



HAL
open science

Etude d'un dispositif de guidage de geste chirurgical de ponction par stimulation électrotactile linguale

Fabien Robineau

► **To cite this version:**

Fabien Robineau. Etude d'un dispositif de guidage de geste chirurgical de ponction par stimulation électrotactile linguale. Psychologie. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009. Français. NNT : . tel-00432979

HAL Id: tel-00432979

<https://theses.hal.science/tel-00432979>

Submitted on 17 Nov 2009

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

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

Université Joseph Fourier, France

Laboratoire des Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité CNRS – UMR 5525

Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition, CNRS- UMR 5105

Ecole Doctorale d'Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement

Thèse de doctorat

Spécialité

Ingénierie de la cognition, de l'interaction, de l'apprentissage et de la création

Présenté par

Fabien ROBINEAU

**ETUDE D'UN DISPOSITIF DE GUIDAGE DE GESTE
CHIRURGICAL DE PONCTION PAR STIMULATION
ELECTROTACTILE LINGUALE**

Co-directeurs de thèse : Yohan Payan

Jean-Pierre Orliaguet

Jury

Jacques Demongeot	Professeur, Université Joseph Fourier – Président du jury.
Yann Coello	Professeur, Université Charles de Gaulle, Lille3 – Rapporteur.
Charles Lenay	Professeur, Université de Compiègne, Compiègne – Rapporteur.
Edwige Pissaloux	Professeur, Université Pierre et Marie Curie – Examinatrice.
Nicolas Vuillerme	Maitre de conférence, Université Joseph Fourier – Examineur.
Jean-Pierre Orliaguet	Professeur, Université Pierre Mendès France, Grenoble 2.
Yohan Payan	Chargé de recherche CNRS, Grenoble.

REMERCIEMENTS

RESUME

Dans les opérations chirurgicales conventionnelles, le chirurgien doit effectuer l'acte opératoire sur le patient tout en interagissant avec les cliniciens et en contrôlant différents moniteurs. De nos jours, la chirurgie assistée par ordinateur propose d'intégrer des caméras 3D dans la scène opératoire afin d'assister le praticien dans la réalisation de ponctions chirurgicales mini-invasives. La caméra localise l'aiguille et un écran placé en-dehors du champ opératoire guide le chirurgien en direction de la cible intracorporelle pré-définie cliniquement en lui indiquant la position de la pointe de l'aiguille à l'intérieur du patient par rapport à la cible. Cependant, ce type de guidage visuel nécessite souvent une adaptation perceptivo-motrice importante et mobilise la modalité visuelle du chirurgien qui est déjà largement sollicitée.

Le présent travail propose d'utiliser une autre modalité sensorielle afin de permettre au chirurgien de guider une aiguille jusqu'à une cible tout en conservant la modalité visuelle dédiée à l'observation du champ opératoire ainsi qu'à l'organisation de ses gestes chirurgicaux. Pour ce faire, le paradigme de suppléance perceptive utilisant le dispositif visuo-tactile lingual (Tongue Display Unit -TDU-) de Bach-y-Rita est exploité. Le système TDU, composé d'une matrice 6x6 d'électrodes de 1,5 cm de côté, transmet des stimulations électrotactiles sur la surface de la langue. La langue est, en effet, l'un des organes du corps humain qui possède la plus grande sensibilité tactile. L'idée sous-jacente est de fournir au chirurgien des informations électrotactiles spatiales de la déviation de l'aiguille par rapport à une trajectoire optimale pré-planifiée en direction de la cible.

Le travail de recherche que nous avons réalisé concerne le guidage d'un geste de ponction par des informations spatiales électrotactiles linguales. L'objectif de notre étude est d'évaluer les performances d'un système de guidage chirurgical électrotactile lingual et les capacités discriminatives tactiles spatiales de la langue.

Pour cela, différentes expériences ont été réalisées. Deux séries d'expériences fondamentales psychophysiques ont permis d'analyser les seuils de perception et de confort électrotactiles linguaux sur différentes régions de la surface de la langue, ainsi que sa capacité à discriminer des patterns électrotactiles directionnels en utilisant des méthodes de temps de réaction. Les résultats montrent que la perception d'intensité électrotactile, la capacité discriminative spatiale et les performances de temps de réaction simple et au choix sont très hétérogènes en fonction de la position de la stimulation sur la langue, et dépendent de la tâche perceptive effectuée. De plus, deux expériences appliquées à la réalisation de trajectoire de ponction en utilisant le guidage TDU ont montré qu'un guidage électrotactile lingual permettait d'orienter une aiguille avec précision jusqu'à une cible percutanée de quelques millimètres avec peu d'entraînement.

L'ensemble de ces résultats a contribué au développement d'un système de guidage chirurgical électrotactile lingual et a apporté des connaissances fondamentales sur la perception tactile de la langue.

LISTE DES PUBLICATIONS REALISEES DANS LE CADRE DE LA THESE

ARTICLES

Robineau F, Vuillerme N, Payan Y, Orliaguet J-P (en cours de soumission) Liminary and Comfortability Thresholds to Electrotactile Stimulations on the Tongue.

Robineau F, Boy F, Orliaguet J-P, Demongeot J, Payan Y (2007) Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue: A feasibility study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. vol. 54 (4), pp. 711-717.

Moreau-Gaudry A, **Robineau F**, Andre P-F, Prince A, Pauget P, Demongeot J, Payan Y (2006) Utilisation de la substitution sensorielle par électro-stimulation linguale pour la prévention des escarres chez les paraplégiques. Etude préliminaire. *L'escarre*, Vol. 30, pp. 34-37.

Moreau-Gaudry A, **Robineau F**, André P-F, Prince A, Pauget P, Demongeot J, Payan Y (2005) Substitution sensorielle par électrostimulation linguale et prévention des escarres chez les paraplégiques. Etude préliminaire. *Ann. Readapt. Med. Phys.*, vol. 48 (7), pp. 524-525.

Moreau-Gaudry A, **Robineau F**, André P-F, Prince A, Pauget P, Demongeot J, Payan Y (2005) Prévention des escarres chez les paraplégiques. Une nouvelle approche. *Revue L'escarre*, Vol. 27, pp. 54.

COMMUNICATIONS

Robineau F, Vuillerme N, Orliaguet J-P, Payan Y (2007) Tongue Liminary Threshold Identification to Electrotactile Stimulation. *Proceedings of the 4th International Conference on Enactive Interfaces, Enactive'07*, Grenoble, France, pp. 233-236.

Robineau F, Payan Y, Orliaguet J-P (2007) Guiding the Surgical Gesture Using a Lingual Electrotactile Display. *Proceedings of the IV Latin American Congress on Biomedical Engineering, CLAIB2007*, Isla Margarita, Venezuela.

Robineau F, Boy F, Orliaguet J-P, Vázquez-BuenosAires JO, Demongeot J, Payan Y (2005) Control of Surgical Gesture under Lingual Electro-Tactile Stimulation. *Proceedings of the 11th International Conference on Human-Computer Interaction HCI'2005*, Las Vegas, USA.

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE.....	1
PARTIE I : CADRE THEORIQUE.....	5
1 LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR ET LES SYSTEMES DE GUIDAGE	6
1.1 De la chirurgie classique aux gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO)	6
1.2 Les GMCAO visuo-assistés : objectifs et méthodologie	6
1.3 Les systèmes de guidage chirurgicaux.....	7
1.4 Problèmes posés par la réalisation d'un geste de ponction assisté par un guidage visuel...	10
1.5 Conclusion	11
A. GUIDAGE VISUEL INDIRECT D'UN MOUVEMENT D'ATTEINTE DE CIBLE	13
2 REALISATION D'UN MOUVEMENT EFFECTUE EN VISION DIRECTE.....	14
2.1 Rôle de la vision dans le contrôle du mouvement	14
2.2 Rôle de la proprioception dans le contrôle du mouvement	15
2.3 Relation entre la vision et la proprioception.....	16
2.4 Conclusion	17
3 REALISATION D'UN MOUVEMENT EFFECTUE EN VISION INDIRECTE	18
3.1 Les facteurs de la détérioration du contrôle moteur en vision indirecte	18
3.2 Adaptation à une perturbation directionnelle	19
3.3 Adaptation à une perturbation en amplitude.....	25
3.4 Conclusion	27
B. GUIDAGE TACTILE D'UN MOUVEMENT : DE LA PERCEPTION TACTILE A L'ELECTROSTIMULATION LINGUALE	29
4 PERCEVOIR AVEC LA PEAU	30
4.1 La perception tactile sur le corps	30
4.2 La suppléance perceptive.....	43
5 GUIDAGE PAR STIMULATION ELECTROTACTILE LINGUALE	51
5.1 La perception tactile sur la langue	51
5.2 La perception par stimulation électrotactile linguale	57
PRESENTATION DE NOS RECHERCHES : PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES	71

PARTIE II : RECHERCHES EXPERIMENTALES	73
A. ETUDE DE FAISABILITE	75
1 EXPERIENCE 1 : GUIDAGE D'UN GESTE CHIRURGICAL DE PONCTION UTILISANT UN CONTROLE TDU	76
1.1 Introduction.....	76
1.2 Matériel et méthode	77
1.3 Procédure	83
1.4 Analyse des données	84
1.5 Résultats des comparaisons V1 vs TDU1	86
1.6 Résultats du transfert d'apprentissage (TDU1 vs TDU2).....	94
1.7 Analyse des patterns directionnels de stimulations électrotactiles.....	94
1.8 Conclusion	96
B. SEUILS PERCEPTIFS LINGUAUX A DES STIMULATIONS ELECTROTACTILES	101
2 EXPERIENCE 2 : ETUDE DES SEUILS LIMINAIRES A L'ELECTROSTIMULATION LINGUALE.....	103
2.1 Introduction.....	103
2.2 Méthode.....	103
2.3 Résultats.....	106
2.4 Conclusion	109
3 EXPERIENCE 3 : ETUDE DES SEUILS DE CONFORT A L'ELECTROSTIMULATION LINGUALE ...	112
3.1 Introduction.....	112
3.2 Méthode et procédure.....	112
3.3 Résultats.....	112
3.4 Conclusion	115
CONCLUSION SUR LES SEUILS LIMINAIRES ET DE CONFORT ELECTROTACTILES LINGUAUX.....	120
C. TEMPS DE REACTION ET DISCRIMINATION SPATIALE DE PATTERNS DIRECTIONNELS ELECTROTACTILES LINGUAUX.....	123
4 EXPERIENCE 4 : ETUDE DU TEMPS DE REACTION SIMPLE TDU.....	125
4.1 Introduction.....	125
4.2 Méthode.....	126
4.3 Résultats	129
4.4 Conclusion	131

5	EXPERIENCE 5 : ETUDE DU TEMPS DE REACTION SIMPLE TDU VS VISUEL	133
5.1	Introduction.....	133
5.2	Méthode.....	133
5.3	Résultats.....	134
5.4	Conclusion	136
6	EXPERIENCE 6 : ETUDE DU TEMPS DE REACTION AU CHOIX A DES STIMULATIONS ELECTROTACTILES	138
6.1	Introduction.....	138
6.2	Méthode.....	138
6.3	Résultats.....	141
6.4	Conclusion	143
D.	GUIDAGE D'UN GESTE DE PONCTION CHIRURGICALE	149
7	EXPERIENCE 7 : INFLUENCE DU NOMBRE DE DIRECTIONS SUR LES PERFORMANCES DE GUIDAGE D'UN GESTE DE PONCTION CHIRURGICALE SOUS CONTROLE TDU.....	150
7.1	Introduction.....	150
7.2	Méthode.....	151
7.3	Guidage électrotactile lingual.....	152
7.4	Expérience	154
7.5	Paramètres analysés.....	155
7.6	Résultats	157
7.7	Stratégies correctives des trajectoires	170
7.8	Impressions subjectives des sujets.....	175
7.9	Conclusion	176
PARTIE III :	CONCLUSION ET DISCUSSION GENERALE.....	185
8	DISCUSSION ET CONCLUSION GENERALE	186
8.1	Synthèse des objectifs et hypothèses	186
8.2	Synthèse des principaux résultats.....	187
8.3	Perspectives.....	191
	RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	195
	ANNEXE 1 : QUESTIONNAIRE GUIDAGE TDU	217

INTRODUCTION GENERALE

L'époque où, en chirurgie, les cliniciens percevaient les organes à opérer en vision directe est révolue dans bien des cas. Les plaies entraînaient, en effet, une morbidité et des risques infectieux importants. Dans le but de réduire ces traumatismes post-opératoires, les techniques chirurgicales se sont améliorées en limitant les incisions dans la peau. Elles permettent d'atteindre des cibles intracorporelles en introduisant un outil chirurgical avec précision sous la peau et en minimisant les détériorations des tissus. Toutefois, l'extrémité de l'outil et la cible n'étant plus visibles, des systèmes de guidage utilisant des outils informatiques et d'imageries médicales ont été développés pour assister le chirurgien dans son intervention.

Pour certaines interventions, des images 2D ou 3D du corps du patient et de la cible à atteindre sont acquises avant l'opération afin de définir la trajectoire, généralement rectiligne, que l'outil chirurgical (par exemple une aiguille) doit suivre entre un point d'entrée sur la peau et l'objectif à atteindre. Le chirurgien place ensuite l'extrémité de l'outil sur le point d'entrée indiqué et, alors que l'outil est introduit dans le corps du patient par une petite incision, il n'a plus d'informations visuelles directes sur la position de la pointe de l'outil par rapport à la cible. Un système de guidage est alors utilisé pour aider le chirurgien à orienter l'outil dans l'axe de la trajectoire en direction de la cible. Ces dispositifs sont capables de repérer, en temps réel, la position de l'extrémité de l'outil à l'intérieur du corps grâce à des dispositifs optiques ou magnétiques. Ainsi, un système de guidage visuel est constitué d'un écran sur lequel apparaissent les positions de la cible et de l'extrémité de l'outil, ainsi que la trajectoire à suivre. Lors de l'intervention, le chirurgien doit concentrer son attention visuelle sur ces informations spatiales apparaissant sur l'écran afin d'appliquer la bonne orientation à l'outil et d'atteindre la cible avec précision. Son geste est donc guidé jusqu'à l'atteinte de la cible. La réalisation de ponction impliquant l'intrusion d'une aiguille dans le corps du patient jusqu'à la cible à ponctionner constitue l'exemple que nous avons choisi d'étudier dans cette thèse. Dans ce cas, le clinicien guide l'aiguille jusqu'à la cible à ponctionner via les informations de position de la pointe de l'aiguille par rapport à la cible transmises sur l'écran.

Cependant, contrôler un geste via un écran génère des décorrélations entre le geste vu et le geste senti. Par exemple, le point de vue de la caméra n'est pas celui de l'opérateur, et un zoom ou une rotation de la caméra introduisent des différences en amplitude et en direction entre les informations visuelles présentées à l'écran et les informations proprioceptives. Dans ces cas, le chirurgien sent sa main dans une position alors qu'il l'a voit à un autre endroit (écran). Ainsi, alors qu'en vision directe, les indices spatiaux visuels de la position de la main concordent avec ceux de la proprioception, dans le cas d'un geste réalisé en vision indirecte de la main, ces deux informations spatiales peuvent ne pas correspondre. Cette discordance d'informations spatiales provoque des conflits perceptifs nécessitant une adaptation parfois importante pour le contrôle précis du mouvement. De plus, d'une part ces guidages visuels contribuent à surcharger l'attention visuelle du chirurgien qui est déjà largement sollicitée lors de l'opération ; d'autre part, lorsqu'il reçoit les informations de positions de l'outil, il ne peut pas focaliser son regard sur le lieu de la ponction.

Comment transmettre au chirurgien des informations spatiales de guidage d'une aiguille introduite à l'intérieur d'un corps sans perturber la réalisation du geste, sans surcharger son attention visuelle et sans détourner son regard du champ opératoire ?

La solution que nous proposons se trouve en partie dans les recherches sur la suppléance perceptive visuo-tactile de ces cinquante dernières années. Le concept de suppléance perceptive fait appel à la remarquable flexibilité des capacités fonctionnelles des systèmes perceptifs, c'est-à-dire à la capacité du cerveau à modifier sa propre organisation structurelle et fonctionnelle. Ce concept suggère qu'il est possible d'accéder à une perception de type visuel par l'intermédiaire de la modalité tactile. C'est dans les années 1960 que les travaux sur la suppléance perceptive ont débuté. Des interfaces homme-machine (IHM) ont alors été principalement développées pour donner aux non-voyants la possibilité de percevoir l'environnement distant. C'est ainsi que le dispositif visuo-tactile "Tactile Vision Substitution System" (TVSS) a permis de transmettre des informations spatiales via les voies sensorielles tactiles (Bach-y-Rita, 1979 ; Bach-y-Rita & Kercel, 2003). Cette IHM est capable de recoder des images capturées par une caméra en "images tactiles" sur la peau. Les expériences ont montré que les sujets utilisant ce dispositif étaient capables de repérer des cibles distantes et de s'orienter dans l'espace. Un entraînement supplémentaire leur permettait d'identifier l'orientation de lignes et de reconnaître des objets.

Ces travaux ont donné l'idée aux chercheurs de transmettre au chirurgien, via les canaux sensoriels tactiles, des informations spatiales de l'orientation d'une aiguille de ponction par rapport à une trajectoire prédéfinie à suivre pour atteindre la cible. D'autre part, les recherches sur les systèmes visuo-tactiles progressant, les stimulations mécaniques utilisées auparavant pour activer les récepteurs tactiles de la peau ont été remplacées par des stimulations électrotactiles produisant à l'interface électrode/peau des sensations de vibrations localisées. Ces stimulations étaient appliquées sur les doigts, le front, l'abdomen ou encore sur le dos. Plus récemment, des travaux se sont orientés vers la stimulation électrotactile de la langue. La langue a été utilisée car elle possède une capacité discriminative tactile supérieure à celle du bout des doigts et qui a l'avantage de ne pas être utilisée dans la préhension d'objets. Ce dispositif de stimulation linguale, décliné du TVSS, a été appelé le "Tongue Display Unit" (TDU). Cette IHM électrotactile est constituée d'une matrice d'électrodes placée sur la surface de la langue et bénéficie d'une miniaturisation importante de l'interface tactile rendant l'ergonomie viable pour le guidage d'une aiguille chirurgicale vers une cible intracorporelle.

L'objectif de cette thèse est d'utiliser des stimulations électrotactiles linguales dans le but de transmettre au chirurgien des informations spatiales de l'orientation à donner à une aiguille pour lui permettre d'atteindre la cible intracorporelle. Le principe sous-jacent consiste à fournir des informations de déviations de l'aiguille par rapport à une trajectoire optimale préalablement définie.

Le travail de recherche que nous avons réalisé concerne l'étude d'un système de guidage électrotactile linguale pour la réalisation de gestes de ponction percutanée. L'objectif est donc d'évaluer les performances d'un tel dispositif. Par ailleurs, la sensibilité de la surface de la langue étant montrée hétérogène dans la littérature, nous avons également étudié les capacités discriminatives tactiles spatiales de la langue. Des informations d'orientation basées sur différentes configurations de patterns électrotactiles permettent-elles de guider précisément une aiguille jusqu'à une cible invisible ? Les performances de guidage sont-elles similaires à celles réalisées avec un

guidage visuel ? La capacité discriminative tactile spatiale de la langue est-elle suffisante pour identifier différentes informations d'orientation ? Le but de cette thèse est d'apporter des éléments de réponses à ces principales questions. Si l'efficacité d'un tel dispositif était montrée, il constituerait une alternative pratique et originale au guidage d'un geste de ponction. Les informations spatiales de positions de l'aiguille n'étant plus transmises visuellement, la charge attentionnelle visuelle du chirurgien serait en partie libérée et pourrait être dédiée à l'observation de la région opérée.

Des procédures expérimentales ont été mises en œuvre pour évaluer et comparer les performances d'un guidage visuel et d'un guidage électrotactile, et des techniques psychophysiques ont été appliquées pour définir la capacité des récepteurs tactiles de la langue à traiter des informations spatiales.

La première partie de ce manuscrit présente le contexte théorique dans lequel nos travaux de recherche ont été réalisés. Après un chapitre d'introduction sur la chirurgie assistée par ordinateur (chapitre 1), nous présenterons dans un premier temps (Section A) le rôle joué par les informations sensorielles dans le contrôle d'un geste en vision directe et la façon dont est réalisé un mouvement d'atteinte de cible lorsque le contrôle visuel du mouvement n'est plus direct mais assuré par l'intermédiaire d'informations visuelles fournies par un écran vidéo (chapitre 2 et 3). Dans un second temps (section B), les propriétés perceptives tactiles de la peau seront abordées ainsi que ses capacités à traiter des informations spatiales via des systèmes de suppléances perceptives (chapitre 4). Enfin, dans un dernier chapitre (chapitre 5), nous décrirons le dispositif TDU qui fournit des informations spatiales en utilisant la langue comme vecteur de transmission de stimulations électrotactiles.

La seconde partie est consacrée à la présentation de nos expériences. Le but de l'expérience 1 (chapitre 1) est d'estimer la faisabilité d'un système de guidage de ponction percutanée électrotactile linguale (guidage TDU). En comparant les paramètres spatio-temporels des trajectoires obtenues lors de simulations de ponctions assistées par un guidage TDU, avec les performances des trajectoires réalisées sous guidage visuel, nous évaluerons si un guidage TDU a les capacités d'orienter précisément une aiguille jusqu'à une cible intracorporelle. Ensuite, afin d'optimiser le paramétrage des stimulations électrotactiles, les expériences 2 et 3 (chapitre 2 & 3) présenteront deux études menées sur les seuils de sensibilité et de confort électrotactiles linguaux. Nous analyserons particulièrement l'hétérogénéité de la sensibilité tactile de la langue en fonction des régions stimulées et de la quantité d'électrodes impliquées. Les expériences 4, 5 et 6 (chapitre 4, 5 et 6) porteront sur la capacité discriminative spatiale de la langue et l'étude des temps de réaction nécessaires à un geste déclenché par stimulation électrotactile. Nous terminerons finalement ces travaux de recherche par une ultime expérience (chapitre 7) sur la réalisation d'un geste de ponction guidé par TDU dans laquelle nous analyserons les effets du nombre de patterns directionnels électrotactiles ainsi que l'influence du nombre d'électrodes sur les performances de suivi de trajectoire.

Enfin, lors d'une discussion générale, les résultats de l'ensemble des expériences seront comparés et discutés afin de définir les apports les plus importants de notre série d'expériences sur la thématique étudiée.

PARTIE I

CADRE THEORIQUE

DE LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR AU GUIDAGE DE PONCTION PAR TDU

Chapitre 1 : Réalisation d'un effectué en vision directe

A. Guidage visuel à distance d'un mouvement d'atteinte de cible

Chapitre 2 : Réalisation d'un mouvement effectué en vision directe

Chapitre 3 : Réalisation d'un mouvement effectué en vision indirecte

B. Guidage tactile d'un mouvement : de la perception tactile à l'électrostimulation linguale

Chapitre 4 : Percevoir avec la peau

Chapitre 5 : Guidage par stimulation électrotactile linguale

1 LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR ET LES SYSTEMES DE GUIDAGE

Le domaine des Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) se situe au carrefour de l'informatique, de la robotique, de la médecine et de l'ergonomie cognitive. Les GMCAO ont profité de l'explosion de l'informatique de ces cinquante dernières années pour investir et modifier l'environnement des praticiens hospitaliers. Les applications des GMCAO sont multiples et variées mais ont un objectif commun : apporter un outil qui accroisse les capacités du médecin afin d'améliorer sa précision et son confort, et de diminuer les traumatismes et les durées de convalescence des patients. Les chirurgiens possèdent ainsi une assistance pour planifier la trajectoire de l'outil chirurgical, réaliser leur geste thérapeutique et s'entraîner sur des simulateurs avant d'effectuer l'acte opératoire. Nous allons définir dans ce chapitre, les problématiques des GMCAO et décrire les systèmes proposés pour guider les chirurgiens.

1.1 De la chirurgie classique aux gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO)

Lorsque la médecine a cherché à soigner les maux à l'intérieur du corps, les techniques consistaient à "ouvrir" le patient afin d'accéder à l'organe ciblé, entraînant beaucoup de morbidité, des temps de cicatrisation conséquents et des risques d'infection importants. Cependant, ces dernières décennies, le terme "minimalement invasif" est entré dans le domaine de la chirurgie en même temps que le développement de nouvelles technologies, et particulièrement celle de l'informatique et de l'imagerie médicale. Grâce à ces méthodes, les cliniciens peuvent désormais observer les structures anatomiques et introduire des outils chirurgicaux sans conséquence traumatisante pour le patient. Ces nouvelles procédures chirurgicales augmentent la précision du geste thérapeutique mais limitent la visibilité et le champ d'action du chirurgien. C'est de cette contrainte qu'est né le domaine des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO).

1.2 Les GMCAO visuo-assistés : objectifs et méthodologie

Les progrès actuels des systèmes d'imagerie permettent de connaître très précisément la localisation des structures anatomiques que l'on souhaite atteindre. Ces informations permettent d'aider le clinicien à définir complètement et rigoureusement les objectifs et les moyens d'y parvenir.

1.2.1 Objectifs

Les GMCAO ont pour objectif d'apporter une aide au clinicien afin de lui permettre de réaliser une stratégie médico-chirurgicale optimale. Cette assistance technique doit à la fois favoriser l'aspect minimalement invasif de l'intervention et augmenter la fiabilité du geste thérapeutique afin de réduire au maximum la morbidité de l'opération. Le patient peut ainsi bénéficier d'un traumatisme post-opératoire moins important et d'un temps d'opération et d'hospitalisation réduit.

Dans le cadre de gestes mini-invasifs, la cible visée est en général invisible à l'œil nu. Le chirurgien se retrouve avec une perception très limitée de la région lésée qui lui interdit d'apprécier la position et la densité des tissus à parcourir et de visualiser les trajectoires à réaliser. Il a donc besoin de données médicales et de connaissances anatomiques apportées par les systèmes d'imageries pour réaliser son geste thérapeutique. Il pourra ainsi planifier la trajectoire à suivre, accroître la précision du geste réel par rapport au geste planifié, diminuer le temps d'intervention et rendre envisageables de nouvelles interventions impossibles jusqu'à aujourd'hui (Lavallée & Cinquin, 1990 ; Troccaz & al, 1998 ; Cleary & Nguyen, 2001 ; Taylor & al, 1994).

1.2.2 Méthodologie

Afin de limiter les risques et d'augmenter la précision des gestes thérapeutiques, les GMCAO s'appliquent à mesurer quantitativement les données cliniques avant (pré-opératoires), pendant (per-opératoires) et après l'opération (post-opératoires). Des informations pertinentes sont ainsi fournies au chirurgien pour lui permettre d'appuyer voire d'améliorer son diagnostic, de l'aider à planifier et à réaliser des interventions chirurgicales optimales, et de pouvoir observer la qualité de son travail. L'émergence de ces nouvelles méthodes implique de nouvelles problématiques scientifiques dans chacune des quatre étapes d'une opération chirurgicale.

1. L'étape *pré-opératoire* : constitue la phase de diagnostic de la pathologie du patient. Pour les GMCAO, c'est l'étape durant laquelle des images scanners ou radiographiques sont acquises pour procéder à la planification assistée du geste.
2. L'étape *per-opératoire* : se passe en salle d'opération. C'est au court de cette étape que les données d'imagerie dynamique peuvent être acquises. La planification est ensuite transférée, recalée, dans le référentiel opératoire.
3. La réalisation du *geste thérapeutique* : le guidage de la trajectoire de l'outil chirurgical jusqu'à la cible. Cette étape rassemble toutes les informations pré et per-opératoires pour assister le chirurgien. C'est dans cette phase que va se situer notre travail.
4. La vérification *post-opératoire* : où les résultats réels sont comparés avec les objectifs planifiés.

1.3 Les systèmes de guidage chirurgicaux

Un "système de guidage" est un système basé sur des capteurs (imagerie) offrant un guidage partiel ou complet du geste opératoire planifié d'après la stratégie définie par le chirurgien. Il permet d'assister le geste opératoire.

1.3.1 Les trois types de système de GMCAO

Ainsi, de nombreuses applications GMCAO se sont développées ces vingt dernières années donnant naissance à une nouvelle taxonomie générale des systèmes de guidage chirurgicaux qui classe chaque application selon son degré d'interaction avec l'utilisateur par rapport à son intégration dans l'acte chirurgical (Lavallée et al., 1997; Cinquin et al., 1995). Trois "familles" permettent de hiérarchiser ces dispositifs : actifs, semi-actifs et passifs. Les systèmes de guidage actif sont des robots qui réalisent de façon totalement autonome une partie de la stratégie opératoire

programmée (par exemple les systèmes ROBODOC, Bargar et al., 1998, et JHU (Stoianovici, 2001), alors que les systèmes de guidage semi-actif ont pour but d'assister partiellement le geste du chirurgien en limitant mécaniquement son mouvement dans les directions dangereuses et les situations à risque (par exemple les systèmes PADyC, Troccaz & Delnondedieu, 1996 ; RSP, Schneider & Troccaz, 2001 ; et NEUROMATE, Li et al., 2002). Nous allons décrire plus particulièrement la dernière famille de guidage, les systèmes passifs, qui constitue le point central des recherches présentées dans cette thèse.

1.3.2 Le guidage passif à retour visuel

Les premiers travaux menés en matière de chirurgie guidée par ordinateur ont conduit au développement au milieu des années 80 de systèmes passifs de guidage basés sur la corrélation entre imagerie pré-opératoire et réalité per-opératoire (Reinhardt, 1995). Le principe des navigateurs utilisés en chirurgie endonasale, neurochirurgie ou plus généralement pour assister la réalisation de ponctions intracorporelles, est de permettre au chirurgien de se repérer durant son intervention d'après un ensemble de coupes 2D ou sur des reconstructions volumiques constituées à partir des examens d'imagerie réalisés avant l'opération. Un des avantages majeurs de ces techniques est la possibilité de combiner des images issues de différentes modalités d'examens : imagerie par résonance magnétique, tomodensitométrie, radiographie, échographie, imagerie fonctionnelle, etc. De plus, ces applications permettent de suivre en temps réel la position des instruments opératoires sur les reconstructions 3D d'imagerie pré-opératoire. En effet, un système de guidage passif, ou système de navigation, fournit au chirurgien uniquement des informations sur la position de l'outil chirurgical à l'intérieur du corps du patient par rapport à la trajectoire planifiée. Ces systèmes de navigation permettent de suivre exactement la stratégie planifiée et sont déjà, par exemple, utilisés en chirurgie vertébrale pour le vissage pédiculaire (Merloz et al, 1999). Le développement de l'interface utilisateur prend ici toute son importance, allant du simple écran d'ordinateur (alignement de croix) aux systèmes de réalité augmentée avec incrustation d'image dans l'optique du microscope (Edwards et al., 1995), ou dans des lunettes ou casques semi-transparents (Tang et al. 1998). Dans ce type de configuration, le chirurgien a la totale liberté de suivre ou non les indications qui lui sont transmises. Ces systèmes sont composés de trois éléments : un dispositif de localisation (ex : caméra), un système de contrôle (logiciel) et un dispositif d'affichage (écran). Le contrôle continu de la position de l'outil est rendu possible grâce à des capteurs placés sur l'outil et repérés via un localisateur 3D optique ou magnétique, de type Polaris (Wiles et al., 2004) ou Zebris (Malmstrom et al. 2003) par exemple, qui permet d'enregistrer en temps réel la position tridimensionnelle de l'outil dans un repéré lié au patient. Ces enregistrements sont ensuite traités par un logiciel qui analyse les paramètres spatiaux de la trajectoire et identifie l'écart entre la trajectoire qui est en train d'être réalisée par le praticien et la trajectoire optimum dite "idéale". L'information est enfin envoyée sur une interface visuel. Le système ENTACT Endonasal est un bon exemple d'application d'aide à la navigation dans la chirurgie endo-nasale (Reyt et al., 2002). Avec ce dispositif, le chirurgien ne cherche pas à suivre une trajectoire mais à "naviguer" un outil dans un espace 3D par retour visuel des trois coupes coronale, axiale et sagittale correspondant à la position de la pointe d'un outil.

Véritables instruments de navigation dans l'anatomie du patient, ces systèmes apportent ainsi précision et sécurité dans des situations où les repères anatomiques per-opératoires ne peuvent

suffire à maîtriser totalement le geste (figure 1). Ils matérialisent sur un écran les images anatomiques que le chirurgien devait avant construire mentalement avec une précision nécessairement moindre (Peters, 2000). Par exemple, les modélisations 3D actuelles proposent des représentations très compréhensibles et manipulables dans l'espace (figure 2). Toutefois, cette technique présente certains inconvénients que nous décrivons dans la prochaine section.



Fig. 1. Exemple d'un acte chirurgical assisté par ordinateur. L'écran à droite transmet des informations spatiales au chirurgien pour lui permettre de guider l'outil, qu'il tient dans sa main, sur la trajectoire prédéfinie jusqu'à la cible.

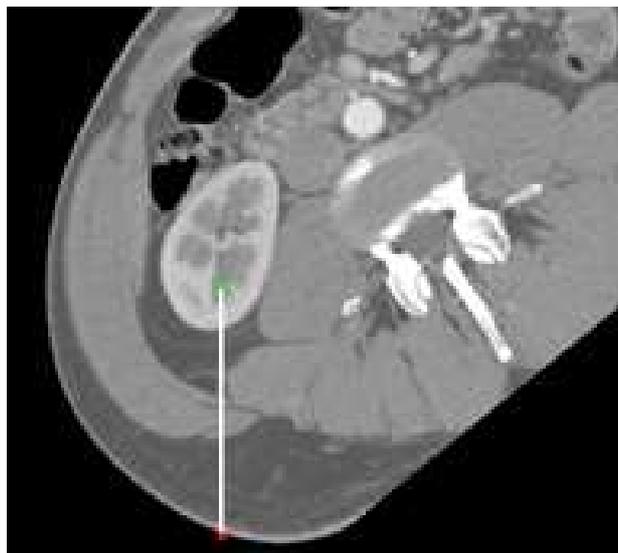


Fig. 2. Exemple d'une coupe scanner dans laquelle est superposée la trajectoire à suivre pour atteindre la cible.

1.4 Problèmes posés par la réalisation d'un geste de ponction assisté par un guidage visuel

Cette thèse s'intéresse au guidage d'un geste de ponction percutanée. Les difficultés auxquelles le praticien est confronté pour réaliser avec précision un geste de ponction percutanée sont principalement liées à la taille de la cible à atteindre et aux perturbations générées par l'introduction d'un écran de contrôle.

1.4.1 Taille de la cible et trajectoire de l'aiguille

Une ponction percutanée a pour objectif final l'insertion d'un outil de type aiguille jusqu'à une cible sous-cutanée. Il existe divers gestes chirurgicaux qui nécessitent l'utilisation d'une aiguille : ponction d'un kyste, d'un épanchement péricardique ou d'une cavité rénale, d'une biopsie (du foie, du rein, de la prostate, du sein, etc.), ou encore de la destruction d'une tumeur cancéreuse (carcinome) par radiofréquence ou cryogénie (dans le foie ou le rein). Toutes ces techniques ont en commun l'insertion d'une aiguille à travers la peau selon une direction et une profondeur planifiées. La région ciblée est souvent assimilée à une sphère de quelques centimètres de diamètre. Par exemple, la taille maximale d'un carcinome traitable par radiofréquence est de 3 cm. La taille réduite des cibles et l'opacité des tissus sur les images per-opératoires durant l'intervention rendent la visualisation difficile et nécessitent une bonne expérience du clinicien. D'autre part, une fois la trajectoire planifiée, l'insertion de l'aiguille doit se faire de façon la plus rectiligne possible. Il devient essentiel de compenser la perception limitée du chirurgien, l'utilisation d'un système de guidage prend alors toute son importance.

Par ailleurs, quels que soient l'application clinique et l'organe visé, des obstacles peuvent se dresser sur le chemin de l'aiguille. Les systèmes de guidage font en sorte de définir un point d'entrée permettant d'atteindre la cible en ligne droite en évitant au maximum les organes non-ciblés. Les outils de ponction sont des aiguilles, pleines ou creuses, d'une longueur de 7 à 20 cm généralement. Le diamètre le plus fréquemment utilisé est 18 Gauge (1,1 mm) pouvant varier de 8 à 30 Gauge (de 4 à 0,3 mm). La finesse de l'aiguille et la densité des tissus rencontrés peuvent être à l'origine d'une courbure de l'aiguille. Ces déformations peuvent survenir, lors de la réalisation de l'acte thérapeutique, soit sur la partie extérieure par pression de la main du praticien, soit sur la partie sous-cutanée à cause des frottements et de la densité des tissus, provoquant dans les deux cas une déviation de la trajectoire. Ces paramètres étant particulièrement difficiles à anticiper avec un système de GMCAO, la réussite de l'opération dépend en grande partie de l'expérience du clinicien.

1.4.2 Inconvénient des systèmes de guidage visuel

Bien que les systèmes de guidage visuel apportent des avantages incontestables dans la réalisation de gestes chirurgicaux précis, ils possèdent néanmoins des inconvénients non négligeables. D'une part, ils sont relativement volumineux et réduisent l'espace de travail autour du patient puisque le champ doit rester libre pour permettre au clinicien de voir l'écran. D'autre part, les systèmes de guidage visuel ajoutent des informations à la modalité visuelle du chirurgien déjà sollicitée. De plus, lorsqu'il reçoit les informations de positions de l'outil (figure 3), le chirurgien ne

peut pas focaliser son attention visuelle sur le lieu de la ponction. Ainsi, sa réactivité d'intervention peut être ralentie en cas de problème tel un épanchement de liquide (bile, urine, sang...) pouvant survenir lorsque l'aiguille traverse un organe.

Enfin, l'introduction d'un écran, indispensable à ces systèmes de GMCAO, provoque des discordances perceptives nécessitant des temps d'adaptation importants de la part de l'utilisateur. En effet, contrôler un geste via un écran génère des décorrélations entre le geste vu et le geste senti car le chirurgien sent sa main dans une position alors qu'il la voit à un autre endroit sur l'écran. Nous verrons en détail, dans la prochaine partie de ce manuscrit, les conséquences de cette dissociation d'informations spatiales entre la vision et la proprioception, les détériorations des performances de production qu'elles impliquent et les temps d'adaptation qu'elles nécessitent.



Fig. 3. Le chirurgien focalise son attention sur les informations inscrites sur l'écran face à lui, prêt à donner la bonne orientation à l'outil afin de l'insérer en ligne droite jusqu'à la cible. La caméra au dessus de l'écran localise les positions de la cible et de l'aiguille à l'intérieur du corps.

1.5 Conclusion

Ce premier chapitre nous a permis d'introduire succinctement les domaines d'applications des GMCAO ainsi que l'attrait des dispositifs développés pour l'assistance aux gestes chirurgicaux. Nous avons décrit les systèmes de guidage passif en mettant l'accent, via la problématique de la ponction, sur la nature des inconvénients de ces systèmes et notamment les problèmes provoqués par le renvoi sur un écran d'informations d'orientation par rapport à la scène d'action. L'objectif de cette thèse est de proposer et d'évaluer une autre alternative de guidage pour faciliter la réalisation d'un geste de ponction.

A. GUIDAGE VISUEL INDIRECT D'UN MOUVEMENT D'ATTEINTE DE CIBLE

L'introduction nous a montré l'intérêt d'utiliser un système de guidage passif pour la réalisation d'un geste chirurgical de type ponction. La planification de la trajectoire du geste à effectuer constitue la problématique essentielle. Elle se définit par les mécanismes d'action et de perception impliquant la convergence des informations proprioceptives (perception de la position du bras) et visuelles (positions du membre effecteur et de la cible sur l'écran). Nous verrons par la suite que nous proposons d'y ajouter une composante tactile.

Dans ce chapitre, nous souhaitons montrer, grâce à la littérature abondante sur la réalisation d'un mouvement de pointage, les difficultés pour un chirurgien de guider une aiguille jusqu'à une cible sous cutanée, via des informations spatiales fournies par un écran. Cependant, il apparaît que la littérature en psychologie et neurocognition présente peu de travaux sur l'adaptation visuo-motrice durant la réalisation d'atteinte de cible avec une aiguille via un écran déporté. Par conséquent, nous considérons ici que, lors de la réalisation d'une ponction chirurgicale, l'aiguille est solidaire de la main et que suivre une trajectoire s'apparente à une succession d'actions de pointages. Ainsi, nous nous plaçons dans la configuration de la planification et le contrôle d'un mouvement d'atteinte de cible « classique », ou pointage, effectué en vision directe ou indirecte (écran). Nous citerons donc un certain nombre de résultats expérimentaux issus de tâches de pointage.

Nous rappellerons brièvement, dans un premier temps, le rôle des informations visuelles et proprioceptives dans l'initiation et la réalisation d'un geste de pointage réalisé en contrôle direct ; puis nous détaillerons, dans un second temps, la façon dont est réalisé un mouvement d'atteinte de cible lorsque le contrôle visuel du mouvement n'est plus direct mais assuré par l'intermédiaire d'informations visuelles fournies par un écran vidéo.

2 REALISATION D'UN MOUVEMENT EFFECTUE EN VISION DIRECTE

Atteindre une cible implique différentes opérations successives : la localisation de la cible et du point de départ de la main, la planification d'une trajectoire en distance et en direction, et une phase de réalisation pendant laquelle le mouvement peut être contrôlé et ajusté (Desmurget et al., 1998 ; Wise & Shadmehr, 2002). Deux modalités sensorielles, la vision et la proprioception, interviennent dans la planification et le contrôle du mouvement. Nous allons rappeler leurs rôles ainsi que leurs interactions.

2.1 Rôle de la vision dans le contrôle du mouvement

2.1.1 Localisation de la cible et de la main à l'initiation du mouvement

Alors que la vision de la cible à l'initiation du mouvement est un élément essentiel pour planifier le geste à réaliser (Berkinblit et al., 1995 ; Prablanc et al., 1986), il apparaît que la localisation visuelle de la main joue également un rôle dans le contrôle de la position de départ. En effet, Prablanc (1979) et Rossetti et al. (1995a) ont comparé des situations de pointage de cibles dans le cas où la vision de la main n'était jamais disponible et dans le cas où la main était visible en position initiale avant le début du pointage. Ainsi, ces auteurs montrent que la performance spatiale terminale était améliorée par la vision de la main avant le déclenchement de la commande motrice.

2.1.2 Localisation de la cible et de la main pendant la réalisation du mouvement

Plusieurs travaux sur le rôle de la vision de la cible pendant le contrôle du mouvement ont montré l'importance de la présence de la cible tout au long du geste (Elliott, 1986 ; Bock, 1986). En effet, Desmurget et al. (1995a) ont mis en évidence que la précision du pointage était meilleure si la cible était présente surtout pendant la phase de décélération. Carlton (1981, 1992) a également mis en évidence la contribution en ligne des rétroactions visuelles sur la localisation de la main pendant la réalisation de mouvements de pointage rapides et courts. En particulier, il montre que l'essentiel de l'information visuelle spatiale de la main serait intégré en fin de parcours pour comparer les positions de la main et de la cible. Des boucles de corrections entre les informations spatiales initiales et les positions au cours de la trajectoire permettent d'ajuster la précision des mouvements. Les études rapportent des délais de correction de 150 ms (Boulinguez et al., 2001 ; Diedrichsen, 2004). Concernant la vision de la main, Carlton (1981) rapporte que la durée des boucles de correction basée sur la localisation visuelle de la main sont de 135 ms lorsque la perturbation était provoquée dans la phase de décélération. Cependant, il semble qu'une réorientation significative de la trajectoire soit rarement possible avant un délai d'environ 200 ms (Pissella et al., 1998). Pour une revue voir Carlton, 1992 et Paillar, 1996.

