position de la stimulation sur la matrice d'électrodes. L'intensité du stimulus est déterminée par l'écart entre l'outil et l'axe de la trajectoire (indiqué par R_1 ou R_2).	96
3.12	(a) Représentation matricielle des électrodes (b) L'algorithme ROC implémenté détermine deux coordonnées (x,y) à partir d'un point projeté relativement au coin le plus proche (A,B,C,D). Nous présentons le cas pour le calcul des coordonnées vers le point B. (c) Ces coordonnées délimitent la région d'électrodes que doit être activée pour représenter la mauvaise orientation. (d) Stimuli correspondant à l'orientation (indiquée en gris) et la pointe de l'outil (plus foncée).	98
3.13	Illustration de deux motifs tactiles utilisés pour compléter l'information de guidage : (a) motif utilisé pour signaler la position du bout de l'outil en dehors du volume de sécurité ou en contact avec le plan perpendiculaire (b) motif utilisé pour signaler "cible atteinte".	99
3.14	Cinq trajectoires ont été testées pendant l'évaluation de faisabilité : (1) trajectoire perpendiculaire à la surface d'entrée, et à (2) 70°, (3) 30°, (4) 10°. La dernière trajectoire est définie par trois points avec une légère déviation (5).	100
4.1	Illustration de la procédure implémentée pour définir une trajectoire. À l'aide du localisateur optique, nous déterminons le point cible sur l'image échographique (boucle gauche). La boucle droite indique la procédure à réaliser pour définir le point d'entrée.	106
4.2	Système de guidage passif proposé avec l'intégration de la sonde échographique. La sonde échographique permet de simplifier la planification du geste chirurgical.	106

4.3	L'image montre la matrice d'électrodes du TDU avec le support prototype de fixation construit en plexiglas. Le protecteur dental a été adapté pour fixer le support.	107
4.4	(a) Avec l'algorithme en boussole, les mauvaises orientations de l'outil peuvent être représentés vers huit directions principales, (b) l'illustration montre les régions qui peuvent être activées afin de prévenir au chirurgien.	108
4.5	Un exemple du problème remarqué avec la codification en boussole : comme l'orientation de l'outil est correcte le système n'active pas des électrodes dans la matrice. Cependant, en même temps la pointe de l'aiguille touche la paroi du cône. Le stimulus envoyé sur la matrice d'électrodes est la croix, ce qui génère une confusion dans les mouvements de l'utilisateur. Ce problème doit être amélioré afin de guider correctement les gestes du chirurgien.	111
4.6	Graphique de la régression linéaire, réalisée pour tester l'hypothèse que le temps pour effectuer la tâche demandée n'est pas un facteur significatif pour améliorer la précision pendant le guidage.	112
4.7	Graphique de résultats obtenus dans cette évaluation. Le graphique montre que les utilisateurs ont tendance à accélérer leurs gestes vers la cible, mais en même temps la précision est réduite.	112
4.8	Graphique qui montre que le temps d'utilisation de notre système est un facteur significatif pour améliorer la précision. Ce résultat nous permet de supposer que, dans la conception de notre système, la phase d'apprentissage joue un rôle fondamental pour les utilisateurs.	113
4.9	Graphique de l'estimation du seuil liminaire, du seuil différentiel et du seuil maximal sans douleur	115
4.10	Illustration des paramètres établies pour la forme d'onde des stimulations.	116
4.11	Le RB_1 fixé sur l'aiguille permet de réaliser le calibrage de la pointe. La méthode que nous avons utilisée est la méthode du pivot dans laquelle se réalise une série de mouvements de manière à décrire un cône. Le système détermine la moyenne d'entre 50 et 100 points, pour estimer les coordonnées de la pointe de l'aiguille.	119
4.12	Illustration comparative entre la matrice 12x12 et la nouvelle matrice 6x6. La nouvelle taille permet d'utiliser quatre matrices de 6x6 en même temps. C'est une amélioration trouvée à l'aide de la notation ASUR : le niveau de partage.	120
4.13	Le diagramme montre les composants de notre système de guidage passif ainsi que la notation utilisée pour l'explication des calculs de projection.	122
4.14	Calculs de la projection orthogonale réalisés en temps réel. Dans cet exemple, le point manche est projeté afin de déterminer les nouvelles coordonnées (x,y,0) du point réel.	124
4.15	La nouvelle matrice du TDU est divisée en 9 régions. À l'aide de notre application, nous pouvons déterminer les pourcentages d'intensité pour chaque région. Ces valeurs peuvent être utilisées pendant le guidage pour éviter les sensations désagréables ou douloureuses. Dans cette figure, nous représentons la stimulation correspondant à la projection du point indiquée sur la figure 4.14	126