D'autre part, des études ont mis en évidence que la localisation des cibles et la précision du mouvement de pointage étaient améliorées en présence d'indices environnementaux (Conti & Beaubaton, 1980). Toutefois, leurs présences ne semblent pas nécessaires pendant la réalisation du mouvement car la précision des pointages n'est pas modifiée si le contexte visuel est supprimé en cours d'exécution (Velay & Beaubaton, 1986).

Ces travaux suggèrent que les informations spatiales fournies par la vision de la main et de la cible pendant le mouvement permettraient de corriger les perturbations entre l'initiation du geste et l'atteinte de la cible, et les erreurs de mouvements faits par le cerveau pendant la phase de planification. D'autre part, il semble que ces conclusions s'appliquent à des mouvements en deux et trois dimensions (Berkinblit et al. 1995). D'autre part, la proprioception traite également des informations spatiales de positions et de mouvement. Elle joue donc un rôle capital dans la réalisation d'un mouvement.

2.2 Rôle de la proprioception dans le contrôle du mouvement

Le système proprioceptif est responsable de la compilation d'informations sur les positions des segments corporels et leurs déplacements (amplitude, durée, vitesse, accélération). Plus exactement, ce sont les sensibilités musculaires, tendineuses et articulaires qui fournissent les informations sur les actions accomplies par le corps, à partir de mécanorécepteurs (récepteurs sensibles à un effort mécanique) dont elles sont dotées.

2.2.1.1 Localisation de la main à l'initiation du mouvement

Dans une expérience de Goodwin et al. (1972), une stimulation vibratoire appliquée au niveau d'un tendon musculaire évoque, en l'absence de mouvement réel de l'articulation et de vision du membre stimulé, une sensation illusoire de mouvement accompagnée d'une erreur d'appréciation de la position du membre concerné. Plus tard, Larish et al. (1984) montrent qu'une vibration sur les tendons des biceps, appliquée juste avant le mouvement, diminue la précision de pointage sur la cible. La position proprioceptive de l'effecteur apparaît donc essentielle dans la planification d'un geste en direction d'une cible. De plus, les informations extra-rétiniennes, c'est-à-dire les indices de la position de l'œil dans son orbite, peuvent intervenir dans la localisation de la cible (Bridgeman & Stark, 1991).

2.2.1.2 Contribution de la proprioception au contrôle en ligne

Les informations proprioceptives interviennent également dans les boucles d'ajustement du geste. En 1990, Cordo a mis en place une expérience demandant à des sujets de réaliser des mouvements bras/main dans le plan horizontal sans vision de l'effecteur. La tâche consistait à effectuer des mouvements de l'avant bras en ouvrant la pince formée par le pouce et l'index lorsque la main passait devant une cible visuelle. Les sujets devaient donc guider leur geste grâce aux seules afférences proprioceptives et efférences motrices. Les résultats ont montré que ces indices spatiaux permettaient d'évaluer l'écart entre une cible et la main pour réaliser des mouvements précis. Plus récemment, Elliott et al. (1999a, 1999b) ont étudié les effets de la proprioception sur le contrôle en ligne en créant l'illusion d'une charge sur la main par des techniques électromagnétiques. Dans leur expérience, les sujets devaient pointer une cible à l'aide d'un stylet magnétique plus ou moins attiré de manière imprévisible par un électro-aimant. Avec ou sans vision de la main, les résultats ne montrent que de faibles variations dans la précision du geste. Les auteurs mettent ainsi en évidence que les boucles de régulation proprioceptive permettent de compenser des perturbations en temps réel. Les délais des boucles de corrections proprioceptives ont également été analysés. Des études

récentes impliquant des perturbations vibratoires ou inertielles rapportent que le délai entre une perturbation et une modification de la cinématique de mouvement est proche de 100 ms (Cordo et al. 1994 ; Elliot et al. 1999b ; Steyvers et al. 2001).

Les modalités visuelle et proprioceptive traitent donc des indices spatiaux de même nature pour détecter et corriger des événements imprévus afin de maintenir la trajectoire préalablement planifiée (pour une revue voir Desmurget et al., 1998). Toutefois, bien que les modalités sensorielles visuelle et proprioceptive aient été présentées séparément, elles n'agissent pas indépendamment l'une de l'autre. Il semblerait au contraire qu'il y ait une forte interaction entre-elles pour contrôler efficacement le geste pendant sa réalisation. La nature de cette coopération n'est donc pas figée bien que dans certains cas la vision ou la proprioception soit plus efficace et domine le contrôle du geste.

2.3 Relation entre la vision et la proprioception

Des études ont montré que, lors des phases de planification et de réalisation du mouvement, la vision jouerait un rôle décisif dans la planification et le contrôle du mouvement (Prablanc et al., 1979 ; Elliott & Allard, 1985 ; Teasdale et al., 1993 ; Desmurget et al., 1995a, b, 1997). A l'opposé, d'autres travaux ont proposé que la localisation de la main pendant le mouvement était prioritairement gérée par la proprioception qui serait disponible de façon plus fiable, indépendante des perturbations de l'environnement (Prablanc & Martin, 1992 ; Komilis, 1993). Toutefois, Coello et al. (1996) ont mis en évidence, lors d'une expérience de pointage sans vision du bras dans un environnement gravito-inertiel contrôlé, non pas une dominance générale mais des spécialisations des modalités visuelle et proprioceptive. En dépit des forces appliquées sur le bras, les auteurs ont constaté qu'au premier essai la précision en amplitude ne subissait aucune influence, alors que la direction du geste était significativement modifiée. Ces résultats montrent que les afférences proprioceptives contrôlèrent plus spécifiquement l'amplitude du mouvement, et que la vision serait davantage dédiée au contrôle de la direction du geste.

Finalement, la vision et la proprioception semblent intervenir conjointement dans l'initiation d'un geste de pointage. En effet, Redding & Wallace (1996), ont proposé une expérience mettant en jeu le port de lunettes prismatiques induisant des translations horizontales du champ visuel de quelques degrés. La vision de la main est présente ou non avant le début des mouvements de pointage. Les sujets apprennent leurs erreurs une fois le mouvement réalisé. Les résultats montrent qu'une erreur terminale existe, correspondant à la déviation induite par les prismes, uniquement si la main n'est pas visible. Toutefois, au cours des essais, une recalibration importante s'opère de la vision sur la proprioception dévoilant une interaction entre les deux modalités. Approfondissant l'étude de cette interaction sensorielle, Rossetti et al. (1995b), avec une expérience similaire, observent que l'erreur terminale de pointage correspond à 33% de la déviation prismatique. Il apparaît alors que ni la proprioception ni la vision n'ont contrôlé le mouvement totalement, mais que c'est une combinaison des deux qui s'est opérée. Plus vraisemblablement, les informations issues de chaque modalité seraient prises en compte. En effet, des travaux récents d'Ernst & Banks (2002) et Ernst & Bühlhoff (2004) ont mis en évidence que le contrôle du mouvement se ferait par une intégration bimodale basée sur une pondération des deux informations selon une mesure de fiabilité dans chaque modalité.

Ainsi, il se pourrait qu'en l'absence de vision, le contrôle bascule inconsciemment sur des informations proprioceptives et que lorsque la proprioception est perturbée, les afférences visuelles dominent. Le cerveau utiliserait ainsi la modalité la plus pertinente c'est-à-dire celle qui apporteraient les informations les plus précises. De plus, les performances sont souvent détériorées lorsqu'une des deux modalités est absente, ainsi ces modalités ne semblent pas pouvoir opérer exclusivement seules. Si effectivement l'une ou l'autre des modalités domine parfois le contrôle sur certaines tâches, il apparaît que la modalité alors "secondaire" est utilisée pour garantir et optimiser le traitement du contrôle moteur. Ce mécanisme d'interaction est possible car la vision et la proprioception interagiraient en permanence sur la pertinence des informations spatiales qu'elles codent conjointement.

2.4 Conclusion

A l'initiation, le codage de la trajectoire du mouvement nécessite le codage de la position visuelle de la cible et de la main. De la même manière, pour le contrôle en ligne les deux indices visuels main/cible seraient essentiels pour comparer la position finale de la main avec celle de la cible afin d'évaluer l'erreur terminale en distance et en direction, et opérer les corrections de trajectoire indispensables. La vision intervient de manière plus ou moins significative tout au long de la réalisation du mouvement pour effectuer plus spécifiquement des corrections en direction.

Les réafférences proprioceptives, quant à elles, interviennent à l'initiation du geste pour localiser la position du membre effecteur et, en fin de mouvement, pour ajuster la trajectoire. Lors de la réalisation du mouvement les mécanismes de rétroaction proprioceptifs permettent des corrections en lignes particulièrement sur l'amplitude du geste.

Toutefois, la vision et la proprioception ne traitent pas les informations indépendamment. Au contraire il y aurait une interaction forte. Les représentations internes de l'espace de la vision et de la proprioception seraient ainsi associées, fusionnées pour leur permettre de contribuer au contrôle moteur de façon plus ou moins importante en fonction du type de mouvement envisagé.

Dans certaines situations les mouvements sont réalisés dans des conditions où les informations visuelles et proprioceptives ne sont plus concordantes. Le contrôle du geste nécessite alors une re-coordination des relations intersensorielles. C'est le cas par exemple lorsqu'un clinicien doit réaliser un geste de ponction avec une aiguille à l'aide d'un système de vidéo chirurgie où le geste perçu sur écran, la décentration du point de vue et les distorsions en distance et en direction impliquent une adaptation importante. Le chapitre suivant est consacré à décrire la façon dont le geste s'adapte à ces nouvelles conditions de contrôle visuel.

3 REALISATION D'UN MOUVEMENT EFFECTUE EN VISION INDIRECTE

Les systèmes de guidage proposés pour orienter des gestes chirurgicaux utilisent des écrans verticaux déportés, c'est-à-dire placés hors du champ d'action du chirurgien. Lorsqu'il accomplit le geste thérapeutique, il réalise ainsi ce que l'on appelle un mouvement en vision indirecte. Ces dispositifs sont constitués d'une caméra miniature introduite dans le corps ou d'un localisateur qui capture les positions de l'outil à l'intérieure du corps et les transmettent sur un écran de contrôle. Ainsi, soit le chirurgien peut observer la position de ces outils avec des images de la scène réelle (écran vidéo), soit il ne voit pas réellement la pointe de l'outil qu'il introduit dans le corps ni la cible à atteindre mais des représentations de leurs positions (écran d'ordinateur). Il planifie et contrôle alors ses mouvements sur la base de ces indices visuels. Cependant, les informations spatiales ne sont plus perçues dans un espace tridimensionnel mais bidimensionnel, et généralement des perturbations en direction et en amplitude sont introduites. La différence entre l'information spatiale visuelle sur l'écran et l'information spatiale perçue proprioceptivement de la position du membre induit une discordance perceptive qui nécessite un temps d'adaptation.

L'adaptation sensori-motrice se définit comme la reconfiguration dynamique des paramètres moteurs pour répondre à des changements de l'organisation spatiale perçus par les mécanismes du système moteur (Cuénot, 1925). Il semblerait que l'apprentissage de ces nouvelles règles passe par une modification des cartes spatiales dans le but de faciliter l'intégration sensorielle.

Ce chapitre sera consacré à l'étude de l'adaptation sensori-motrice lors d'un conflit vision-proprioception provoqué par le contrôle d'un mouvement réalisé en vision indirecte, via un écran. Dans un premier temps nous présenterons l'ensemble des facteurs favorisant la détérioration du contrôle moteur, puis nous nous attarderons particulièrement sur les problèmes d'adaptation à des perturbations en direction et en amplitude qui représentent les deux paramètres les plus importants dans l'atteinte d'une cible (voir chapitre 2). En effet, de nombreuses recherches ont utilisé ces paradigmes expérimentaux en modifiant l'échelle et l'orientation de la scène perçue. La gestion de ces contraintes constitue l'une des préoccupations premières du chirurgien utilisant un système de guidage visuel.

3.1 Les facteurs de la détérioration du contrôle moteur en vision indirecte

La contrainte apparaissant la plus évidente est l'impossibilité de réaliser et de visualiser les mouvements dans le même plan de l'espace. La position de l'écran vertical face à l'observateur conduit ce dernier à suivre les informations visuelles d'orientation dans le plan fronto-parallèle et à effectuer généralement les mouvements dans le plan sagittal. Ainsi, la position de l'effecteur sur l'écran ne se confond plus avec la position proprioceptive. Smith & Smith (1990) ont, en effet, observé des perturbations du contrôle moteur lors de la réalisation d'un geste via un écran bien qu'aucune distorsion spatiale n'ait été appliquée sur l'écran. Cependant, il semblerait que la position de l'écran n'ait pas d'influence. Vindras & Viviani (2002) ont mis en évidence des effets identiques à

l'expérience de Smith & Smith (1990) lorsque des images de la scène de travail étaient présentées sur un écran placé horizontalement.

Il semblerait que les perturbations ne soient pas provoquées par les changements de position de l'écran mais par la perception de l'environnement qui est reconstruit sur un plan bidimensionnel. La disparité binoculaire qui donne habituellement des informations sur la structure tridimensionnelle des indices spatiaux par leurs différentes projections sur la rétine, est dans ce cas inopérante (Cutting & Vishton, 1995). Elle dépend à la fois de la distance de l'écran par rapport à l'observateur et de la distance entre la caméra et la scène d'action. Ainsi, la distance entre les objets et la distance des objets par rapport à l'observateur sont biaisées. A la distorsion des profondeurs s'adjoignent les erreurs de parallaxes. Les mouvements de l'observateur ne permettent plus de déduire la distance entre deux objets en fonction de leur vitesse et de leur direction de déplacement comme c'est le cas en vision directe (Bingham & Stassen, 1994 ; Loomis & Knapp, 2003). D'autre part, dans les cas de modélisations (écran d'ordinateur), la scène d'action représentée en deux ou trois dimensions est généralement simplifiée, voire dégradée, par rapport à la réalité, réduisant la qualité et la quantité des informations contextuelles (Massimo & Sheridan, 1989). Cette réduction des indices spatiaux s'accompagne d'une baisse des performances. Si la position de l'écran n'apparaît pas influencer le contrôle du mouvement, la position de la caméra constitue une perturbation. En effet, lors d'un guidage en vision indirecte, le point de vue de la caméra est différent du point de vue de l'observateur. Ainsi, la position du mouvement sur l'écran va dépendre de l'orientation de la caméra.

De plus, la taille des objets dépendant de leur distance par rapport à l'objectif de la caméra, il est impossible d'identifier la distance à laquelle se trouve un objet par sa seule projection rétinienne. Des perturbations en direction et en amplitude peuvent aussi être introduites respectivement par une rotation et un zoom (distance focale) de la caméra, qui modifient la taille et l'orientation de la scène, ainsi que la relation spatiale main-objet (Pennel et al. 2002). Enfin, les indices picturaux tels que les gradients de texture, la perspective linéaire, la brillance, l'éclairage sont des caractéristiques qui peuvent contribuer à la dégradation de la perception visuelle spatiale s'ils sont négligés (pour une revue, voir Cutting & Vishton, 1995).

Les indices visuels et proprioceptifs correspondent habituellement pour optimiser le contrôle du mouvement. L'absence d'isomorphisme entre l'espace perçu et l'espace physique en situation de vision indirecte de la scène provoque une réorganisation complète du traitement des informations pour la construction de nouvelles cartes cognitives de mise en correspondance des espaces. Nous allons détailler les effets des perturbations en direction et en amplitude sur l'adaptation du système moteur, les recherches sur le contrôle du geste en vision indirecte ayant principalement mis en œuvre ces deux modes de perturbations.

3.2 Adaptation à une perturbation directionnelle

Les études de l'adaptation visuomotrice à une perturbation directionnelle ont consisté à analyser la qualité des trajectoires de gestes de pointage sur des sujets placés dans des situations de décorrélacion vision-proprioception par le port de lunettes prismatiques ou l'utilisation d'un écran décentré.

3.2.1 Adaptation à des déviations prismatiques

Les lunettes prismatiques permettent de créer de façon simple une décorrélation vision-proprioception en direction. En effet, la vision à travers les prismes provoque le plus souvent un conflit perceptif en déplaçant latéralement la scène visuelle (figure 4). La position de la cible visée étant artificiellement déviée, la position proprioceptive de la main est perçue différemment de la position visuelle. Les perturbations horizontales dévient habituellement la scène de 5° à 20° . Ainsi les informations spatiales proprioceptives ne correspondent plus à celles de la modalité visuelle. L'effet de cette décorrélation vision-proprioception peut être étudié à la mise en place du déplacement prismatique, c'est-à-dire la réaction initiale (figure 4.b), après un certain temps d'utilisation (adaptation à long terme : figure 4.c et 4.d), ainsi qu'au retrait de la perturbation, l'erreur est alors nommée effet consécutif (figure 4.e).

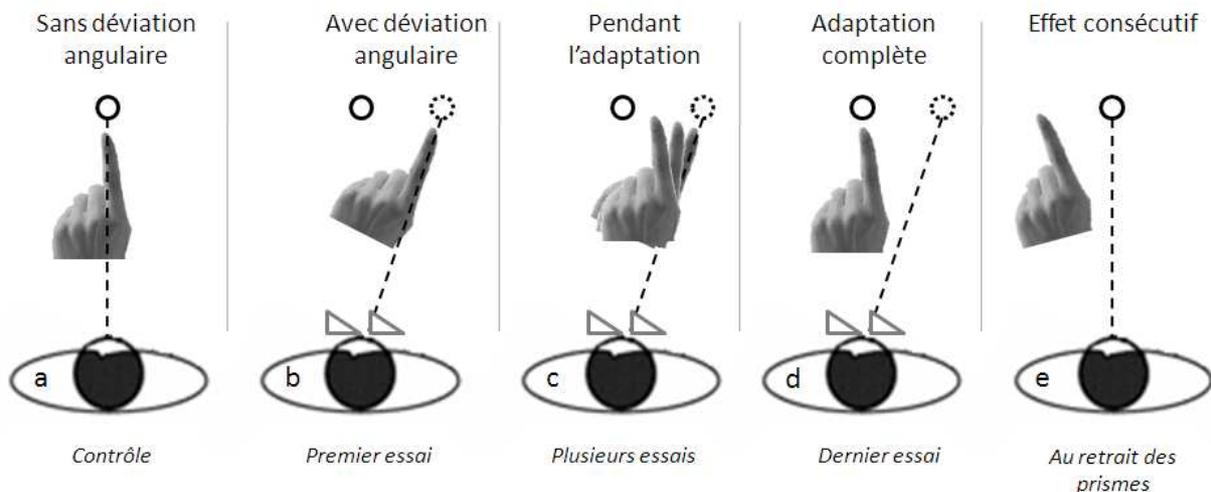


Fig. 4. Schéma de la méthode de perturbation directionnelle par port de lunettes prismatiques (triangles gris). a) condition normale, les positions visuelle et proprioceptive de la main sont identiques : le sujet atteint la cible (cercle noir) ; b) le sujet porte des lunettes prismatiques, il commet alors sans vision de la main une erreur angulaire équivalente à la déviation prismatique ; c) lorsqu'il voit sa main, le sujet parvient, au cours des essais, à corriger progressivement son geste ; d) après un certain nombre d'essais, l'adaptation est complète, le sujet atteint directement la cible ; e) si la déviation prismatique un erreur se produit dans le sens opposé à la déviation.

3.2.1.1 Les déviations prismatiques à l'initiation de la perturbation

A l'initiation de la perturbation par la mise en place des lunettes prismatiques deux réactions se produisent principalement. Soit le sujet s'appuie sur les informations spatiales fournies par l'une des deux modalités proprioceptive ou visuelle, soit il effectue en quelque sorte une moyenne des deux types d'informations. Dans le premier cas, il se produit le plus souvent une capture de la vision sur la proprioception (Hay et al., 1965 ; Pick et al., 1969). La discordance vision-proprioception est peu marquée comme si le sujet faisait abstraction des afférences proprioceptives et rétablissait une cohérence exclusivement basée sur la vision (Hatwell, 1986). Dans cette situation illustrée sur la figure 4.b, l'erreur de pointage au premier essai correspond à la déviation introduite. Cependant,

dans le second cas, le sujet réalise un compromis entre les informations issues des deux modalités sensorielles comme dans une expérience de Rock et al. (1966) où les sujets portaient des prismes induisant une déviation de 11°. Les résultats ont montré des erreurs de pointage équivalent à 40% de la perturbation. Sur la figure 4.b, le sujet pointerait alors entre la cible réelle (cercle plein) et la cible vue (cercle en pointillé).

Les expériences décrites précédemment s'effectuent en vision complète de la cible et de la main. Toutefois, lorsque le mouvement s'effectue sans contrôle visuel de la main, une erreur de pointage correspondant au biais visuel est régulièrement constatée sur le premier mouvement réalisé (figure 4.b). Le sujet, découvrant son erreur, parvient à corriger progressivement la déviation directionnelle (Redding & Wallace, 1996 ; Rossetti et al., 1993). Ainsi, d'après Kitazawa et al. (1995), 10 à 25 essais sont nécessaires pour atteindre des performances normales (figure 4.c et 4.d).

3.2.1.2 Effet consécutif au retrait de la perturbation prismatique

Comparer l'écart entre l'erreur motrice avant et après une longue période d'exposition à la perturbation directionnelle prismatique permet également d'étudier la décorrélation vision-proprioception (Wallace, 1980).

L'effet consécutif au retrait d'une déviation prismatique se traduit par une erreur motrice dans le sens opposé à la perturbation directionnelle induite (figure 4.e). Cet effet est dépendant de l'amplitude de la perturbation et représente généralement 40% à 80% de la déviation (Field et al., 1999 ; Redding & Wallace, 1996). L'effet consécutif proviendrait d'une recalibration perceptive de la vision ou de la proprioception (Kelso et al., 1975 ; Wallace & Redding, 1979). Ces erreurs visuo-motrices symétriques peuvent être d'ordre attentionnel si la tâche ne contraint pas le sujet à porter son attention sur l'une ou l'autre des modalités (Redding et al., 1985) ; ou fonction de la précision de la modalité par rapport à la tâche effectuée, la recalibration s'effectuant généralement par rapport à la modalité la plus fiable (Welch & Warren, 1986).

D'autre part, il apparaît que la tâche motrice à réaliser influence les mécanismes d'adaptation. En effet, lorsque la main est présente en phase terminale les informations proprioceptives permettent de recalibrer la vision, alors que si l'effecteur est visible pendant toute la durée du mouvement, le contrôle moteur s'effectue davantage sur les afférences visuelles et l'adaptation est principalement proprioceptive (Redding & Wallace, 1988).

Les recherches ont également analysé plus spécifiquement la réduction progressive des erreurs sur des sujets perturbés visuellement par déviation prismatique à long terme.

3.2.1.3 Adaptation au cours de l'exposition prismatique

Il semble que l'amélioration de la précision du mouvement de pointage pendant les perturbations prismatiques dépend de deux mécanismes distincts : le premier s'appuie sur une reprogrammation en fonction des erreurs par un processus de feedforward, et le deuxième tient compte des réafférences sensorielles pour reconstruire l'espace perceptif.

Pour le mécanisme en feedforward, les gestes sont reprogrammés en fonction de l'erreur commise. Les études sur ce mécanisme mettent en œuvre des gestes rapides d'environ 200 ms (Rossetti et al., 1994 ; Rossetti et al., 1993 ; Rossetti et al., 1992). Ces recherches montrent que les erreurs de pointage se réduisent pendant la période d'exposition aux perturbations prismatiques mais restent toujours supérieures aux pointages réalisés en situation normale. Plus exactement, on observe que les corrections sur le geste interviennent dans la partie initiale du mouvement car l'erreur de précision est fortement corrélée avec l'erreur d'orientation initiale du geste mais pas avec la direction finale (Rossetti et al., 1994). De plus, la reprogrammation du geste s'accompagne d'une augmentation du temps de réaction entraînant un délai important entre deux mouvements de pointage. Néanmoins, les corrections successives permettent de réduire l'erreur initiale du mouvement et une adaptation complète du geste finit par s'opérer.

D'autre part, en 1989, Jakobson & Goodale, ont étudié l'hypothèse des réafférences sensorielles pour l'adaptation directionnelle à des déviations prismatiques de 2.5° à 10° sur des gestes de pointage en s'intéressant particulièrement aux modifications spatiales et cinématiques intervenant pendant les périodes d'adaptation. Les sujets percevaient leurs trajectoires visuellement déviées pendant tout le parcours. Il apparaît que la précision se dégrade dans la partie finale du geste et que la trajectoire du mouvement est modifiée. En effet, la correction du geste intervient au deux tiers du parcours. Le temps de mouvement dans la phase de décélération est donc allongé mais permet d'augmenter la précision finale. Ces résultats sont observés pour une déviation de 10° car lorsque la perturbation est de 2.5° les sujets ne commettent aucune erreur de précision sans porter attention à la décorrélacion vision-proprioception, comme s'ils n'avaient pas conscience du biais introduit. L'adaptation par comparaison des réafférences sensorielles sur la fin du geste, observée pour une déviation de 10°, ne s'applique donc pas à de faibles distorsions directionnelles. Dans ce cas, il semblerait que l'adaptation aux décorrélacions sensorielles se réalise par un processus naturel de recalibration visuo-motrice (Kitazawa et al., 1995).

Par ailleurs, Redding & Wallace (1992, 2002) propose un modèle de l'adaptation à des déviations prismatiques basées sur deux processus. Ils définissent une stratégie perceptivo-motrice qui permettrait une adaptation rapide du contrôle moteur, et une stratégie basée sur les réaligments des espaces perceptifs permettant de modifier les règles des différents espaces sensorimoteurs pour une adaptation à long terme des deux espaces perceptifs. Ainsi, ces deux processus paraissent interdépendants à des échelles temporelles différentes pour optimiser l'adaptation sensorielle à une discordance vision-proprioception.

3.2.2 Adaptation en direction lors d'un contrôle vidéo assisté du mouvement

3.2.2.1 Ecran d'ordinateur

La méthode utilisée pour créer une décorrélacion vision-proprioception avec un écran d'ordinateur consiste à présenter devant les sujets une tablette graphique sur laquelle les sujets réalisent des mouvements bidimensionnels sans vision de leurs bras, et un écran placé verticalement face à eux montrant des représentations de la main du sujet et de la cible à atteindre (figure 5). Les sujets contrôlent ainsi leurs mouvements grâce au retour d'informations visuelles de l'écran. Cependant, une discordance vision-proprioception en orientation est provoquée par une rotation du

champ visuel du mouvement réel. Cette décorrélation provient de la perception altérée que le sujet a de la trajectoire qu'il produit entre deux points (départ et cible) dont les positions sont fixes.

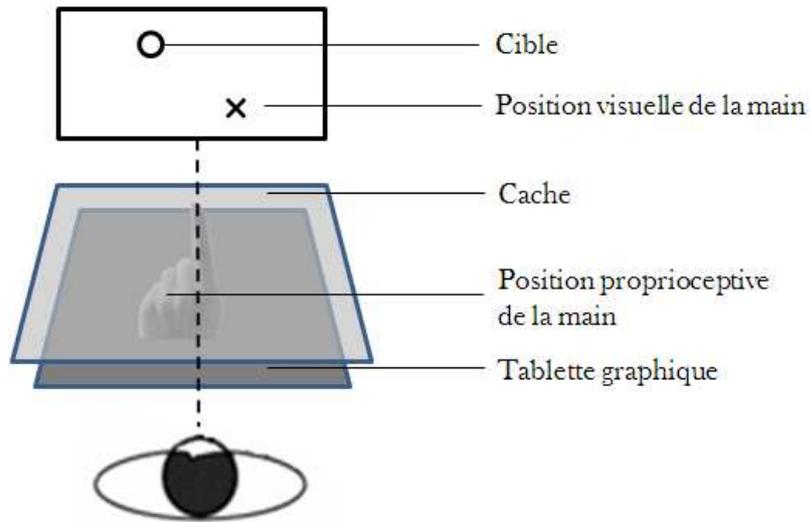


Fig. 5. Représentation d'une décorrélation vision-proprioception via un écran d'ordinateur. Un déplacement de la position visuelle de la main provoque une discordance avec la position proprioceptive de la main placée sous le cache.

Utilisant ce protocole, Roby-Brami & Burnod (1995) ont montré que l'erreur directionnelle correspondait à l'intensité du biais introduit lors des premiers essais, puis des corrections s'effectuaient après plusieurs essais. Les sujets commencent par réaliser des trajectoires qui tournent autour de la cible en réduisant progressivement la distance entre la cible et le curseur (main). Dans un deuxième temps, les sujets évaluent la distorsion directionnelle par succession de mouvements balistiques rectilignes. Enfin, dans une dernière phase le mouvement parvient à se reprogrammer pour atteindre directement la cible avec une trajectoire rectiligne. D'autres études ont confirmé que lorsque les sujets découvraient la distorsion visuelle, la direction du mouvement correspondait à la perturbation directionnelle initiale, par exemple, pour des perturbations de 30° (Krakauer et al., 2000 ; Wigmore et al., 2002) et de 80° (Miall et al. 2004) l'erreur directionnelle est respectivement proche de 30° et 80°.

De plus, une diminution des erreurs de pointage et de la durée du mouvement se produit par la répétition des essais. En effet, il apparaît qu'une vingtaine d'essais sont nécessaires pour que les performances spatiales des trajectoires correspondent aux performances sans perturbation (Pine et al., 1996 ; Krakauer et al., 2000 ; Bock et al., 2001 ; Miall et al., 2004). Cependant, l'adaptation temporelle n'apparaît pas aussi facile. En 1995, Imamizu & Shimojo ont montré qu'une distorsion en orientation s'accompagnait d'une augmentation significative du temps de mouvement par rapport à une situation normale. Dans leur expérience, pour une déviation visuelle de 90°, 120 essais étaient nécessaires pour que la durée du mouvement corresponde à une durée normale.

Néanmoins, de nombreuses expériences ont mis en évidence que l'adaptation dépendait de l'intensité de la déviation directionnelle. Deux mécanismes paraissent possibles : soit les différentes directions sont codées indépendamment sur 360°, il n'y aurait donc aucune correspondance entre deux directions opposées ; soit l'espace visuo-moteur serait codé selon des axes considérant deux directions opposées, l'erreur maximum se trouvant alors à 90° (figure 6). En 1989, Cunningham &

Pavel étudie la validité de ces deux hypothèses avec une expérience au cours de laquelle ils comparent des erreurs angulaires pour différentes déviations directionnelles (de 0° à 180° tous les 45°). Ces auteurs observent que l'erreur maximum n'apparaît pas à 180°, mais à 90°. Les erreurs angulaires s'accroissent de 0° à 90° et diminuent de 90° à 180°. Ces résultats valident donc l'hypothèse d'une représentation spatiale bidirectionnelle. Aussi, l'erreur spatiale et le temps de mouvement semblent se stabiliser presque totalement en une centaine d'essais pour de fortes perturbations (Imamizu et al., 1995 ; Pine et al., 1996) et une dizaine d'essais pour des déviations d'une dizaine de degrés (Krakauer et al., 2000). D'autre part, les sujets s'adaptent progressivement à la perturbation directionnelle au cours des essais, tant que la direction n'est pas modifiée (Imamizu & Shimojo, 1995).

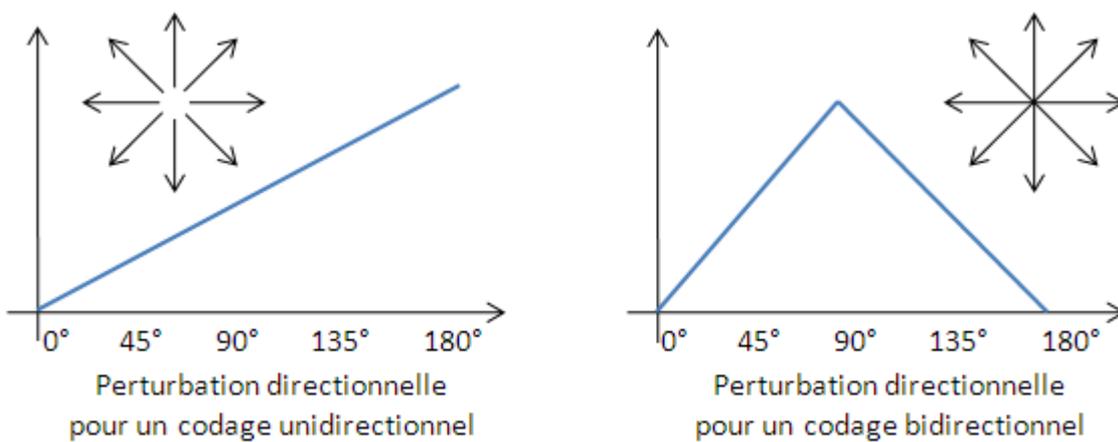


Fig. 6. Mécanismes de codage et d'erreurs directionnels. A gauche, pour un codage des directions indépendantes l'erreur angulaire augmente linéairement. A droite, pour un codage bidirectionnel, l'erreur angulaire atteint son maximum à 90°.

Toutefois, alors que l'erreur de précision varie d'une déviation angulaire à une autre, il semble qu'une adaptation pour une déviation donnée en direction d'une cible se transfère à d'autres cibles. En effet, dans une expérience, Imamizu et al. (1995) ont demandé à des sujets de réaliser dans un premier temps des mouvements de pointage vers 9 cibles différentes pour une déviation de 75°. Dans un second temps, des cibles proches et éloignées des cibles apprises étaient testées. Les résultats ont montré que les performances se transféraient de façon intermédiaire pour les deux types de cibles. C'est donc une sorte de transfert d'apprentissage moyen qui s'effectue entre une adaptation locale et globale.

3.2.2.2 Ecran vidéo

Les expériences décrites ci-dessus présentent une scène visuelle appauvrie dans laquelle seules des représentations de la main et de la cible permettent le contrôle du geste. Toutefois, lors d'opérations introduisant des caméras miniatures à l'intérieur du corps, les chirurgiens doivent guider leur geste à partir d'images de la totalité de la scène qui peuvent également introduire des perturbations directionnelles. Ainsi, dans les expériences étudiant l'influence de perturbations directionnelles dans ce type de situation, la caméra transmet un retour visuel via un écran vidéo

incluant une rotation de la scène complète. Ces perturbations peuvent provoquer au maximum une inversion des axes gauche-droite et haut-bas entre le retour du visuel du mouvement et le geste réellement effectué. Seule la perception visuelle du mouvement est manipulée, les paramètres moteurs ne sont pas modifiés. Ainsi, d'après les éléments constituant la scène, l'intensité de la déviation peut être perçue avant le départ du mouvement.

Des recherches étudiant ce type de décorrélation ont mis en évidence une détérioration de la précision du geste (Massimo & Sheridan, 1989) ainsi qu'une augmentation conséquente du temps de réalisation du geste (Smith et al., 1990) sur les premiers essais. Toutefois, un effet d'apprentissage est observé au cours des essais sans que les performances ne parviennent à celles en situation normale (Smith & Smith, 1990). Plus récemment, des études ont analysé des mouvements de pointage pendant la réalisation (Ferrel et al., 2000 ; Pennel et al., 2002 ; Pennel et al., 2003 ; Coello et al., 2004). De même qu'avec un écran d'ordinateur, les performances de pointage se dégradent linéairement lorsque l'intensité de la déviation augmente de 0° à 45°. Toutefois, alors que l'erreur d'orientation initiale correspond à la perturbation, on constate que les sujets parviennent à ajuster en partie leur trajectoire pendant la réalisation du geste. En effet, les erreurs angulaires correspondent à 30% de la distorsion initiale (Pennel et al., 2002). Cependant d'après Ferrel (1998), contrairement à une perturbation via un écran d'ordinateur, les erreurs angulaires aux premiers essais augmentent si la déviation dépasse les 90°, c'est-à-dire pour des perturbations de 135° et 180° (erreurs respectives 70°, 90° et 110°). Ainsi, il semblerait que les informations contextuelles (orientation des objets de la scène, de la main...) permettent d'anticiper en partie la distorsion. D'autre part, il semble que les inversions gauche-droite sont plus faciles à corriger que les distorsions inversant le haut et le bas (Brechmann et al., 1989 ; Manahan et al., 1992).

Après plusieurs essais, une adaptation à la perturbation s'effectue assez rapidement. En effet, les performances spatiales et temporelles s'améliorent significativement après une dizaine d'essais sans pour autant atteindre les performances en situation normale même après une trentaine d'essais (Ferrel, 1998 ; Pennel, 2001). De plus, Boy et al. (2005) ont montré, lors d'une expérience de pointage sous contrôle vidéo, que les sujets effectuaient, dans des tâches d'évaluation subjective des dimensions spatiales dynamiques des mouvements réalisés, une intégration différentielle des informations visuelles et proprioceptives. Dans cette expérience, les sujets étaient placés dans deux conditions après avoir effectué vingt tâches de pointage. Ensuite, soit le sujet devait faire une évaluation spatiale de sa trajectoire en identifiant la position de départ et la direction du mouvement réalisé ; soit il devait effectuer une reproduction motrice de sa trajectoire en partant de la position réelle de la main ou de la position correspondant à ce qu'il avait vu sur l'écran (déviation de 45°). Les résultats montrent que lorsqu'ils devaient évaluer spatialement le mouvement, les sujets reproduisaient le geste perçu à l'écran, mais en situation d'évaluation motrice, les sujets reproduisaient le mouvement effectué réellement. Ainsi, d'après cette expérience, l'identification de la position initiale de la main s'appuierait sur des indices visuels alors que l'évaluation du mouvement à effectuer pour atteindre la cible reposerait davantage sur l'utilisation des informations sensorimotrices.

3.3 Adaptation à une perturbation en amplitude

Une autre distorsion de l'espace perceptif reconnue dans les systèmes de guidage visuels chirurgicaux est la distorsion en amplitude entre la scène réelle et la scène perçue sur un écran

d'ordinateur (représentation uniquement de la main et de la cible) ou vidéo (vision de la scène réelle). En microchirurgie par exemple, le grossissement de la scène peut être quatre fois supérieur à la réalité. Dans ce type de traitement spatial, un zoom avant ou arrière de la caméra (écran vidéo) ou un algorithme spécifique (écran d'ordinateur) entraîne un grossissement ou une réduction de la scène perçue sur l'écran. Ainsi, pour un grossissement de 50%, un geste de pointage de 10 cm correspondra à un mouvement de 15 cm d'amplitude sur l'écran. Les expériences sur ce type de décorrélation entre le mouvement ressenti proprioceptivement et les informations visuelles du même mouvement vont être décrites.

3.3.1 Ecran d'ordinateur

Sur un écran d'ordinateur, le changement d'échelle ne peut pas se voir avant le départ du mouvement car la main et la cible sont seulement représentées par des croix ou des points. C'est lorsque le sujet commence son mouvement qu'il découvre l'amplitude de la perturbation. Des recherches ont été menées pour étudier les réactions de sujets face à de telles perturbations en distance. Il apparaît que toute perturbation en amplitude induite sur un écran d'ordinateur provoque une erreur de trajectoire correspondant, sur le premier essai, à la distorsion qui est corrigée après plusieurs essais. En effet, en 1996, Pine et al., montrent lors d'une expérience de pointage sous contrôle visuel indirect que l'erreur en amplitude au premier essai coïncide avec la distorsion introduite visuellement. Pour une augmentation des distances de 35%, l'amplitude du mouvement augmente de 32,5%. Ces résultats ont plus tard été généralisés pour d'autres grossissements et réductions (Krakauer et al., 2000 ; Seidler et al., 2001 ; Krakauer et al., 2004).

Concernant l'adaptation spatiale aux perturbations en amplitude, il apparaît que les erreurs sont corrigées avec une répétition des essais, mais le nombre d'essais nécessaires pour une complète adaptation diffère d'une expérience à l'autre. Pour l'expérience précédente de Pine et al. (1996), l'erreur de pointage diminuait considérablement après dix essais pour disparaître totalement après 70 épreuves. Cependant, Krakauer et al. (2000) montrent que l'adaptation se réalise en huit essais indépendamment de la variation en amplitude. D'autre part, Flach et al. (1990) ont effectué une expérience au cours de laquelle les distorsions en amplitude variaient pendant la réalisation du geste. Les résultats montrent une adaptation sensori-motrice indépendamment de la perturbation avec une réduction du temps de mouvement au cours des essais, les erreurs de pointage diminuant progressivement en se rapprochant de la cible.

Lors d'une expérience de pointage où la main est représentée par un curseur, Bock & Burghoff (1997) ont mis en évidence un transfert d'apprentissage entre des perturbations de distances différentes ainsi qu'une diminution de l'apprentissage proportionnellement à l'éloignement des cibles connues et inconnues. Durant l'apprentissage, les sujets seraient donc capables d'élaborer une sorte d'échelle des amplitudes leur permettant de s'adapter rapidement à d'autres distorsions en distance. Enfin, Bock (1992) a réalisé une expérience au cours de laquelle il introduisait des perturbations en amplitude et en direction. Il montre ainsi que l'adaptation en amplitude serait indépendante de la direction des mouvements.

3.3.2 Ecran vidéo

De même que pour l'étude des perturbations en direction, des travaux ont été effectués sur des gestes réalisés via un écran vidéo, c'est-à-dire en vision complète de la scène sur l'écran (main et objets environnants). Dans ces conditions, un changement d'échelle modifie la taille des éléments de la scène et la distance entre eux. Le sujet peut donc constater la perturbation avant le départ du geste. Les études mettent en évidence qu'au premier essai, l'erreur spatiale correspond à la perturbation et la durée du mouvement augmente (Ferrel et al., 2000, 2001). Cependant, la différence observée entre le mouvement réel et le zoom à l'écran (erreur de 10,7% pour un grossissement de 25%) semble s'expliquer par une anticipation de la perturbation sur la base des éléments contextuels (surtout la taille de la main) avant le mouvement et une correction partielle de la trajectoire pendant le mouvement.

Orliaguet et al. (1989) ont réalisé une expérience en demandant à des sujets d'effectuer des pointages dans cette situation. Dans leur protocole expérimental, trois zooms différents de la caméra étaient introduits aléatoirement entre les essais avec ou sans vision de main. Il apparaît qu'une capture visuelle se produit sur la proprioception et que les sujets parviennent à s'adapter à ces perturbations, sauf dans le cas où le retour visuel de la main n'est pas disponible : l'adaptation n'est alors que partielle. Par ailleurs, les auteurs ne constatent aucun effet d'apprentissage à une nouvelle distorsion. Dans les expériences de Ferrel et al. (2000, 2001) l'adaptation spatio-temporelle est complète en cinq essais si la perturbation reste constante. Dans le cas contraire, les sujets ne parviennent pas à s'adapter même après une centaine d'essais.

Il semble que, globalement, l'introduction d'un écran vidéo réduise les erreurs observées lors des tâches de pointages via un écran d'ordinateur. Les informations visuelles contextuelles comme la taille de la main ou des objets environnants permettraient aux sujets d'anticiper les changements d'échelle.

3.4 Conclusion

L'intérêt d'un système de guidage visuel passif (chapitre 1) se trouve dans la possibilité de connaître l'orientation pertinente à donner à l'outil placé à l'intérieur du corps et de voir sa progression par rapport à la cible. Au vu de l'ensemble de ces résultats, il apparaît que le passage d'un contrôle en vision directe du mouvement à un contrôle visuel indirect à distance nécessite une réorganisation complète de l'espace basée principalement sur les informations visuelles. En effet, le contrôle moteur est très affecté par des perturbations visuelles en distance et en direction dont le point de référence reste visuellement perçu sur l'écran.

Par ailleurs, bien que les travaux présentés montrent que les décorrélations introduites sur un écran d'ordinateur ou vidéo provoquent des perturbations sensorimotrices similaires, il apparaît qu'un nombre d'essais moins important est nécessaire à l'adaptation d'une perturbation introduite par un écran vidéo. En effet, la vision de la main et des éléments de la scène apporteraient des informations spatiales supplémentaires qui permettraient de réduire les erreurs de pointage. Les trajectoires en amplitude et en direction sont moins perturbées et les temps de parcours sont plus courts. L'adaptation aux perturbations est également optimisée avec un écran vidéo puisque les erreurs spatiales sont presque totalement corrigées après seulement quelques essais alors qu'une

centaine d'essais est nécessaire pour obtenir des corrections partielles avec un écran d'ordinateur. D'autre part, un apprentissage semble transférable à d'autres paramètres spatiaux dans la mesure où ceux-ci sont proches de la condition d'apprentissage.

Durant la réalisation d'une ponction percutanée, le chirurgien disposant d'une assistance de guidage visuel doit faire face à toutes les perturbations que nous venons de décrire en plus d'une attention visuelle déjà fortement sollicitée par le contexte opératoire. C'est pourquoi, nous avons souhaité proposer une alternative au retour d'information visuelle pour le guidage d'un geste. Le but étant de remplacer ou de suppléer ce retour visuel par des informations d'orientation de l'aiguille transmises via une autre modalité sans perturber le contrôle moteur. Considérant cette problématique, nous proposons d'utiliser la perception tactile qui semble pouvoir transmettre des informations spatiales en amplitude et en direction. Dans la prochaine partie, nous allons présenter les travaux et les données fondamentales qui nous permettent d'envisager un retour d'information tactile comme une solution alternative à la transmission d'informations visuelles spatiales de position. Nous décrirons les mécanismes de la perception tactile et de quelle manière un système de suppléance perceptive permet de transcoder des informations somatosensorielles au cortex visuel. Enfin, nous verrons pourquoi notre recherche a convergé vers la stimulation électrotactile de la langue comme vecteur d'informations spatiales.

B. GUIDAGE TACTILE D'UN MOUVEMENT : DE LA PERCEPTION TACTILE A L'ELECTROSTIMULATION LINGUALE

Un geste de pointage réalisé en vision indirecte implique une reconstruction des espaces perceptifs visuel et proprioceptif qui nécessite une période d'adaptation conséquente et mobilise une charge cognitive importante. C'est pourquoi nous proposons de remplacer le retour d'informations spatiales visuelles par des stimulations tactiles d'orientation.

Cette section est destinée à nous présenter les mécanismes de la perception tactile ainsi que les propriétés du cerveau qui permettent d'intégrer des sensations sur la peau en tant que perception de l'espace. De plus, nous verrons que parmi les organes possédant une acuité tactile importante, la langue apparaît être un vecteur potentiel intéressant pour la transmission d'informations spatiales sous forme tactile. Nous souhaitons montrer que les informations spatiales visuelles décentrées des guidages classiques de gestes chirurgicaux pourraient être remplacées par des informations tactiles sur la langue, en quelque sorte des informations spatiales tactiles "décentrées" sur la langue. Pour exploiter au mieux les propriétés tactiles de la peau des systèmes de stimulations électrotactiles ont été développés. Ainsi, nous verrons de quelle manière les dispositifs de suppléance visuo-tactile s'inscrivent dans des applications de guidage.

Dans un premier temps, les propriétés de la perception tactile et le paradigme de la suppléance perceptive visuo-tactile seront décrits. Puis dans un second temps, nous présenterons l'anatomie et les capacités tactiles de la langue ainsi que les caractéristiques des stimulations électrotactiles, ce qui nous conduira à la description du Tongue Display Unit, le dispositif électrotactile mis en œuvre dans cette thèse, ainsi que les applications qui l'utilisent déjà.

4 PERCEVOIR AVEC LA PEAU

4.1 La perception tactile sur le corps

Gibson (1966) a défini le toucher passif comme une "perception tactile" d'un observateur immobile permise par les capteurs cutanés et le toucher actif comme les "stimulation volontaire" impliquant la kinesthésie. Ce dernier ne sera pas traité ici car il tient compte des informations issues de la déformation mécanique des récepteurs proprioceptifs résultant des mouvements d'exploration du système effecteur. Comme nous avons déjà abordé, dans les chapitres 1 & 2, les propriétés des mécanismes proprioceptifs les plus importantes pour la compréhension de nos travaux, nous ne traiterons dans cette revue que le toucher passif qui résulte de la stimulation d'une partie de la peau alors que le segment corporel qui la porte est totalement immobile. Ces informations sont collectées par différents types de mécanorécepteurs situés dans les différentes couches de la peau.

4.1.1 La physiologie générale de la peau

La peau d'un adulte a, en moyenne, une surface de 1,8 m², une densité de 1250 kg/m² et un poids de 5 Kg (Sherrick & Cholewiak, 1986). Elle est composée de 2000 milliards de cellules réparties en trois couches : l'épiderme qui est la partie apparente, le derme, situé juste en dessous ; et plus profondément, les tissus sous-cutanés. Il existe deux types de peau dans l'espèce humaine, la peau fine (pourvue de follicules pileux, épaisseur de 0,5 mm à 3 mm) et la peau épaisse ou glabre (sans poil, épaisseur maximum 5 mm). La peau glabre, comprenant la peau de la face palmaire des mains, des doigts, de la face plantaire des pieds, les lèvres et la langue, est plus riche en récepteurs que la peau fine qui constitue le reste du corps. La peau glabre est donc sensible à une grande variété de stimulus. Cette fonctionnalité de la peau glabre s'est développée ainsi car elle recouvre en général les parties du corps avec lesquelles nous explorons les objets. Les récepteurs tactiles permettant la perception tactile ont une densité moyenne de 125 par mm². Cependant, la répartition de ces mécanorécepteurs est très hétérogène à la surface du corps et s'organise en fonction du type de peau et de la fonctionnalité de l'organe recouvert. Ainsi, au niveau de la peau glabre nous sommes capables de différencier l'application de deux stimuli distants de 2 mm, alors que sur la peau fine la discrimination n'est que de quelques centimètres. Ainsi, la variation de densité des récepteurs à la surface du corps entraîne de grandes différences dans les seuils de sensibilité comme l'illustre la figure 7. Toutefois, d'autres expériences proposant à des sujets de discriminer des creux entre deux barres ont montré que l'acuité spatiale tactile était en moyenne de 0.51 mm sur les lèvres, 0.58 mm sur la langue, et 0.94 mm sur les doigts (Van Boven et al., 1994).

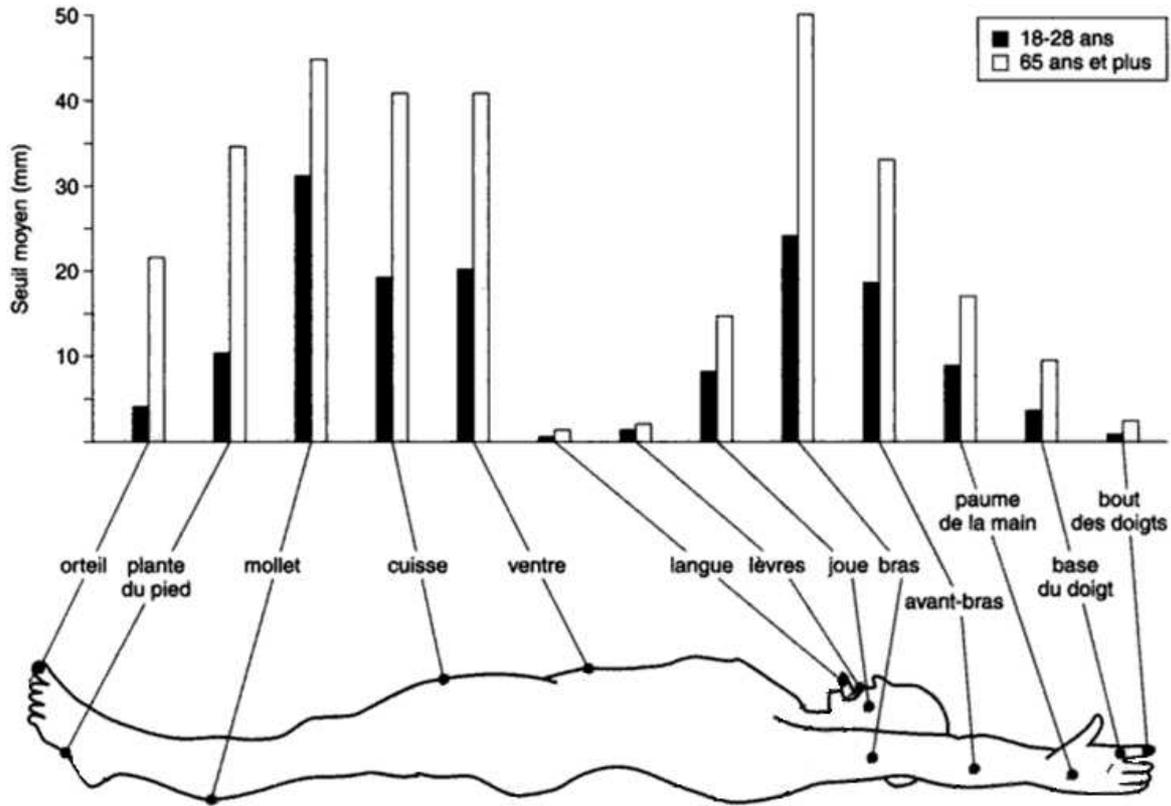


Fig. 7. Seuil de discrimination spatiale chez l'adulte (d'après Weinstein, 1968). La longueur des barres indique, pour chaque région du corps, la plus petite distance entre deux stimulus simultanés pour qu'ils soient détectés séparément. Les seuils les plus bas sont situés à l'extrémité de la langue et au bout des doigts (1 à 3 mm).

La perception tactile sur le corps ainsi que les caractéristiques des mécanorécepteurs (seuils, fréquences...), que nous détaillerons ultérieurement, ont été évaluées par des protocoles expérimentaux utilisant des méthodes psychophysiques. De plus, une partie de nos recherches a consisté à évaluer des seuils de perception électrotactile sur la langue et des temps de réaction à stimulus électrotactiles. C'est pourquoi les méthodes psychophysiques mises en œuvre dans ces deux domaines nous paraissent essentielles, bien que l'étude des temps de réaction ne s'inscrive pas directement dans cet état de l'art. Ainsi, nous allons décrire, dans la prochaine section, les principales méthodes employées dans la détection de seuils de stimulation et l'évaluation des temps de réaction à des stimuli.

4.1.2 Les méthodes psychophysiques

Les expériences sur les seuils de perception, notamment de perception tactile, ont utilisé des méthodes psychophysiques pour identifier rigoureusement les intensités de détection.

4.1.2.1 Définition

La psychophysique a pour but de déterminer les relations quantitatives qui existent entre un stimulus physique et la perception qu'on en a. Elle s'intéresse généralement aux sens de la vue, de l'ouïe et du toucher. La démarche d'étude psychophysique consiste à isoler une grandeur physique afin de déterminer comment elle est reliée à une perception. Par exemple, pour estimer comment des stimulations tactiles sont perçues, l'approche psychophysique peut consister à manipuler la force de pression exercée sur la peau ou l'écartement entre deux points de pression, et à recueillir les jugements du sujet participant à l'expérience.

A la différence des lois physiques, les lois psychophysiques sont fondées sur les populations qui ont effectué les tests, selon les méthodes de la psychologie expérimentale. Or, on observe une variabilité inter-individuelle des résultats (entre deux personnes), mais aussi intra-individuelle (lorsqu'on fait passer le même test deux fois à la même personne). Des échantillons représentatifs sont donc nécessaires pour généraliser les résultats d'une expérience et en faire une « loi » de comportement. La taille et la consigne peuvent également varier (comparaison de deux stimuli, temps de réaction, détection de cible, catégorisation d'objets, lecture de mots, etc.).

Les relations stimulation-perception sont principalement évaluées par la mesure du seuil de détection, du seuil de discrimination, du temps de réaction, de la théorie de la détection du signal et des méthodes d'échelonnage. Seules les trois premières mesures vont être traitées car elles seront mises en œuvre dans certaines des expériences décrites dans la partie expérimentale.

4.1.2.2 Les seuils

Une branche de la psychophysique repose sur le concept de seuil liminaire appelé aussi seuil de perception, seuil absolu ou encore seuil de détection ; et du seuil différentiel (Gescheider, 1997).

Un *seuil liminaire* est le niveau de l'intensité d'un stimulus à partir duquel un individu n'est plus capable de dire si une stimulation est présente ou non, il a statistiquement une chance sur deux (50%) de discriminer le stimulus (figure 8). Il permet au sujet de ne détecter que la présence d'un stimulus, c'est-à-dire la plus petite quantité d'énergie physique capable de provoquer une réaction, un comportement spécifique de la part de l'organisme. Des stimuli dont les intensités sont au-dessous du seuil (infraliminales) sont considérés comme indiscernables. Par exemple, une aile d'abeille posée sur la main n'a pas une masse suffisante pour exciter les récepteurs tactiles sensibles à la pression ; en revanche, un poids de 2 mg active ces récepteurs, ainsi que la même aile d'abeille tombant d'une hauteur de 1 cm sur la joue. Le seuil liminaire mesuré à partir d'un stimulus varie selon les conditions de l'expérience, les sujets, les parties du corps auxquelles il est appliqué et la durée de son application. C'est pourquoi la lumière d'une bougie, par nuit noire, peut être vue à plusieurs kilomètres de distance alors qu'en plein jour elle est difficilement discernable. Toutefois les stimuli qui se trouvent près du seuil liminaire seront "souvent" discernables. A cause de cette incertitude, un seuil est considéré comme le niveau d'intensité auquel un stimulus, ou changement d'un stimulus, est détecté au moins 50% du temps. C'est pourquoi, nous réagissons davantage aux stimuli proches du seuil selon la courbe B de la figure 8 que selon la courbe A.

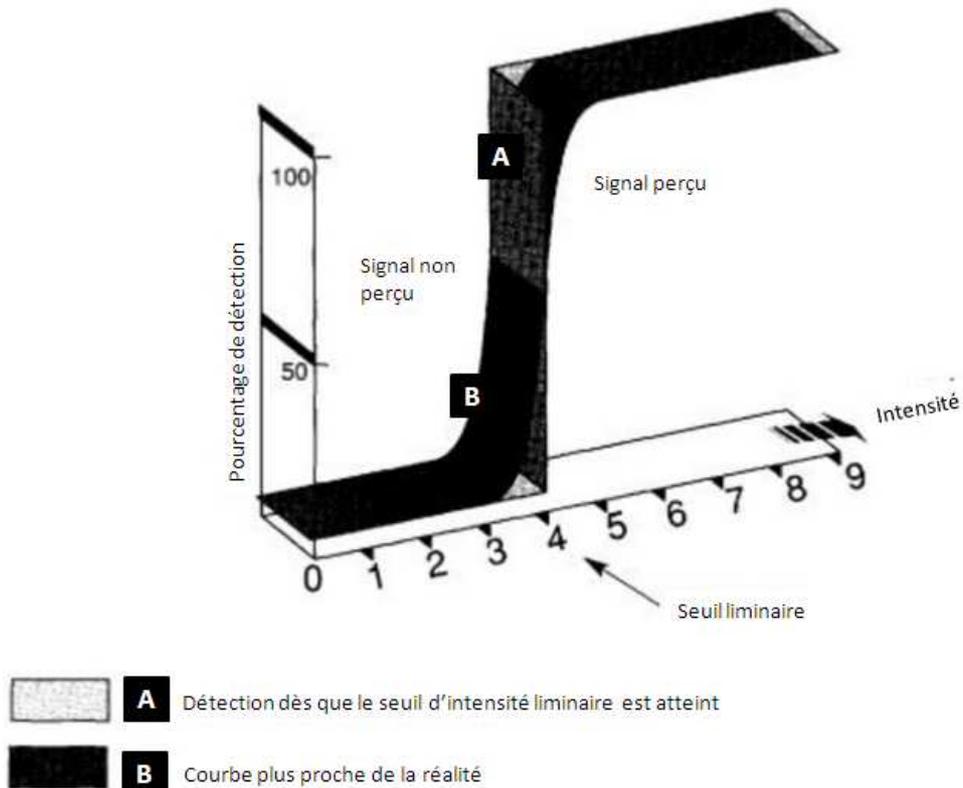


Fig. 8. Détection et intensité du stimulus (d'après Nicolas & Ferrand, 2003).

Un *seuil différentiel* est le niveau d'intensité qui permet la différence entre deux stimuli. C'est la plus petite amplitude entre deux stimuli de même nature mais d'intensité différente que le sujet est capable de détecter 50% du temps. Pour examiner ce seuil, plusieurs méthodes sont employées. Le seuil est mesuré en demandant au sujet s'il a perçu une différence entre deux stimuli. Dans les expériences de discrimination, l'expérimentateur cherche à déterminer à quel point la différence entre deux stimuli est détectable. La plus petite différence détectable, ou le seuil différentiel, est la différence de stimuli que le sujet ressent 50% du temps. L'expérience a montré que la différence entre les deux stimuli doit être proportionnelle à l'intensité la plus faible pour qu'elle soit détectée : c'est la loi de Weber, qui s'exprime ainsi : $\Delta I = kI$, où ΔI est l'augmentation minimale de l'intensité du nouveau stimulus qu'il faut ajouter à I pour que les deux soient ressentis différents, I = intensité de référence et k = une constante (Gescheider, 1997). Cependant, cette loi ne s'applique qu'aux valeurs moyennes et non aux intensités extrêmes.

Par ailleurs, le son d'une intensité physique, double de celle d'une autre (par exemple 10dB et 20dB), n'est pas subjectivement perçu comme étant deux fois plus fort car l'intensité de la sensation augmente moins vite que celle de l'excitation. C'est ce que matérialise la loi de Fechner selon laquelle la sensation augmente comme le logarithme de l'intensité du stimulus, et qui se lit $S = K \log I$, où S = l'intensité de la sensation ; $\log I$ = le logarithme de l'intensité physique du stimulus ; et K = une constante (Gescheider, 1997). Concrètement, pour que nous ayons l'impression qu'une stimulation est deux ou trois fois plus forte, il faut que l'augmentation de son intensité soit quatre ou huit fois plus élevée. L'intensité subjective (ou perçue) du stimulus augmente moins rapidement que

l'intensité réelle du stimulus, mesurée subjectivement. Nous discriminons ainsi mieux des stimuli de faible intensité que d'intensité élevée. De plus, on perçoit, de façon générale, davantage la différence entre des stimuli que l'intensité physique absolue propre à un stimulus. C'est ainsi qu'un stimulus isolé est automatiquement comparé à des stimuli antérieurs dont les caractéristiques ont été gardées en mémoire (Rigal, 1944).

Le seuil, tant différentiel qu'absolu, varie d'un individu à un autre pour une modalité sensorielle donnée. La mesure des seuils a pour objectif de déterminer et d'étudier ces variations. Une méthode de mesure des seuils repose nécessairement sur une certaine conception de la psychophysique. Les méthodes couramment utilisées se fondent sur la psychophysique classique qui s'est développée à partir de Weber et de Fechner. Les méthodes des limites, des stimuli constants et des ajustements peuvent être employées dans la détection de différence en demandant au sujet de détecter une différence entre les stimuli plutôt que de détecter un stimulus simple.

4.1.2.3 Les méthodes psychophysiques de détection de seuil

La psychophysique expérimentale utilise traditionnellement trois méthodes pour tester la perception des sujets (Gescheider, 1997).

La méthode des limites : l'expérimentateur présente au sujet de l'expérience une série de stimuli d'intensité décroissante ou croissante et relève le niveau à partir duquel le sujet de l'expérience ne parvient plus à détecter le stimulus. Cette méthode consiste à présenter en alternance des séries ascendantes et descendantes de stimuli au sujet. Les séries ascendantes commencent toujours à un niveau de stimulation en-dessous du seuil liminaire du sujet et le stimulus est graduellement augmenté jusqu'à ce que le sujet le détecte. Les séries descendantes sont commencées au-delà du seuil et graduellement diminuées jusqu'à ce que le sujet rapporte la disparition du stimulus. Le seuil de perception est estimé par la moyenne des valeurs de stimuli perçus dans les séries ascendantes et descendantes.

La méthode des ajustements : le sujet de l'expérience fait varier lui-même la stimulation afin de la placer au niveau qu'il juge être la limite de son seuil de détection. Soit il part d'une stimulation infra-liminaire (en dessous du seuil de détection) et augmente l'intensité jusqu'à juste percevoir une sensation ; soit il commence avec un supra-liminaire (au dessus du seuil de détection) et diminue l'intensité progressivement jusqu'à ne plus sentir la stimulation.

La méthode des stimuli constants : dans cette méthode, l'expérimentateur donne une valeur à chaque niveau d'intensité qui est présenté de façon aléatoire. Le sujet doit alors indiquer si il perçoit la stimulation ou pas. Le seuil liminaire est défini par l'intensité ayant une probabilité de détection de 50%. A la différence de la méthode des limites, le niveau de la stimulation varie de façon non prédictible par le sujet de l'expérience.

Ces méthodes appliquées à la détermination expérimentale du seuil différentiel ont conduit Weber puis Fechner à proposer la loi de Weber-Fechner qui stipule que pour un même type de stimulations le seuil différentiel est proportionnel à la grandeur physique.

4.1.2.4 Les temps de réaction

La vitesse avec laquelle un sujet réagit à un signal, le temps de réaction, est largement utilisé dans les mesures de performances. Lorsqu'il y a un signal possible et une seule réponse associée, la mesure dépendante est le temps de réaction simple (TRS). Lorsqu'il y a plus d'un signal et que chaque signal désigne une unique réponse, la mesure dépendante est le temps de réaction au choix (TRC). Les temps de réaction au choix sont plus longs que les temps de réaction simple car ils incluent un temps réaction décisionnel (TRD) et un TRS. Le temps de réaction représente donc le temps nécessaire et incompressible pour initialiser un mouvement (Klapp, 1978), rendant compte directement de la difficulté de la planification de celui-ci.

Temps de réaction simple (TRS)

Plusieurs facteurs peuvent influencer un temps de réaction simple (TRS) : l'âge, les plus jeunes ont des temps de réaction plus courts que les personnes plus âgées (Woodworth & Schlosberg, 1954) ; l'entraînement aux tâches de temps de réaction ont généralement des TRS plus courts que les novices (Woodworth & Schlosberg, 1954) ; si une personne est presque sûre qu'un stimulus va arriver, son TRS est habituellement plus court que si le temps de présentation est incertain (Klemmer, 1957) ; si le moment de l'apparition du stimulus est connu, la réponse peut coïncider avec le signal, voire le précéder. Pour éviter que le sujet puisse anticiper l'apparition du stimulus, les délais entre deux stimuli sont généralement présentés avec des durées aléatoires ou alors, des "stimuli blancs", pour lesquels le sujet ne doit pas réagir, sont introduits. De plus, la force du stimulus peut affecter le TRS. Les sujets sont généralement plus rapides à répondre à un stimulus plus intense, par exemple une lumière plus éclatante, un son plus fort, particulièrement quand l'intensité du signal est incertain (Teichner & Krebs, 1972). Etant donné que le stimulus est connu à l'avance, les TRS sont parfois considérés comme des temps réflexes.

Par ailleurs, le type de réponse peut affecter le TRS : le caractère dominant ou pas de la main, le doigt utilisé, les segments du bras impliqués dans la réponse... Par exemple, le doigt, l'avant bras et le biceps présentent des TRS de respectivement 156 ms, 166 ms et 173 ms pour un stimulus lumineux (Anson, 1982). De plus, il apparaît que le temps de réaction dépend de la programmation du contrôle moteur. Henry & Rogers (1960) ont réalisé une expérience au cours de laquelle les sujets devaient réaliser trois tâches motrices distinctes : mouvement A, une simple élévation du doigt ; mouvement B, une simple élévation du doigt suivie d'une extension pour attraper une balle suspendue et mouvement C, un mouvement nécessitant une simple élévation du doigt suivie par de nombreux changements de direction vers des cibles. Les résultats obtenus montrent que le TRS augmente proportionnellement à la complexité du mouvement. Ainsi, le temps de réaction est dépendant du nombre et de la nature des muscles à contracter ainsi que de l'ordre et la durée de leur contraction.

Temps de réaction au choix (TRC)

Bien que le TRS soit plus court que le TRC, si la probabilité d'un stimulus au choix est assez élevée, le TRC correspondant peut s'approcher du TRS, c'est-à-dire que le temps de réaction décisionnel (TRD) est quasi inexistant étant donné la garantie pour le sujet d'avoir la bonne réponse.

Plus généralement, l'augmentation du nombre de paires stimulus-réponse dans une expérience de TRC, accroît le TRC de façon linéaire avec le logarithme du nombre de paires stimulus-réponse. En

fait, c'est la TRD, la prise de décision qui augmente. Cette célèbre relation est la loi Hick-Hyman (Hick, 1952 ; Hyman, 1953). Cette loi définit que le temps nécessaire pour traiter l'information augmente proportionnellement à la quantité d'informations traitées suivant la formule $TRC = a + b (\log_2 N)$ où a et b sont des constantes, $\log_2 N$ étant la quantité d'information en bits et N le nombre d'éventualités. Ainsi, il apparaît que le TRC augmente d'environ 150 ms à chaque fois qu'un choix supplémentaire est ajouté (Fitts & Posner, 1967). Toutefois, Hick précise que la validité de sa loi est dépendante du nombre d'erreurs de réponse. C'est-à-dire qu'un TRC est considéré amélioré si et seulement si la diminution du temps de réaction ne correspond pas à une augmentation proportionnelle du taux de réponses incorrectes. Les travaux de Welford (1977) montrent, d'ailleurs, qu'il est impossible de traiter l'information au-delà d'une certaine quantité.

D'autre part, comme pour le TRS, le programme moteur influence le TRC. Les techniques de pré-information ou « pre-cuing » (Rosenbaum, 1980) et d'amorçage ou « priming » (Rosenbaum et Kornblum, 1982) permettent d'étudier les paramètres spatiaux des programmes moteurs. Dans la première méthode, le sujet est informé sur un ou plusieurs paramètres en amplitude, direction et effecteur à utiliser, afin de contrôler les paramètres de la planification de son geste. Les résultats montrent que, plus la programmation de la réponse nécessite de réglages, plus le temps de réaction est long. De plus, il apparaît que le temps de réaction est plus court lorsque le mouvement peut être anticipé en direction plutôt qu'en amplitude.

Chronométrie mentale

L'analyse des temps de réaction a permis de développer la chronométrie mentale qui tente de décrire le fonctionnement des opérations mentales non directement observables. Ces études montrent, par exemple, que le parcours des yeux ou des oreilles au cerveau n'est pas le même : répondre à un stimulus visuel prend en moyenne 120 millisecondes, à un stimulus auditif 90 ms pour des TRS. Entre le déclenchement du stimulus et l'activation de la commande motrice, on note trois étapes : une étape sensorielle, et c'est ici que les 30 ms sont perdues entre la vision et l'audition, une étape décisionnelle, et une étape motrice. Pour un temps de réaction au choix avec deux possibilités, 180 ms et 60 ms sont nécessaires à la partie cognitive (décisionnelle) pour la vision et l'audition. S'il y a, à gauche ou à droite, une voiture ou un animal, le traitement de l'image impose alors un temps de réaction de 600 ms.

4.1.3 Les récepteurs tactiles

La perception tactile est définie en réponse à un ensemble de forces ou de pressions appliquées sur la peau de façon tangentielle ou normale. Ces forces mécaniques sont responsables de la perception de formes spatiales, de textures et de la détection de contact avec un objet. La sensibilité mécanocéptrice définit la perception de toutes ces stimulations sur la peau. La surface de la peau en compte un nombre considérable. Par exemple, il y aurait environ 17 000 récepteurs tactiles dans la peau d'une main (Vallbo & Johansson, 1984). Les mécanorécepteurs sont présents dans les couches superficielles (épiderme) et profondes (derme) de la peau. Ces récepteurs sont constitués d'une fibre sensorielle dont l'extrémité est encapsulée (figure 9). Une stimulation mécanique de la capsule provoque la naissance d'un signal nerveux.

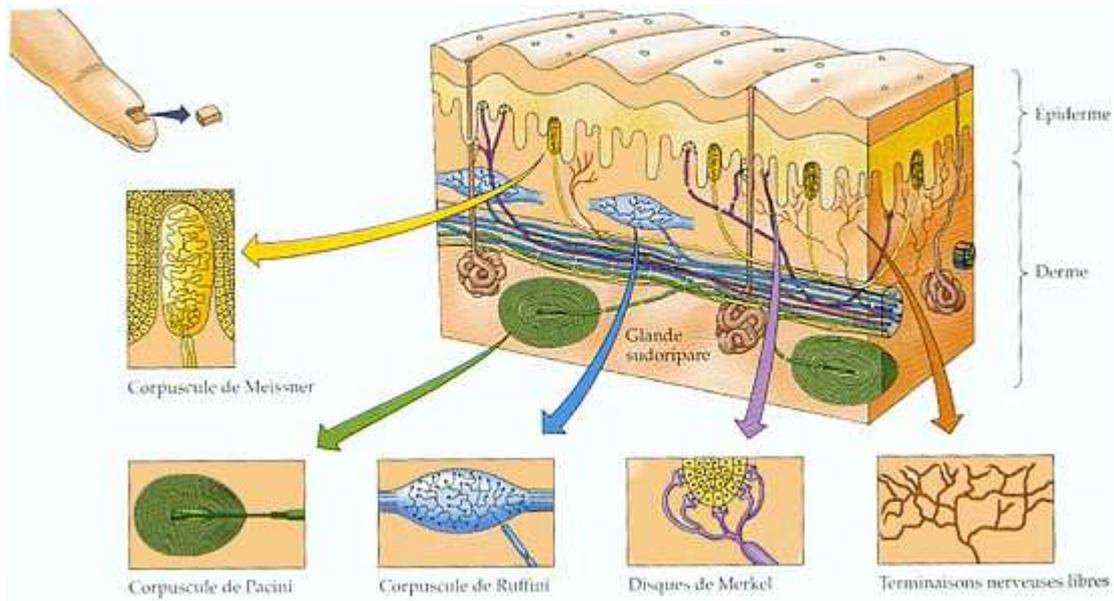


Fig. 9. Les mécanorécepteurs de la peau glabre que l'on peut reconnaître grâce à leurs différences morphologiques.

Les mécanorécepteurs de la peau glabre sont classés en quatre types en fonction de leurs propriétés d'adaptation (rapide ou lente) et de la taille de leurs champs récepteurs (limités ou étendus). D'après leurs caractéristiques, les mécanorécepteurs nous informent sur la localisation plus ou moins précise du stimulus et de deux formes d'évènements temporels sensoriels : l'instant du déclenchement et la durée (Talbot et al., 1968). Ces deux types de récepteurs permettent d'apprécier les changements et la permanence des stimulations. Ainsi, l'adaptation peut être rapide (RA), les récepteurs répondent alors au début et à la fin du stimulus (figure 10). Par conséquent, les récepteurs RA réagissent à des stimulations dynamiques appliquées sur la peau, la fréquence de l'activation dépendant directement de la vitesse de modification du stimulus. Au contraire, l'adaptation peut être lente (SA), les récepteurs codent alors en continu. Ils répondent à la fois à des stimulations dynamiques et statiques. Ces récepteurs continuent à transmettre un influx nerveux pendant toute la durée de l'application du stimulus (figure 10).

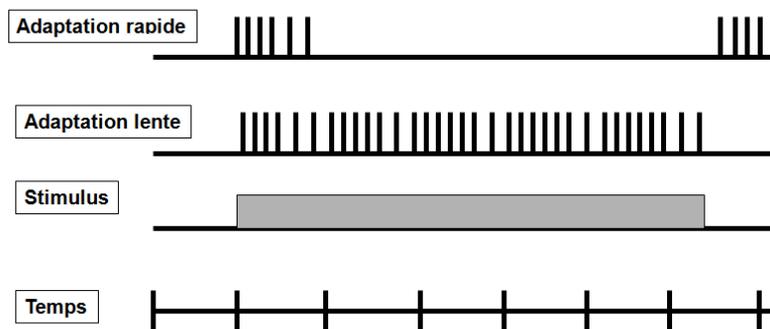


Fig. 10. Schéma des propriétés d'adaptation des mécanorécepteurs.

Dans les deux familles on peut trouver des champs récepteurs aussi petits que $12,6 \text{ mm}^2$ (RA I et SA I) et d'autres avec de larges champs récepteurs de plus de 100 mm^2 pour les RA II et SA II (Johansson & Vallbo, 1983 ; Phillips & Johnson, 1985, Johnson & Hsiao, 1992). Il apparaît que les mécanorécepteurs avec des champs récepteurs limités sont plus sensibles au toucher léger et aux vibrations et sont localisés sous la surface du derme. Les récepteurs avec de larges champs réceptifs sont plus sensibles à de fortes pressions et aux mouvements articulaires et sont localisés quant à eux en profondeur dans la peau. D'autre part, les régions du corps qui sont déformées pendant des mouvements physiologiques normaux montrent une grande proportion de récepteurs SA. Ils seraient ainsi fortement impliqués dans la proprioception. Johanson & Vallbo (1979) ont étudié un échantillon de 334 unités mécanoréceptives innervant des régions de la peau glabre de la main. La localisation et la densité des différents groupes de récepteurs ont été déterminées. Deux types de récepteurs ont principalement été rencontrés : les unités RA I et SA I caractérisées par des champs récepteurs petits et bien définis. La densité et la distribution spatiale ont conduit les auteurs à suggérer que ces afférences définissaient l'acuité spatiale. Ainsi, les systèmes RA I paraissent avoir une acuité spatiale plus basse que les SA I mais une sensibilité plus haute pour localiser les vibrations. Ils sont responsables de la détection et de la représentation de mouvements localisés entre la peau et la surface, quand les vibrations de surface sont trop petites pour engager les systèmes SA I. Ces derniers seraient impliqués principalement dans la détection de pression maintenue, de forme spatiale et de texture. Le Braille, par exemple, impliquerait davantage ces récepteurs (Blake et al., 1997a, 1997b). Aussi, Szeto & Riso (1990) suggèrent que pour la peau glabre les récepteurs les plus en surface sont les corpuscules de Meissner (RA I) qui se trouvent dans la partie la plus haute du derme. Ces afférences sont très sensibles aux perturbations mécaniques de la peau qui les recouvrent directement. Quant aux corpuscules de Pacini situés en profondeur dans la peau, ils permettraient d'évaluer des attributs temporels du stimulus (Brisben et al., 1999). Les corpuscules de Ruffini sont des récepteurs profonds sensibles à la pression et à l'étirement de la peau. On les retrouve également dans les articulations, ancrés aux ligaments. La peau renferme aussi d'autres récepteurs tels que des terminaisons nerveuses non encapsulées.

Ainsi, les fibres afférentes RA I nous intéressent particulièrement car elles apparaissent adaptées pour fournir des informations sur des stimulations très courtes de la peau telles que des vibrations. Bolanowski et al. (1988, 1994) ont présenté un modèle dit "des canaux multiples" qui permet d'assembler de façon cohérente les récepteurs tactiles suivant leurs sensibilités aux fréquences des stimuli. Ils montrent ainsi que chaque canal répond à une bande de fréquences précises. Les corpuscules de Meissner (RA I) sont activés pour des fréquences de 10 à 100 Hz alors que les corpuscules de Pacini (RA II) sont sensibles à des fréquences de 40 à 800 Hz. Cependant, le fonctionnement optimal des récepteurs RA I se situe de 30 à 40 hertz et pour les RA II de 250 à 300 Hz. D'autre part, les récepteurs de Merkel (SA I) et les corpuscules de Ruffini (SA II) sont respectivement sensibles à des fréquences de 0,4 à 100 Hz, et de 15 à 400 Hz. Les récepteurs SA II sont particulièrement sensibles à des forces tangentielles de la peau. Les quatre canaux permettent ainsi de couvrir l'ensemble des stimulations possibles. Le tableau X montre une liste des caractères spécifiques de chaque récepteur.

	Adaptation Rapide	Adaptation Lente
En surface de la peau	Corpuscule de Meissner (RA I) <ul style="list-style-type: none"> • Petit champ récepteur • Insensible à la température • De 10 à 100 Hz • Codage temporel : non • Codage spatial : oui • Vibration locale et perception 	Cellule de Merkel (SA I) <ul style="list-style-type: none"> • Petit champ récepteur • Sensible à la température • De 0.4 à 100 Hz • Codage temporel : non • Codage spatial : non • Forme tactile et rugosité
En profondeur dans les tissus	Corpuscule de Pacini (RA II) <ul style="list-style-type: none"> • Large champ récepteur • Très sensible à la température • De 40 à 800 Hz • Codage temporel : oui • Codage spatial : oui • Perception d'événements externes 	Corpuscule de Ruffini (SA II) <ul style="list-style-type: none"> • Large champ récepteur • Sensible à la température • De 15 à 400 Hz • Codage temporel : oui • Codage spatial : ? • Ne sont pas présents dans la peau glabre

Fig. 11. Les caractéristiques des quatre types de mécanorécepteurs dans le corps humain (adapté de Erp & van den Dobbelen, 1998).

Ainsi, Il semblerait que la répartition des récepteurs reflète l'adaptation fonctionnelle de l'innervation mécanoréceptive : la peau et les régions des muqueuses qui sont déformées durant les mouvements physiologiques normaux (les lèvres, les joues, les articulations...) montrent une haute proportion en récepteurs à adaptation lente (Johansson et al. 1988). De plus, les régions du corps qui sont utilisées pour l'exploration et la manipulation (la main, la langue...) présentent une prédominance en récepteurs RA (Johansson & Vallbo, 1983). Cependant, la perception tactile présente des limites difficilement contournables.

4.1.4 Les limites sensorielles de la peau

Anisotropie

Il semblerait que l'acuité tactile ne permette pas de discriminer toutes les orientations avec la même précision. Cette différence de perception des orientations s'appelle "l'effet de l'oblique" ou anisotropie des orientations. La littérature sur ce domaine présente surtout des études sur la perception des doigts.

Lechelt, en 1988, réalise une expérience dans laquelle il propose à des sujets de discriminer avec la pulpe de l'index gauche deux paires de lignes appliquées pendant une seconde et orientées de différentes façons. Une seule ligne sur les quatre présente une orientation différente. Il montre ainsi que les verticale et horizontale sont mieux reconnues que les obliques (Lechelt, 1988). L'auteur met ainsi en évidence un effet de l'oblique. En effet, les orientations verticales (sens proximal distal) sont mieux perçues que les horizontales (sens latéral), elles-mêmes mieux reconnues que les autres orientations obliques. Il montre que deux orientations obliques doivent être différentes d'au moins 15° pour être discriminées, alors qu'une déviation de 2° à 5° suffit pour des orientations verticale ou horizontale. Plus tard, Essock (1992) réalise une expérience similaire avec des disques rayés suivant

plusieurs orientations. Ces résultats montrent de nouveau une anisotropie tactile sur tous les doigts des deux mains, mais cette fois l'orientation verticale est la mieux reconnue, suivie des orientations obliques (45° et 135°), puis de l'orientation horizontale. Des données neurophysiologiques confirment ces résultats par l'existence de neurones sélectifs réagissant à des orientations particulières (Warren et al., 1986). L'ensemble de ces résultats montre qu'il existe au niveau de l'aire somesthésique un traitement de bas niveau des orientations. Toutefois, les résultats différents obtenus par Lechelt (1988) suggèrent que l'effet de l'oblique est déterminé en partie par la nature de la tâche. Une tâche de comparaison impliquerait un traitement de plus haut niveau qu'une tâche de détection simple.

Adaptation neuronale

Tous les sens humains s'adaptent à des stimuli continus ou répétitifs. L'efficacité d'une stimulation sensorielle dépend de son intensité et de sa durée. Le seuil de perception d'un stimulus est d'autant plus bas que la durée de la stimulation est longue. Par ailleurs, un désavantage potentiel d'un codage en intensité est la susceptibilité à l'effet d'accommodation (on trouve aussi les termes d'habituation et d'adaptation). L'effet d'accommodation se manifeste habituellement par une réduction de l'intensité perçue de la stimulation pouvant durer plusieurs secondes ou plusieurs minutes pour une stimulation continue, cette période est appelée la phase de récupération (figure 12). Cet effet peut être toléré si les changements relatifs d'intensité sont importants (Szeto & Mao, 1982). Cependant, si la modulation de l'intensité varie de façon continue, l'effet d'accommodation causera une distorsion de l'échelle dynamique de perception (van Erp & Vogels, 1998). Toutefois, une solution alternative pour éviter cette accommodation neuronale est de présenter les stimuli pendant des périodes plus courtes (Gemperle et al., 2003).

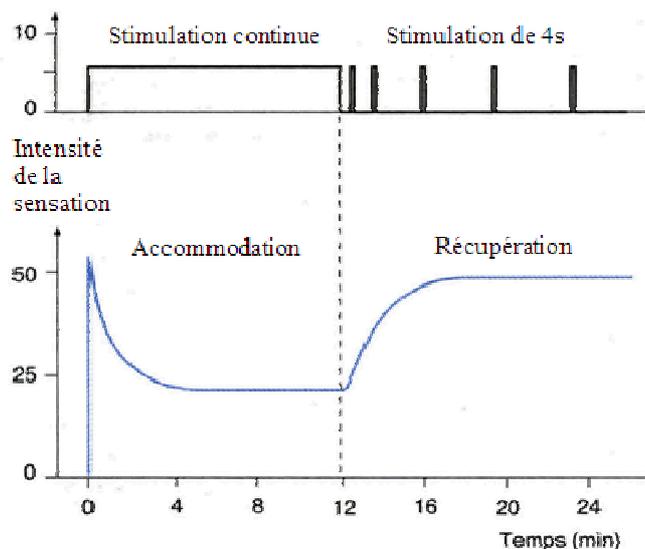


Fig. 12. Mécanisme d'accommodation et de récupération neuronale.

4.1.5 Le système somatosensoriel

Les sensations de toucher de précision qui nous intéressent dans cette thèse sont véhiculées par le système lemniscal, voies nerveuses conduisant les signaux neuronaux à des vitesses de 30 à 100ms. Cette voie ascendante majeure passe ipsilatéralement par le bulbe puis croise le plan médian au milieu du bulbe et monte dans le tronc cérébral du côté opposé pour rejoindre des noyaux spécifiques du thalamus. Elle atteint finalement les aires somesthésiques, les aires visuelles et le cortex moteur. Cette aire corticale comprend les aires associatives mono sensorielles qui permettent l'intégration d'un tout cohérent des sensations. C'est d'ici qu'émerge la représentation perceptive tactile.

La somatotopie sensitive est définie au sein de l'aire somesthésique. Elle désigne la représentation du corps, point par point, qui permet au système nerveux la discrimination spatiale lorsqu'il reçoit des messages sensitifs. Elle est la représentation de la surface cutanée sur la surface du cortex. Cependant, l'importance de cette représentation n'est pas proportionnelle à l'étendue de la surface innervée mais en rapport à la densité des récepteurs. Cette projection des récepteurs tactiles a été cartographiée sur ce qu'on appelle Homonculus sensitif (figure 13), Penfield & Rasmussen 1952. Ainsi, il apparaît que la représentation d'une partie du corps est d'autant plus étendue sur le cortex que la sensibilité est fine, complexe, riche dans la zone corporelle considérée : par exemple la représentation (imagée) des pieds est plus grande que celle des jambes. Toutefois les aires corticales sont dynamiques et dépendent de l'information sensorielle reçue. Par conséquent, des modifications des entrées sensorielles peuvent entraîner des changements de ces représentations et la réorganisation des cartes corticales. Ce mécanisme fait appel au paradigme de la plasticité cérébrale que nous verrons dans le prochain chapitre.