4.16 (a) Dans cette figure nous présentons le cas dans lequel l'aiguille est à l'extérieur du fantôme. Dans ce cas, l'information transmise est l'écart entre l'axe de la trajectoire et celui de l'aiguille. (b) Quand l'aiguille se trouve à l'intérieur du fantôme, l'écart indiqué correspond à la distance du bout de l'aiguille à l'axe de la trajectoire. (c) La dernière image montre que le système déclenche une des deux codifications par la comparaison entre la distance de la trajectoire et la distance du bout de l'aiguille. 128

Liste des tableaux

1.1	Récapitulatif des systèmes chirurgicaux robotisés (par date d'apparition)	10
1.2	Tableau récapitulatif de l'ensemble de données dans l'imagerie médicale	26
1.3	Récapitulatif des localisateurs optiques	29
1.4	Récapitulatif des localisateurs magnétiques et à ultrasons	32
2.5	Tableau récapitulatif des Systèmes de Substitution Sensorielle (SSS) par ordre d'apparition. Abréviations utilisées : (EM) Electromagnétique, (ET) Electrotactile, (AMF) Alliage à Mémoire de Forme, (PE) Piézo-électrique, (AP) Air sous Pression, (JC) Jauge de Contrainte, (ETA) "Electronic Travel Aid". Tableau d'après Lenay [60].	49
2.6	Tableau récapitulatif des principaux récepteurs dans les systèmes sensoriels (d'après [59]	52
2.7	Tableau récapitulatif des principaux récepteurs cutanés. Adaptation rapide(RA), Adaptation lente (SA), Taille petite du champ récepteur (I), Taille grande du champ récepteur (II).	60
3.1	Débit d'information attendu et estimé dans les systèmes sensoriels. Le débit attendu est calculé à partir du nombre de récepteurs par système, multiplié par le nombre de fibres, en supposant qu'elles génèrent trois potentiels d'action.	86
3.2	Résultats de l'évaluation de faisabilité. Ce tableau montre les valeurs des distances moyennes à la cible après les essais de tous les utilisateurs sur la même trajectoire. Nous présentons la moyenne de tous les utilisateurs pour chaque trajectoire . . .	101
4.1	Temps et distances à la cible mesurés après cinq essais pendant la tâche de guidage, avec l'algorithme en boussole.	110
4.2	Résultats de l'évaluation pour déterminer les seuil liminaire et le seuil sans avoir de douleur.	115
4.3	Pour l'algorithme en boussole, neuf cas sont possibles, selon le signe des coordonnées du point projeté.	129

Bibliographie

- [1] R. Ewald, R. Lane, "Digital Computers and Medical Logic," *IRE Trans. Med. Electron*, Vol. 2, No. 2, p. 28-35, 1960.
- [2] G.D. McCann, "New Research Techniques for the Life Sciences," *Journal of Research and Development*, Vol. 13, No. 1, p. 65-74, 1969.
- [3] T.R. Lusebrink and C.H. Sederholm, "Computers facilities for the Laboratory," *Journal of Research and Development*, Vol. 13, No. 1, p. 65-74, 1969.
- [4] H. Cole, "Computer-operated X-Ray Laboratory Equipment," *Journal of Research and Development*, Vol. 13, No. 5, p. 5-14, 1969.
- [5] B.J. Flehinger and R.L. Engle, Jr., "HEME : A Self-Improving Computer Program for Diagnosis-Oriented Analysis of Hematologic Diseases," *Journal of Research and Development*, Vol. 19, No. 6, p. 557-564, 1975.
- [6] W. Schild, B. Lunenfeld, B. Gavish, "Computer-Aided Diagnosis with an Application to Endocrinology," *Journal of Research and Development*, Vol. 22, No. 5, p. 518-532, 1978.
- [7] L. Adams, J.M. Gilsbach, W. Krybus, D. Meyer-Ebrecht, R. Mösges, G. Schlöndorff, "3D Imaging in Medicine : Algorithms, Systems, Applications," *CAS-A navigation support for surgery*, K.H. Höhne et al, Ed., Vol. 60, Berlin :Springer-Verlag, p. 411-423, 1990.
- [8] B. Richards, A. Goh, B. Doran, "Control of open heart surgery with a stand-alone micro-computer," *Journal of Research and Development*, Vol. 2, No. 5, p. 1219-1223, 1980.
- [9] S. Lavallée and P. Cinquin, "Computer assisted medical interventions," *3D Imaging in Medicine*, K.H. Höhne et al, Ed., Vol. 60, Berlin :Springer-Verlag, p. 301-312, 1990.
- [10] S. Lavallée, J. Demongeot, P. Cinquin, "Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur," *Informatique et santé*, Vol. 2, p. 21-27, 1991.
- [11] J. Troccaz, M. Peshkin, B. Davies, "Guiding systems for Computer-Assisted Surgery : introducing synergistic devices and discussing the different approaches," *Medical Image Analysis*, Vol. 2, No. 2, p. 101-119, 1998.
- [12] R.H. Taylor, L. Joskowicz, "Computer-Integrated Surgery and Medical Robotics," *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*, M. Kutz, Ed., McGraw-Hill Professional, p. 325-353, 2002.