En 1978, Mountcastle a mis en évidence que les cellules du cortex somesthésique sont disposées en colonnes fonctionnelles traversant les différentes couches corticales. Chacune de ces colonnes coderait un type spécifique d'information provenant d'une seule catégorie de récepteurs. Ainsi, certaines colonnes seraient activées par les récepteurs cutanés d'adaptation rapide, d'autres par les mécanorécepteurs d'adaptation lente. Les neurones se trouvant au sein d'une même colonne forment un module fonctionnel élémentaire du cortex somesthésique.

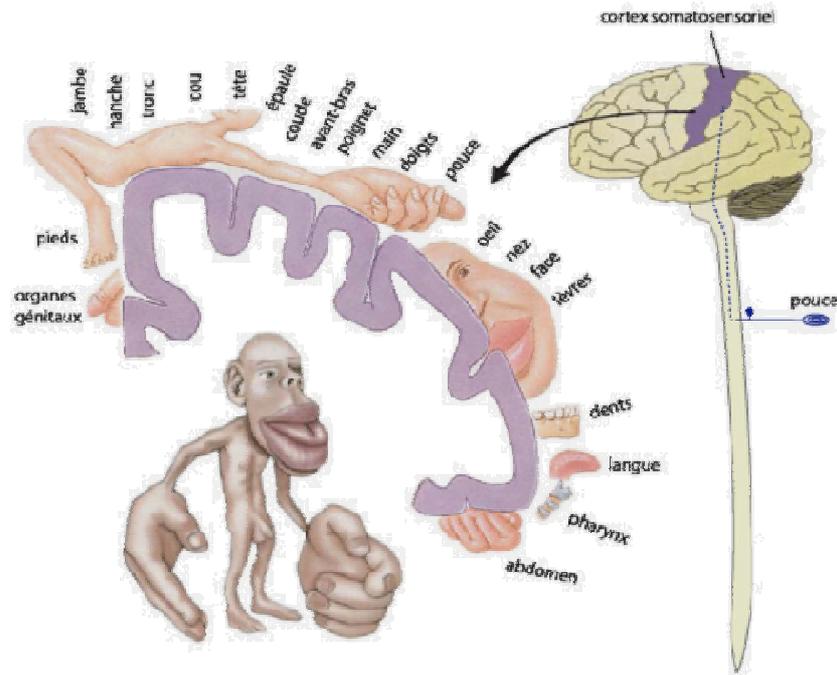


Fig. 13. A droite, l'information tactile est conduite par la moelle épinière jusqu'au cortex somesthésique. A gauche, chaque région du corps est représentée au niveau du cortex somesthésique en fonction de sa densité de mécanorécepteurs. En bas, l'Homunculus sensitif est une topographie de l'homme si la taille de ces organes était proportionnelle à leurs représentations. Les représentations des mains et de la face sont beaucoup plus importantes que leur surface relative par rapport au reste du corps.

4.1.6 La latéralité perceptive

De nombreux travaux fournissent la preuve d'une sensibilité de la main gauche comparée à la main droite (Ghent, 1961 ; Weinstein, 1978 ; Rhodes & Schwartz, 1981 ; Wiles et al., 1990). Rappelons que les aires somesthésiques sont réparties de manière quasi équivalente dans les deux hémisphères mais que cette organisation est croisée car chaque hémisphère contrôle principalement les informations relatives à l'hémi-corps controlatéral (la main droite est contrôlée par l'hémisphère gauche par exemple). Par conséquent, ces études sur la latéralisation montrent une supériorité de l'hémisphère droit pour la perception de stimuli tactiles. Toutefois cette différence est souvent faible et ces expériences paraissent difficiles à répliquer (Greenspan & McGillis, 1994 ; Thibault et al., 1994). Par exemple, Bradshaw et al. (1983, 1988) ont évalué les temps de réaction sur les mains droite et gauche de sujets sains à des stimulations vibratoires. Les résultats ne montrent aucune différence de rapidité entre les deux mains pour détecter les vibrations. Les auteurs suggèrent que la latéralisation est davantage un effet de nature attentionnel. De même, certaines études utilisant les classiques méthodes d'analyse de la perception tactile par localisation de points et discrimination de deux points montrent soit aucun avantage de l'hémisphère droit ou de l'hémisphère gauche, soit une légère différence (Weinstein, 1968 ; Charron et al., 1996). Au contraire, les études de patients ayant subi une lésion cérébrale droite ou gauche impliquant des troubles somesthésiques ont mis en évidence certaines asymétries (Franco & Sperry, 1977). Il apparaît que les troubles de la perception tactile sont plus fréquents suite à une lésion de l'hémisphère droit que gauche. Il semblerait donc que l'hémisphère droit domine la perception tactile. Par ailleurs, Greenspan & McGillis, 1994, ont

indiqué une tendance pour un avantage de la main gauche mais cet effet n'est pas systématiquement trouvé. Ainsi, bien qu'une tendance se profile pour une asymétrie en faveur de la gauche, l'ensemble des travaux présentés montrent des résultats divergents sur la latéralité qui ne permettent pas d'identifier clairement de différence entre l'hémisphère droit et gauche pour la perception tactile.

4.1.7 Conclusion

Ainsi, le système tactile est une modalité très performante capable de discriminer un nombre considérable de stimuli sur la peau grâce à de nombreux récepteurs aux propriétés diverses. Sa surface de réception est beaucoup moins restreinte que les autres sens, si bien que certaines régions sont peu utilisées dans la vie quotidienne (dos, abdomen...). Comme nous le décrirons plus loin, ces régions ont été mises à contribution par des interfaces tactiles adaptées. Toutefois, nous avons vu également que la discrimination spatiale tactile est très hétérogène à la surface du corps et qu'elle présente des limites encore mal comprises.

Cependant, que certaines régions de la peau aient une grande acuité spatiale ne signifie pas pour autant que l'aire somesthésique ait les capacités d'intégrer des informations spatiales. Dans le chapitre suivant, nous verrons que les systèmes de suppléance perceptive nous apportent la preuve que la modalité tactile permet de traiter des informations spatiales similaires à la vision grâce à la formidable capacité d'adaptation du cerveau et le couplage perception-action.

4.2 La suppléance perceptive

4.2.1 Substitution sensorielle ou suppléance perceptive

Le concept de suppléance perceptive utilise un sens, comme le toucher ou l'audition, pour recevoir des informations normalement reçues par un autre sens tel que la vision. Dans le cas du toucher, des images optiques capturées par une caméra ont été transformées en stimulations tactiles ou électrotactiles pouvant activer les récepteurs de la peau et être interprétées par le cortex somesthésique. L'information visuelle a atteint les niveaux perceptuels de l'analyse et de l'interprétation par l'intermédiaire des voies et des structures somatosensorielles. Après un entraînement suffisant avec le TDU, des sujets (non-voyant ou aux yeux bandés) ont rapporté avoir ressenti les images dans l'espace, au lieu d'une simple perception sur la peau (Bach-y-Rita, 1972).

Les systèmes de suppléance perceptive transforment des stimuli reçus habituellement par une modalité sensorielle (la vue par exemple) en stimuli propre à une autre modalité sensorielle (le toucher ou l'ouïe par exemple). Le concept de suppléance perceptive a été introduit par Bach-y-Rita dans les années 1960. Il postule qu'un système sensoriel (ex : le toucher) peut recevoir et traiter des informations habituellement transmis à un autre sens (ex : la vue). Ainsi, la substitution sensorielle désignée par Bach-y-Rita, se définit par la capacité du cerveau à utiliser des prothèses sensorielles pour constituer un nouveau mode de perception.

C'est sur ce point que le terme de substitution sensorielle utilisé par Bach-y-Rita est discutable. Dans le sens où un tel système ne remplace pas à proprement dit un sens par un autre mais

développe une nouvelle modalité perceptive, le terme de suppléance paraît mieux approprié que celui de substitution. De plus, des études de reconnaissance de positions de cibles, d'objets ou de visages ont montré que la perception de ces informations étaient dépendante de la capacité des sujets à mettre le dispositif en action. Sans cette capacité à mouvoir le capteur d'informations (une caméra par exemple), les sujets perçoivent uniquement des stimulations tactiles (Lenay et al., 1997). Ainsi, les systèmes de substitutions sensorielles apportent plus qu'une information sensorielle, sous le principe de la perception par l'action, l'expression adéquate serait suppléance perceptive (pour une discussion plus détaillée voir Lenay et al., 2000).

De nombreux dispositifs utilisant le principe de suppléance perceptive ont été développés à l'origine pour réhabiliter les personnes porteuses d'un handicap physique, particulièrement pour apporter une assistance aux non-voyants. On distingue essentiellement deux catégories de systèmes de suppléance perceptive : soit ces dispositifs transmettent des stimulations sonores (prothèse visuo-auditive), soit elles transmettent des stimulations tactiles (mécaniques ou électriques).

4.2.2 Les dispositifs de suppléance perceptive visuo-auditifs

Les systèmes de suppléance perceptive visuo-auditif convertissent des signaux visuels en signaux auditifs. Ils fournissent des informations sur la direction, la taille, la distance et la texture des objets, et sont donc utiles dans le déplacement des personnes non-voyantes. Ces dispositifs ont d'abord utilisé des sonars pour capter des informations dans l'espace sur le principe de l'écholocation (Kay, 1964), puis une caméra miniature a rapidement remplacé le sonar (système "The vOICe", Meijer, 1992 ; système "PSVA", Capelle et al., 1998), (figure 14). Dans son principe général, le haut et le bas sont définis à partir de la hauteur du son, ainsi plus le signal visuel provient de haut, plus le son est aigu ; l'intensité est reliée à la luminosité : plus le signal visuel est lumineux, clair, plus le son est intense. Le silence signifie donc noir et un son fort veut dire blanc, les intensités intermédiaires correspondent à un dégradé de gris.



Fig. 14. A gauche, le système PSVA, Capelle et al., 1998 ; à droite, le système The vOICe Meijer, 1992.

Des expériences ont montré que des sujets ont réussi à recréer des capacités perceptives qui ont des caractéristiques proches des capacités perceptives visuelles et à effectuer différentes tâches de déplacement, de localisation et de reconnaissance des formes simples (Arno et al., 2001) et

d'objets plus complexes de la vie quotidienne (Auvray et al., 2003). Toutefois, ces dispositifs bien qu'ayant démontré la preuve scientifique de leur utilité, ont du mal à se développer chez les non-voyants car les informations qu'ils transmettent ont l'inconvénient d'interférer avec l'audition. En fin de compte ce dispositif de suppléance perceptive visuo-auditif ajoute une nouvelle modalité perceptive mais en supprime une autre.

4.2.3 Un dispositif de suppléance perceptive visuo-tactile : le TVSS

Les dispositifs de suppléance perceptive ont aussi été développés pour fournir des informations tactiles. L'utilisation de systèmes visuo-tactiles, plutôt que visuo-auditifs, a démontré des avantages importants : facilement dissimulables, utilisation de régions de la peau rarement sollicitées, les stimulations tactiles n'interfèrent pas avec d'autres modalités sensorielles si elles sont placées sur des régions adéquates, et les récepteurs tactiles permettent de conduire des informations en parallèle (Bach-y-Rita, 1972). Il existe de nombreux dispositifs suppléance perceptive visuo-tactile, cependant nous ne parlerons ici que du TVSS de Bach-y-Rita qui est à l'origine du système que nous utiliserons dans les expériences de cette thèse, et qui a permis de mettre en avant le principe de plasticité cérébrale du cerveau décrit plus loin.

En 1969, Bach-y-Rita et al. ont mis au point un système de suppléance perceptive visuo-tactile (Tactile Visuo Sensory Substitution - TVSS) destiné aux aveugles. Le but était de développer un système avec une haute résolution pour remplacer la vision absente chez les non-voyants pour leur permettre de percevoir de façon tactile des objets à distance sans contact direct. Ce système convertit donc une image visuelle en information tactile ou "image tactile". Il est composé d'une caméra vidéo, que le sujet peut manipuler à sa guise (figure 15). Cette caméra est couplée à un mécanisme de transductions qui convertit l'image vidéo en une représentation cutanée sous la forme d'une configuration de vibrations ou d'électrostimulations produites par une matrice. Dans sa version originale, le TVSS était constitué d'une matrice de 400 vibreurs (20 × 20) placés sur la peau du sujet, dans le dos ou l'abdomen (Bach-y-Rita et al., 1969). L'image captée est décomposée en niveau de gris qui définit un seuil d'activation pour chacun des tacleurs ou électrodes. Théoriquement, tous les niveaux de gris peuvent être utilisés mais le TVSS utilise principalement le noir et le blanc.

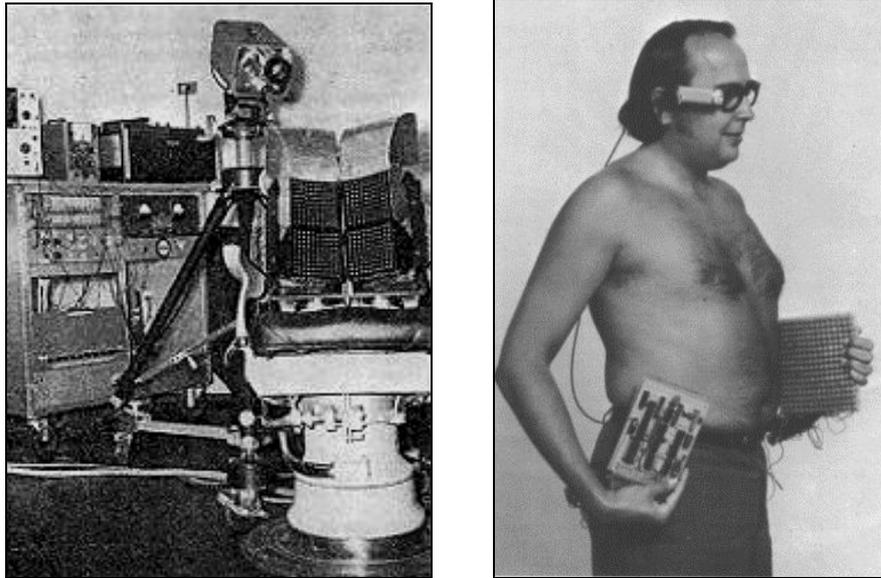


Fig. 15. A gauche, l'un des premiers modèles TVSS. La caméra capte des images transmises via une matrice dans le dos du sujet. Ce dispositif était si encombrant qu'une pièce complète était nécessaire pour l'installer (d'après Bach-y-Rita, 1969). A droite, un sujet aveugle utilisant une version portable du TVSS. La caméra fixée sur les lunettes capte les images retranscrites en stimulation électrotactile sur l'abdomen du sujet (d'après Bach-y-Rita, 1972).

Les premières expériences sur les aveugles et des sujets aux yeux bandés ont mis en évidence qu'ils étaient capables de discriminer rapidement des cibles dans l'espace, des lignes orientées et des mouvements simples. L'identification de formes plus complexes nécessitait une période d'apprentissage entre 5h et 15h (Bach-y-Rita, 1972).

Par la suite, des études sur la reconnaissance de patterns ont montré que l'apprentissage s'effectuait en plusieurs phases : les sujets reconnaissaient rapidement des lignes, puis des formes géométriques et des objets simples (Collins & Bach-y-Rita, 1973 ; Miletic et al., 1988). D'autres études ont mis en évidence que les sujets font l'expérience de la modification du point de vue en fonction de la position de la caméra et du grossissement et de la réduction des objets en fonction de la distance de la caméra. Ils ont ainsi exploré les possibilités d'un apprentissage relatif à des concepts visuels, tels que la profondeur, la perspective, la parallaxe de mouvement, l'expansion et la focalisation. D'autre part, les observations montrent qu'il n'est pas nécessaire de stimuler les mêmes récepteurs cutanés d'une session expérimentale à une autre : un déplacement de la matrice n'affecte pas la perception (Bach-y-Rita, 1972, 1984 ; Bach-y-Rita & Hugues, 1985 ; Collins & Bach-y-Rita, 1973 ; White et al., 1970).

Par ailleurs, des tâches spatiales relativement complexes ont pu être réalisées avec les seules informations tactiles du TVSS. Jansson (1983) a récapitulé des expériences dans lesquelles était évaluée la capacité des stimulations tactiles à guider des mouvements. Une première expérience demandait à des sujets non-voyants, de taper avec une barre, une balle roulant sur une table. Les résultats ont montré qu'après entraînement, la précision des sujets munis du TVSS était presque aussi bonne qu'avec un contrôle visuel direct. Dans d'autres expériences les sujets devaient se diriger en direction d'une cible et se déplacer dans un slalom en évitant les obstacles. Bien que des collisions se soient produites et que les temps de parcours aient été importants, les sujets ont été capables

d'effectuer la tâche avec succès. L'ensemble de ces expériences apportent la preuve que des informations (électro)tactiles spatiales permettent de guider un mouvement avec précision.

Ces dispositifs ont permis d'identifier des lignes-orientées, des objets de la vie quotidienne tels que des téléphones, des verres lorsqu'ils sont explorés de façon distale via une caméra. Ils ont montré qu'il était également possible de percevoir le sens d'un objet en mouvement et de l'attraper, ainsi que des concepts uniquement visuels tels que des effets de zoom (grossissement de l'objet avec le rapprochement). Les premiers travaux de Bach-y-Rita sont récapitulés dans son livre "mécanisme de la substitution sensorielle", 1972. L'ensemble de ces résultats a permis de dégager deux principes fondamentaux de l'adaptation du cerveau pour l'utilisation de systèmes de suppléance perceptive : l'appropriation passe par une manipulation active du dispositif, et cette immersion perceptive permet alors une mise en extériorité des informations transmises et une construction d'un espace de perception et d'action.

4.2.4 Le principe de la perception par l'action

Les expériences précédentes montrent que la perception des informations transmises via le dispositif de suppléance perceptive ne peut se dissocier de l'action : si les sujets n'ont pas la possibilité de manipuler le capteur d'information (la caméra pour le TVSS), ils ne peuvent construire une représentation spatiale avec les informations reçues. Toutefois, il semblerait que ce mécanisme ne s'applique pas seulement aux dispositifs de suppléance perceptive. En effet, Steinman & Levinson (1990) ont montré que la vision semble impossible si l'œil est immobile. Dans les premières expériences avec le TVSS, la caméra était fixe limitant la discrimination des formes par les sujets. Ce n'est que lorsque les sujets ont pu déplacer la caméra comme ils le souhaitaient que la perception des informations a été réellement possible (Bach-y-Rita, 2002). Percevoir consisterait donc en la découverte de liens réguliers entre les actions de l'organe de perception et les différentes sensations issues de la mobilité de l'organe de perception (Gapenne et al., 2001). La perception serait ainsi intimement liée à l'action. Ainsi, via la possibilité de traiter des informations tactiles en parallèle et le couplage perception-action, les systèmes de suppléance perceptive offrent des résolutions perceptives supérieures à la résolution matérielle des matrices d'électrodes (Lenay et al., 2000). C'est en partie le principe de la perception par l'action qui permettrait d'accéder aux sentiments d'extériorité des stimuli.

4.2.5 Extériorité du stimulus

Des études sur l'utilisation du TVSS ont montré une mise en extériorité des informations spatiales, c'est-à-dire une perception distale. Les informations tactiles habituellement considérées comme une modalité de contact ont été perçues comme à l'extérieur du corps (Bach-y-Rita, 1972 ; White et al., 1970).

L'apprentissage du TVSS était effectué en plusieurs étapes comme nous l'avons vu précédemment au sujet des capacités de reconnaissance de formes. Concernant la perception elle-même, les sujets ont ressenti une stimulation tactile au niveau de la région cutanée dans les premières phases de l'apprentissage. Puis, parallèlement à l'acquisition progressive d'une habileté suffisante de la caméra, les sujets rapportaient une perception des objets en 3D dans l'espace

extracorporel face à eux. Il réalisait ce qu'on appelle une extériorité des perceptions, oubliant les stimulations tactiles pour percevoir des objets à distance. Les sujets ne perçoivent plus les images sur leur peau mais ils les localisent dans l'espace. Il semblerait que cette perception distale soit nettement distinguée de la sensation.

Une anecdote souvent citée pour illustrer ce concept, rapporte la réaction d'un sujet aveugle qui devait estimer l'inclinaison d'un plateau face à lui. Suite à une mauvaise manipulation qui entraîna l'action du zoom de la caméra qu'il était en train de manipuler, le sujet eut un geste de recul pour éviter ce qu'il avait perçu comme un rapprochement soudain du plateau vers lui, alors que le zoom avant avait seulement commandé un agrandissement des stimulations tactiles sur la matrice placée... dans son dos (Bach-y-Rita, 1972). De plus, d'après Lenay et al. (1997), lorsqu'au cours d'une expérience dans laquelle une tâche spatiale doit être réalisée, on demande aux sujets de se concentrer sur les stimulations perçues sur la peau, cette mise en extériorité de la perception disparaît au profit de la perception tactile. En effet, en 1997, Lenay et al. ont réalisé une expérience avec un dispositif de suppléance perceptive simplifié à l'extrême : une cellule photoélectrique fixée sur un doigt de la main était connectée à un unique stimulateur tactile tenu dans l'autre main. Dans cette expérience les sujets devaient repérer un point lumineux dans l'espace avec le dispositif, les yeux bandés, en bougeant librement le capteur photoélectrique. Les résultats montrent que lorsque le bras du sujet n'est pas en mouvement, la perception tactile est ressentie sur la peau. Cependant, après un certain temps d'apprentissage à la localisation du point lumineux par des mouvements du bras, un sujet muni du dispositif ressent "la présence d'un objet placé au-delà de lui dans l'espace". La succession temporelle des sensations reçues aurait renvoyée à différents "contacts" avec un unique objet distal. Le sujet oublierait alors le lieu où se produit la sensation au profit de l'appréhension spatiale de l'objet. Les auteurs suggèrent donc que la localisation spatiale corresponde à des synthèses temporelles des sensations successives suivant une règle liant action et perception (Lenay et al., 2000 ; Lenay & Sebbah, 2001).

D'autre part, il apparaît que l'emplacement de la matrice n'a pas d'influence sur les performances, ce qui confirme la dissociation de la sensation et de la perception. Ainsi, il semble qu'avec l'entraînement les sujets ne prêtent plus attention aux entrées sensorielles de l'information mais traitent automatiquement l'information en terme sémantique : la perception distale devient automatique et inconsciente. Les sujets transforment implicitement les informations sensorielles en informations contextuelles grâce aux capacités d'adaptation du cerveau.

4.2.6 La plasticité cérébrale

Les études précédentes apportent la preuve que le cerveau possède une étonnante capacité à réorganiser ses voies nerveuses en fonction de ses expériences sensorielles. Cette capacité d'adaptation aux modifications d'entrants sensorielles se nomme la plasticité cérébrale.

La plasticité sensorielle est une adaptation du cerveau au changement. Elle est définie par les capacités adaptatives du système nerveux central à modifier sa propre organisation structurale et fonctionnelle (Bach-y-Rita, 1988). Le cerveau serait donc capable de se réorganiser pour utiliser des informations qu'il ne connaissait pas jusqu'alors. Par exemple, il suffirait de lui envoyer des informations fiables de la structure de l'espace pour qu'il les interprète comme telles, bien que ce ne soient pas des informations visuelles. Ainsi, si une transmission des informations sensorielles entre

une partie du corps et sa représentation corticale est coupée, la zone corticale correspondante ne reste pas inerte mais se réorganise en se laissant envahir par les zones corticales adjacentes. C'est pourquoi en cas de cécité, la plasticité permet d'augmenter d'autres fonctions, par exemple l'ouïe pour compenser la vue (Feldman & Brecht, 2005).

C'est sur ce paradigme de la plasticité cérébrale que se basent les systèmes de suppléance perceptive. Ces systèmes sont, en effet, directement liés aux capacités adaptatives du système nerveux central et profitent des avantages de la plasticité cérébrale.

Les études sur la suppléance perceptive ont montré que des informations de types visuelles pouvaient être perçues par le toucher et l'audition (Bach-y-Rita, 1972 ; Meijer, 1992). C'est de cette façon que le TVSS transmet des informations de la structure de l'espace via les stimulations tactiles ou électrotactiles que le cerveau interprète comme des informations visuelles. L'expression la plus parlante de cette réorganisation fonctionnelle est la perception d'extériorité que les sujets ont pu ressentir lors de tâches spatiales visuo-tactiles. Dès lors que le dispositif fournit une information fiable, le cerveau se révèle capable d'utiliser l'information issue de la caméra vidéo comme une information transmise par le système perceptif habituel (la vision).

Du côté structurel, le cerveau est capable de traiter les informations sensorielles en temps que représentation spatiale, de la même manière que la vision. Sampaio et al. (2001) ont réalisé une expérience, sous imagerie cérébrale, dans laquelle des non-voyants de naissance devaient discriminer des stimulations électrotactiles sur la langue. Dans cette expérience, le TDU est utilisé pour transmettre la lettre T sur la langue des sujets dans différentes orientations. Les résultats montrent un taux de reconnaissance de 90% ainsi qu'une activation de l'aire visuelle pendant la réalisation de la tâche. Plus récemment, une autre expérience (Ptito et al., 2005) a mis en évidence que des non-voyants de naissance ont une activation de leur aire visuelle qui augmente après entraînement à la discrimination électrotactile linguale, contrairement aux voyants. Ainsi, ils montrent que chez les non-voyants, la langue avait acquis une représentation cartographique dans le cortex occipital. La perception tactile de la langue peut donc agir comme une interface pour transcoder des informations somatosensorielles au cortex visuel, toutefois la réorganisation corticale n'est pas immédiate mais nécessite une certaine période d'adaptation (pour une revue sur le rôle de la plasticité dans le développement corticale, voir Ptito & Desgent, 2006).

Ces études montrent qu'il est possible d'exploiter la plasticité cérébrale pour rétablir une forme de vision. Cette réorganisation semble optimiser si l'organe sensoriel recevant l'information permet le couplage perception-action via un contrôle moteur. Il est aussi nécessaire qu'une matrice de récepteurs soit capable de traiter les détails de l'information.

4.2.7 Conclusion

Les systèmes de suppléance perceptives ont mis en évidence que le cerveau est capable de réorganiser ses propres modalités perceptives. Cette adaptation permet à des stimulations tactiles représentant des informations spatiales d'être traitées de façon similaire à la vision, l'aire visuelle participe d'ailleurs à l'élaboration d'une représentation spatiale à partir d'indices tactiles. Toutefois, les expériences décrites témoignent du rôle primordial de l'action. En effet, c'est cette mise en correspondance des mouvements et les conséquences sensorielles tactiles qui permettent une perception distale des objets.

Les dispositifs de suppléance perceptives visuo-tactile, présentés dans ce chapitre, peuvent transmettre des stimulations vibratoires localisées, mécaniques ou électrotactiles, sur la peau. Le but de la prochaine section est d'expliquer comment ces dispositifs tirent profit de la perception tactile de la peau et notamment de la capacité tactile de la langue.

Dans un premier temps, la langue en tant qu'organe sera présentée ainsi que les travaux qui ont permis d'étudier son activité sensitive. Ensuite, après une présentation générale des dispositifs vibrotactiles utilisant des stimulations mécaniques, nous développerons le principe des systèmes électrotactiles ainsi que leurs avantages et leurs inconvénients. Pour finir, nous concluons par l'étude du système "Tongue Display Unit", l'interface électrotactile linguale que nous avons choisi d'utiliser pour transmettre des informations de guidage de ponction percutanée à un chirurgien.

5 GUIDAGE PAR STIMULATION ELECTROTACTILE LINGUALE

5.1 La perception tactile sur la langue

Avant de présenter l'activité sensitive de la langue, nous allons décrire son anatomie et sa physiologie générale.

5.1.1 Anatomie de la langue

La langue est un organe musculo-membraneux dont les rôles principaux sont la phonation, la déglutition et la mastication. Elle est située au dessus de l'os hyoïde et de l'entrée du pharynx dans la partie inférieure de la cavité buccale dont elle occupe la plus grande partie (figure 16). Autour de la langue se trouvent les *gouttières alvéolo-linguales*, occupées par les glandes sublinguales.

La langue se situe donc dans la cavité buccale. Elle est rattachée par sa face inférieure à la gencive par un repli muqueux médian : le frein. De plus, elle est fixée à la bouche, au pharynx et au voile du palais par la continuité de sa muqueuse, par une membrane fibreuse et par une dizaine de muscles. Malgré cet ancrage, la langue reste l'un des organes le plus mobile du corps positionné globalement dans le sens antéro-postérieur. Dans des conditions de repos la langue reste en position horizontale entre les deux os mandibulaires.

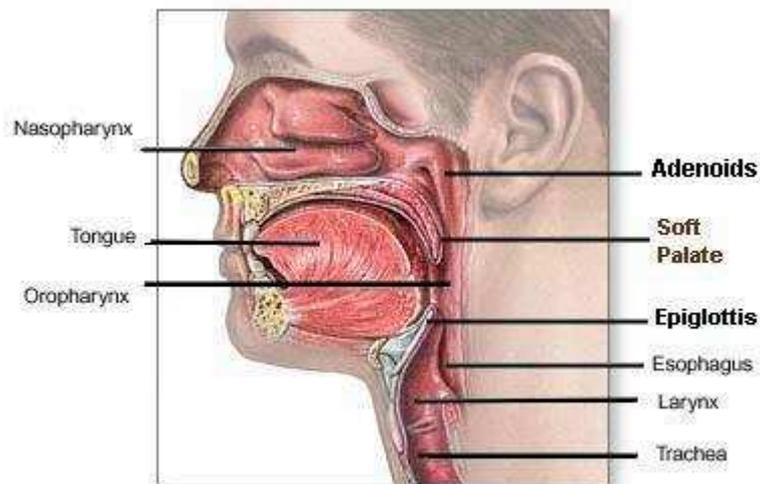


Fig. 16. Coupe sagittale schématique de la cavité buccale, nasale et du pharynx.

La langue possède une forme ovoïdale constituée de deux parties : la racine, fixe, située à la partie postéro-inférieure de l'organe ; et la partie mobile beaucoup plus étendue (figure 17). La racine et la partie mobile sont séparées par les papilles caliciformes du V lingual qui sont les papilles les plus développées. La partie libre est recouverte par une muqueuse et fait saillie dans la bouche et dans le pharynx. On distingue également deux régions dans la partie mobile : une partie postérieure

verticale appelée base de la langue et une partie antérieure horizontale nommée corps de la langue qui se termine par la pointe ou apex. Ces deux parties sont délimitées par le sillon terminal en arrière des papilles caliciformes. On appelle "dos de la langue" toute la face convexe de cette portion libre. La surface du dos de la langue est recouverte d'une cinquantaine de glandes folliculeuses de forme arrondies de quelques millimètres de diamètre.

La muqueuse de la langue est en continuité avec la muqueuse buccale et la muqueuse pharyngée. Elle recouvre la totalité de la partie mobile et régit la perception du goût et du toucher par les papilles et récepteurs tactiles sous-cutanés. Au niveau de la face dorsale divisée en deux moitiés par le sillon médian, elle est épaisse et fortement adhérente aux muscles sous-jacents. A la base de la langue, elle s'amincit et est séparée du plan musculaire par une couche de cellule. Sur la face inférieure, la muqueuse devient très mince voire transparente par endroit. Elle est principalement caractérisée par la présence au niveau de la face dorsale et des bords de papilles gustatives de différents types. Sa surface est recouverte de papilles qui diffèrent par leur forme et leur volume (figure 18). On distingue trois types de papilles. Les filiformes, les fongiformes et les caliciformes. Les papilles filiformes, petites et coniques sont réparties sur toute la surface. Les fongiformes font la taille d'une petite tête d'épingle. Elles sont entre 150 et 200 réparties principalement sur les bords et la pointe. Enfin, les papilles caliciformes sont les plus volumineuses. Elles sont une dizaine situées en avant du sillon terminal et disposées en deux lignes obliques et convergentes qui forment le V lingual.

La face inférieure de la langue est lisse et unie, et présente sur la ligne médiane un sillon longitudinal : le frein. Les bords de la langue, arrondis, s'épaississent d'avant en arrière. Ils sont coupés de 8 à 10 petits plis verticaux qui forment les papilles foliées. Nous terminons par la pointe de la langue. Elle est mince, plate, creusée d'un sillon médian vertical et touche la face postérieure des incisives (figure 18).

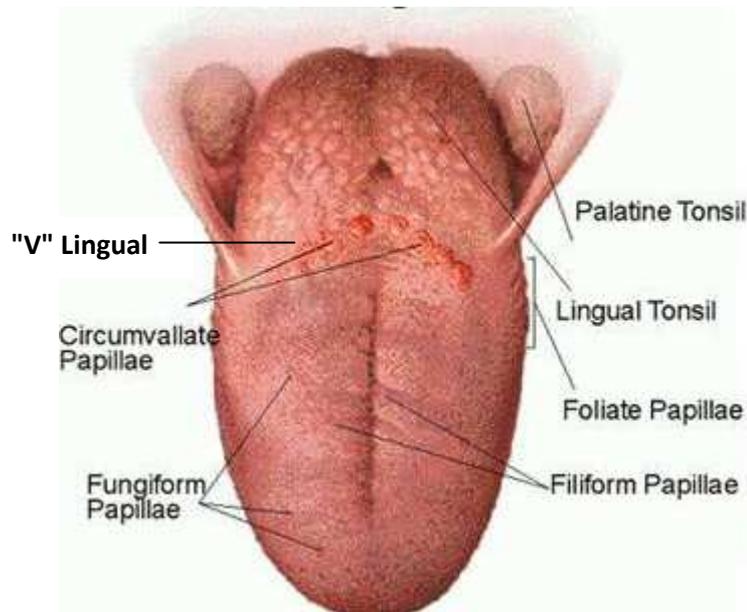


Fig. 17. Face dorsale de la langue.



Fig. 18. A gauche, gros plan de la langue avec les papilles fongiformes visibles (grosses bosses) éparpillées entre les papilles filiformes (petites bosses). A droite, gros plan de la langue avec le sillon médian visible.

5.1.2 Les nerfs de la langue

L'innervation de la langue est complexe car elle regroupe plusieurs fonctions : la motricité, la sensibilité ainsi qu'une fonction sensorielle gustative. Elle est assurée par cinq nerfs : le lingual, branche du trijumeau (V), l'hypoglosse (XII), le glosso-pharyngien (IX), le facial (VII), et le laryngé externe branche du vague (X). L'hypoglosse (XII) et le facial (VII) assurent presque exclusivement l'innervation motrice, alors que le lingual, le glosso-pharyngien (IX) et le laryngé externe contribuent à l'innervation sensitive générale. De plus, certains nerfs suivent des trajets d'emprunt. Dans cette partie nous ne décrivons pas les nerfs hypoglosse (XII) et facial (VII) car la motricité de la langue n'a pas réellement d'objet dans cette thèse.

Le nerf lingual

Le nerf lingual forme une courbe vers l'avant en se plaçant dans la région latérale antérieure de la langue (figure 19). Il est né à la base du crâne, issu d'une branche terminale du nerf mandibulaire, lui-même branche du trijumeau (V) qui est le plus volumineux des nerfs crâniens. Il innerve la muqueuse située en avant du V lingual. Ainsi, il est responsable de l'activité sensitive sur la face inférieure de la langue, les bords de la pointe, et les deux tiers antérieurs de la face dorsale. Le nerf lingual serait responsable de la perception tactile sur la partie antérieure de la langue.

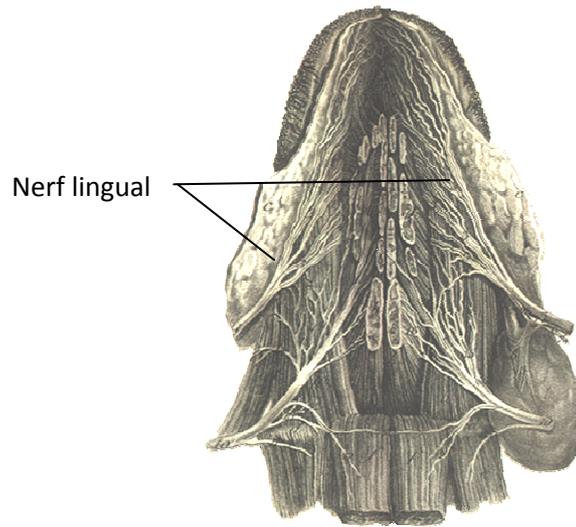


Fig. 19. Schéma de la distribution des ramifications du nerf lingual, vue à sa face inférieure (d'après Soemmering & Arnold, 1844).

Le glosso-pharyngien (IX)

Le glosso-pharyngien est un nerf à la fois sensitif et moteur. Il est né du sillon collatéral postérieur du bulbe, arrive dans la région linguale en longeant la face interne du stylo-glosse, et pénètre dans la base de la langue où il se termine. Il innerve la muqueuse dans la partie supérieure de la base de la langue et celle de la face supérieure située en arrière du V lingual (figure 20).

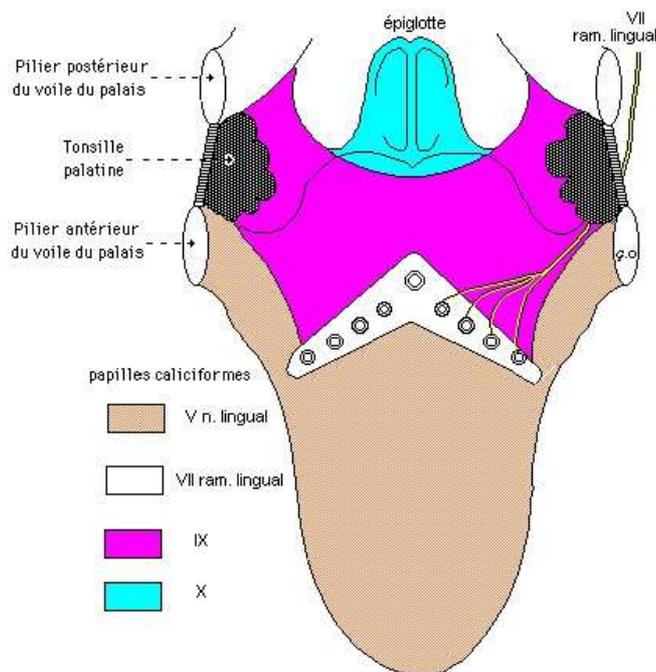


Fig. 20. Plan topographique et physiologique des territoires sensitifs et sensoriels du nerf glosso-pharyngien (IX) et du nerf lingual (V) sur le dos de la langue.

Le laryngé externe supérieur provient du nerf vague. Ce nerf, purement sensitif, assure l'innervation de la partie la plus reculée et la plus inférieure de la base de la langue au niveau des replis glosso-époglittiques.

Ainsi, l'innervation sensitive générale est assurée d'arrière en avant par le laryngé externe pour la partie la plus basse de la base de la langue, le glosso-pharyngien pour la partie dorsale de langue située en arrière du V lingual, et le lingual pour la face inférieure, les bords et les deux tiers antérieurs de la face dorsale.

5.1.3 La capacité perceptive de la langue

La langue est l'un des organes les plus versatiles et complexes du corps humain possédant une quantité variée de récepteurs tactiles (Marlow, 1965). Ces mécanorécepteurs envoient des informations tactiles afférentes au cortex somesthésique par le nerf lingual pour la partie la plus sensible comme nous l'avons décrit précédemment.

La langue est d'une extrême sensibilité aux stimulations tactiles, en particulier à son extrémité : l'apex (Lass, 1972 ; Ringel & Ewanowki, 1965 ; Van Boven, 1994). A sa surface, la taille des champs récepteurs, qui détermine en partie la résolution discriminative, est plus petite (2.4 mm²) que celle rapportée dans les autres parties du corps (Essick & Edin, 1995 ; Johansson & Vallbo, 1979a, 1983). Ainsi, il semblerait que la langue soit 40% plus sensible que le bout des doigts (Van Boven et al., 1994). Trulsson & Essick (1997) ont montré lors d'une étude neuro-physiologique des récepteurs tactiles de la langue que les champs récepteurs des faisceaux de nerfs situés dans la partie antérieure, incluent toujours le bout de la langue (figure 21). Ce chevauchement de nerfs rendrait cette région densément innervée et très sensible (Hagbath et al., 1970 ; Johansson et al., 1988b ; Nordin & Thomander, 1989). En effet, une quantité de récepteurs considérable offre à la langue humaine une capacité discriminative inférieure à 2 mm sur l'apex (Maeyama & Plattig, 1989). Trulsson & Essick (1997) ont également mis en évidence que presque 70% des récepteurs superficiels de la peau du dos de la langue sont des récepteurs à adaptation rapide (RA) du type corpuscule de Meissner. Le reste étant des récepteurs à adaptation lente (SA). De plus, les récepteurs étaient caractérisés par un seuil extrêmement bas. Ces auteurs concluent alors que ces unités superficielles se situent près de la surface de la langue. Cette répartition des récepteurs commune avec celle de la main humaine (Johansson & Vallbo, 1979b) permet aux deux organes d'avoir une excellente acuité spatiale. Il semblerait donc que la densité des corpuscules de Meissner (RA I) sur la langue est supérieure à celle des doigts qui est de 25 à 50 corpuscules/mm² (Szeto & Riso, 1990).

Cependant, la sensibilité tactile du dos de la langue est très hétérogène en fonction de la localisation de la stimulation. Dans leur expérience, Trulsson & Essick (1997) ont également montré que les champs récepteurs des neuf nerfs étudiés étaient répartis de façon asymétrique par rapport au sillon médian et étaient de tailles différentes (figure 21). Ainsi, les auteurs suggèrent que la répartition des récepteurs RA ne serait pas homogène sur la surface antérieure de la langue. Par ailleurs, d'autres auteurs ont quantifié la sensibilité tactile de la langue conduisant la plupart d'entre eux à la conclusion que le seuil de sensibilité tactile de la partie antérieure de la langue est plus bas que celui de la partie postérieure (Marlow, 1965 ; Knight, 1966 ; Mc Call & Landghart, 1966 ; Pleasonton, 1970 ; Maeyama & Plattig, 1989). De plus, l'innervation mécanoréceptive est montrée

plus dense sur l'apex que sur les autres régions (Landgren, 1960 ; Marlow, 1965). La sensibilité tactile de la langue diminue donc dans le sens antéro-postérieur.

Par ailleurs, quelques travaux ont cherché à évaluer la latéralité perceptive de la langue par rapport au sillon médian mais les résultats montrent des conclusions divergentes. Pleasonton (1970) et Ringel & Ewanowki (1965) ont étudié la sensibilité de plusieurs régions de la surface de la langue à de légères pulsations électriques et de pression. En utilisant la méthode psychophysique de la discrimination minimale de deux points, ils ont mis en évidence qu'il n'y avait pas de différence de sensibilité tactile entre les côtés droit et gauche de la langue. Cependant, Mc Call & Cunningham (1971) ont montré lors d'une expérience que 14 sujets sur 25 présentaient une asymétrie à la capacité discriminative de deux points. 9 sujets paraissent plus sensibles sur le côté gauche de la langue et 5 sujets avaient un seuil plus bas à droite. Dans le même temps, les expériences de Lass (1972) mettent en évidence une légère asymétrie de la partie antérieure. Il montre que le côté gauche de la pointe de la langue est plus sensible que le droit pour 6 personnes sur 14, alors que 6 autres sujets présentent un résultat opposé. Enfin, en 1989, Maeyama & Plattig décrivent également une asymétrie dans la discrimination tactile sur chacun des côtés de la langue mais sans montrer de résultats statistiquement différents.