- [13] L. Joskowicz, R.H. Taylor, "Computers in Imaging and Guided Surgery," *IEEE Computing in Science and Engineering*, Vol. 3, No. 5, p. 65-72, 2001.
- [14] K. Cleary, C. Nguyen, "State of the Art in Surgical Robotics :Clinical Applications and Technology Challenges," *Computer Aided Surgery*, Vol. 6, No. 6, p. 312-328, 2001.
- [15] R.H. Taylor, H.A. Paul, P. Kazanzides, B.D. Mittelstadt, W. Hanson, J.F. Zuhars, B. Williamson, B.L. Musits, E. Glassman, W.L. Bargar, "An Image-Directed Robotic System for Precise Orthopaedic Surgery," *IEEE Trans. Robotics and Automation*, Vol. 10, No. 3, p. 261-275, 1994.
- [16] S. Lavallée, P. Cinquin and J. Troccaz, "Computer Integrated Surgery and Therapy : State of the Art and Contemporary Perspectives in Three-Dimensional Biomedical Imaging," Amsterdam, NL., IOS Press, Chapitre 10, p. 239-310, 1997.
- [17] <http://www.umvf.org/>
- [18] <http://www.med.univ-rennes1.fr/cgi-bin/seka/UVR.pl>.
- [19] P. Cinquin and E. Bainville, C.Barbe, E. Bittar, V. Bouchard, I. Bricault, G. Champleboux, M. Chenin, L. Chevalier, Y. Delnondieue, L. Desbat, V. Dessenne, A. Hamadeh, D. Henry, N. Laieb, S. Lavallée, J.M. Lefebvre, F. Leitner, Y. Menguy, F. Padiou, O. Péria, A. Poyet, M. Promayon, S. Rouault, P. Sautot, J. Troccaz, P. Vassal, "Computer Assisted Medical Interventions," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, p. 254-263, 1995.
- [20] R.H. Taylor, B.D. Mittelstadt, H.A. Paul, W. Hanson, P. Kazanzides, J.F. Zuhars, B. Williamson, B.L. Musits, E. Glassman, W.L. Bargar, "An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery," *IEEE Trans. Robotics Automat.*, Vol. 10, p. 261-273, 1994.
- [21] D. Stoianovici, "URobotics-urology at Johns Hopkins," *Computer Assisted Surgery*, Vol. 6, P. 360-369, 2001.
- [22] R.H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, K. Gruben, D. LaRose, S. Gomory, M. Talamini, L.R. Kavoussi, J. Anderson, "A telerobotic assistant for Laparoscopic Surgery," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 14, p. 279-289, 1995.
- [23] K. Radermacher, H.W. Staudte, G. Rau, "Computer Assisted orthopaedic surgery by means of individual-templates aspects and analysis of potential applications," *Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, In MRCAS'94, Pittsburgh, 1994.
- [24] H. Paul, W. Bargar, B. Mittelstadt, B. Musit, R. Taylor, P. Kazanzides, B. Williamson, W. Hanson, "Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty," *Clinical Orthopaedics and related research*, Vol. 285, p. 57-66, 1992.
- [25] S. Lavallée, J. Troccaz, L. Gaborit, P. Cinquin, A.L. Benabid and D. Hoffmann, "Image guided robot : a clinical application in stereotactic neurosurgery," *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, Nice, p. 618-625, 1992.

- [26] J. Troccaz, M. Peshkin, B. Davies, "Guiding systems for Computer-Assisted Surgery : introducing synergistic devices and discussing the different approaches," *Medical Image Analysis*, Vol. 2, No. 2, p. 101-119, 1998.
- [27] J. Troccaz, Y. Delnondedieu, "Semi-active guiding systems. A two DOF prototype of the passive arm with dynamic constraints (PADyC)," *Mechatronics*, vol 6, no 4, p. 399-421, 1996.
- [28] H. Davis, W. Book, "Torque-control of a redundantly actuated passive manipulator," in AAAC symposium, 1997.
- [29] M. Peshkin, J.E. Colgate, C. Moore, "Passive robots and active displays based on non-holonomic elements," in IEEE ICRA, 1996.
- [30] M. Jakopcic, S. Harris, F. Baena, P. Gomes, J. Cobb, B. Davies, "The first clinical application of a 'hands-on' robotic knee surgery system," *Computer Aided Surgery*, No. 6, p. 329-339, 2001.
- [31] A. Bzostek, G. Ionescu, L. Carrat, C. Barbe, O. Chavanon, J. Troccaz, "Isolating moving anatomy in ultrasound without anatomical knowledge : application to computer-assisted pericardial punctures," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Interventions (MICCAI'98)*, In S. Delp W.M. Wells, A. Colchester, (Ed.), Berlin :Springer Verlag, p. 1041-1048, 1998.
- [32] P. Bach-y-Rita, K. A. Kaczmarek, M. E. Tyler and J. Garcia-Lara, "Mini-CASPER," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 35, No. 4, p. 427-430, 1998.
- [33] Hors série, "L'œil et la vision," *Science et Vie Mag.*, No. 216, p. 6, 2001.
- [34] E. Jovanov, K. Wegner, V. Radivojević, D. Starcević, M.S. Quinn, D.B. Karroun, "Tactical audio and acoustic rendering in biomedical applications," *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 3, No. 2, p. 109-118, 1999.
- [35] J. Marescaux, D. Mutter, L. Soler, J. Clément, M. Vix, J. Leroy, "The Virtual University Applied to Telesurgery," *EndoCardioVascular Multimedia Magazine*, Vol. 3, No. 2, p. 9-19, 1999.
- [36] R.L. Klatzky, Y. Lipka, J.M. Loomis and R.G. Golledge, "Encoding, learning and spatial updating of multiple object locations specified by 3-D sound, spatial language and vision", *Exp. Brain Res.*, Vol. 149, p. 48-61, 2003.
- [37] S. Shoval, J. Borenstein and Y. Koren, "Auditory guidance with the Navbelt -A computerized travel aid for the blind", *IEEE Trans. Syst. Man and Cybernetics-Part C*, Vol. 28, No. 3, 1998.
- [38] C.S. Tzafestas, "Whole-hand kinesthetic feedback and haptic perception in dexterous virtual manipulation", *IEEE Trans. Syst. Man and Cybernetics-Part A*, Vol. 33, No. 1, pp. 100-113, 2003.
- [39] K. Hinckley, R. Pausch, D. Proffitt and N.F. Kassell, "Two-handed virtual manipulation", *ACM Trans. on Computer-Human Interaction*, Vol. 5, No. 3, pp.260-302, 1998.