En résumé, l'ensemble des résultats de ces études suggère une tendance à l'asymétrie de la perception tactile sur la langue. Cependant, aucun résultat ne fournit clairement une preuve évidente d'une supériorité perceptive de l'hémisphère gauche ou droit. Remarquons, par ailleurs, que cette incertitude sur une latéralité perceptive rappelle les études réalisées sur la main que nous avons décrites précédemment.

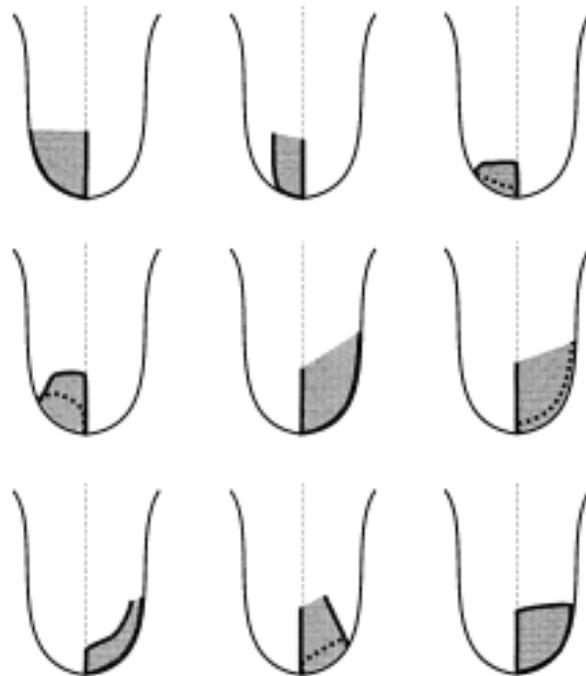


Fig. 21. Plan topographique des territoires sensitifs de 9 faisceaux du nerf lingual sur le dos de la langue. On remarque que les régions ne sont pas innervées symétriquement par rapport au sillon médian. Les lignes discontinues indiquent que les bords n'ont pas pu être déterminés (d'après Trulsson & Essick, 1997).

5.1.4 Conclusion

Parmi tous les organes, les doigts et la langue représentent les régions où la discrimination spatiale est la plus fine. Cependant, alors que les doigts ont une surface relativement restreinte et un rôle essentiel dans la préhension, la langue apparaît comme une région très intéressante pour transmettre des informations tactiles spatiales à un chirurgien afin de guider une aiguille de ponction jusqu'à une cible intracorporelle : protégée dans la cavité buccale, très mobile et très sensible sur sa partie antérieure.

Nous présentons dans la suite de ce chapitre, de façon générale les dispositifs vibrotactiles et électrotactiles qui permettent de solliciter les capacités de discrimination de la peau, et en particulier le système "Tongue Display Unit" développé pour transmettre des stimulations tactiles sur la langue.

5.2 La perception par stimulation électrotactile linguale

Différents dispositifs ont été développés afin de tirer profit de la sensibilité tactile de la peau en utilisant les affichages tactiles, par l'intermédiaire de la stimulation mécanique ou électrique. Une matrice bidimensionnelle peut transmettre des informations sur la peau de façon similaire à la rétine de l'œil. Le but commun de ces interfaces homme-machine (IHM) est de fournir un retour sensoriel sur une région de la peau pour remplacer un sens altéré ou pour fournir une information non disponible aux modalités classiques. Comme nous le verrons dans ce chapitre, ces systèmes ont principalement été développés pour apporter une assistance aux non-voyants. Nous présentons ici les deux principaux dispositifs utilisant des affichages tactiles pour exciter les afférences mécanoréceptives de la peau : les stimulations vibrotactiles et électrotactiles. Alors que les premiers seront décrits succinctement, les systèmes électrotactiles seront détaillés ainsi que les mécanismes et les effets des stimulations électrotactiles car ils constituent l'un des objets essentiels de cette thèse.

5.2.1 Les systèmes vibrotactiles

De nombreuses études ont montré que la perception de stimuli vibrants dépendait principalement de la localisation sur la peau, de la taille des stimulateurs et des amplitude et fréquence des vibrations (Hahns, 1968a ; Gescheider & Wright, 1969 ; Verrillo, 1985). Les interfaces homme-machine (HMI) vibrotactiles cherchent à tirer avantage de ces paramètres pour optimiser la perception tactile. Ils sont composés d'une ou plusieurs unités vibrotactiles, où chaque unité se compose d'une masse et d'un déclencheur mettant les masses en mouvement (figure 22). Ces IHM créent donc des stimulations mécaniques par pression sur la peau. Pendant que la masse est accélérée par le déclencheur, l'unité vibrotactile entière vibre. Ainsi, un stimulus vibratoire est transmis à la partie du corps sur laquelle il est apposé. Un dispositif électronique permet de calculer le niveau de la stimulation vibratoire perçue. Ainsi, ces stimulateurs offrent des sensations tactiles par application rapide de points de pression très fins.

Les mécanismes influençant le seuil de perception de la paume glabre de la main à des stimulations vibrotactiles ont été présentés dans une revue par Verrillo (1985). Il décrit que le seuil de sensibilité dépend de l'amplitude et de la fréquence de mouvement des stimulateurs aussi bien

que du type de surface de stimulation. Lorsque la surface est inférieure à $0,05 \text{ cm}^2$, le seuil de perception arrive à $5 \mu\text{m}$ d'amplitude des pics pour une fréquence entre 25 et 650 Hz. Pour des surfaces plus larges, le seuil dépend de la fréquence. La sensibilité la plus précise est réalisée avec un seuil vibratoire de sensation de $0,16 \mu\text{m}$ d'amplitudes maximales à 250 Hz pour des surfaces de stimulation de 5 cm^2 (Roger, 1970).

D'autre part, il apparaît que la sommation temporelle des neurones tactiles s'effectue seulement pour des amplitudes et des fréquences plus hautes que 250 Hz par l'intermédiaire des récepteurs de type RA II. En effet, un seuil vibrotactile correspondant à un stimulus de 250 Hz et de $2,9 \text{ cm}^2$ baisse de 12 dB lorsque la durée du stimulus augmente de 10 ms à 1 s, alors qu'aucun décalage de seuil n'apparaît pour des stimulations de $0,02 \text{ cm}^2$ (Verrillo, 1965). De plus, l'amplitude du seuil pour des stimulations vibrotactiles augmente après un stimulus de forte amplitude. Gescheider & Verrillo (1978) ont trouvé qu'une stimulation de 10 mn, supérieur à 6 dB augmente le seuil de sensation en amplitude de 2 dB, alors qu'à 40 dB le seuil de sensation augmente de 20 dB. Cette habituation intervient au moins pour des fréquences de 10 à 250 Hz. Aussi, il apparaît que des temps de stimulations vibrotactiles de 7 à 25 mn provoquent une habituation très importante. Toutefois, une récupération neuronale s'effectue en approximativement 2 mn (Hahn, 1968b).

Néanmoins, Rogers (1970) a mis en évidence une amélioration des performances d'identification de patterns vibrotactiles plus significative avec des fréquences hautes que des fréquences plus basses. Il a montré que la peau reçoit d'une IHM vibrotactile (Optacon) les meilleures informations spatiales à 250 Hz bien que les RA II aient des champs récepteurs diffus. Il est possible que la fréquence spatiale du toucher ne soit pas dépendante de l'espace entre les récepteurs ou la taille de leurs champs réceptifs (Loomis & Collins, 1978). Bien que les RA II soient sollicités, il paraît plus probable que l'information spatiale fine soit fournie par les récepteurs RA I et SA I qui possèdent des champs réceptifs petits (Phillips & Johnsson, 1985). Cependant, l'activation de ces récepteurs serait possible uniquement avec des stimulateurs très petits. Dans ce cas, la fréquence de stimulation optimale ne serait certainement pas 250 Hz pour des stimulateurs de $0,05 \text{ mm}^2$ car les RA II seraient de plus en plus sollicités réduisant ainsi l'efficacité du dispositif vibrotactile. De plus, Verillo (1985) suggère qu'à basses fréquences, les deux types de récepteurs sont impliqués. L'un est capable de sommation temporelle et spatiale, alors que l'autre ne peut effectuer aucune sommation. Quoi qu'il en soit, les systèmes vibrotactiles semblent procurer une sensation confortable pour une amplitude supérieure à 0,5 mm et pour des stimulateurs de 1 mm de diamètre (Collins, 1970).

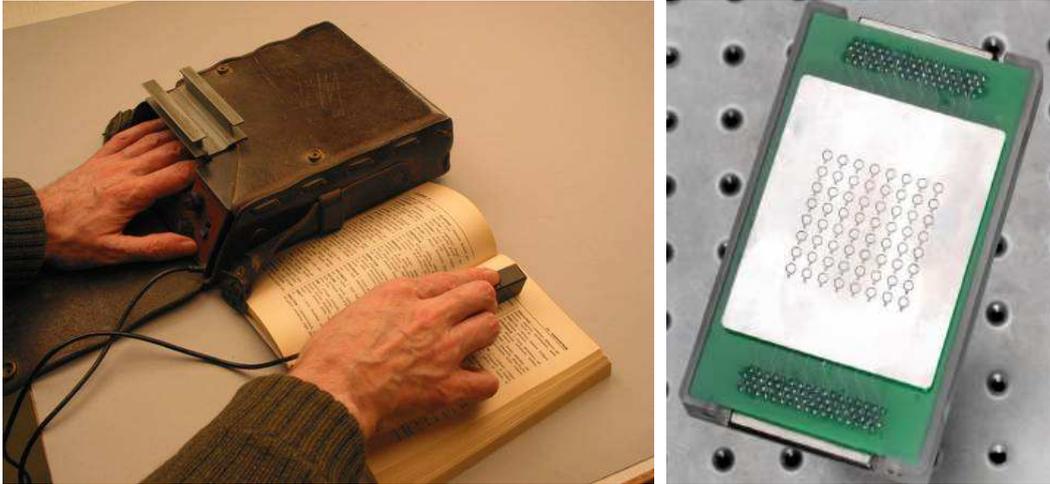


Fig. 22. A gauche, le dispositif vibrotactile "Optacon" (Goldish & Taylor, 1974). Une caméra, dans la main droite, transforme les lettres en stimulation tactile sur les doigts grâce à une matrice tactile de stimulateurs vibrotactiles (main gauche). Un non-voyant pouvait ainsi lire des livres qui n'avaient pas été transcrits en braille. A droite, l'interface vibrotactile "vital" (Benali-Khoudja et al., 2004) constitué d'une matrice 8x8 utilisant une nouvelle technologie de stimulateur : des micros actionneurs électromagnétiques.

Ces études sur les HMI vibrotactiles montrent que la peau est particulièrement sensible aux vibrations mécaniques. Cependant, alors que les récepteurs tactiles RA I et SA I sont plus adaptés à la détection de stimulation fine, les résultats précédents semblent montrer que la discrimination est meilleure à des hautes fréquences qui sollicitent les récepteurs RA II. D'autre part, des effets d'habituation détériorent rapidement les perceptions. Alors que ces dispositifs ont tendance à être encombrants, consommateurs d'énergie et limités en surface d'application, les systèmes utilisant des stimulations électriques peuvent fournir une alternative à la transmission d'informations tactiles denses et de hautes résolutions via les électrodes de surface.

5.2.2 Les systèmes électrotactiles

L'utilisation de l'électricité à travers le corps en tant que moyen de communication artificielle a principalement débuté dans les années 60 et 70 (Gibson, 1968 ; Rollman, 1973 ; Saunders, 1973). Nous allons voir que ces dispositifs apportent des avantages incontestables mais que la maîtrise des sensations issues des stimulations électriques est encore assez difficile tant elle dépend d'un nombre important de paramètres.

5.2.2.1 Sensation

Les stimulations électrotactiles produisent des sensations de toucher localisées à l'endroit de la peau où est appliquée une petite électrode au travers de laquelle circule un faible courant électrique transmis à la peau. Grimnes (1983) a nommé cette sensation "électrovibration" et montre qu'elle est probablement due à des déformations de la peau générées de façon électrostatique. Une autre hypothèse propose que le courant électrique passant à travers la peau stimule directement les mécanorécepteurs localisés proches de la surface située sous l'électrode activée (Pfeiffer, 1968). La stimulation perçue est décrite comme une sensation de vibration, de pression, de picotement ou de

douleur, dépendant de la tension, du courant et des propriétés du courant (fréquence de stimulation, train de pulsation...), de la taille des électrodes, du matériau et de la force de contact, ainsi que de la position sur la peau, de son épaisseur et de son hydratation (Kaczmarek & Bach-y-Rita, 1995). Certaines études ont analysé la perception de stimulations électrotactiles (Bishop, 1943 ; Saunders, 1983 ; Veltink et al., 1988 ; Kaczmarek & Haase, 2003a,b). Toutefois, les méthodes expérimentales sont tellement différentes et les descriptions des sensations si imprécises qu'il est très difficile de prédire quels types de courant, de localisations sur la peau... correspondent à quelles sensations. Nous allons tenter de décrire ces différents paramètres.

5.2.2.2 Localisation de la stimulation

Szeto et Riso (1990) ont discuté de l'efficacité d'un dispositif électrotactile pour transmettre une information de haute résolution. Ils rapportent que le lieu optimum pour des stimulations électrotactiles est un secteur de la peau glabre et naturellement humidifié, ou humidifié avec de l'eau ou du gel pour améliorer la conductivité. L'abdomen, l'avant bras, le front, la langue, les lèvres et les surfaces intérieures des bras ou des cuisses ont montré des performances de discriminations tactiles satisfaisantes avec des matrices d'électrodes à une ou deux dimensions (Kaczmarek et al., 1994 ; Kaczmarek, 2000 ; Bobich et al., 2007). Cependant, certaines régions comme les doigts, sont moins appropriées à recevoir des interfaces électrotactiles car elles occupent de petites surfaces et participent souvent à des tâches de préhension.

De plus, la sensation électrotactile varie en fonction de la position sur le corps. Par exemple, pour une électrode de 8,4 mm² coaxiale en acier humidifiée à une fréquence de pulsation de 100µs, le seuil de sensation varie de 2 mA à 7 mA sur la paume (Solomonow & Prados, 1982). Saunders (1983) et Szeto & Riso (1990) rapportent que des surfaces de 7 à 15 mm² sont optimales sur l'abdomen. Gibson, en 1968, préconisait des surfaces de 50 mm² sur la peau glabre. Toutefois, les systèmes électrotactiles utilisent, aujourd'hui, principalement des matrices constituées de plusieurs petites électrodes qui permettent de varier la taille du stimulus ainsi que de mieux transférer des informations spatiales par activation séquentiellement ou simultanément.

5.2.2.3 Paramètres et parcours du courant de stimulation

Transcodage du signal électrique en information tactile

La distribution de la densité du courant sous l'électrode n'est pas encore bien comprise. En effet, les stimulations électriques sont définies par des paramètres spatio-temporels de la densité du courant sur la surface de la peau et de la localisation des stimulations sur la peau. La densité du courant résulte également des propriétés du courant (le niveau du courant, la largeur des pulsations, l'intervalle entre les pulsations, le nombre de pulsations par train de pulsations, l'intervalle entre les trains de pulsations), de la géométrie des électrodes (taille et forme), et des caractéristiques électriques de la peau qui sont non linéaires et hétérogènes. N'importe lequel de ces paramètres peut modifier les propriétés du courant transmis et donc la perception du stimulus.

D'après Rubinstein et al. (1987), pour un conducteur de volume homogène, la densité du courant augmente fortement sur les bords de l'électrode. Le courant passe ensuite sous la peau de

façon hétérogène au niveau microscopique en fonction du type d'électrodes. On trouve plusieurs théories sur le mode de transduction du champ électrique en influx nerveux : la plupart des chercheurs du domaine pensent que le courant électrique passant à travers la peau stimule directement les fibres nerveuses afférentes (Rollman, 1973 ; Szeto & Riso, 1990 ; Szeto & Saunders, 1982), alors que Pfeiffer (1968) suggère que de petites électrodes stimulent directement les récepteurs sensoriels. D'autres recherches choisissent de positionner les électrodes de façon à stimuler des paquets de nerfs. Cependant, la perception devient moins précise et paraît donc moins préconisée pour le codage d'informations spatiales (Blamey & Clark, 1985). Par ailleurs, Kaczmarek et al. (2000) ont montré lors d'une étude neurophysiologique que la variabilité de détection du signal électrotactile par les fibres mécanoréceptives était inférieure à la détection des stimulations visuelles, auditives et mécaniques.

Électrodes

Parce que les courants électriques dans la peau sont de nature ionique, un transducteur est nécessaire (électrode) pour convertir un flux d'électrons conduit par un câble en un flux ionique.

Les électrodes utilisées sont souvent bipolaires concentriques (Collins, 1977 ; Solomonow et al., 1977, 1978 ; Szeto, 1977 ; Szeto & Saunders, 1982 ; Kaczmarek, 1994) -figure 23-. La configuration concentrique limite la diffusion du courant et permet une localisation plus précise de la stimulation sous l'électrode activée. Les électrodes concentriques bipolaires peuvent ainsi augmenter la discrimination de chaque électrode sur une matrice d'électrodes. Par ailleurs, utiliser des électrodes coaxiales permet également d'obtenir un courant concentré sous l'électrode car chaque électrode est entourée d'un anneau pour le retour du courant (Kaczmarek & Tyler, 2000 ; Kaczmarek & Haase, 2003a). De plus, les électrodes sont principalement en or, platine, titane et acier qui sont des métaux biocompatibles qui ne provoquent pas d'allergie sur la peau. Toutefois, des réactions électromécaniques à l'interface peau-électrode peuvent provoquer des modifications du pH et une irritation de la peau (pour une revue sur les propriétés électrochimiques des métaux voir Greatbach, 1981).

D'après Saunders (1973), la meilleure surface de contact électrode-peau pour optimiser le confort de la stimulation, l'impédance des électrodes, l'échelle dynamique de sensation et la densité du courant, doit être comprise entre 7 et 15 mm². Toutefois, au début des recherches sur les stimulations électrotactiles, les études utilisaient seulement une électrode. Des travaux plus récentes montrent que, bien que les électrodes tactiles mesurent aujourd'hui en général entre 0,5 et 6 mm de diamètre, les électrodes de 1 à 3 mm semblent plus appropriées pour fournir un courant dense et permettent d'augmenter la possibilité de transmettre des détails spatiaux fins (Kaczmarek et al., 1991, 2000). En effet, il apparaît que pour une intensité de courant constante, la perception de la stimulation augmente si la surface des électrodes se réduit (Ajdukovic, 1984). Cependant, les petites électrodes paraissent plus inconfortables et "piquantes" que les électrodes larges qui provoquent des sensations plus "vibrantes" mais plus diffuses.

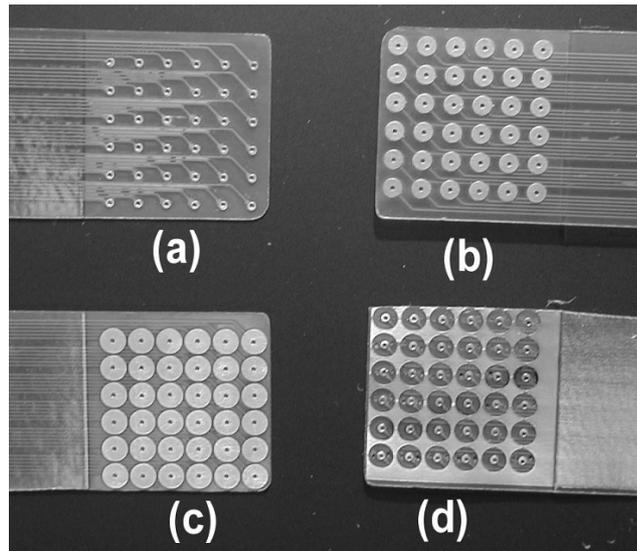


Fig. 23. Exemples d'électrodes tactiles. Les électrodes concentriques a, b et c sont respectivement de taille petite, moyenne, et grande ; d) présente des électrodes coaxiales (électrodes tactiles linguales d'après Kaczmarek et Tyler, 2000).

Fréquence de stimulation

La question de la fréquence de stimulation est assez compliquée car les stimulations électriques dépendent de plusieurs paramètres temporels tel que la fréquence de stimulation, le nombre de pulsations par train d'impulsions, la latence entre deux trains de stimulations... Nous ne détaillerons pas dans ce paragraphe tous ces paramètres de contrôle des stimulations électrotactiles qui ont été décrits par Kaczmarek et al. (1989, 1992, 1994), mais nous présentons l'essentiel pour nos travaux.

Kaczmarek et al. (1992) ont montré qu'une fréquence de stimulation électrotactile de 50 Hz entre chaque train de 3 impulsions, délivrées à une fréquence de 200 Hz, permet une perception des stimulations intense et confortable. De plus, ils ont mis en évidence que des pulsations positives sur les doigts procuraient des seuils plus bas ainsi qu'une meilleure "qualité" de la stimulation (Kaczmarek et al., 1994). D'autre part, en 2003, Kaczmarek & Haase (2003a) ont montré que des sujets étaient capables d'identifier si les stimulations étaient plus localisées ou diffuses, plus palpitantes ou vibrantes, en fonction des propriétés du courant électrique transmis sur les doigts. Il apparaît que les performances d'identification sont meilleures lorsque les fréquences de pulsation sont plus hautes (de façon similaire aux systèmes vibrotactiles). De plus, des stimulations électrotactiles à des fréquences de plusieurs centaines d'hertz peuvent être nécessaires pour donner l'information de textures fines sur la peau, mais l'effet d'accommodation qui arrive rapidement est actuellement une difficulté significative (Kaczmarek et al., 1991). Réciproquement, certaines applications électrotactiles telles que celles transmettant des informations de retour de force de manipulation en télé-chirurgie ont montré que des fréquences entre 10 et 15 Hz fournissaient des stimulations adéquates.

Résistance électrique de la peau

Un autre paramètre très compliqué à évaluer est la résistance de la peau au passage d'un courant électrique. Lorsque la peau est sèche, sa résistance électrique se situe entre 50 k Ω et 200 k Ω alors que si la peau est humide, sa résistance est inférieure à 2 k Ω (Saunders, 1977). De plus, la

résistance électrique dépend de l'épaisseur de la peau, de la localisation sur le corps et de la répétition des contacts mécaniques. Les peaux de la voute plantaire et de la paume des mains ont généralement une haute résistance car elles sont plus épaisses. De plus, des études ont montré que l'impédance est plus haute quand la peau vient d'être stimulée ou quand elle a été mal humidifiée. Elle diminue généralement après les trente premières secondes de stimulation, il est possible que cet effet vienne de la vasodilatation des tissus au passage du courant (Szeto & Riso, 1990). La sensation peut alors passer d'une perception localisée sous l'électrode à diffuser durant cette période (Saunders, 1977 ; Yamamoto et al., 1986).

Saunders, en 1983, a mis en évidence des modifications de résistance de la peau au cours du temps. Il décrit qu'avec des électrodes larges (>100 mm²) sur une peau sèche, la résistance de la peau baisse soudainement envoyant plus de courant à travers la peau pouvant ainsi causer des lésions. Ceci peut être évité avec de petites électrodes bien humidifiées. A cause de ces modifications de résistance, les électrodes sont habituellement stimulées avec un courant constant plutôt qu'une tension constante (Kaczmarek & Bach-y-Rita, 1995). Toutefois, si une électrode n'est pas bien en contact avec la peau (peau sèche ou décollement), le courant de densité devient plus important, donc plus fort et provoque des sensations de piqûres.

Ainsi, la variabilité de la résistance électrique de la peau est telle que les études du seuil pour fournir des stimulations électrotactiles confortables ont indiqué que les tensions idéales du courant se situent entre 200 V et 500 V sur les doigts et entre 30 V et 80 V sur l'abdomen. Pour cette raison, la modulation de l'intensité de la stimulation électrotactile se fait généralement par le contrôle de l'ampérage pour éviter une augmentation démesurée de l'intensité de la stimulation en cas de chute de la résistance (Kaczmarek & Webster, 1989 ; Kaczmarek et al. 1994). Cependant, nous verrons plus loin qu'il en est autrement pour la langue.

5.2.2.4 Echelle de perception

La plupart des systèmes sensoriels (vision, audition, vibration mécanique) ont une échelle de stimulation s'étendant du seuil de perception au seuil de confort voire de douleur, sur plusieurs niveaux d'amplitude. Cette échelle est évaluée en terme d'échelle dynamique de perception définie par le rapport du seuil de douleur sur le seuil de perception (seuil liminaire). Les stimuli électrotactiles ont un rapport du seuil de douleur sur le seuil de sensation entre 2 (6 dB) et 10 (20dB), Kaczmarek et al., 1991. Il apparaît que ce taux est limité par rapport aux autres sens. Cependant, ces échelles dynamiques sont relatives à la définition de la douleur et aux conditions psychophysiques et à l'entraînement des expériences (Saunders, 1973).

De plus, le seuil maximum de confort varie entre les personnes et pour une même personne (Pleasanton, 1970). Toutefois, il apparaît que la perception de confort d'une stimulation électrotactile est meilleure lorsque l'interface peau-électrode est humide et maintenue de façon stable contre la peau (Kaczmarek, 1995).

5.2.2.5 Codage en intensité, fréquentiel et spatial

Le but des systèmes électrotactiles est de transmettre des informations habituellement traitées par d'autres modalités sensorielles (informations spatiales, visuelles, alarmes...). Ils doivent donc développer un codage particulier et cohérent, interprétable par l'utilisateur. Ce codage peut se faire en intensité, en fréquence ou en position (spatial), c'est-à-dire par stimulation sur diverses localisations.

Le codage en intensité et fréquentiel

Le codage de la fréquence de stimulation semble être un avantage par rapport au codage de la modulation de l'intensité car les récepteurs tactiles réagissent à différentes fréquences de stimulation en fonction de leurs spécificités (Szeto, 1977 ; Szeto & Saunders, 1982). En effet, le problème de l'accommodation neuronale perçue lors de la modification de l'intensité de la stimulation est minimisé lorsque le codage est modulé en fréquence, le niveau de confort reste alors stable. Cependant, si la modulation dépasse 100Hz, la perception de vibration plus rapide va augmenter ainsi que le niveau d'accommodation sensorielle (Saunders, 1977 ; Szeto et al, 1979).

D'après Szeto et al. (1979), des sujets étaient capables de distinguer douze niveaux de fréquences entre 2 Hz et 50 Hz. Par ailleurs une autre étude montre qu'avec un entraînement spécifique, les sujets pouvaient identifier de 5 à 7 niveaux absolus de fréquences entre 3,5 et 55 Hz (Riso et al, 1984). Toutefois, la capacité des sujets à détecter différents niveaux de fréquence peut aussi se dégrader au cours du temps à cause de l'effet d'accommodation qui rend les stimulations moins claires et moins distinctes. L'expérience de Riso et al. montre une dégradation des performances de 20 % à 30 % pour un test de 4 minutes seulement. Toutefois, il apparaît que la capacité des sujets à détecter les changements de fréquence dépend aussi du type d'électrodes utilisées et de la localisation de la stimulation.

Codage spatial

Avec un code en fonction des positions spatiales, un signal d'information est communiqué à travers la position perçue de la sensation électrotactile. Dans un tel code, les positions doivent être choisies en fonction de la surface de la peau où les électrodes sont placées, du nombre d'électrodes nécessaires, et de l'espace qui les sépare. En effet, nous avons vu précédemment, que la discrimination de la position spatiale n'est pas la même sur tout le corps. Les seuils de discrimination de deux points (SDDP) sont les plus bas sur la paume des mains, les doigts, la voute plantaire, les lèvres et la langue. Pour la plupart des régions, les SDDP sont similaires en stimulation électrotactile et en stimulation mécanique (Solomonow et al., 1977 ; Weinstein, 1968). Ainsi, par analogie avec les données en SDDP mécanique, la variation de SDDP électrotactile dépend de la densité de l'innervation mécanoréceptive (Johansson & Vallbo, 1979a). D'autre part, Szeto & Riso (1990) suggèrent que plusieurs électrodes peuvent être utilisées pour coder une distance spatiale plutôt qu'une seule. Par exemple, la distance entre deux électrodes peut être proportionnelle à la distance entre un sujet et un obstacle à éviter ou une cible à atteindre. Une autre stratégie de codage spatial consiste en l'activation de plusieurs électrodes adjacentes sur une matrice d'électrodes tactiles afin de produire une ligne, la longueur de la ligne pouvant être modifiée en fonction du nombre d'électrodes impliquées simultanément. Un sujet serait ainsi capable de juger de la longueur de "la ligne électrotactile". En effet, d'après Jones & Vierck (1973), des sujets discriminent mieux des

changements de longueurs de lignes appliquées par pression sur la peau que la séparation entre deux points de stimulation.

Ainsi, des études ont montré que l'utilisation simultanée ou séquentielle d'électrodes activées pouvait constituer des codages pertinents. Nous verrons dans le prochain chapitre que la perception tactile spatiale permet d'aller beaucoup plus loin que la simple discrimination de stimuli. Des recherches sur la suppléance perceptive ont en effet permis de transmettre des informations de haut niveau de détails captés par une caméra en stimulation électrotactile.

5.2.2.6 Discrimination de formes

Tyler et al. (2002) ont présenté des résultats d'une expérience de perception de formes géométriques électrotactiles simples sur la surface palmaire des doigts. Les formes géométriques étaient converties en "images électrotactiles" à partir d'images optiques transmises par une caméra sur une matrice d'électrode 1×24 . Les électrodes étaient en fait réparties sur une ligne correspondant à la taille de l'index. Des présentations aléatoires de quatre modèles géométriques simples ont été correctement identifiées 63,5% du temps. De même, Kaczmarek et al. (1997) ont étudié des performances de reconnaissance de forme avec un dispositif similaire sur le bout du doigt. Lors de l'expérience, les sujets ont dû identifier les patterns géométriques simples avec un affichage électrotactile de 49 points parcouru par la pulpe du doigt. Les résultats montrent que les formes ont été reconnues à 78,5%. Plus récemment, Bobich et al (2007) ont étudié la localisation spatiale de stimulation électrotactile sur la pulpe de la dernière phalange des doigts humains en utilisant une matrice de 4 électrodes de presque 1 cm^2 , correspondant approximativement à la largeur d'un doigt. Les auteurs montrent que les sujets sont capables de discriminer la localisation de la stimulation avec des taux de bonnes réponses de seulement 40% à 50% suivant le mode de stimulation.

5.2.2.7 Adaptation

Enfin, nous avons vu que l'effet d'accommodation reste un problème difficile à résoudre. La perception de l'intensité ou de la fréquence de stimulation décroît avec le temps à cause des mécanismes d'habituation neuronale (baisse de l'intensité perçue et augmentation des seuils de sensation). En effet, d'après Kaczmarek (1990), le seuil de sensation pour des stimulations électrotactiles appliquées sur l'abdomen augmente et diminue au cours du temps avec une période de 3 à 10 mn. L'amplitude de ces variations s'échelonne de "très faible" à 25% en moyenne pour les seuils de sensations. Toutefois, les modulations en fréquence de stimulation semblent subir moins vite l'effet d'accommodation que l'intensité. Cependant, alors qu'une fréquence de 10Hz ne produit qu'une faible accommodation, 1000 Hz entraîne une baisse de la perception plus importante (Szeto & Saunders, 1982). De plus, il apparaît que l'accommodation a plus d'effet sur le seuil liminaire que sur le seuil supraliminaire.

Ainsi, plus de 30 ans d'étude ont montré sur les IHM vibrotactile et électrotactile appliquées sur différentes parties du corps ont démontré la faisabilité de transmettre des informations de l'environnement par des représentations tactiles. Cependant, ces systèmes n'ont pas été très utilisés car les systèmes mécaniques sont encombrants, bruyants et consommateurs d'énergie ; et les systèmes de stimulations électrotactiles semblent inconfortables et produisent des perceptions tactiles instables. Toutefois, des expériences relativement récentes utilisant la langue comme vecteur de communication montrent qu'elle peut être un support intéressant pour les dispositifs d'électrostimulation.

5.2.3 Stimulation électrotactile linguale

5.2.3.1 Pourquoi la langue ?

La langue humaine est très sensible, très mobile et se trouve dans un environnement naturellement protégé. Elle possède également une peau plus fine que les autres endroits du corps et est humidifiée en permanence ce qui permet un bon contact avec l'électrode. De plus, la résistance de la langue est plus basse que sur le reste de la peau car la salive crée une électrolyse naturelle. Ainsi, à l'interface langue-électrode la résistance est relativement stable contrairement aux doigts par exemple. C'est pourquoi il est plus facile de contrôler la tension que sur le reste de la peau où la résistance est très hétérogène et non linéaire. Ainsi, alors que les stimulations électrotactiles sur d'autres parties du corps (abdomen, doigts...) nécessitent un contrôle du courant (en ampérage) pour éviter les risques de lésions dus aux variations de résistance (Kaczmarek, 1989), le contrôle de la tension peut être utilisé sur la langue (Kaczmarek & Tyler, 2000).

D'autre part, la représentation corticale responsable du traitement des informations du toucher sur la langue est très large et similaire à celle des mains. Aussi, nous avons vu dans le chapitre sur les capacités perceptives de la langue qu'elle possède une haute densité de mécanorécepteurs, particulièrement sur la partie antérieure. Cette innervation lui confère une acuité tactile spatiale importante. Par exemple, Maeyama & Plattig (1989) ont étudié la distribution des valeurs de discrimination de deux points sur sa surface en utilisant des stimulations électrotactiles. Ils ont ainsi déterminé un seuil spatial de 1.7 mm sur l'apex avec une intensité moyenne de sensation de discrimination de stimulation de 4.09 V.

Ainsi, à 1 mA la tension nécessaire pour atteindre le seuil de sensation est entre 30 V et 80 V sur l'abdomen et entre 100 V et 500 V sur la pulpe des doigts. Pour obtenir une sensation similaire sur la langue un courant de 0,5 mA et entre 5 et 15 V est suffisant. Par ailleurs, sur la langue, la géométrie des électrodes et le circuit électronique peuvent être simplifiés car l'interface peau-électrode est très différente de celle des doigts. En particulier la masse n'est plus nécessaire, autorisant un espace inter-électrodes plus court, et l'utilisation du contrôle de la tension plutôt que l'ampérage permettant une simplification conséquente du circuit électronique avec l'utilisation de circuits intégrés. Ces deux avantages permettent une conception plus souple et plus ergonomique notamment pour la miniaturisation du dispositif, ainsi qu'une transmission des stimulations électriques plus stables. En plus, l'acuité spatiale de la langue ainsi que sa large surface (par rapport à celle des doigts) permettent d'utiliser des matrices de 144 petites électrodes (12 x 12). Dès lors, des informations avec un haut niveau de détail peuvent être transmises au système nerveux central.

5.2.3.2 Des stimulations électrotactiles sur la langue !

Pendant 30 ans, le chercheur Bach-y-Rita et ses collègues (Bach-y-Rita et al., 1969 ; Bach-y-Rita & Hugues, 1985 ; Bach-y-Rita, 1972, 1982, 1984 ; Bach-y-Rita & Kerckel, 2003) ont utilisé un système de suppléance perceptive visuo-tactile (TVSS) afin d'étudier la capacité de la peau à interpréter des informations visuelles. Via des stimulations tactiles et électrotactiles (système TVSS), ces auteurs ont cherché à envoyer des informations visuelles sur différentes parties du corps. Leurs études ont pendant longtemps porté sur des surfaces de la peau glabre comme le dos, l'abdomen, les mains. Finalement, face à tous les problèmes concernant les propriétés de la peau, que nous avons décrits précédemment, et dans le but d'améliorer la résolution de la représentation cutanée fournie au sujet, Bach-y-Rita et al. (1998) se sont plus récemment tournés vers une technique d'électrostimulation de la surface de la langue, grâce à une adaptation du TVSS appelé "Tongue Display Unit" (TDU), qui fournissait une IHM pratique (voir description plus loin). De plus, Sampaio et al. (2001) ont découvert que le TDU amenait chez des sujets aveugles ou chez des sujets aux yeux bandés des performances de reconnaissance de formes et de détermination d'orientations identiques à celles observées pour une stimulation de la surface cutanée. Peu après, Pfitzer et al. (2005) ont mis en évidence que la stimulation électrotactile de la langue sollicite aussi le cortex visuel chez les aveugles de naissance dans une tâche de discrimination. Il a été démontré dans cette étude que le cortex occipital prend en charge la fonction de discrimination tactile somatosensorielle sur la langue. La lettre T était projetée sur la langue sous forme "d'images électrotactiles" dans différentes orientations. Les aveugles ayant appris à discriminer l'orientation de la lettre T ont un taux de succès de 90% ou plus. De plus, Pfitzer & Kupers (2005) ont excité, par stimulation magnétique transcrânienne (TMS), le cortex occipital de sujets voyants entraînés à utiliser des stimulations électrotactiles linguales. Ils constatent que la TMS du cortex occipital entraîne l'apparition de sensations tactiles sur la langue alors que cette même stimulation TMS n'entraîne pas de sensations sur la langue chez les sujets contrôlés. Ainsi, des sujets aveugles de naissance sont capables d'utiliser leur cortex visuel pour des tâches d'orientation tactile avec la langue.

La perception de formes électrotactiles sur la langue a été également étudiée pour la première fois avec une matrice d'électrodes conçue à l'origine pour la perception sur les doigts (Kaczmarek et al., 1994). Plus tard, suite au développement d'un dispositif d'aide aux non-voyants, la langue a montré des capacités discriminatives au moins aussi bonnes que celles des doigts (Bach-y-Rita et al., 1998). En effet, cette première expérience consistait à identifier des formes géométriques électrotactiles (cercle, carré, triangle...) avec la langue posée sur la matrice. Les résultats ont montré que les performances de reconnaissance, de 80%, étaient supérieures à celles des doigts (Kaczmarek, 1997). De plus, la langue a exigé seulement 3% (5-15 V) de la tension compte tenu des caractéristiques que nous avons décrites. Le courant moyen pour des sujets de langue était seulement 1,612 mA.

5.2.3.3 Le Tongue Display Unit

Les stimulations électrotactiles sont transmises sur le dos de la langue via une matrice flexible d'électrodes (figure 24 gauche) placée dans la bouche et connectée à un boîtier électronique placé par un câble sortant de la bouche et maintenu entre les lèvres (figure 24 droite). Ce dispositif électrotactile lingual est nommé Tongue Display Unit (TDU) La matrice d'électrodes est conçue sur

une fine bande de polyester (100 μm) sur laquelle une matrice carrée de 144 électrodes circulaires (12 \times 12) en or a été déposée par un processus de photolithographie similaire à celui des circuits imprimés. Toutes les électrodes sont séparées de 2,34 mm de centre à centre et en or pour une meilleure biocompatibilité avec les muqueuses (Bach-y-Rita et al., 2003). Les 144 électrodes permettent de transmettre des "images tactiles" de la même façon que le ferait un écran de 144 pixels avec des images visuelles.

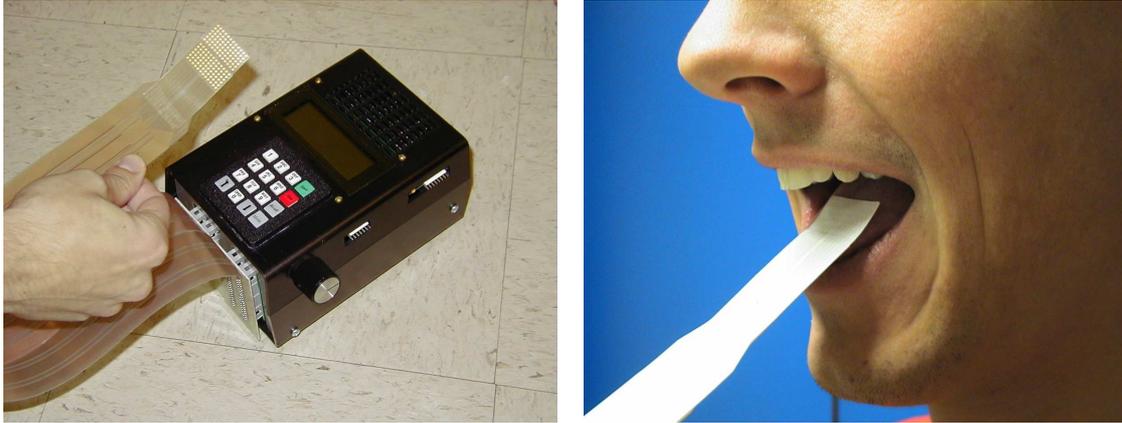


Fig. 24. A gauche, photo du Tongue Display Unit (TDU), on peut observer la matrice de 144 électrodes reliée à un boîtier électronique. A droite, photo du TDU placé sur la partie antérieure de la langue. Pendant son utilisation, la bouche est fermée et le TDU maintenu entre les lèvres sur la langue.

Le stimulus électrotactile est constitué de pulsations de 40 μs positifs délivrées séquentiellement à chacune des électrodes activées dans le pattern tactile. Des trains de 3 impulsions sont transmis à une fréquence de 50 Hz entre chaque train d'impulsion et 200 Hz entre chaque impulsion. Ce paramétrage a montré lors d'une expérience sur l'abdomen qu'il fournissait des stimulations assez fortes pour être clairement discriminées et à la fois confortables (Kaczmarek et al., 1992).

5.2.3.4 Applications de guidage spatial

A notre connaissance, Chebat et al. (2007) sont les seuls à avoir récemment débuté des études sur le guidage spatial en utilisant le TDU. Dans cette expérience, ils ont testé la capacité de sujets non-voyants à se déplacer dans un espace contenant des obstacles en suivant des informations spatiales sur le TDU. Les sujets aveugles devaient traverser un couloir dans lequel des obstacles latéraux et aux sols avaient été placés. Les images du parcours, reçues par une caméra vidéo embarquée sur des lunettes qu'ils portaient, étaient transcodées en "images électrotactiles" sur la langue. La tâche consistait à détecter consécutivement les obstacles sur leur passage et modifier leur parcours pour les éviter. Les résultats ont montré que les sujets étaient capables de réaliser la tâche sans difficulté. Ainsi, après entraînement, les sujets non-voyants pouvaient pour la première fois se déplacer sans canne sur un trajet de plusieurs mètres semé d'obstacles.

Par ailleurs, en utilisant une version améliorée du TVSS, l'ETV4, Segond et al. (2005) ont analysé la capacité de navigation visuo-spatiale à travers un labyrinthe réel 3D. Ce dispositif de suppléance perceptive était constitué d'une matrice de 12 \times 8 électrodes tactiles placées sur l'abdomen des

sujets. Un mobile radio-commandé muni d'une caméra pouvait se déplacer dans un labyrinthe de 9m² dans lequel des indices spatiaux d'orientation étaient répartis (triangles orientés). Les sujets devaient, les yeux bandés et à l'aide d'une télécommande, diriger le mobile grâce aux indices, captés par la caméra, qui étaient transcodés en "images électrotactile" sur leur abdomen. Il apparaît que tous les sujets ont réalisé la tâche avec succès et qu'ils ont, de plus, augmenté leur capacité de discrimination tactile après plusieurs sessions.