- [40] C. Basdogan, C. Ho, M.A. Srinivasan and M. Slater, "An experimental study on the role of touch in shared virtual environments", *ACM Trans. On Computer-Human Interaction*, Vol. 7, No. 4, pp. 443-460, 2000.
- [41] E. Dubois, "Chirurgie augmentée, un cas de réalité augmentée ; Conception et réalisation centrée sur l'utilisateur," *Thèse de doctorat*, 2001.
- [42] F. Chassat, S. Lavallée, "Experimental Protocol of Accuracy Evaluation of 6-D Localizers for Computer-Integrated Surgery : Application to Four Optical Localizers," *MICCAI'2000 Proc.*, Vol. 8, No. 3, p. 277-284, 2000.
- [43] R. Khadem, C.C. Yeh, M. Sadeghi-Tehrani, M.R. Bax, J.A. Johnson, J.N. Welch, E.P. Wilkinson, R. Shahidi, "Comparative Tracking Error Analysis of Five Different Optical Tracking Systems," *Computer Aided Surgery*, Vol. 5, No. 3, p. 98-107, 2000.
- [44] D.A. Simon, "Intra-operative position sensing and tracking devices," *Completar*, K.H. Höhne et al, Ed., Vol. 60, Berlin :Springer-Verlag, p. 301-312, 1990.
- [45] G. Boy, *Ingenierie Cognitive : IHM et Cognition*, Paris :Hermes-Science, 2003.
- [46] P. Degoulet, M. Fieschi, "Interfaces homme-machine," *Traitement de l'information médicale : Méthodes et applications hospitalières*, Chapitre 6, 1991.
- [47] D.A. Norman, *User-Centered System Design*, D. Norman et S. Draper (Ed.), pp. 31-61, 1986.
- [48] J. Nielsen, R. Molich "Heuristic evaluation of user interface," *Proceedings of CHI90*, p. 249-256, 1990.
- [49] J. Nielsen, *Usability engineering*, Londres :Academic Press, 1993.
- [50] J. Nielsen, "Enhancing the explanatory power of usability," *Proceedings of CHI94*, p. 152-155, 1994.
- [51] H. Visariuis, J. Gong, C. Scheer, S. Haralamb, L.P. Nolte, "Man-machine interfaces in Computer Assisted Surgery," *Computer Aided Surgery*, Vol. 2, No. 2, p. 102-107, 1997.
- [52] M.R. Rosenzweig et al., *Psychobiologie*, Paris :De Boeck Université, p. 837, 1998.
- [53] P. Bach-y-Rita and S.W. Kercel, "Sensory substitution and the human-machine interface", *Trends in cognitive sciences*, Vol. 7, No. 12, p. 541-546, 2003.
- [54] P.B.L. Meijer, "An experimental system for auditory image representations", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 39, No. 2, 1992.
- [55] Y. Nagai, S. Tsuchiya, T. Iida and S. Kimura, "Audio feedback system for teleoperation experiments on engineering test satellite VII : system design and assessment using eye mark recorder for capturing task", *IEEE Trans. System, Man and Cybernetics - Part A*, Vol. 32, No. 2, 2002.
- [56] S. Shoval, J. Borenstein and Y. Koren, "Auditory guidance with the Nav-belt -A computerized travel aid for the blind", *IEEE Trans. Syst. Man and Cybernetics-Part C*, Vol. 28, No. 3, 1998.

- [57] J. A. Brabyn, "New developments in mobility and orientation aids for the blind," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, pp. 285-289, 1982.
- [58] P. Bach-y-Rita, C. Collins, F. Saunders, B. White, L. Scadden, "Vision substitution by tactile image projection," *Nature*, Vol. 221, pp. 963-964, 1969.
- [59] C. Mason, E. R. Kandel, "Central Visual Pathways," *Principles of Neural Science*, 3th ed., E.R.Kandel, J.H.Schwartz and T.M.Jessell Ed. New York : Elsevier, p. 420-439, 1991.
- [60] C. Lenay, O. Gapenne, S. Hannelton, C. Marque, C. Genouëlle, "Sensory substitution : limits and perspectives," *buscar nombre del libro*, Vol. x, No. x, p. 275-391, 1998.
- [61] K. O'Regan, J. Kevin, A. Noë, "A sensorimotor account of vision and visual consciousness," *Behavioral and brain science*, Vol. 24, No. 5, 2001.
- [62] L. Buck, R. Axel, "A novel multigene family may encode odorant receptors : a molecular basis for odor recognition," *Cell*, Vol. 116, Supple. 2, p.S117-9, 2004.
- [63] D. Richard, D. Orsal, "Principes généraux de fonctionnement des systèmes sensoriels", *Neurophysiologie : Physiologie cellulaire et systemes sensoriels*, Vol. 1, p.83-106, 1994.
- [64] D. Purves, G.J. Augustine, D. Fitzpatrick, L.C. Katz, A-S. LaMantia, J.O. MacNamara, S.M. Williams, "Le système somésthésique", *Neurosciences*, p.189-208, 2003.
- [65] Ehrenstein WH, Ehrenstein A, "Psychophysical Methods", *3D Imaging in Medicine*, Windhorst U, Johansson H, Eds., Chapitre 43, Berlin :Springer-Verlag, p. 1211-1241, 1999.
- [66] P. Abshire, A.G. Andreou, "Capacity and energy cost of information in biological and silicon photoreceptors," *Proceedings of the IEEE*, Vol. 89, No. 7, p. 1052-1064, 2001.
- [67] M. Trulsson and G.K. Essick, "Low-Threshold Mechanoreceptive Afferents in the Human Lingual Nerve," *J. of Neurophysiology*, Vol. 77, No. 2, p. 737-748, Feb. 1997.
- [68] M. Trulsson and G.K. Essick, "Perioral somesthetic sensibility : does the skin of the lower face and the midface exhibit comparable sensitivity?," *J. of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 48, No. 11, p. 1181-90, Nov. 1990.
- [69] R.F. Schmidt, "Somatovisceral sensibility", *Fundamentals of sensory physiology*, New York : Springer, p. 30-67, 1986.
- [70] C.D. Marlow, R.K. Winkelmann, J.A. Gibilisco, "General sensory innervation of the human tongue," *Anat. Rec.*, Vol. 152, p. 503-512, 1965.
- [71] B.W. White, F.A. Saunders, L. Scadden, P. Bach-y-Rita, C.C. Collins, "Seeing with the Skin," *Perception and Psychophysics*, Vol.7, p. 23-7, 1970.
- [72] P. Bach-y-Rita, *Brain mechanisms in sensory substitution*, New York :Academic Press, p. 182, 1972.