Citons également les récents travaux de Hein & Brell (2007) qui présentent des similitudes avec notre recherche bien qu'ils ne concernent pas spécifiquement les systèmes d'électrostimulation tactile. Ces auteurs proposent un dispositif de navigation vibrotactile, le système conTACT, destiné à l'assistance d'interventions chirurgicales. Le but de ce dispositif est de transmettre au chirurgien des informations tactiles de position sur le dos de la main qui manipule l'outil chirurgical à insérer dans le corps du patient. Les patterns tactiles fournissent ainsi les informations de position adéquates à donner à l'outil tout en laissant le chirurgien libre d'observer le champ opératoire. Dans cette expérience, des sujets doivent atteindre une cible avec une aiguille en suivant une trajectoire rectiligne prédéfinie, à l'aide des stimulations vibrotactiles sur le dos de la main. Les résultats montrent que les sujets sont capables d'atteindre la cible avec une erreur moyenne de 3 mm et des écarts maximums par rapport à la trajectoire de 6 mm.

D'autre part, de nombreux dispositifs vibrotactiles tentent de transmettre par des patterns tactiles sur les doigts ou l'abdomen, des informations nécessaires à la navigation, telles qu'une direction ou une alarme. Ils proposent une assistance soit pour des personnes atteintes de déficience visuelle, par exemple, les systèmes Vital (Benali-Khoudja, 2004), SMAs (Pissaloux et al., 2005) et Viflex (Roselier & Hafe, 2006) ; soit pour des personnes devant s'orienter dans des milieux perturbants les repères spatiaux habituels, par le système TSAS qui consiste en une veste implantée de stimulateurs vibrotactiles qui s'activent pour alerter un pilote quand son avion prend une position inappropriée (Nordwall, 2000). Les résultats montrent que le gilet permet d'améliorer la stabilité de l'avion et d'exécuter certaines tâches les yeux bandés. Nous ne détaillons pas plus les fonctions et les résultats expérimentaux car ces dispositifs n'utilisent pas de stimulations électrotactiles.

5.2.3.5 Applications médicales du TDU

Le système TDU a permis de développer plusieurs dispositifs biomédicaux. Utilisant une version simplifiée du TDU de Bach-y-Rita, le laboratoire TIMC a récemment développé une IHM avec une matrice de 36 électrodes tactiles (6×6). Ces applications biomédicales utilisent principalement des patterns tactiles simples (lignes) pour transmettre différents types d'informations sur la langue principalement d'ordre spatial. Ainsi, plusieurs applications fournissent des informations de position du corps à des personnes ayant un handicap. D'une part, pour la prévention des escarres chez les paraplégiques, l'IHM TDU transmet des informations de surpression indiquant la zone du corps sur laquelle il faut libérer de la pression afin de prévenir la formation d'escarres (Moreau-Gaudry et al., 2006 ; Chenu et al., 2007). D'autre part, pour les personnes qui possèdent un trouble de l'équilibre, le TDU indique la position verticale du corps (Vuillerme et al., 2008a, 2008b). De plus, afin de permettre une meilleure intégration du dispositif dans la vie quotidienne des personnes possédant un handicap, le laboratoire a développé un dispositif TDU miniature sans fil maintenu par une prothèse dentaire et commandé par radio-fréquence (Vuillerme et al., 2008c), figure 25.

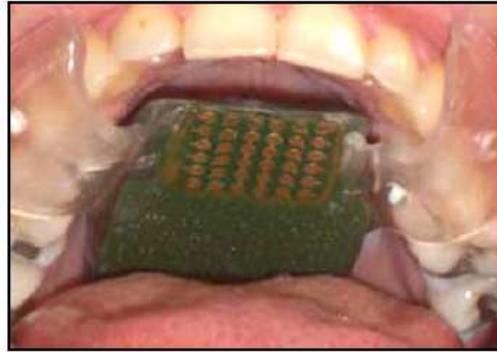


Fig. 25. TDU sans fil : Matrice d'électrodes 6×6 intégrée dans une prothèse dentaire et contrôlée par radio-fréquence.

Des similitudes peuvent être trouvées entre les modalités vibrotactile et électrotactile. Les deux modalités peuvent fournir quelques informations spatiales mais les systèmes vibrotactiles mécaniques sont encombrants et consommateurs d'énergie. Les systèmes électrotactiles, quant à eux, nécessitent des tensions relativement élevées, particulièrement dans les secteurs comme les bouts du doigt, à cause des couches protectrices entre le monde extérieur et les récepteurs sensoriels de peau. Toutefois, nous avons présenté des travaux qui décrivent la langue comme un bon candidat à la transmission de stimulations électrotactiles. En raison de l'environnement protégé de la bouche, les récepteurs sensoriels sont près de la surface et la présence de la salive assure le bon contact électrique.

5.2.4 Conclusion

Malgré certains inconvénients, la stimulation électrotactile présente une interface performante pour le codage de patterns tactiles spatiaux. De plus, dans ce chapitre, nous avons découvert et décrit le Tongue Display Unit, le système d'électrostimulation sur la langue, qui nous permettra de suppléer la modalité visuelle pour le guidage d'un geste chirurgical.

Ainsi, la perception tactile nous a démontré qu'elle pouvait constituer une modalité alternative à la vision pour traiter des informations spatiales. Par ailleurs, les systèmes de suppléance perceptive permettent de penser qu'une spatialisation concrète de l'information tactile est possible via les mécanismes de plasticité cérébrale. Enfin, le Tongue Display Unit paraît être une interface linguale intéressante pour transcoder les indices spatiaux en stimuli tactiles. Au vue de cette synthèse, il semble que tous les éléments soient présents pour nous permettre d'étudier les possibilités d'un système de guidage électrotactile lingual afin d'orienter efficacement une aiguille lors d'un geste chirurgical de ponction. L'idée consistera à transmettre sous forme de patterns tactiles sur la langue du chirurgien, des informations d'orientation de l'aiguille afin de lui permettre de suivre une trajectoire planifiée entre un point d'entrée sur la peau du patient et une cible percutanée.

PRESENTATION DE NOS RECHERCHES : PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES

L'ensemble des travaux présentés dans cet état de l'art suggère que, dans certains cas, des informations tactiles peuvent suppléer des informations visuelles.

Les résultats décrits dans la section A ont montré que le contrôle moteur d'un geste de pointage s'appuie sur des informations spatiales visuelles et proprioceptives lors de la phase de planification et pendant le contrôle en ligne. Toutefois, lorsque le mouvement est contrôlé à l'aide d'un écran, comme le fait un chirurgien pour guider une aiguille à l'intérieur du corps lors d'un geste de ponction, les informations visuelles et proprioceptives ne sont plus concordantes. Dans ce cas, un contrôle précis du mouvement nécessite une adaptation importante. De plus, l'ajout d'un tel système de contrôle mobilise l'attention visuelle du chirurgien déjà fortement sollicitée par le contexte opératoire et le contraint à focaliser son regard en dehors du champ opératoire.

D'autre part, comme nous l'avons vu dans la section B, les études portant sur la suppléance perceptive ont mis en évidence que des stimulations tactiles pouvaient être traitées par l'aire visuelle en tant qu'information spatiale. La perception tactile paraît donc capable d'intégrer des informations spatiales via un dispositif de suppléance perceptive visuo-(électro)tactile qui recode des images visuelles en "images tactiles" par stimulations électrotactiles sur la peau. Par ailleurs, la sensibilité tactile n'étant pas identique sur tout le corps, nous avons identifié que la langue est l'un des organes le plus sensible du corps. Ainsi, elle se présente comme un candidat réaliste pour accueillir une IHM de suppléance perceptive visuo-tactile dans un environnement chirurgical étant donné, de plus, qu'elle se situe dans une cavité protégée et qu'elle n'est pas utile à la préhension.

Ainsi, nous pensons que le dispositif TDU de Bach-y-Rita, présenté précédemment, peut être une alternative au guidage visuel de ponction chirurgicale en permettant d'orienter une aiguille avec précision jusqu'à une cible percutanée.

Objectifs

La question centrale de nos travaux est d'évaluer si un guidage électrotactile lingual permet de réaliser un geste de ponction avec précision. Nous souhaitons, via le dispositif TDU, fournir au chirurgien des informations électrotactiles linguales de déviation d'une aiguille par rapport à une trajectoire optimale pré-planifiée afin de lui permettre de corriger son geste pendant le mouvement. De plus, afin de mieux comprendre les mécanismes d'intégration des stimulations électrotactiles par les récepteurs tactiles de la langue, nous avons étudié les capacités discriminatives tactiles spatiales de la langue ainsi que la réactivité d'un geste déclenché par stimulations électrotactiles, sur différentes régions de la surface dorsale linguale.

Par conséquent, l'objectif de notre étude est d'évaluer les performances d'un système de guidage chirurgical électrotactile lingual dans le cas d'un geste de ponction ainsi que les capacités discriminatives tactiles de la langue. Le but étant de proposer un système de guidage de ponction par retour électrotactile permettant de libérer la vision du chirurgien d'un écran de guidage afin de

diminuer sa charge attentionnelle visuelle et de lui donner la possibilité de focaliser son attention sur le champ opératoire.

Expériences

La partie suivante présente les recherches expérimentales que nous avons menées pour atteindre les objectifs décrits.

L'expérience 1 est destinée à l'étude de la faisabilité d'un système de guidage de ponction percutanée électrotactile linguale (guidage TDU). En comparant les paramètres spatio-temporels des trajectoires obtenues lors de simulations de ponctions guidées par TDU avec les performances des trajectoires réalisées sous guidage visuel, nous évaluerons si un guidage TDU permet d'orienter avec précision une aiguille jusqu'à une cible intracorporelle.

Nous présentons ensuite deux séries d'expériences à caractère plus fondamental sur l'étude des capacités perceptives électrotactiles de la langue dont les résultats constitueront une base pour l'optimisation du paramétrage du système de guidage TDU :

La première série est constituée de deux expériences portant sur les seuils de perception et de confort électrotactiles linguaux (expériences 2 et 3). En effet, l'hétérogénéité de la perception tactile à la surface de la langue pose des problèmes dans le paramétrage des intensités des stimulations. C'est pourquoi, nous avons analysé les seuils de perception sur différentes régions de la langue suivant une méthode psychophysique.

La deuxième série est composée de 3 expériences (expériences 4, 5 et 6). Le but de ces expériences est d'évaluer les temps de réaction simple (expérience 4) et au choix (expérience 6) nécessaires au départ d'un geste déclenché par stimulation électrotactile, ainsi que la capacité discriminative spatiale de la langue, sur différentes régions de la partie antérieure de la surface de la langue. Ainsi, nous avons placé des sujets dans des cas où ils doivent réagir à une stimulation connue à l'avance, et dans des situations où ils ont le choix entre plusieurs directions possibles. Des temps de réaction simple ont également été comparés à ceux de la vision (expérience 5). L'ensemble de ces résultats nous montreront si les capacités perceptives spatiales et les temps de réaction sont uniformes à la surface de la langue ou si au contraire l'intégration des stimulations électrotactiles spatiales est hétérogène en fonction des régions impliquées.

Enfin, une dernière expérience (expérience 7) plus appliquée mettra en jeu des sujets dans la réalisation de gestes de ponction guidés par des informations spatiales électrotactiles linguales via le système TDU. L'influence du nombre de directions possibles et du nombre d'électrodes activées par patterns directionnels sur les caractéristiques spatio-temporelles des trajectoires produites sera étudiée afin d'estimer la précision du guidage. Nous pensons qu'un guidage trop fin, c'est-à-dire considérant trop de directions, pourrait perturber le suivi de trajectoire. C'est pourquoi nous comparerons, dans cette expérience, des gestes de ponctions assistés par un guidage sur 4 directions avec un codage sur 8 directions.

PARTIE II

RECHERCHES EXPERIMENTALES

A. Etude de faisabilité

Expérience 1 : Guidage d'un geste de ponction chirurgicale sous contrôle TDU

B. Seuils perceptifs tactiles linguaux à des stimulations électrotactiles

Expérience 2 : Etude des seuils liminaires électrotactiles linguaux

Expérience 3 : Etude des seuils de confort à l'électrostimulation linguale

C. Temps de réaction et discrimination spatiale de patterns directionnels électrotactiles linguaux

Expérience 4 : Etude du temps de réaction simple à des stimulations électrotactiles

Expérience 5 : Etude du temps de réaction simple électrotactile vs visuel

Expérience 6 : Etude du temps de réaction au choix à des stimulations électrotactiles

D. Guidage d'un geste de ponction chirurgicale

Expérience 7 : Influence du nombre de directions sur les performances de guidage d'un geste de ponction chirurgical sous contrôle TDU

A. ETUDE DE FAISABILITE

1 EXPERIENCE 1 : GUIDAGE D'UN GESTE CHIRURGICAL DE PONCTION UTILISANT UN CONTROLE TDU

1.1 Introduction

Le développement de système de chirurgie assistée par ordinateur (CAO) pour aider le chirurgien dans la réalisation de gestes intracorporels minimalement invasifs est un domaine grandissant ayant pour but d'améliorer la sûreté et l'efficacité de procédures thérapeutiques. Parmi tous les champs d'applications de la CAO, les gestes de ponction percutanés minimalement invasifs vont particulièrement intéresser notre recherche. De telles procédures impliquent l'introduction d'une aiguille de biopsie (ancillaire) vers une cible anatomique prédéfinie à l'intérieur du corps du patient (dans notre expérience le patient sera représenté par un abdomen artificiel). La procédure est réalisée entièrement par la manipulation de l'extrémité externe de l'ancillaire situé à l'extérieur du patient. Le chirurgien est alors privé du retour visuel de la position de la pointe de l'ancillaire qui lui permettrait d'effectuer les corrections en amplitude et surtout en direction, afin de suivre précisément la trajectoire planifiée jusqu'à la cible.

Nous avons vu, dans le premier chapitre de la revue théorique, que les systèmes de CAO proposent plusieurs solutions pour guider les actions du chirurgien vers la cible anatomique. Résumons brièvement le principe général d'une procédure de CAO. Avant le geste thérapeutique, des images du patient sont collectées pour permettre la planification de la trajectoire optimale entre un point d'entrée localisé sur la surface de la peau et la cible anatomique. La procédure conventionnelle de CAO implique de placer des marqueurs infrarouges de position sur l'outil chirurgical ainsi qu'une caméra dans la scène opératoire pour repérer la position de l'aiguille en temps réel. La trajectoire en cours de l'aiguille est alors comparée à la trajectoire planifiée fournissant au chirurgien des informations sur la déviation de son geste par rapport à la trajectoire optimale planifiée. Une zone de tolérance autour de la trajectoire rectiligne est calculée permettant ainsi au chirurgien de maîtriser les déviations inévitables de trajectoire. La plupart des systèmes de CAO utilisent des dispositifs de visualisation, placés hors du champ opératoire, qui fournissent au chirurgien les informations spatiales de la position intracorporelle de l'aiguille pour lui permettre de contrôler l'orientation de l'aiguille de ponction.

Cependant, il existe des limitations à ces systèmes utilisant des guidages visuels : premièrement, pendant le guidage du mouvement, le chirurgien a besoin de regarder l'écran décentré par rapport au champ opératoire, et par conséquent, il ne peut pas focaliser son attention sur la partie opérée du corps du patient. Dans ce cas, le chirurgien ne peut observer le lieu de la ponction qu'une fois la cible atteinte. Il ne peut donc pas intervenir sur d'éventuels épanchements de liquide (bile, urine, sang...) ou réagir à d'autres complications qui pourraient survenir pendant la réalisation du geste. Deuxièmement, le guidage via un écran déporté provoque fréquemment des conflits perceptifs entre les indices spatiaux visuels et les afférences proprioceptives. Ces conflits vision/proprioception perturbent le contrôle du geste et réduisent la précision à moins d'une adaptation importante. Pour plus de détails nous nous référerons aux résultats des expériences décrites dans le chapitre 3 de la partie 1. Enfin, l'utilisation d'un dispositif de retour d'informations visuelles contribue à augmenter la charge attentionnelle visuelle du chirurgien.

Cette première étude a pour but d'évaluer une solution nouvelle et alternative au challenge imposé par les guidages minimalement invasifs d'outils chirurgicaux. La solution consiste à présenter l'information de position de l'aiguille de ponction, introduite dans le corps du patient, par rapport à la trajectoire planifiée via une autre modalité sensorielle que la vision, la modalité tactile linguale. Le système utilisé pour répondre à cette question est une version simplifiée du TDU de Bach-y-Rita que nous avons présentée dans le chapitre 5. Dans notre application, ce dispositif transmet des informations tactiles au chirurgien par stimulations électriques sur la surface de sa langue. Bach-y-Rita ayant montré que des tâches spatiales pouvaient être effectuées de manière précise avec le TVSS, version originale du TDU (Bach-y-Rita, 1972), nous pouvons raisonnablement faire l'hypothèse que le guidage du geste de ponction intracorporelle au moyen de l'information apportée par la stimulation électrotactile sera possible. L'objectif de cette première étude est donc d'évaluer si un système de guidage tactile permet d'orienter une aiguille de ponction jusqu'à une cible intracorporelle. Autrement dit, est-il possible de réaliser un geste de ponction à partir d'informations spatiales électrotactiles linguales ?

Dans cette expérience, nous allons donc transmettre sur la langue des sujets, en temps réel, des patterns électrotactiles directionnels permettant d'orienter l'aiguille correctement. L'interface tactile utilisée est une matrice de 36 électrodes (6x6). Ainsi, ce dispositif peut à terme représenter une alternative plus ergonomique que le guidage visuel. Toutefois, les résultats des expériences sur les conflits intermodaux ont suggéré que la modalité visuelle serait plus efficace dans le traitement des informations spatiales (Rock & Victor, 1964). On peut donc penser que dans un premier temps un guidage par stimulation tactile sera moins performant qu'un guidage visuel mais qu'un apprentissage préalable en guidage visuel pourrait améliorer les performances en guidage TDU. Pour cela nous avons demandé à un groupe de sujets de réaliser une série de ponctions avec le guidage TDU après avoir effectué des simulations de ponction assistées d'un guidage visuel.

1.2 Matériel et méthode

1.2.1 Sujets

Quatorze sujets droitiers âgés de 18 à 25 ans ont pris part à l'expérience (4 femmes et 10 hommes, étudiants à l'université de Grenoble). Ils possédaient une acuité visuelle normale ou corrigée vers la normale. Tous étaient naïfs quant aux buts de l'expérience. Aucun des sujets ne présentait de trouble moteur pouvant perturber la réalisation de la tâche.

1.2.2 La ponction

Dans cette expérience, les sujets devaient réaliser des ponctions intracorporelles sur un modèle artificiel tridimensionnel d'une section de l'abdomen ("Phantom® ; CIRS®, Norfolk, USA) placé en décubitus ventral (figure 26). La tâche expérimentale était définie de la façon suivante : les participants devaient introduire progressivement une aiguille chirurgicale de ponction à l'intérieur du Phantom (L = 12 cm, \varnothing = 1mm) jusqu'à atteindre une cible sphérique (\varnothing = 6mm). La densité des textures interne et externe du Phantom était proche de celle des tissus du corps humain. La cible était localisée à 100 mm de la surface du Phantom au minimum jusqu'à 120 mm au maximum en

fonction du point d'entrée utilisé. Bien que la localisation de la cible dans le Phantom fut identique pour tous les essais, la localisation du point d'entrée était randomisée au cours des essais. La disposition de la cible correspondait anatomiquement à la partie supérieure du rein droit. Cette tâche était réalisée dans deux conditions de disponibilité du retour sensoriel pour guider le mouvement. Soit les sujets utilisaient un système de guidage intracorporel de chirurgie assisté par ordinateur fournissant au chirurgien des informations visuelles bidimensionnelles sur la position de l'aiguille par rapport à une trajectoire prédéfinie (guidage visuel -GV-) ; soit ils devaient réaliser la tâche de ponction à l'aide d'informations électrotactiles linguales transmises par la matrice TDU (guidage TDU -GTDU-).



Fig. 26. Photographie du modèle abdominal utilisé dans l'expérience. L'intérieur de ce modèle ("Phantom") contient une représentation en volume et en densité réaliste de certains organes de la cavité abdominale.

1.2.3 Guidage par TDU (GTDU)

1.2.3.1 Dispositif

Les stimuli électrotactiles étaient délivrés sur la partie antérieure du dos de la langue via un TDU filaire dérivé du premier TDU développé par Bach-y-Rita (Bach-y-Rita, 1998 ; Bach-y-Rita & Kercel, 2003). Ce dispositif électrotactile était constitué d'un assemblage de 36 électrodes tactiles (matrice 6x6, rayon = 0,7 mm chacune, distance inter-centre = 2,3 mm), incorporé dans une bande plastique de 1,5x1,5 cm (figure 27a). L'extrémité du TDU était insérée dans la cavité buccale et légèrement maintenue entre les lèvres, conservant la matrice sur la surface de la langue et dans une position stable (figure 27, b & c). Un câble flexible composé d'une fine (100 μ m) bande de polyester connectait la matrice à un dispositif électronique externe. Ce système délivrait un signal électrique qui activait les récepteurs tactiles sur la partie antérieure de la langue. Comme Kaczmarek l'a suggéré (1992), la fréquence des impulsions électriques était fixée à 50 Hz pour tous les essais et tous les sujets. Les stimulations électrotactiles étaient composées d'impulsion de 40 μ s délivrées séquentiellement à chaque électrode activée. Des paquets de trois impulsions chacun ont été fournis à un taux de 50 Hz avec une fréquence de la pulsation de 200 Hz dans un paquet. Du fait des propriétés conductrices de la salive et de la proximité des mécanorécepteurs, le TDU ne nécessite qu'une faible tension (5 – 15V) et une très faible intensité (0,4 – 4 mA). Chaque électrode recevait des impulsions monophasiques.

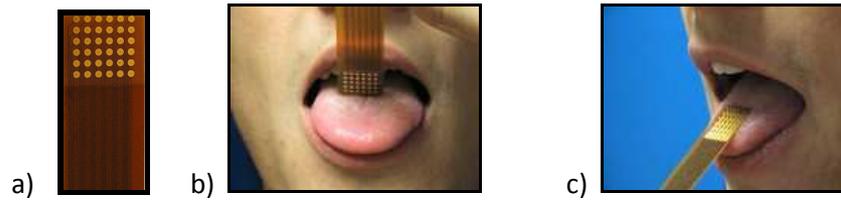


Fig. 27. a) Photographie du Tongue Display Unit (TDU) filaire. Celui-ci est constitué d'une matrice bidimensionnelle de 36 électrodes tactiles (6×6) plates en or. Le diamètre de chaque électrode est de 1,4 mm. L'espace inter-électrodes est de 0,9 mm. b) & c) Photographies du TDU placé sur la partie antérieure du dos de la langue.

De plus, la sensibilité tactile sur la surface de la langue n'étant pas homogène (chapitre 5), la documentation fournie par Wicab® proposait d'augmenter de 30% l'intensité des stimulations dans la partie postérieure de la matrice pour compenser cette différence de sensibilité dans cette région. Cependant, plusieurs essais préliminaires à cette expérience nous ont montré que pour certains sujets l'augmentation de 30% de l'intensité n'était pas suffisante à une bonne discrimination des patterns tactiles. Par conséquent, l'intensité de la stimulation a été arbitrairement doublée pour les 18 électrodes de la moitié postérieure de la matrice correspondant à la partie postérieure de la langue.

1.2.3.2 Codage du guidage par TDU

Le but de cette application TDU est de transmettre des informations sensorielles aux récepteurs tactiles linguaux du sujet pour lui fournir des informations permettant un contrôle directionnel de son aiguille de ponction (figure 28). Ainsi, un algorithme a été développé pour comparer en temps réel l'orientation actuelle de l'ancillaire avec la trajectoire prédéfinie pendant la phase pré-opératoire, l'erreur d'orientation étant ensuite transmise sur la matrice TDU. Selon le codage aucune information n'est transmise sur la matrice si l'aiguille est bien dans le prolongement de la trajectoire rectiligne prédéfinie. A l'opposé, si elle est mal orientée, une aire de la matrice du TDU est activée, indiquant au sujet l'erreur directionnelle de l'aiguille. La tâche du chirurgien est donc de bouger l'aiguille dans la direction qui annulera la stimulation électrique. Par ailleurs, l'information sur la distance de la pointe de l'aiguille par rapport à la cible était signalée par un bip sonore dont la fréquence était inversement proportionnelle à l'écart entre l'extrémité de l'aiguille et la cible.

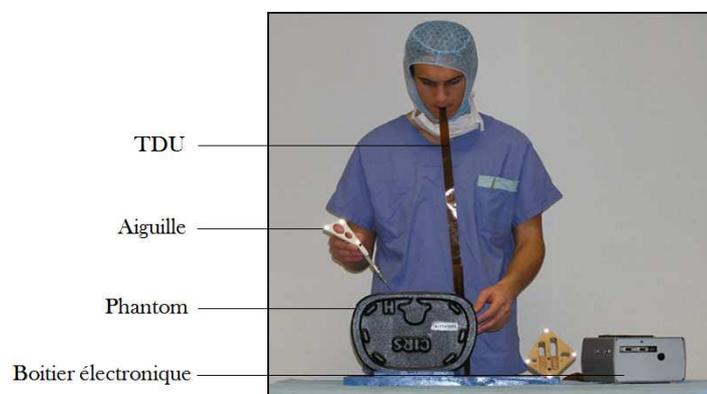


Fig. 28. Photographie de la réalisation d'une ponction sous guidage par TDU. Position du sujet et vue générale du dispositif.

Les zones activées sur la matrice correspondent à des patterns tactiles et sont corrélées à l'inclinaison inadéquate de l'aiguille, c'est-à-dire à la mauvaise orientation du mouvement. Huit patterns directionnels différents ont été définis : Nord (N), Sud (S), Est (E), Ouest (O), NE, NO, SE et SO ; ainsi qu'une stimulation en forme de croix pour indiquer que l'aiguille a dépassé une zone de sécurité (figure 29), aussi appelé zone de tolérance.

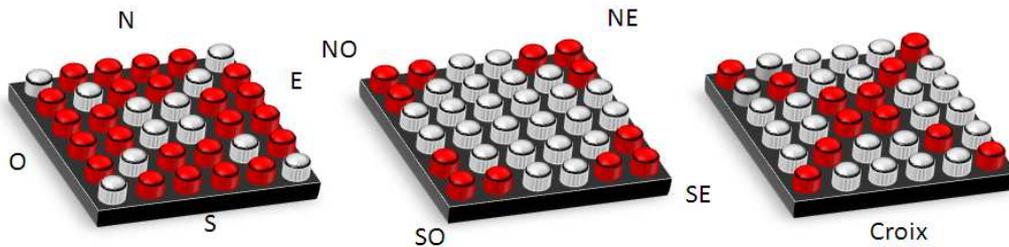


Fig. 29. Schémas des 9 stimulations utilisées pour le codage du guidage par TDU. Les cylindres rouges représentent les électrodes activées et les cylindres gris les électrodes inactivées. A Gauche, N, S, E, O ; au centre, NE, NO, SE, SO ; à droite, la stimulation "croix". Le nord (N) se situe sur la pointe de la langue et correspond à un geste vers l'avant (voir figure 31 à la fin de cette section).

Ce codage directionnel a permis de réduire la taille de la version originale du TDU de Bach-y-Rita (12x12 électrodes) pour converger vers le développement d'une matrice plus petite (6x6 électrodes) et donc plus stable et confortable une fois placée dans la cavité buccale. Afin de guider l'aiguille de façon sûre et précise, un cylindre définissant une "zone de tolérance" a été ajouté autour de la trajectoire rectiligne prédéfinie (figure 30). Ce volume ($\varnothing = 6\text{mm}$) se situait donc entre le point d'entrée et la cible. Lorsque la pointe de l'aiguille évoluait à l'intérieur de ce cylindre, l'orientation était considérée comme correcte et aucune région de la matrice n'était activée. Par contre, si la pointe de l'aiguille sortait de la "zone de tolérance", la région correspondant à l'erreur directionnelle était codée sur la matrice. Dans ce cas, un mouvement de la tête de l'aiguille dans la direction symétriquement opposée à la stimulation correspond à un rapprochement vers la trajectoire idéale et un arrêt de la stimulation. Lorsque l'orientation de l'aiguille est conforme à la trajectoire idéale aucun pattern tactile n'est activé. Ce codage correspond à l'image d'un tunnel dans lequel on viendrait percuter les bords qui nous ramènerait au centre. Les stimulations représentent en quelques sortes les contacts de l'aiguille avec la surface du cylindre. Ainsi, les positions du point d'entrée, de la cible et de l'aiguille sont intégrées dans le logiciel qui active sélectivement les patterns d'électrodes en fonction de la direction de la déviation de l'aiguille par rapport à la trajectoire planifiée ; et modifie l'intensité des stimulations proportionnellement à l'erreur.

La figure 30 schématise un exemple d'une activation de la région NO du TDU résultant d'une erreur NO de l'orientation de l'aiguille, la pointe étant à l'extérieur de la "zone de tolérance". Comme le montre la flèche verte, la tête de l'aiguille doit être bougée dans la direction SE pour que la pointe se retrouve à nouveau dans le cylindre et ainsi élimine toute activation sur la matrice. De plus, pour fournir au sujet une information sur l'importance de l'erreur, l'intensité de la stimulation était augmentée proportionnellement à l'amplitude de l'erreur. Plus la pointe de l'aiguille s'écartait de la ligne droite, plus l'intensité de la stimulation augmentait.

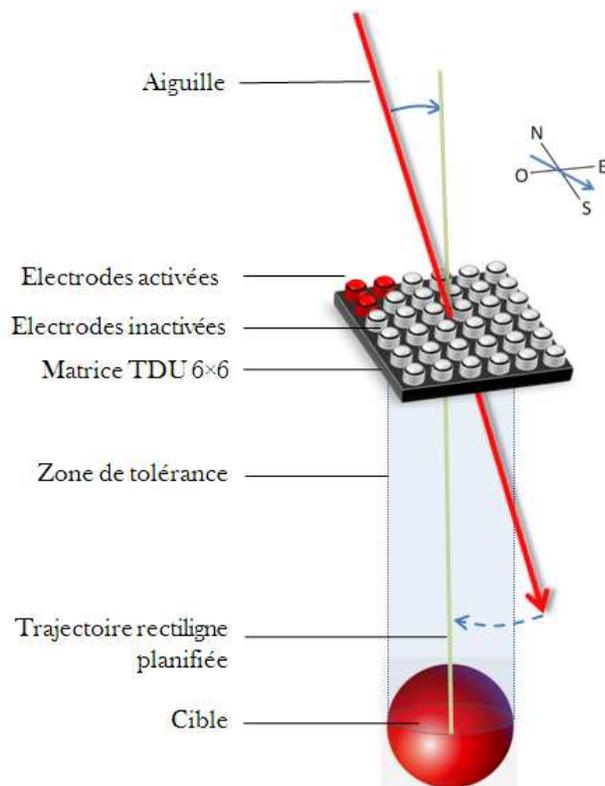


Fig. 30. Schéma d'un mouvement guidé par TDU. L'erreur d'orientation de l'aiguille est codée par rapport à la trajectoire rectiligne prédéfinie. Dans cet exemple, une erreur dans la direction NO en dehors de la zone de tolérance provoque une activation uniquement de la région NO de la matrice TDU (cylindre bleu). La flèche bleue (pleine) indique la direction SE qui est l'orientation adéquate que devrait suivre l'aiguille pour reprendre une bonne orientation en direction de la cible et faire disparaître la stimulation.

Le TDU fournit une représentation spatiale du plan de travail qui se trouve devant l'observateur (sujet utilisant la matrice). Les contours de la matrice TDU, si elle est correctement positionnée sur la langue, permettent d'identifier le "repère orthonormé TDU" constitué par les axes antéro-postérieur (axe Nord-Sud) et transversal (axe Est-Ouest) du "plan TDU". Le "repère orthonormé aiguille", centré sur le point de pivot de l'aiguille, est formé par deux axes Nord-Sud et Est-Ouest issus des axes transversal et vertical du patient. La figure 31 montre la concordance entre le "repère aiguille" et le "repère TDU". Une stimulation sur la partie antérieure-gauche de la matrice/langue, équivalant au pattern nord-ouest, correspond à une erreur d'orientation "devant à gauche" de l'observateur. De la même manière, une stimulation sur la partie gauche ou droite de la langue (pattern tactile ouest ou est) coïncide avec une erreur respectivement sur la gauche ou la droite du sujet. En d'autres termes, l'axe Nord-Sud du "repère TDU" correspond à l'axe Nord-Sud du "repère aiguille". Il en va de même pour les points intermédiaires NO, NE, SO et SE.

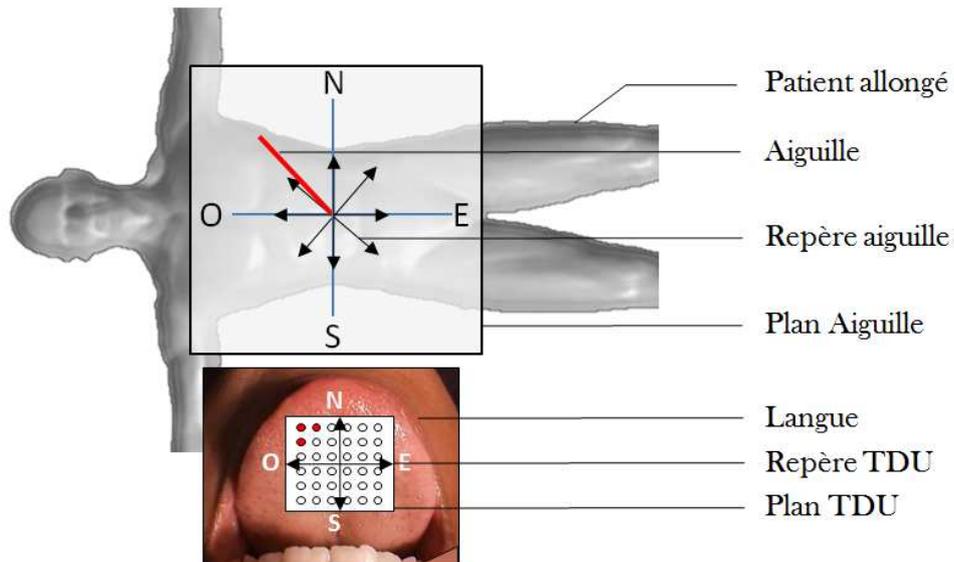


Fig. 31. Schéma vue de dessus de la correspondance des repères spatiaux du codage TDU. L'aiguille est orientée dans un repère corrélé à celui des informations spatiales reçues sur la langue. Ainsi, il y a concordance des informations spatiales tactiles et des afférences proprioceptives du bras.

1.2.4 Guidage visuel (GV)

Dans la condition expérimentale impliquant le guidage visuel (GV) de la ponction, un système de chirurgie assistée par ordinateur a été utilisé (Leroy, 2004), figure 32. Les coordonnées de la cible et de l'aiguille dans l'espace étaient prises en charge par un logiciel dédié à l'application via le Polaris. L'information visuelle affichée sur un écran vidéo (21 pouces, Sony®) transmettait une représentation bidimensionnelle simplifiée des positions relatives de la pointe de l'aiguille et de la cible à atteindre. Une croix immobile grise représentait la direction de la trajectoire rectiligne à suivre et une croix rouge mobile indiquait la position actuelle de la pointe de l'aiguille. Cette vue 2D était constituée d'un plan centré sur la cible et perpendiculaire à la trajectoire rectiligne. La tâche du sujet était d'introduire l'aiguille dans le Phantom jusqu'à la cible sans que la pointe de celle-ci ne sorte d'une zone de tolérance équivalente à celle utilisée dans la condition de GTDU (cylindre de 6mm de diamètre centré sur la trajectoire). Le rapport d'échelle de 1:10 entre la représentation visuelle et le déplacement actuel de l'aiguille permettait d'accroître l'efficacité de la perception motrice. De même que pour la condition TDU, l'information sur la distance relative entre la pointe de l'aiguille et la cible était donnée par un signal sonore modulé en fréquence temporelle. Rappelons que les informations spatiales transmises par le guidage visuel étaient réduites à la représentation en temps réel uniquement de la position de la pointe de l'aiguille de façon à ce que les deux systèmes (GV et GTDU) soient considérés comme apportant les mêmes types d'informations. Comme nous l'avons détaillé dans le chapitre 3 du contexte théorique de cette thèse, ce type de guidage visuel provoque une décorrélation des champs perceptifs à laquelle le sujet doit s'adapter.

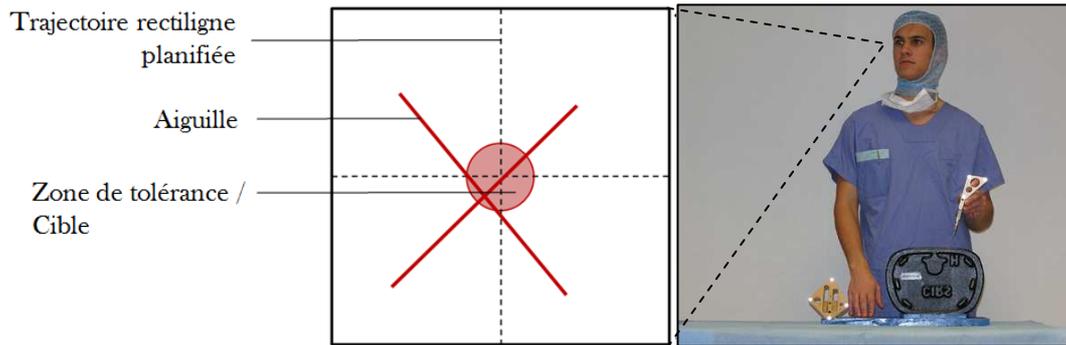


Fig. 32. A droite, mise en scène d'un chirurgien utilisant le guidage visuel de l'expérience au cours d'un geste de ponction, de la même manière que les sujets. L'écran de contrôle est situé face à lui sur sa droite. A gauche, vue schématique présentant le système de guidage par retour visuel : l'extrémité de l'aiguille (croix rouge), la cible (croix grise) ainsi que la "zone de tolérance" (disque rouge).

1.2.5 Enregistrement du mouvement

Un localisateur optique passif tridimensionnel (Polaris System, Waterloo, Ontario, Canada) a été utilisé pour le suivi de l'aiguille de ponction et la localisation de la trajectoire prédéfinie. Cet appareil est muni de deux caméras infrarouges 2D permettant de calculer, à l'instar d'un GPS (Global Positioning System), la position d'un objet dans l'espace par rapport à un référentiel. L'aiguille ainsi que le Phantom sont donc équipés de marqueurs, appelés corps rigides, pourvus de pastilles réfléchissantes, reconnues par le Polaris. Ces capteurs fournissent à chaque instant leur position spatiale précise. Ce dispositif permet la comparaison en temps réel de l'orientation de l'aiguille par rapport à la trajectoire planifiée. Les positions sont échantillonnées à une fréquence de 20 Hz. Les spécifications techniques fournies par le constructeur avancent une précision de la localisation de 0.35mm RMS. Cependant, cette valeur est dépendante de différentes conditions (luminosité, positions et formes de corps rigides) et semble plus généralement être de l'ordre du millimètre (Chassat, 2001).

1.3 Procédure

1.3.1 Phase de familiarisation

Cette phase avait pour objectif de déterminer les seuils d'intensité "optimale" de discrimination des stimulations tactiles, et à expliquer aux sujets la relation entre l'orientation de l'aiguille et les 9 patterns de stimulations. Les sujets étaient donc soumis à une phase d'entraînement d'une dizaine de minutes pendant laquelle ils devaient discriminer et interpréter les stimulations en orientant une aiguille dans les directions correspondantes aux patterns reçus. Les sujets étaient ensuite soumis à l'expérience à proprement dite avec GTDU.

1.3.2 Procédure expérimentale

Le but de cette expérience était de comparer les caractéristiques spatio-temporelles de mouvements de ponctions percutanées minimalement invasives guidés par un système visuel

(condition V) ou un système TDU (condition TDU). De plus, nous avons étudié la possibilité d'un transfert d'apprentissage des performances du guidage visuel sur les performances du guidage tactile. Les participants ont donc été répartis en deux groupes indépendants constitués chacun de sept sujets. Les sujets du premier groupe (groupe TDU1) ont réalisé une succession de dix ponctions en utilisant uniquement les informations tactiles fournies par le système TDU, ceux du second groupe (groupe V1 + TDU2) deux séries de dix ponctions : la première guidée par le système visuel (condition V1), la seconde guidée par le système TDU (condition TDU2). L'expérience comptait donc deux conditions de guidage TDU : TDU1 et TDU2 ; et une condition de guidage visuel : VISU1, permettant ainsi de comparer les deux types de guidage et, par ailleurs, l'effet d'un guidage visuel sur un guidage TDU. La consigne donnée au sujet était d'atteindre la cible avec le meilleur compromis vitesse-précision. Aucune information relative à la localisation spatiale de la cible intracorporelle ou à l'orientation adéquate à donner à l'aiguille n'était fournie. D'autre part, dans la condition TDU, les électrodes étaient désinfectées entre chaque participant avec une solution de Steronios 2% ECS utilisée habituellement pour stériliser les outils chirurgicaux.

1.4 Analyse des données

Les caractéristiques spatio-temporelles des trajectoires de ponctions ont été analysées grâce aux coordonnées cartésiennes de l'aiguille (x, y, z) traitées sous Matlab 6.5 (Mathworks®, USA). Les coordonnées tridimensionnelles des trajectoires ont été filtrées avec un filtre Butterworth de deuxième ordre, fréquence de coupure à 1 Hz (figure 33). Par ailleurs, les essais dont la durée était supérieure à 200s ont été retirés de l'analyse des données (10% des essais).

Les données sur les trajectoires de l'aiguille en condition TDU1, V1, et TDU2, et les patterns de stimulations de la condition de guidage TDU ont fait l'objet d'une analyse en deux temps : 1) la comparaison des performances en V1 vs TDU1, 2) l'analyse de l'effet d'apprentissage TDU1 vs TDU2.

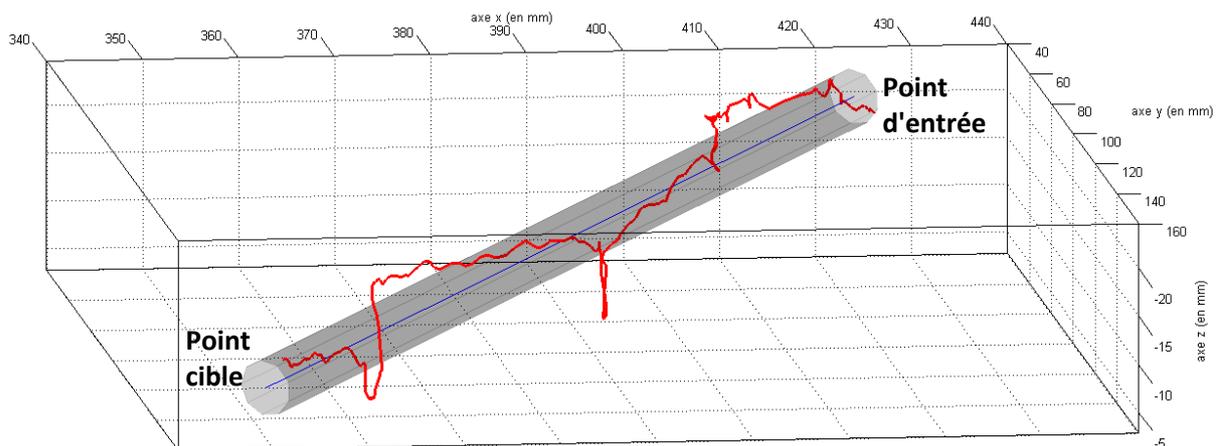


Fig. 33. Vue générale d'une trajectoire réalisée lors d'un essai représentatif. Le cylindre gris placé entre le point d'entrée et la cible ($\varnothing = 6\text{mm}$) symbolise la "zone de tolérance" placée autour de la trajectoire idéale. Nous pouvons voir sur cette représentation que la trajectoire de l'aiguille (ligne rouge) peut quitter la "zone de tolérance" ce qui conduit, dans le cas d'un guidage par TDU à l'activation d'un pattern tactile (figure 30) ou, dans le cas d'un guidage visuel à une disposition de la croix rouge hors du cercle représentant une section orthogonale du cylindre (figure 32).

1.4.1 Analyse des données concernant la comparaison V1 vs TDU1

1.4.1.1 Indices spatio-temporels en fonction des essais

Nous avons effectué cette analyse sans tenir compte des données recueillies sur le point d'entrée lors de la première phase d'orientation où les sujets passaient parfois beaucoup de temps pour identifier l'orientation initiale. Cette phase n'est, en effet, pas représentative de l'ensemble de la trajectoire réalisée. Par conséquent, cette analyse spatio-temporelle est effectuée en fonction des essais sur les 10 derniers centimètres du parcours afin de comparer les performances d'un guidage visuel avec celles d'un guidage TDU (V1 vs TDU1). L'analyse a porté sur :

- Trois indices spatiaux : **l'écart à l'axe maximal (EAMax)**, défini comme la distance maximale entre les points réels de la trajectoire et leurs projetés orthogonaux sur la ligne droite prédéfinie ; **l'amplitude du mouvement (AM)** considérée comme la somme des vecteurs constituant la trajectoire, afin d'évaluer la longueur totale du mouvement ; et **le nombre de pics de vitesse (NPV)**. Cet indicateur nous permettra d'évaluer la fluidité des trajectoires au cours des essais.
- Un indice temporel : **le temps de parcours (TP)** total de la ponction.

1.4.1.2 Indices spatio-temporels en fonction de la distance relative parcourue

Cette analyse nous permettra d'étudier le comportement de la position de l'aiguille sur la totalité de la trajectoire ("découpée" en 10 segments de 10%) du point d'entrée à la cible, et de comparer les guidages visuel et TDU (V1 vs TDU1) en fonction de la progression de l'aiguille par rapport à la droite prédéfinie (distance relative parcourue). Les indices mesurés sont :

- Deux indices spatiaux : **l'écart à l'axe moyen (EA) et la dispersion de l'écart à l'axe (DEA)**. L'étude concomitante de ces deux mesures nous montrera si la trajectoire se concentre proche de la ligne droite ou si elle a tendance à s'écarter de façon démesurée ; et **le nombre de pics de vitesse (NPV)**.
- Un indice temporel : **la vitesse du mouvement (VM)**.

1.4.2 Analyse des données concernant la comparaison TDU1 vs TDU2

Nous avons également étudié l'effet d'un entraînement préalable dans la modalité visuelle sur le guidage par stimulation électrotactile (TDU1 vs. TDU2). Nous avons donc comparé les performances d'un guidage TDU seul avec celles d'un guidage TDU précédé d'un guidage visuel. L'étude a porté sur les mêmes mesures que l'analyse de comparaison TDU1 vs V1 (EA, AM, TP et NPV).

Les conditions d'application de l'analyse de la variance (homogénéité des variances et normalité) n'étant pas remplies, nous avons employé plusieurs tests statistiques non paramétriques : l'ANOVA de Friedman (ou ANOVA du χ^2), le test du U de Mann-Whitney pour des comparaisons par paire entre des échantillons indépendants (comparaison de deux conditions) et le test de Wilcoxon

pour des comparaisons par paire entre des échantillons appariés (comparaison de deux segments de la trajectoire). La significativité a été fixée à 0.05.

1.4.3 Etude des patterns électrotactiles

Dans cette analyse, nous décrivons le type et la fréquence des patterns électrotactiles activés, en mesurant :

- 1) **L'indice de stimulation** qui définit la moyenne des stimulations sur la distance relative parcourue et sur les essais ; la valeur 10 ayant été attribuée pour une stimulation quelle qu'elle soit, et 0 pour une absence de stimulation. Une moyenne à 10 signifie que le sujet a été stimulé en permanence dans une ou plusieurs directions, 0 jamais.
- 2) **Le pourcentage** d'apparition de chaque pattern de stimulation.

1.5 Résultats des comparaisons V1 vs TDU1

1.5.1 Comparaison V1 vs TDU1 des indices spatio-temporels en fonction des essais

1.5.1.1 Analyse préalable : taux de cibles atteintes en GTDU

La stimulation électrotactile linguale est une modalité spatiale complètement nouvelle pour les sujets de l'expérience. Néanmoins, environ 91 % des essais ont atteint la cible en 99s en moyenne, bien que des différences dans les mesures analysées aient été observées entre les sujets. Par contre, dans la condition de guidage visuel du mouvement, 100% des essais ont atteint la cible en 77s en moyenne. Ce résultat général constitue une première preuve de l'efficacité du TDU dans la réalisation de gestes précis assistés par des stimulations électrotactiles sur la langue. De plus, les sujets n'ayant réalisé des séries que de 10 essais laissent supposer qu'une performance plafond de 100% serait atteinte avec un entraînement suffisant. On notera toutefois que quatre sujets ont été éliminés car ils ne parvenaient pas à percevoir systématiquement la stimulation électrotactile.

1.5.1.2 Écart à l'axe maximal (EAMax)

La figure 34 présente l'évolution de l'écart à l'axe maximal (EAMax) au cours des 10 essais en fonction de la modalité de guidage utilisée (TDU1 ou V1). L'analyse statistique montre une tendance à la réduction de l'EAMax en fonction des essais pour la condition TDU1 (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 15.5$, $p < .10$) et stable pour la condition V1 (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 2.2$, $p = ns$). Les comparaisons par paire montrent qu'il existe une différence significative entre TDU1 et V1 pour tous les essais (tests du U de Mann-Whitney ; pour tous les essais tous $\text{abs}(Z) > 2.71$, $ps < .047$). L'EAMax en condition TDU1 est toujours plus important qu'en condition V1.

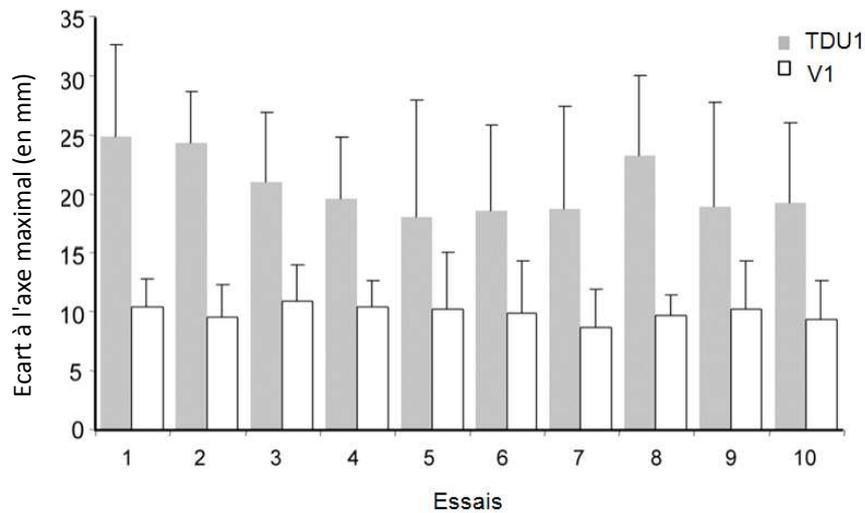


Fig. 34. Ecart à l'axe maximal moyen du mouvement en fonction de la condition de guidage (TDU1 vs. V1) et des essais.

1.5.1.3 Amplitude du mouvement (AM)

La figure 35 présente l'évolution de l'amplitude du mouvement (AM) en fonction du type de retour sensoriel (TDU1 vs. V1) et des essais. Les traitements statistiques mettent en évidence une réduction significative de l'amplitude du mouvement en fonction des essais pour la condition TDU1 (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 17.1$, $p < .05$). Cette amélioration atteint les performances de la condition V1 qui reste stable au cours des 10 essais (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 4.1$, $p < .89$). Ce résultat est conforté par l'analyse par essai qui nous montre une différence d'AM entre les conditions TDU1 et V1 statistiquement significative uniquement pour les essais 1, 2, 3 et 6 (tous $\text{abs}(Z) > 2.1$, tous $p_s < .035$).

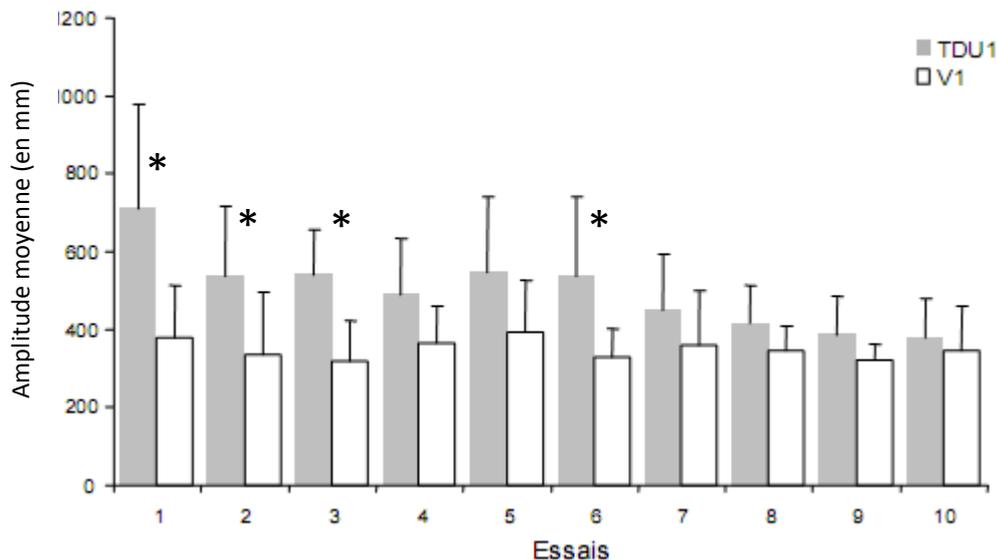


Fig. 35. Amplitude moyenne du mouvement en fonction de la condition de guidage (TDU1 vs. V1) et des essais.

1.5.1.4 Durée du mouvement (DM)

La figure 36 décrit l'évolution de la durée du mouvement (DM) en fonction de TDU1, de V1 et des essais. L'analyse des DM met en évidence une réduction significative des temps d'atteinte de la cible en fonction des essais pour la condition TDU1 (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 16.8$, $p < .05$) et la condition V1 (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 14.3$, $p < .05$). D'autre part, la comparaison par essai des performances dans chaque condition de guidage (V1 vs. TDU1) montre que les durées des mouvements ne se différencient que pour les essais 1 et 8 avec des DM plus longue pour TDU1 (respectivement, $Z = 1.85$, $p < .051$ et $Z = 1.66$, $p < .01$) et sont statistiquement similaires pour le reste des essais ($p = ns$).

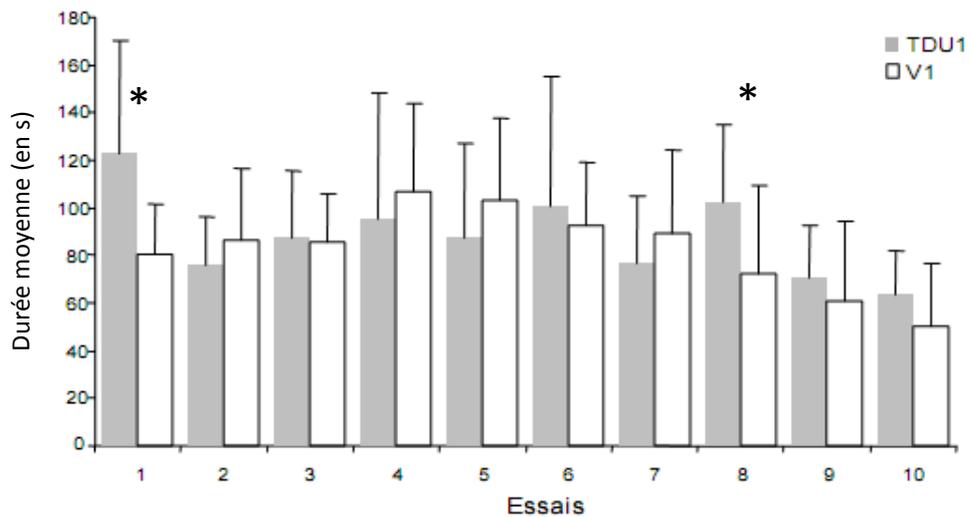


Fig. 36. Durée moyenne du mouvement en fonction de la condition de guidage (TDU1 vs. V1) et des essais.

1.5.1.5 Nombre de pics de vitesse (NPV)

La figure 37 nous permet d'observer l'évolution du nombre de pics de vitesse (NPV) en fonction de la condition TDU1 et V1 et des essais. L'analyse statistique ne montre aucun effet principal du nombre de pics de vitesse (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 9.23$, $p = ns$). En effet, dans les deux conditions le NPV reste stable au cours des essais (TDU1 : $\chi^2(9) = 10.09$, $p = ns$; V1 : $\chi^2(9) = 6.92$, $p = ns$). De plus, les comparaisons par paire mettent en évidence une différence entre V1 et TDU1 uniquement pour les essais 8 et 9 (tests du U de Mann-Whitney, respectivement $Z = 2.52$, $p < .01$; $Z = 2.71$, $p < .006$). Ces résultats ne nous permettent pas de conclure à une supériorité de TDU1 ou de V1 sur le NPV.

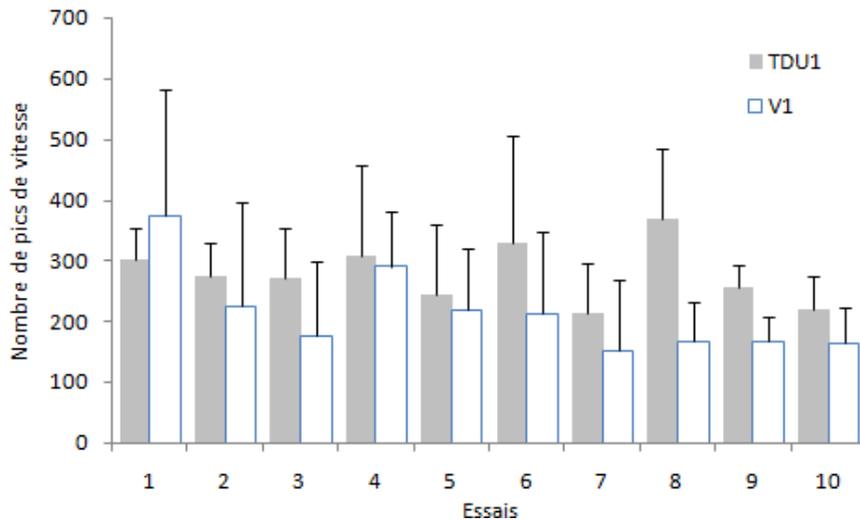


Fig. 37. Nombre de pics de vitesse moyen du mouvement en fonction de la condition de guidage (TDU1 vs. V1) et des essais.

En résumé, l'analyse statistique des comparaisons entre le guidage visuel (V1) et le guidage par retour électrotactile (TDU1) montre que les mesures de la durée du mouvement et du nombre de pics de vitesse ne permettent pas d'identifier de manière claire la supériorité d'une des conditions sur l'autre. De plus, l'amplitude du mouvement nous suggère que l'apprentissage au cours des essais en TDU permet d'égaliser les performances sur les derniers essais. Toutefois, la mesure de l'écart à l'axe, qui représente l'indice de précision du geste, met en évidence que V1 est toujours meilleur que TDU1. Contrairement aux résultats attendus, il apparaît que le guidage tactile parvient globalement à s'établir à des niveaux de performances proches du guidage visuel.

Nous allons poursuivre notre analyse des trajectoires V1 vs TDU1 afin d'évaluer leurs évolutions non plus au cours des essais, mais en fonction de la progression par rapport à la cible (distance relative parcourue). Le profil des trajectoires inclura l'écart à l'axe ainsi que sa dispersion, la vitesse du geste et le nombre de pics de vitesse.

1.5.2 Comparaison V1 vs TDU1 des indices spatio-temporels en fonction de la distance relative parcourue

1.5.2.1 Écart à l'axe moyen

Écart à l'axe moyen (EA)

La figure 38 illustre l'évolution de l'écart à l'axe moyen du mouvement pour les conditions TDU1 et V1 en fonction de la distance relative parcourue, c'est-à-dire que la position de l'aiguille est projetée sur la droite prédéfinie pour évaluer sa progression par rapport à la cible.

L'ANOVA de Friedman montre un effet principal des deux conditions de guidage sur l'EA ($\chi^2(9) = 80.59, p < .000$). De plus, d'après les comparaisons par paire une différence significative existe entre TDU1 et V1 sur tous les segments de la distance parcourue (tests du U de Mann-Whitney ; pour

tous les segments, tous $Z_s < 2.6$, tous $p_s < .01$) ; l'écart à l'axe en TDU1 restant toujours supérieur à V1.

Toutefois, on constate une décroissance de l'EA pour la condition V1 ($\text{Chi}^2(9) = 51.80$, $p < .000$) ainsi que pour la condition TDU1 ($\text{Chi}^2(9) = 42.20$, $p < .000$). Les comparaisons par paire inter-segments montrent en V1 une réduction significative de l'EA entre les segments 20% et 30% (Test de Wilcoxon, $Z = 1.66$, $p < 0.01$) puis une seconde réduction sur la dernière moitié du parcours de 60% à 100% (tests de Wilcoxon, $Z_s > 1.78$, $p_s < 0.07$). En TDU1, on observe une augmentation significative de l'EA entre le premier et le deuxième segment (Test de Wilcoxon, $Z = 2.70$, $p < 0.01$) puis une réduction entre les segments 30% et 40% ($Z = 2.70$, $p < 0.01$) ainsi que sur la dernière partie de la trajectoire de 80% et 100% (tous $Z_s > 0.25$, tous $p_s < 0.01$).

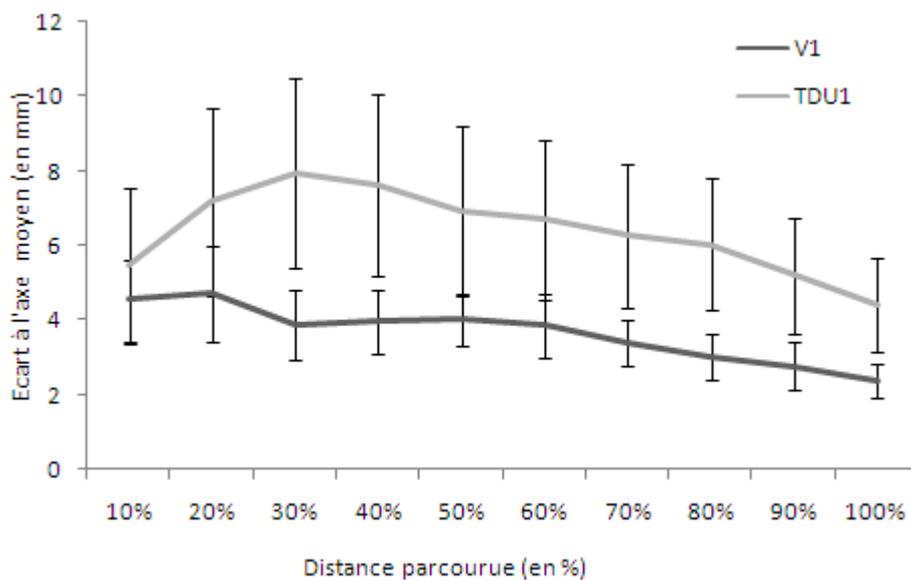


Fig. 38. Evolution de l'écart à l'axe moyen du mouvement dans les conditions de guidage TDU et visuel (TDU1 vs. V1) en fonction de la distance relative parcourue.

Dispersion de l'écart à l'axe (DEA)

La figure 39 présente l'évolution de la dispersion de l'écart à l'axe moyen (DEA) du mouvement pour les conditions TDU1 et V1 en fonction de la distance relative parcourue. Un effet principal des conditions de guidage est mis en évidence par l'ANOVA de Friedman ($\text{Chi}^2(9) = 32.88$, $p < .0001$). Il apparaît une différence significative entre les deux conditions pour tous les segments sauf à 20% et à 60%, la DEA dans la condition TDU1 étant toujours supérieure à V1 (tests du U de Mann-Whitney ; pour tous les segments, tous $Z_s > -3.78$, à 30% $p < 0.07$ et tous autres $p_s < .04$).

De plus, on observe une réduction de la DEA au long du parcours pour la condition visuelle V1 ($\text{Chi}^2(9) = 31.18$, $p < .0003$) et une augmentation dans la condition TDU1 au moins sur la fin du parcours ($\text{Chi}^2(9) = 27.36$, $p < .002$). Ainsi, pour V1 les comparaisons inter-segments ne montrent aucune différence entre des segments adjacents. Toutefois, nous pouvons noter des différences significatives et tendanciennes entre les segments 10% et 30%, 20% et 40%, 30% et 40% ainsi qu'entre 60% et 80% caractérisant une réduction progressive de la DEA (tests de Wilcoxon, tous $Z_s > 1.66$,

tous $p < 0.09$). Pour la condition TDU1, le test statistique montre une différence tendancielle entre les segments 10% et 20% ($Z = 2.70$, $p < 0.07$) et significative entre 60% et 100% ($Z = 2.19$, $p < .03$) confirmant une augmentation de la DEA sur la fin de la trajectoire.

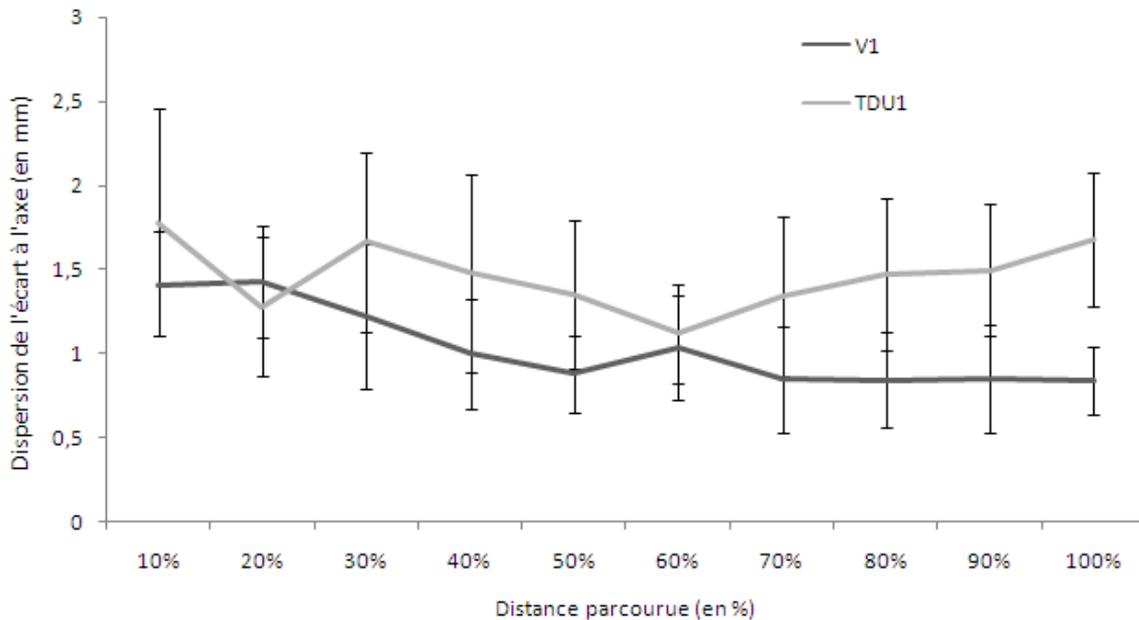


Fig. 39. Evolution de la dispersion de l'écart à l'axe moyen du mouvement dans les conditions de guidage TDU et visuel (TDU1 vs. V1) en fonction de la distance relative parcourue.

1.5.2.2 Vitesse du mouvement (VM)

La figure 40 permet d'observer l'évolution de la vitesse du mouvement (VM) dans les conditions V1 et TDU1 en fonction de la distance relative parcourue. L'analyse statistique montre un effet principal des guidages TDU et visuel (ANOVA du $\chi^2(9) = 121.36$, $p < .000$). Une différence est observée entre V1 et TDU1 uniquement sur la fin du parcours pour les segments 90% et 100% (tests du U de Mann-Whitney, respectivement $Z = -2.42$, $p < .03$ et $Z = -2.80$, $p < .005$).

Ainsi, la vitesse du mouvement se réduit de façon significative en fonction du rapprochement de la cible pour les deux conditions V1 et TDU1 de façon relativement similaire (respectivement $\chi^2(9) = 73.96$, $p < .000$ et $\chi^2(9) = 62.80$, $p < .000$). Les comparaisons par paire inter-segments sur les deux conditions confondues montrent qu'après une stabilité de la vitesse sur les quatre premiers segments (10% - 40%) la vitesse se réduit de façon relativement linéaire jusqu'à la fin (50% - 100%), tests de Wilcoxon, tous $Z_s = 3.21$, tous $p_s < .05$.

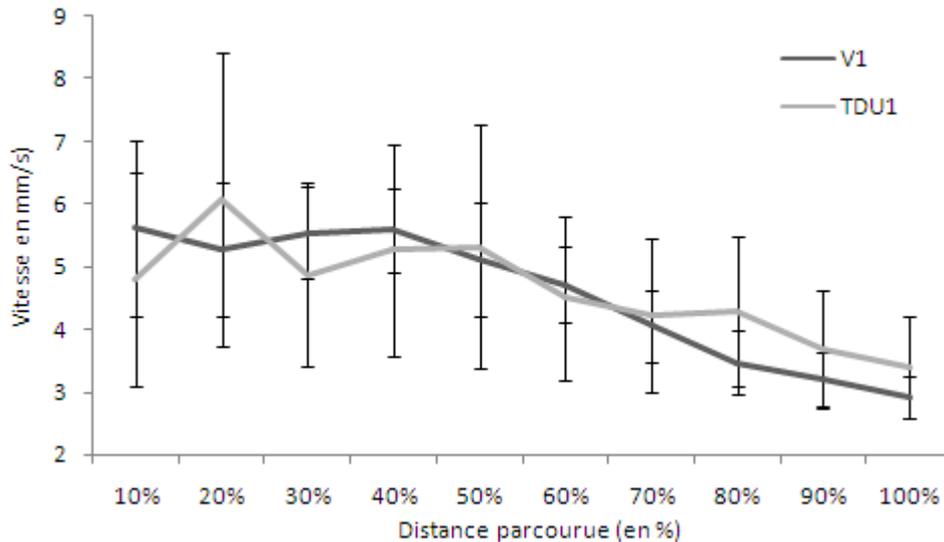


Fig. 40. Evolution de la vitesse du mouvement dans les conditions de guidage TDU et visuel (TDU1 vs. V1) en fonction de la distance relative parcourue.

1.5.2.3 Nombre de pics de vitesse (NPV)

La figure 41 présente l'évolution du nombre de pics de vitesse (NPV) en fonction de la distance relative parcourue. L'ANOVA de Friedman montre un effet principal pour les deux conditions de guidage ($\chi^2(9) = 87.47, p < .000$). De même que pour la vitesse, les comparaisons par paire nous montrent que les performances de V1 et TDU1 sont statistiquement identiques sur les $\frac{3}{4}$ du parcours (10% - 80%) et se différencient sur les 2 derniers segments (90% - 100%) où le NPV est plus élevé en TDU1 qu'en V1, tests du U de Mann-Whitney, respectivement $Z = -2.04, p < .05$ et $Z = -2.42, p < .02$.

Ce résultat se confirme par une augmentation similaire du NPV en V1 ($\chi^2(9) = 47.66, p < .000$) et TDU1 ($\chi^2(9) = 43.80, p < .000$). L'analyse des comparaisons par paire inter-segments sur les deux conditions confondues, met en évidence une stabilité du NPV du début du mouvement jusqu'à 50% du parcours puis une augmentation significative à partir de 60% jusqu'à 100% (tests de Wilcoxon, tous $Z_s = 3.83$, tous $p < .06$).

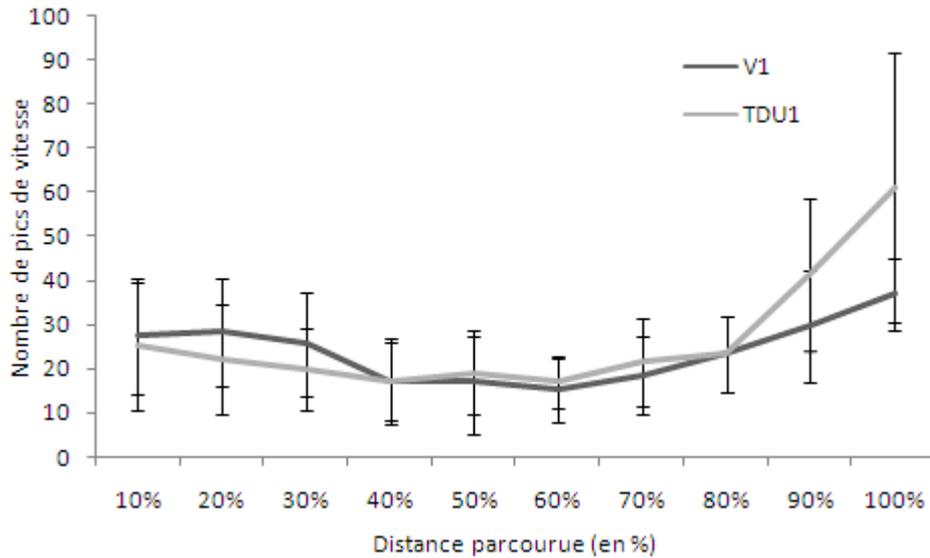


Fig. 41. Evolution du nombre de pics de vitesse du mouvement dans les conditions de guidage TDU et visuel (TDU1 vs. V1) en fonction de la distance relative parcourue.

L'étude de la cinématique des trajectoires nous montre qu'en termes de précision, le retour visuel (V1) permet de meilleures performances que le retour tactile (TDU1). En effet, bien que l'écart à l'axe se réduise pour les deux conditions au fur et à mesure que la pointe de l'aiguille se rapproche de la cible, les résultats en TDU1 restent moins bons qu'en V1. De plus, la dispersion de cet indice est toujours supérieure en TDU et, contrairement au guidage visuel, augmente en fonction du rapprochement de la cible. Toutefois, la vitesse et le nombre de pics de vitesse sont similaires dans les deux conditions. La vitesse ralentit en se rapprochant de la cible caractérisée par une augmentation de l'hésitation. En effet, le nombre de pics de vitesse augmente sur la fin indiquant que le geste est moins fluide. Les sujets ralentissent et hésitent lorsqu'ils sont proches de la cible.

Au vue de cette analyse, le guidage tactile TDU parvient globalement à s'établir à des niveaux de performances proches du guidage visuel. Par conséquent, nous avons fait l'hypothèse qu'une amélioration des performances en TDU apparaîtrait après une utilisation du guidage visuel grâce à un transfert inter-sensoriel de l'apprentissage moteur. Cette dernière hypothèse a été testée en comparant les résultats obtenus à l'issue de l'utilisation unique du TDU (TDU1, groupe 1), avec les résultats du guidage TDU (TDU2, groupe 2) précédé d'un guidage visuel (TDU1 vs TDU2).

1.6 Résultats du transfert d'apprentissage (TDU1 vs TDU2)

Nous analysons dans cette partie, l'influence d'un guidage visuel préalable sur un guidage par TDU (TDU1 vs TDU2). Le groupe TDU2 a préalablement réalisé une série de ponction sous guidage visuel avant d'effectuer 10 ponctions avec le guidage TDU, le groupe TDU1 n'a pas bénéficié d'entraînement préalable en visuel.

Les analyses spatiales et temporelles mettent en évidence une similarité des performances en TDU1 et TDU2. En effet, l'amplitude, la durée du mouvement et le nombre de pics de vitesse ne montrent aucune différence entre les deux conditions (pour ces trois paramètres, tests du U de Mann-Whitney, tous $Z_s < 1.65$, tous $p_s = ns$). Une légère amélioration du TDU2 par rapport à TDU1 est uniquement constaté sur le dernier essai pour l'écart à l'axe (test U de Mann-Whitney, $Z = 2.37$, $p < .02$). Par conséquent, ces résultats ne permettent pas de mettre en évidence le transfert d'apprentissage envisagé. Les performances d'un guidage TDU ne sont pas améliorées par un entraînement avec un guidage visuel.

Nous allons étudier la fréquence et la répartition des stimulations sur la langue afin d'identifier les problèmes inhérents à la discrimination tactile.

1.7 Analyse des patterns directionnels de stimulations électrotactiles

Cette analyse complémentaire sur le guidage TDU nous informe sur le type et la fréquence d'utilisation des patterns électrotactiles directionnels transmis aux sujets.

1.7.1.1 Indice de stimulation

Nous avons représenté sur la figure 42 deux graphiques illustrant l'évolution de l'indice de stimulation au cours de la trajectoire relative parcourue (à gauche) et l'évolution de l'indice de stimulation au cours des 10 essais (à droite). L'indice de stimulation définit la moyenne des stimulations sur la distance relative parcourue et sur les essais.

L'analyse statistique ANOVA de Friedman montre un effet principal de la distance parcourue ($\text{Chi}^2(9) = 52.70$, $p < .000$).

Les comparaisons par paire de Wilcoxon sur l'évolution de l'indice en fonction de la progression à la cible montrent une réduction du nombre de stimulations au début du parcours entre 10% et 20% ($Z = 2.40$, $p < .02$), et une baisse tendancielle entre 20% et 30% ($Z = 1.78$, $p < .07$) ainsi qu'entre les deux derniers segments 90% et 100% ($Z = 1.99$, $p < .05$). Ainsi, l'indice de stimulation semble décroître progressivement. Néanmoins il reste relativement important tout au long du parcours (moyenne = $8.6/10$; $\sigma = 2.5$).

Par ailleurs l'ANOVA ne montre aucune évolution de l'indice de stimulation en fonction de 10 essais ($p = ns$). L'indice de stimulation se comporte donc de la même manière sur l'ensemble des essais. Les sujets sont donc stimulés très fréquemment sur l'ensemble du parcours sur tous les essais.

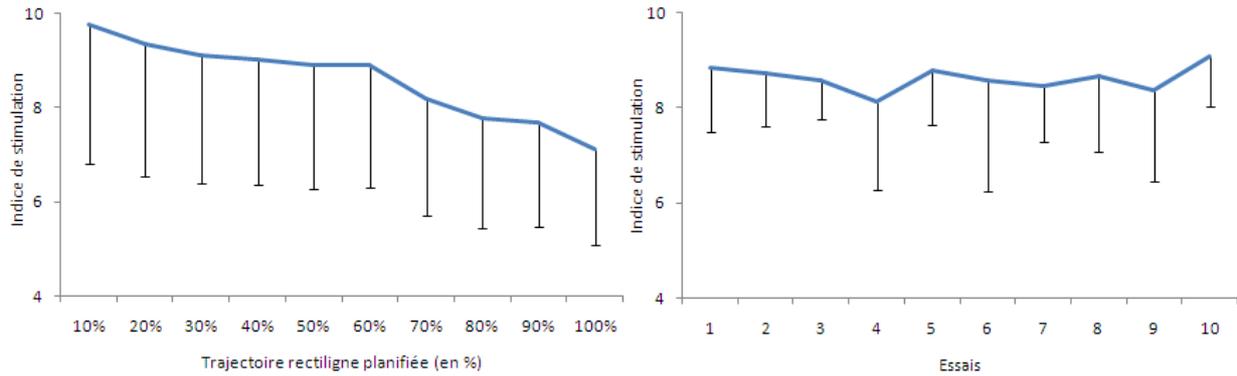


Fig. 42. A gauche) évolution de l'indice de stimulation dans la condition de guidage TDUI en fonction de la distance parcourue. A droite) évolution de l'indice de stimulation dans la condition de guidage TDUI en fonction des essais.

1.7.1.2 Répartition des différents patterns directionnels

La figure 43 permet de visualiser le pourcentage moyen de stimulations reçues par les sujets au cours de la réalisation des trajectoires en fonction de la position de la stimulation. L'analyse des stimulations par une ANOVA de Friedman met en évidence un effet principal de la stimulation qui apparaît clairement sur le graphique ($\chi^2(4) = 34.32, p < .000$). En effet, d'après les tests de Wilcoxon effectués sur les données, les stimulations "Nords" (N-NE-NO) sont reçues beaucoup plus fréquemment par les sujets (62% des stimulations) que les patterns "Suds" (S-SE-SO), Est (E) et Ouest (O), respectivement 9%, 4% et 8% (tous $Z_s = 2.80$, tous $p_s < 0.1$). Les patterns Sud et Est apparaissent de façon identique ($Z = 0.46, p = ns$) alors que le pattern Ouest est reçu significativement moins souvent que les autres.

D'autre part, une analyse plus détaillée nous montre que pour les stimulations "Nords", NE (33%) sont reçues significativement plus souvent que N (19%) qui est reçu lui-même plus souvent que NO (10%), tous $Z_s < 2.80, p_s < .02$. Cependant, cette tendance n'est pas retrouvée pour les stimulations "Suds". Alors que le pattern SO apparaît le moins souvent, la comparaison par paire de Wilcoxon ne montre aucune différence entre S et SE (tous $Z_s < 2.70$, tous $p_s < .02$). Notons qu'il n'y a pas de stimulation (RIEN) dans seulement 15% des cas. D'autre part, le pattern "croix" n'apparaît qu'à une hauteur de 1%. Les faibles pourcentages (entre 1% et 8%) indiquent que les sujets ne se retrouvent que très rarement dans cette configuration d'erreur d'orientation et qu'ils corrigent efficacement leurs erreurs dans ces conditions.

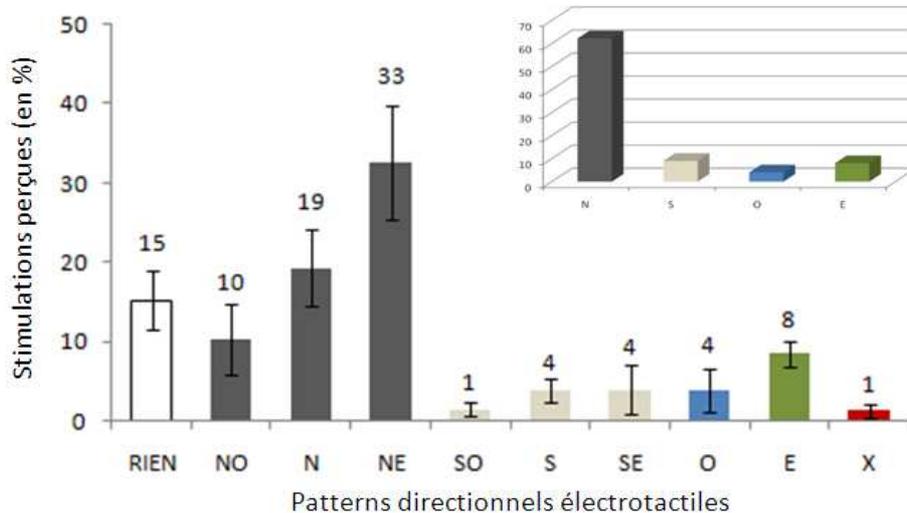


Fig. 43. Représentation du pourcentage d'apparition des patterns directionnels électrotactiles et de non-stimulation (RIEN) transmis sur l'ensemble des trajectoires réalisées dans la condition TDUI (tous les sujets, tous les essais). Les quatre directions principales : N, S, E, O ; les quatre directions intermédiaires : NE, NO, SE, SO ; et la stimulation "croix" X. le graphique dans l'angle à droite synthétise les résultats pour toutes stimulations "Nords" (N+NE+NO), "Suds" (S+SE+SO), Ouest et Est.

En conclusion, l'activation des stimulations à la surface de la langue est très disparate. Certaines stimulations semblent bien discriminées : "Suds" (S, SO, SE), Est et Ouest, alors que les stimulations au nord apparaissent être mal discriminées. En effet, nous considérons qu'une stimulation bien discriminée et interprétée est rapidement corrigée, et donc peu activée. Cependant, on constate que ce n'est pas le cas des patterns directionnels situés sur la partie postérieure de la langue.

1.8 Conclusion

Cette première expérience exploratoire avait pour but d'évaluer la faisabilité d'un guidage d'aiguille de ponction utilisant des patterns d'orientation électrotactiles (TDU). Pour cela, nous avons comparé les caractéristiques des trajectoires réalisées avec ce dispositif avec celles réalisées avec un guidage visuel habituellement utilisé dans les procédures de ponction percutanée. Ce dispositif de retour tactile s'appuyait sur le principe de suppléance perceptive visuo-tactile du TDU développé par Bach-y-Rita. Nous avons, de plus, analysé les performances des sujets pour le transfert intermodal Vision-Tactile. Un apprentissage perceptif très court pour identifier les patterns d'orientation précédait les séries de ponction réalisées sous guidage TDU afin d'assurer aux sujets un minimum de compréhension du principe de guidage avant d'effectuer l'expérience à proprement dite.

1.8.1 Guidage TDU vs Guidage Visuel

Alors que notre hypothèse de départ suggérait qu'un guidage visuel serait nettement meilleur qu'un guidage par TDU, il apparaît, aux vues des premiers résultats, que les performances en TDU sont relativement proches de celle du visuel. Toutefois, le guidage TDU n'a jamais été plus performant que le guidage visuel quelle que soit la mesure étudiée. Cependant, l'utilisation de l'électrostimulation linguale était une modalité entièrement nouvelle pour tous les sujets de

l'expérience. Malgré tout, 96% des essais ont atteint la cible et l'analyse des paramètres spatio-temporels pour l'écart à l'axe maximal, l'amplitude et le temps mettent en évidence une augmentation des performances du guidage TDU sur les derniers essais. En effet, on constate que seulement quelques essais suffisent pour obtenir des mouvements statistiquement comparables au guidage visuel (au moins pour deux des paramètres évalués). Rappelons que les études sur la suppléance perceptive réalisées par Bach-y-Rita nécessitaient un entraînement de l'ordre de 5h à 10h pour que les informations électrotactiles ne soient plus perçues uniquement comme des stimulations sur la peau mais intégrées en tant qu'information spatiale (Bach-y-Rita, 1972). Par ailleurs, l'analyse des pics de vitesse nous a montré que les mouvements sont aussi fluides en TDU qu'en vision, ou plutôt que les sujets sont autant hésitant dans l'une ou l'autre des conditions. L'ensemble de ces résultats laisse supposer que les sujets ont bénéficié d'une connaissance préalable de guidage de mouvements via un écran leur permettant de mieux se guider avec le guidage visuel qu'avec le guidage TDU. Cependant, leurs erreurs (écart à l'axe et amplitude maximal) montrent qu'ils n'ont pas réussi à s'adapter de façon optimum aux distorsions en amplitude et en orientation induites par l'écran. A l'opposé, alors que l'électrostimulation était une modalité sensorielle totalement nouvelle, les sujets ont réalisé une adaptation remarquable leur permettant rapidement d'obtenir des performances encourageantes. D'ailleurs, après l'expérience les sujets nous ont souvent rapporté de manière informelle que le guidage TDU leur paraissait "plus intuitif", entendons plus facile à comprendre, que le guidage visuel indirect via l'écran déporté.