- [73] C.C. Collins and P. Bach-y-Rita, "Transmission of pictorial information through the skin," *Advances in Biology and Med. Phys.*, Vol. 14, p. 285-315, 1973.
- [74] K. A. Kaczmarek, J. G. Webster, P. Bach-y-Rita, W. J. Tompkins, "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 1, p. 427-430, 1991.
- [75] P. Bach-y-Rita, K. A. Kaczmarek, M. E. Tyler and J. Garcia-Lara, "Form perception with a 49-points electro-tactile stimulus array on the tongue : A technical note," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 35, No. 4, p. 427-430, 1998.
- [76] P. Bach-y-Rita, "Sensory prostheses : tactile visual substitution systems : 'The impending paradigm shift in neurorehabilitation and remediation : The melding of basic research in neurosciences and behavioural science to produce advances in therapeutics'," presented in the University of Alabama, Birmingham, Jul. 20-22, 2001.
- [77] E. Sampaio, S. Maris, P. Bach-y-Rita, "Brain plasticity : 'visual' acuity of blind persons via the tongue," *Brain Research*, Vol. 908, p. 204-207, 2001.
- [78] P. Bach-y-Rita, "Late post-acute neurologic rehabilitation : neuroscience, engineering and clinical programs," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 84, No. 8, p. 1100-8, Aug. 2003.
- [79] P. Bach-y-Rita and S.W. Kercel, "Sensory substitution and the human-machine interface", *Trends in cognitive sciences*, Vol. 7, No. 12, p. 541-546, Dec. 2003.
- [80] P. Bach-y-Rita and K. Kaczmarek, "Tongue Placed Tactile Output Device," U.S. Patent 6,430,450 B1, Aug.6, 2002.
- [81] H.P. Hsu, "Information et codage," *Communications analogiques et numériques*, Série Schaum, Chapitre 8, Paris :McGraw-Hill, p. 263-279, 1994.
- [82] P. Sautot, P. Cinquin, S. Lavallée and J. Troccaz, "Computer assisted spine surgery : a first step towards clinical application in orthopaedics," *14th IEEE Eng. Med. Biol. Conf.*, Nov. 1992, pp. 1071-72.
- [83] K. Arun, T. Huang, S. Blostein, "LS fitting of two 3-D point sets," *14th IEEE T-PAMI*, Vol. 9, No. 5, 1987.
- [84] C. Barbe, J. Troccaz, B. Mazier and S. Lavallée, "Using 2.5D Echography in Computer Assisted Spine Surgery," *IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Proc.*, San Diego, California, 1993, pp. 160-161.
- [85] K.A. Kaczmarek, J.G. Webster and R.G. Radwin, "Maximal Dynamic Range Electrotactile Stimulation waveforms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 39, No. 7, p. 701-715, Jul. 1992.
- [86] K.A. Kaczmarek, P. Bach-y-Rita, "Tactile displays," *3D Virtual environments and advanced interface design*, W. Barfield et T.A. Furness, Ed., Chapitre 9, p. 349-414, 1995.