L'étude des performances en fonction du parcours à suivre (ligne droite) nous a également montré que, pour les paramètres étudiés, les résultats présentaient des performances du TDU proches de celle en guidage visuel bien que ce dernier restait plus précis. En effet, l'écart à l'axe maximal est plus faible en visuel sur toute la trajectoire. De même pour la disparité de l'écart à l'axe qui augmente sur la fin en TDU alors qu'il continue à s'améliorer en visuel jusqu'au moment de toucher la cible. A l'opposé, la vitesse de progression évolue de façon identique entre les deux conditions avec le rapprochement à la cible, et le nombre de pics de vitesse se maintient stable jusqu'au $\frac{3}{4}$ de la trajectoire où il augmente, ceci pour les deux guidages avec une pente plus forte en TDU. Ainsi, il semble qu'en se rapprochant de la cible, les sujets ralentissent leur geste pour être plus précis mais deviennent alors plus hésitants. Cette incertitude se traduit en visuel uniquement par une augmentation du nombre de pics de vitesse sur la fin signifiant que la pointe de l'aiguille parvient à rester proche de la trajectoire planifiée comme si elle "tournait" autour. Par contre, en guidage TDU, l'hésitation sur la fin s'exprime davantage par une réduction de la précision du geste. Alors que l'écart à l'axe se réduit, la disparité de cet indice augmente ainsi que le nombre de pics de vitesse. Dans ce cas, les sujets utilisant le guidage TDU apparaissent désorientés. Ce phénomène peut être la conséquence d'une accommodation à la stimulation distordant l'information en la rendant moins discriminable, ou au pattern tactile "X" que nous avons codé pour informer le sujet qu'il commettait une erreur d'orientation importante. Cette information avait tendance à surprendre les sujets ce qui pouvait s'exprimer par des mouvements parfois un peu vifs de retour en arrière. Par ailleurs, nous devons évoquer le bip sonore présent durant la réalisation de la ponction dont la fréquence augmentait en fonction du rapprochement à la cible. Nous pensons que cette information sonore dont le rythme s'accélérait en fonction du rapprochement à la cible, pouvait stresser le sujet lorsqu'il se sentait très proche de la cible. Probablement qu'un simple signal indiquant que la cible était touchée aurait suffi. Le geste réalisé étant relativement lent, cette information devrait suffire à stopper la progression de l'aiguille.

Malgré tout, la correspondance des résultats obtenus en TDU et en Vision montre que les deux modalités sont capables de traiter des informations spatiales apparemment de même nature. L'étude du transfert d'apprentissage nous permet de discuter de la nature des informations spatiales visuels et électrotactiles.

1.8.2 Transfert d'apprentissage

L'étude de l'effet d'apprentissage n'a pas montré de résultats concluants. Les performances restent proches dans les deux conditions de guidage TDU1 et TDU2 suggérant une similarité des traitements spatiaux. La vision n'a donc pas profité au toucher. Si la vision et le toucher étaient capables de traiter des informations de même nature, nous aurions dû observer une amélioration des performances en TDU dans le transfert intermodal de l'information spatiale Vision-Tactile.

Il est possible que la réponse comportementale produite en réponse à une stimulation linguale utilise des traitements de l'information spatiale de plus bas niveau n'impliquant pas le traitement d'informations euclidiennes (traitement de l'orientation et de la distance). En effet, comme nous l'avons décrit plus haut, un mouvement de la main dans la direction opposée à la stimulation correspond à un rapprochement de la trajectoire "idéale". L'absence de transfert d'apprentissage dans la condition TDU2 pourrait alors simplement révéler une très grande différence de niveaux de traitement entre les deux conditions de guidage du mouvement. La condition de guidage visuel impliquerait un traitement d'informations euclidiennes afin de se rapprocher de la trajectoire "idéale", alors que les conditions de guidage tactile ne demanderaient qu'une réaction d'éloignement suite à une stimulation. De plus, étant donné que l'intensité de la stimulation tactile était fonction de l'amplitude de la déviation de l'aiguille, il se peut que tout traitement spatial euclidien soit superflu (Robineau et al., 2007).

Cependant, les résultats auraient pu être différents si nous avions présenté au groupe 2 (V1 + TDU2) non pas des indices classiques de guidage visuel, mais des informations spatiales visuelles similaires aux patterns "tactiles" présentés sur la langue, du type barres orientées alarme visuelle. Nous pouvons penser que dans ce cas, une mémorisation des patterns aurait pu s'opérer et se transférer à la représentation tactile. Cette méthode pourrait améliorer les performances en TDU, mais il est possible qu'elle réduise celles en guidage visuel car ces indices ne seraient pas des informations spatiales visuelles optimum.

1.8.3 Patterns de stimulations électrotactiles directionnelles

Le succès du dispositif de guidage électrotactile dépend de la "qualité" des stimulations électrotactiles. Il apparaît que les informations spatiales à la surface de la langue ne sont pas toutes utilisées de la même manière. Alors que les stimulations dans la partie postérieure de la langue ("Nords") enregistrent un maximum d'activation (62%), les autres régions ne dépassent jamais les 10%. Ces résultats suggèrent que les stimulations vers l'arrière de la langue sont moins bien interprétées que les autres. L'intensité des stimulations ayant été paramétrées avant l'expérience, nous pensons que cette perte de la sensibilité, ou de discrimination, serait provoquée par une accommodation aux stimulations (augmentation du seuil de stimulation), cette accommodation apparaissant plus importante dans la région postérieure que dans les autres régions. Les sujets nous

ont effectivement rapporté une baisse de la sensibilité linguale au cours de la réalisation des ponctions, ils se disaient parfois désorientés car ils n'étaient plus en mesure de discriminer de façon claire chaque pattern directionnel. Par conséquent, augmenter les intensités des patterns postérieurs de 50%, comme nous l'avons fait, ne permet pas une discrimination fiable et durable. Un paramétrage plus fin en intensité de chaque pattern profiterait probablement mieux à la discrimination en appliquant juste l'intensité nécessaire et le moins souvent possible. De plus, nous avons codé l'information sur 8 directions. Ce codage n'est peut être pas le plus pertinent. D'une part, des électrodes se trouvent en commun entre deux patterns adjacents accentuant l'accommodation neuronale perceptive (augmentation du seuil) des récepteurs situés sous ces électrodes, d'autre part, il est possible que 4 directions seraient suffisantes pour guider l'aiguille. La résolution spatiale de la langue n'étant pas aussi importante que celle de l'œil nous pensons qu'un codage plus simple à 4 directions améliorerait la discrimination et l'interprétation des stimulations au moins dans un premier temps. Dans une seconde période d'apprentissage le nombre de patterns pourraient alors être augmenté au fur et à mesure que l'acuité spatiale se préciserait.

L'un des avantages d'un guidage visuel sur le guidage TDU est la possibilité d'anticiper l'éloignement de la pointe de l'aiguille de la trajectoire planifiée car les sujets peuvent repérer sur l'écran la position de l'aiguille par rapport à la zone de tolérance. En condition TDU, le codage proposant des stimulations uniquement en cas d'erreur, il n'était pas possible pour les sujets de savoir, lorsqu'ils étaient à l'intérieur de la zone de tolérance, s'ils se trouvaient proches ou loin des bords de la zone. L'unique information disponible était : "je suis dans la bonne orientation ou pas". Une représentation mentale de l'espace aurait pu se construire par essai-erreur au cours des essais afin d'identifier le centre de la zone de tolérance avec la connaissance implicite des rapports de distance et d'angle. Cependant, l'indice de stimulation ne montre qu'une légère amélioration au cours des essais. Par conséquent, les sujets parvenaient un peu mieux à se maintenir dans la bonne trajectoire dans les derniers essais. N'oublions pas que l'expérience ne comportait que dix essais. Probablement qu'avec un nombre d'essais plus important les performances s'amélioreraient considérablement. Des études de réalisation de mouvement en vision indirecte perturbée en direction ont en effet montré que l'erreur spatiale et le temps de mouvement se stabilisait presque totalement après une centaine d'essais pour de fortes perturbations (Imamizu, 1995 ; Pine et al. 1996).

Les résultats obtenus apparaissent assez encourageants pour l'application d'un système par électrostimulation linguale au guidage de gestes chirurgicaux simples. Toutefois, bien que ce travail montre que la modalité tactile peut être utilisée pour fournir une information positionnelle utilisable dans le cadre du guidage d'un mouvement en ligne droite, il est nécessaire de résoudre certains problèmes liés aux capacités du système et à la physiologie des mécanorécepteurs responsables du transfert de l'information électrotactile sur la langue (densité moindre de récepteurs tactiles dans la partie postérieure de la langue, sécrétion de salive accrue par l'insertion du TDU dans la bouche, intensité des stimulations, configuration des patterns, codage directionnel...).

Dans le but d'optimiser l'utilisation des stimulations électrotactiles linguales pour transmettre des informations d'orientation spatiale, nous avons étudié la psychophysique de la perception de stimulations électrotactiles spatiales sur la langue par différentes expériences. Ces connaissances devraient nous permettre d'améliorer le codage du guidage TDU et de mieux comprendre les mécanismes de perception de stimulations électrotactiles sur la langue. Ainsi, la prochaine série

d'expériences s'intéresse à identifier les seuils de perception et de confort de stimulations électrotactiles sur quatre régions de la surface de la langue.

B. SEUILS PERCEPTIFS LINGUAUX A DES STIMULATIONS ELECTROTACTILES

Les deux prochaines expériences s'intéressent à l'étude des seuils perceptifs à des stimulations électrotactiles en fonction de la position de la stimulation sur la langue. Les connaissances fondamentales de la sensibilité tactile sur différentes parties du corps ont principalement été réalisées en utilisant la méthode du seuil de discrimination de deux points. D'après les données recueillies, les résultats par stimulations mécaniques (Weinstein, 1968) sont similaires à celles collectées par stimulations électrotactiles (Solomonow, 1977). Ainsi, des travaux ont mis en évidence que le seuil de sensibilité tactile de la partie antérieure de la surface de la langue, et particulièrement de la pointe, est plus bas que les autres régions linguales (Maeyaman, 1989 ; Marlow, 1965). De plus, les études neuro-anatomiques des différents récepteurs tactiles ont montré que la discrimination tactile dépendait de la densité de récepteurs sous la peau. Sur la langue, la quantité de récepteurs est plus importante que dans d'autres régions du corps, et l'innervation mécanoréceptive est plus dense vers la pointe de la langue (partie antérieure) que vers la base, la partie postérieure (Lass, 1972 ; Van Boven, 1994 ; Trulsson & Essick, 1997). Concernant la perception sur les parties gauche et droite de la langue, la littérature ne permet pas d'identifier clairement une différence ou une homogénéité de la sensibilité tactile. En effet, alors que les travaux de Ringel & Ewanowki (1965) et Pleasonton (1970) ne montrent aucune différence de sensibilité tactile entre les côtés droit et gauche de la langue, les expériences de Mc Call & Cunningham (1971), Lass (1972) et Maeyama & Plattig (1989) mettent en évidence une tendance à l'asymétrie perceptive bilatérale.

Ainsi, dans cette expérience, si la perception antéropostérieure est conforme aux résultats présentés dans la littérature, l'intensité des seuils étudiés sur différentes parties de la langue devrait être hétérogène avec une plus grande sensibilité de l'avant par rapport à l'arrière. De plus, cette étude apportera un argument supplémentaire en faveur d'une différence ou d'une similarité des sensibilités tactiles entre les parties gauche et droite de la surface de la langue.

D'autre part, les seuils électrotactiles seront également étudiés en fonction de la caractéristique de la stimulation : la fréquence de stimulation et le nombre d'électrodes constituant les patterns électrotactiles.

En effet, la faisabilité du dispositif TDU, que nous utilisons au cours de cette thèse, a été montrée au cours de l'expérience 1 pour le guidage d'un geste de ponction chirurgical (Robineau et al., 2007), ainsi que dans plusieurs autres applications médicales. Dans ces applications soit le TDU

fournit des stimulations *discontinues* sur la langue pour transmettre des informations ponctuelles, soit des stimulations *continues* pour transmettre des informations en permanence. Ainsi, une application pour prévenir la formation d'escarres chez les paraplégiques, développée comme une alarme, fournit via le TDU, des informations tactiles ponctuelles sur les risques de surpression à l'interface fessier/chaise (Maureau-Gaudry et al., 2006 ; Chenu et al., 2007). D'autre part, des informations électrotactiles comparables à des informations continues ont été aussi utilisées dans le but de contrôler l'équilibre vertical du corps humain pour des personnes ayant des handicaps visuel ou auditif (Vuillerme et al., 2007). Cette dernière application ainsi que celle du guidage d'un geste de ponction ont toutes deux pour but de maintenir un point dans une zone définie, le centre de gravité du corps pour l'équilibre, la pointe de l'aiguille pour le guidage. Dans ces deux cas la stimulation peut être considérée comme continue si le point ne parvient jamais à se maintenir dans la zone définie (le sujet est constamment stimulé d'un côté ou d'un autre), ou discontinue s'il s'agit uniquement de recentrage ponctuel. Pour que tous ces dispositifs soient efficaces, utiles et envisageables sur une plus longue période, il paraît essentiel que l'information électrotactile soit bien discriminée et interprétée par l'utilisateur. C'est pourquoi les seuils électrotactiles seront également analysés en fonction de la fréquence de stimulation, continue ou discontinue.

Par ailleurs, des études ont montré que des patterns constitués de trois, quatre, cinq ou huit électrodes permettaient de discriminer des stimuli d'orientation et fournir des repères spatiaux suffisants pour s'orienter dans l'espace (Maureau-Gaudry et al., 2006 ; Robineau et al., 2007, Vuillerme et al., 2007, 2008a, 2008b, 2008c). Cependant, la configuration des patterns électrotactiles a toujours été définie de manière empirique sans réelle étude de l'effet du nombre d'électrodes sur la perception. Ainsi, dans les deux expériences de seuils que nous allons présenter, l'effet du nombre d'électrodes sur le niveau des seuils a également été étudié avec des patterns constitués de deux et quatre électrodes. Par rapport à la matrice 6x6 que nous utilisons, ces deux configurations (deux et quatre électrodes) permettent de conserver une répartition des stimulations sur la matrice et de limiter la sollicitation des récepteurs tactiles linguaux. En effet, d'une part des patterns constitués de 6 électrodes risqueraient d'accélérer fortement l'adaptation neuronale des récepteurs situés sous les électrodes communes à deux patterns en réduisant leur capacité discriminative ; d'autre part, des patterns composés d'une seule électrode constitueraient un risque de perte d'informations en cas de disfonctionnement de l'électrode.

Afin d'offrir un dispositif portatif plus ergonomique et mieux adapté à l'utilisation en salle d'opération, un système TDU 6x6 sans fil a été développé au sein de notre laboratoire. Il s'insère dans un appareil dentaire incluant une microélectronique, une antenne et une batterie (Vuillerme et al., 2008c). Pour augmenter le confort et la fiabilité d'un tel système embarqué, la taille du dispositif ainsi que la consommation d'énergie doivent être davantage réduites. A l'heure actuelle, des travaux sont en cours pour diminuer les besoins énergétiques de l'appareil. Bien qu'une optimisation du dispositif électronique interne du système puisse répondre en partie au problème, une étude sur les seuils utiles et sur le nombre d'électrodes nécessaires pour transmettre l'information paraît essentielle.

Les deux prochaines expériences nous permettront d'analyser l'effet de la position de la stimulation, de la nature de la stimulation (continue ou discontinue) et du nombre d'électrodes pour le seuil liminaire (expérience 2), c'est-à-dire le seuil de perception, ainsi que pour le seuil de confort (expérience 3) sur quatre régions identiques de la surface de la langue.

2 EXPERIENCE 2 : ETUDE DES SEUILS LIMINAIRES A L'ELECTROSTIMULATION LINGUALE

2.1 Introduction

Dans cette première expérience psychophysique, nous proposons tout d'abord d'analyser le seuil d'intensité (en volt) sur la langue pour lequel une stimulation commence juste à être perçue, ce seuil minimum de sensation s'appelle le seuil liminaire. Nous avons cherché à identifier ces seuils de perception tactile sur différentes régions de la langue, les effets que peuvent avoir la fréquence de stimulation, à savoir ici, continue ou discontinue, et le nombre d'électrodes activées présentes dans le pattern électrotactile (2 ou 4). Ceci pour évaluer la possible diminution de l'intensité électrique envoyée sur la matrice et la réduction du nombre d'électrodes impliquées. Cette expérience comporte donc deux sessions, une première avec un groupe de sujets pour tester l'effet de la position et du nombre d'électrodes en modulant l'intensité de stimulations continues (groupe CT) ; et une seconde avec un groupe de sujets différents pour tester les mêmes variables mais cette fois par modulation des intensités en stimulation discontinue (groupe DCT).

2.2 Méthode

2.2.1 Sujets

Deux groupes de dix sujets (âge moyen : 28 ± 4 ans ; poids moyen : 69 ± 10 kg ; taille moyenne : 175 ± 10 cm) ont volontairement participé à cette expérience. Le premier groupe (groupe CT) était constitué d'une femme et de neuf hommes (âge moyen : 28 ± 5 ans ; poids moyen : $68,8 \pm 10$ kg ; taille moyenne : $174,6 \pm 11$ cm). Le second groupe (groupe DCT) était constitué de deux femmes et huit hommes (âge moyen : 27 ± 2 ans ; poids moyen : 69 ± 9 kg ; taille moyenne : 175 ± 10 cm). Aucun des sujets ne présentait de trouble sensorimoteur ou de problème cognitif, ni de perte particulière de sensibilité linguale.

2.2.2 Dispositif expérimental

Des stimuli électrotactiles étaient délivrés sur la partie antérieure de la surface de la langue via un TDU filaire identique à celui utilisé et décrit dans l'expérience 1 (cf. section 1.3.2.1). Les électrodes étaient désinfectées entre chaque participant avec une solution de Steronios 2% ECS spécifique à la stérilisation d'outils chirurgicaux.

Considérant que chacune des électrodes peut être indépendamment activée, quatre couples de patterns tactiles ont été utilisés pour permettre d'étudier l'influence de deux types de patterns tactiles sur quatre régions de la partie antérieure de la langue, la région la plus proche de l'apex. Comme l'illustre la figure 44, ces patterns sont formés de deux ou quatre électrodes localisées sur les parties antérieure (avant), postérieure (arrière), et latérales de la matrice (droite et gauche), correspondant à 4 régions distinctes de la langue (figure 45).

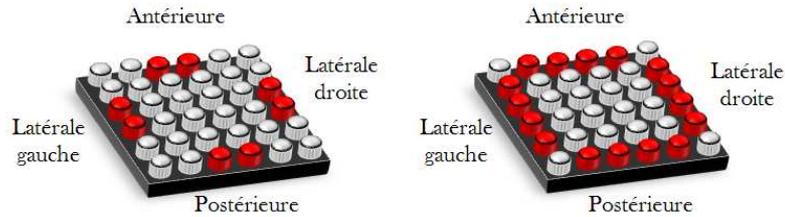


Fig. 44. Schéma de l'organisation des électrodes des quatre couples (antérieure, postérieure, latérales gauche et droite) de patterns tactiles testés sur la partie antérieure de la langue. A gauche, patterns constitués de deux électrodes ; à droite, patterns avec quatre électrodes. Les cylindres rouges représentent les électrodes activées.

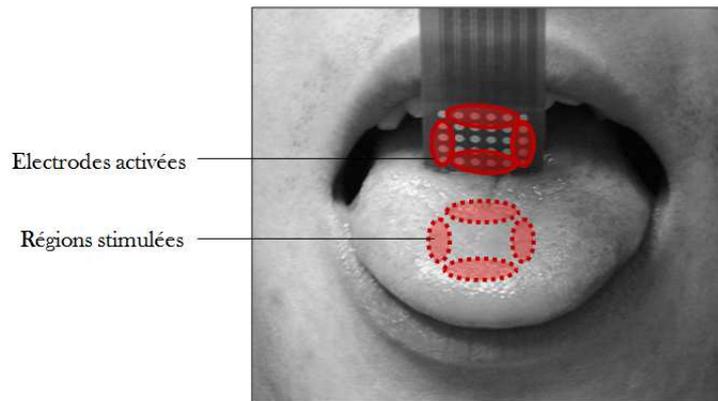


Fig. 45. Représentation des régions de la langue stimulées (ellipses en pointillés) en fonction des patterns électrotactiles activés (ellipses en traits pleins).les quatre régions sur lesquelles les seuils liminaires ont été analysés se trouvent sur la partie antérieure du dos de la langue.

2.2.3 Procédure expérimentale

Avant l'expérience, un ensemble d'instructions décrivant les différents types de patterns utilisés et la tâche demandée ont été présentées oralement à chaque participant. Le participant plaçait la matrice TDU dans la bouche en contact avec la partie antérieure du dos de la langue. Les sujets devaient conserver la matrice dans la même position sur la langue autant que possible durant tout le déroulement de l'expérience.

Deux groupes ont réalisé l'expérience, le premier groupe (groupe CT) a effectué le test avec des stimulations continues (condition CT) et le second groupe avec des stimulations discontinues (condition DCT). Pour chaque groupe, les patterns avec 2 et 4 électrodes étaient testés. Le nombre d'électrodes était contrebalancé en fonction des sujets au cours de l'expérience.

Il n'est pas simple de mesurer la sensibilité cutanée en raison de la subjectivité inhérente de chacun. Cependant, la recherche réalisée dans le domaine de la perception sensorielle depuis des décennies a permis de mettre au point des techniques psychophysiques fiables et reproductibles. C'est pourquoi, une méthode psychophysique se référant à la "méthode des limites" (Gescheider, 1997) a été employée pour déterminer les seuils liminaires (8 patterns) de chaque sujet. La méthode des limites consiste à présenter en alternance des séries ascendantes et descendantes de stimuli au sujet. Le seuil liminaire se définit donc par le niveau à partir duquel le sujet de l'expérience parvient

(série ascendante) ou ne parvient plus (série descendante) à détecter le stimulus. Un logiciel développé pour cette expérience a permis d'administrer les différents tests de détection des seuils liminaires. Un total de cinq phases ascendantes et cinq phases descendantes ont été alternativement effectuées pour chacun des huit patterns et pour chaque sujet. Durant le test en stimulation continue, l'intensité des stimuli était maintenue pendant trois secondes puis augmentée ou diminuée en fonction de la phase (montante ou descendante). Dans la condition de stimulation discontinue, les stimuli étaient envoyés toutes les trois secondes durant une seconde, le but étant d'éviter une accommodation sensorielle et d'encourager une bonne récupération discriminative des récepteurs tactiles entre chaque stimulation.

Les sujets devaient signaler lorsqu'ils en étaient absolument certains l'apparition ou la disparition du stimulus tactile en pressant un bouton sur un ordinateur portable placé devant eux. Pour indiquer quelle phase était en cours, une flèche montante ou descendante était affichée sur l'écran. De plus, un point rouge était également affiché quand une stimulation était envoyée (condition discontinue). Chaque session de test durait environ 2 heures.

2.2.4 Acquisition et analyse de données

L'expérience a permis l'enregistrement de 100 seuils (10 sujets × 10 tests (5 ascendants + 5 descendants)) pour chacun des huit patterns testés pour chaque condition (CT et DCT). Un seuil ascendant était établi en commençant par une stimulation très basse, imperceptible, testée antérieurement, et graduellement augmentée par pas de 150 mV jusqu'à ce que le sujet perçoive la stimulation. Un seuil descendant était alors établi en commençant avec une stimulation clairement détectable mais indolore (testée antérieurement) et graduellement diminuée par pas de 150 mV également, jusqu'à ce que le sujet indique qu'il ne percevait plus aucune stimulation. 5 séries d'intensité ascendante et 5 d'intensité descendante étaient administrées.

Le seuil pour chaque pattern et pour chaque sujet était identifié comme la moyenne de la valeur médiane des seuils pour les cinq réponses en phase ascendante et la valeur médiane des seuils pour les cinq réponses en phase descendante. La valeur médiane était calculée comme la valeur à 50% des 5 réponses ascendantes ou descendantes. Le calcul correspondait à la formule suivante :

$$\text{Valeur médiane} = \text{Seuil inférieur à 50\%} + \frac{50 - \%_{\text{bas}}}{\%_{\text{haut}} - \%_{\text{bas}}}$$

Pour l'exemple suivant :

	1,50 V	1,65 V	1,80 V	1,95 V	2,1 V
Essai 1		Seuil	Seuil	Seuil	Seuil
Essai 2			Seuil	Seuil	Seuil
Essai 3				Seuil	Seuil
Essai 4		Seuil	Seuil	Seuil	Seuil
Essai 5	Seuil	Seuil	Seuil	Seuil	Seuil
% de fois détecté	20%	60%	80%	100%	100%
	%bas	%haut			

1,50 V étant la valeur inférieure à 50%, la valeur médiane serait :

$$\text{Valeur médiane} = 1,5 + \frac{50 - 20}{60 - 20} = 2,3 \text{ V}$$

2.3 Résultats

Les données ont été traitées et analysées par deux analyses de variance à deux facteurs avec le logiciel d'analyse statistique Statistica. Nous avons analysé les seuils liminaires en stimulations continue et discontinue (CT ou DCT) en fonction de la position de la stimulation (antérieure, postérieure, latérale droite, latérale gauche) et du nombre d'électrodes (NBE) par pattern (2 ou 4). Le niveau de significativité était fixé à 0.05.

L'étude des variabilités des seuils en fonction de la position et des sujets dans les deux conditions de stimulations nous permettra d'identifier si l'intensité des stimulations est très différente entre les sujets et les régions ou s'il paraît possible d'anticiper les paramétrages. Les résultats seront discutés en conclusion.

Les graphiques de la figure 46 présentent l'évolution des seuils liminaires électrotactiles linguaux en fonction du nombre d'électrodes (2 ou 4), de la région stimulée (4 positions) et du type de stimulation, continue (CT) ou discontinue (DCT).

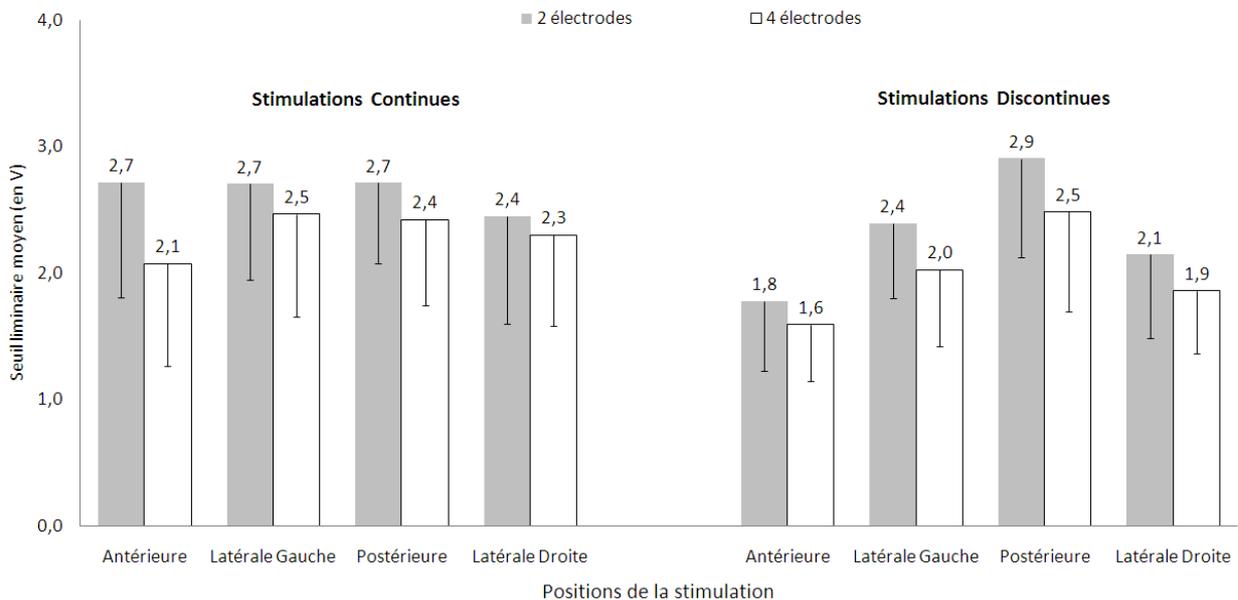


Fig. 46. A gauche, seuil liminaire moyen en stimulation continue en fonction de la position de la stimulation et du nombre d'électrodes. A droite, seuil liminaire moyen en stimulation discontinue en fonction de la position de la stimulation et du nombre d'électrodes.

2.3.1 Stimulation Continue (CT)

2.3.1.1 Effet des facteurs position et nombre d'électrodes

L'analyse statistique ne montre aucun effet principal de la position ($F(3; 27)=2.17, p > 0.1$). Les seuils pour les positions antérieure, postérieure, latérales gauche et droite sont respectivement de 2.4 V, 2.7 V, 2.6 V et 2.4 V. Cependant, l'ANOVA met en évidence un effet du nombre d'électrodes ($F(1; 9)=10.18, p < 0.01$), les seuils liminaires moyens étant de 2.6 V pour des patterns à 2 électrodes et de 2.3 V pour 4 électrodes. Le seuil en 4 électrodes apparaît donc plus faible qu'en 2 électrodes.

Toutefois, un effet d'interaction apparaît entre les deux facteurs, ($F(3; 27)=5.13, p < 0.01$). Une analyse détaillée de cette interaction pour 2 électrodes nous montre que les seuils pour les positions antérieure, postérieure et gauche (≈ 2.7 V) ne sont pas statistiquement différents (comparaisons planifiées, tous $p_s > .9$) alors que le seuil à droite (2.5 V) est tendanciellement plus bas que les autres ($F(1; 9)=4.38, p < 0.07$). A l'opposé, pour les patterns avec 4 électrodes, alors que le seuil en position avant (2 V) apparaît plus bas que les autres ($F(1; 9)=6.09, p < 0.04$), il n'y a pas de différence entre les positions latérales et postérieures (tous $p_s > .1$), seuil liminaire ≈ 2.4 V. Ainsi, il semble que les stimulations continues "nivellent" la sensibilité sur la surface de la langue.

2.3.1.2 Variabilité des seuils

Variabilité en fonction de la position de la stimulation

Concernant la variabilité des seuils sur tous les sujets du groupe CT en fonction des régions de stimulation (figure 47), on constate que le seuil liminaire dans la région antérieure est le moins dispersé, coefficient de variation (CV) = 15%. Les trois autres régions ont une variabilité similaire : la partie postérieure, CV = 21% et les parties latérales gauche et droite CV égale respectivement 22% et 24%.

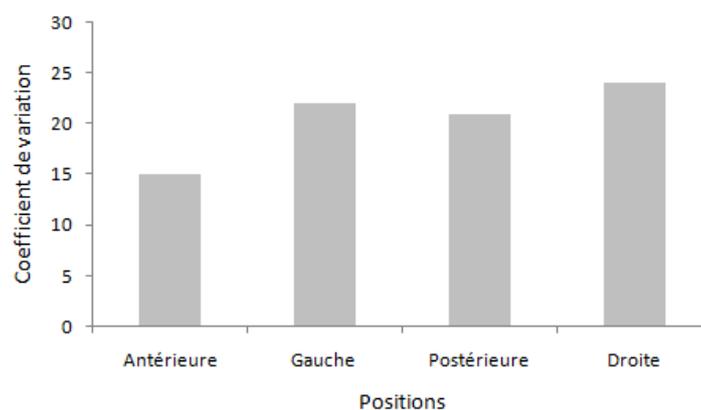


Fig. 47. Coefficient de variation pour les groupes stimulation continue (tous sujets) en fonction des régions stimulées.

Variabilité interindividuelle

L'analyse des seuils moyens à la surface de la langue entre les sujets ayant participé à l'expérience dans la condition CT permet de distinguer un groupe principal à la variabilité réduite. Le groupe dit "standard" dont les seuils globaux sont centrés sur la moyenne est constitué de sept

sujets (2.5 V +/- 0.5 V (σ)). La variabilité interindividuelle dans ce groupe vaut 11% (coefficient de variation). D'autre part, deux sujets ont des seuils inférieurs à 1 σ , seuil liminaire moyen 1.8 V, et un sujet est supérieur à 1 σ (seuil = 3.2 V).

2.3.2 Stimulation Discontinue (DCT)

2.3.2.1 Effet des facteurs position et nombre d'électrodes

L'ANOVA à deux facteurs met en évidence un effet significatif de la position ($F(3; 27)=35.07$, $p < 0.0001$). Les valeurs des seuils liminaires sont de 1.7 V et 2.6 V pour les positions antérieure et postérieure ; et 2.2 V et 2 V pour les positions latérales gauche et droite. En effet, l'analyse par comparaisons planifiées montre que le seuil pour la position antérieure est plus bas que les positions latérales, elles-mêmes plus basses que la position postérieure (tous $ps < 0.01$). D'autre part, le seuil liminaire du côté droit apparaît significativement plus bas que le côté gauche ($F(1; 9)=13.95$, $p < 0.01$). On retrouve ici l'hétérogénéité de la perception tactile linguale décrite dans la littérature.

De plus, on observe également un effet principal du nombre d'électrodes ($F(1; 9)=28.77$, $p < 0.001$) avec un seuil liminaire plus bas en 4 électrodes (2 V) qu'en 2 électrodes (2.3 V). Néanmoins, il n'y a aucun effet d'interaction ($p = ns$).

2.3.2.2 Variabilité des seuils

Variabilité en fonction de la position de la stimulation

Comme l'illustre la figure 48 et contrairement au groupe CT, lorsque l'on considère la répartition des seuils du groupe DCT en fonction des positions de stimulation, la variabilité est relativement stable sur toutes les positions mais plus élevée : antérieure, postérieure, latérales gauche et droite, respectivement 27%, 25%, 25% et 28%.

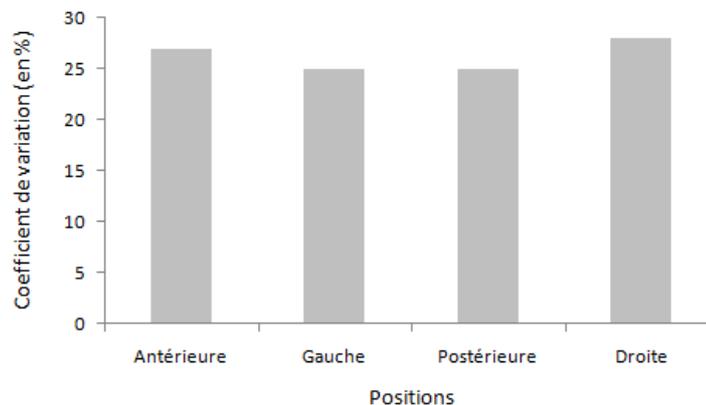


Fig. 48. Coefficient de variation pour le groupe "standard" en fonction des quatre positions.

Variabilité interindividuelle

Sur un groupe de 10 participants, 8 ont des seuils centrés sur 2V +/- un écart-type ($\sigma=0.5$), nommé groupe "standard", un sujet se démarque par son manque de sensibilité aux électrostimulations par un seuil élevé ($3.1V > 1\sigma$) et un sujet par sa haute sensibilité ($1.3V < 1\sigma$). La variabilité des seuils DCT des sujets du groupe standard est de 17% (coefficient de variation).

2.4 Conclusion

Les résultats de cette expérience psychophysique nous ont apporté des connaissances sur les seuils liminaires de perception électrotactile sur la surface linguale.

Les seuils liminaires électrotactiles ont été analysés sur quatre régions de la partie antérieure de la langue, c'est-à-dire celle qui a été décrite dans la littérature comme la plus sensible (Lass, 1972 ; Ringel & Ewanowski, 1965 ; Van Boven, 1994). Alors qu'en condition CT, les seuils ont été nivelés au niveau de la perception de la partie antérieure la moins sensible (pas de différence entre antérieure, postérieure et gauche), l'analyse des résultats a confirmé une disparité spatiale cohérente des seuils tactiles à la surface de la langue pour la condition DCT, c'est-à-dire une évolution de la sensibilité dans le sens antéro-postérieur. La répartition des sensibilités sur la langue est montrée très hétérogène et respecte la distribution de la densité des récepteurs tactiles (Trulsson & Essick, 1997). Ainsi, c'est proche de l'apex, sur la région antérieure, que le seuil liminaire apparaît le plus bas (1.7V), révélateur d'une plus grande sensibilité. Les côtés apparaissent un peu moins sensibles (latérales gauche (2.2V) et droite (2V)). Enfin, la partie postérieure est la moins sensible avec un seuil liminaire de 2.7V. Contrairement aux travaux de Pleasonton (1970) et Maeyama & Plattig (1989), nous avons statistiquement constaté une différence de sensibilité tactile entre les régions latérales droite et gauche en condition DCT. La droite paraissant légèrement plus sensible que la gauche.

Par ailleurs, les résultats montrent que le seuil liminaire moyen est plus haut en condition stimulation continue, qu'en condition stimulation discontinue (test T de Student, $p < 0.001$). Le seuil global est de 2.5 V en continue et de 2.2 V en discontinue. Il semblerait que les sujets du groupe CT aient subi une accommodation à la stimulation lors des phases de tests descendantes, plus importante que les sujets du groupe stimulation continue. En effet, les variations en amplitude répétées sur le même site génèrent des effets d'accommodation des mécanorécepteurs bien connus pour tous les récepteurs sensoriels extéroceptifs. L'accommodation se manifeste habituellement comme la réduction de l'amplitude de la stimulation perçue qui apparaît plusieurs secondes ou minutes après une stimulation continue. Ce phénomène provoque une distorsion de la sensation qui devient moins claire et moins détectable. Kaczmarek (2000) a étudié l'accommodation, aussi appelée adaptation neuronale, à des stimulations électrotactiles sur l'abdomen. Il montre que l'adaptation maximum ainsi que la récupération se fait en 10 à 20 minutes pour des stimulations permanentes. Dans notre expérience, la stimulation débutait assez intensément en phase descendante et se réduisait progressivement. Comme nous le pensions, un mécanisme d'accommodation sensorielle s'est probablement mis en place rapidement en condition continue entraînant une perte de la sensibilité linguale, résultat d'une augmentation du seuil. La sensibilité durant la condition discontinue reste relativement constante grâce aux périodes de récupération. Les stimulations discontinues semblent donc plus favorables que les stimulations continues pour permettre une discrimination fiable dans le temps sans perturber la perception.

Nous avons également analysé la variabilité interindividuelle dans chaque condition de stimulation. En effet, il est communément établi que les paramétrages des stimulations électrotactiles sont difficiles à anticiper tant la disparité interindividuelle est importante (Pleasanton, 1970). Cependant, nous avons montré que dans notre expérience 80% des sujets possédaient une sensibilité aux électrostimulations relativement similaire lorsque celles-ci étaient transmises de façon discontinue (coefficient de variation $\approx 17\%$). De plus, nous avons constaté que la disparité spatiale des seuils (en fonction de la position) était un peu plus faible en condition CT mais plus stable en DCT qu'en CT (proche de 26%). Lorsque les sujets appartiennent au groupe "standard" la variabilité est inférieure à 20% en CT et DCT. Bien que la variabilité apparaisse plus faible en CT (de 6%), nous avons vu précédemment que ce type de stimulations ne garantit pas une bonne discrimination à terme. De nouveau des stimulations discontinues semblent convenir à une IHM devant s'adapter au plus grand nombre d'utilisateurs. Nous reviendrons sur ce point dans la conclusion générale sur les seuils liminaires et de confort. Notons qu'aucune information comportementale ou physio-anatomique ne nous permet de comprendre pourquoi certains sujets ont des seuils particulièrement haut ou bas.

Enfin, la différence entre des patterns à 2 et 4 électrodes était significative dans les deux conditions de stimulation. Pour chaque position de stimulation, le seuil liminaire électrotactile était plus haut avec des patterns à 2 électrodes (2.6 V en CT et 2.3 V en DCT) qu'avec des patterns à 4 électrodes (2.3 V en CT et 2 V en DCT). Ce résultat laisse en effet penser que pour une intensité de stimulation donnée, plus la surface de stimulation augmente, plus le seuil de perception liminaire est bas. Cependant, ces résultats sont contraires aux conclusions des travaux de Ajdukovic (1980, 1984) qui a montré que pour un courant d'intensité constant appliqué sur la langue, la sensation tactile devient plus forte avec des petites électrodes. Nous pensons que cette divergence provient de la taille et du type d'électrodes employé. A 2 électrodes la surface de stimulation est approximativement de 3 mm², et 6 mm² pour 4 électrodes. De son côté, Ajdukovic a utilisé des surfaces d'électrodes entre 7mm² et 113mm². De plus, dans son expérience, une seule électrode de taille différente était utilisée à chaque fois et non plusieurs comme c'est ici le cas. Pour obtenir l'effet de l'expérience d'Ajukovic, peut être faudrait-il comparer une électrode activée à, par exemple, toute la matrice pour une même intensité.

Ainsi, dans notre cas, les seuils étant plus bas avec des patterns à 4 électrodes, il semblerait plus pertinent d'utiliser cette configuration de patterns tactiles pour les futures applications. Toutefois, il est intéressant de comparer l'énergie consommée par rapport au nombre d'électrodes impliquées pour optimiser la consommation d'énergie. En effet, s'il y a deux fois plus d'électrodes activées, il y a environ deux fois plus de mécanorécepteurs à exciter et donc une intensité sensiblement doublée. L'énergie consommée étant proportionnelle au carré de l'intensité, il faut donc 4 fois plus d'énergie pour activer des patterns à 4 électrodes que des patterns constitués de 2 électrodes. Par conséquent, la différence de seuil liminaire n'étant pas assez importante pour justifier des patterns à 4 électrodes, nous préconisons d'utiliser des patterns avec 2 électrodes pour des applications nécessitant des patterns électrotactiles directionnels sur la langue. Pour que l'utilisation de 4 électrodes soit rentable, il faudrait que le seuil liminaire soit 4 fois plus faible par rapport à 2 électrodes.

En conclusion, cette expérience nous montre que pour stimuler la surface de la langue de façon à atteindre le seuil liminaire il est préférable d'utiliser des patterns électrotactiles constitués de deux électrodes et de transmettre les stimulations de façon discontinue. Le seuil liminaire moyen pour les quatre régions étudiées devient dans 80% des cas 1.8V en moyenne pour la région antérieure de la langue, 2.9V pour la région postérieure et 2.4V et 2.2V pour les parties latérales gauche et droite,

avec une sensibilité légèrement plus développée à droite. Cette expérience psychophysique a montré que les mécanorécepteurs linguaux nécessitent un stimulus de très faible intensité (volt) pour fournir des sensations électrotactiles sur la langue.

Nous allons voir dans la prochaine expérience si les résultats concernant la disparité des seuils liminaires sont transférables aux seuils de confort qui constituent un paramètre essentiel pour une discrimination tactile optimale. En effet, de l'intensité de confort dépend en partie le succès du système de guidage TDU. Ainsi, de même que pour l'étude des seuils liminaires, le but de l'étude suivante est d'identifier les seuils de confort dans les mêmes conditions, c'est-à-dire sur quatre régions identiques de la surface de la langue dans deux conditions de stimulation : continue et discontinue.

3 EXPERIENCE 3 : ETUDE DES SEUILS DE CONFORT A L'ELECTROSTIMULATION LINGUALE

3.1 Introduction

L'utilisation de stimulations électrotactiles pour transmettre des informations spatiales ou d'autre nature nécessite le paramétrage d'un seuil d'intensité de stimulation qui permette une bonne discrimination du pattern tactile. Ce seuil supraliminaire, qui se situe au-dessus du seuil liminaire et au-dessous du seuil de douleur, s'appelle le seuil de confort, ou de confortabilité (Kaczmarek et al., 1992, Kaczmarek & Tyler, 2000).

Les principaux objectifs de cette étude sont d'identifier les seuils moyens électrotactiles de confort qui garantissent la transmission de l'information, c'est-à-dire une bonne communication entre l'interface et l'utilisateur. Nous avons appliqué des stimulations à la surface de la langue sur quatre régions (antérieure, postérieure, latérales droite et gauche) et analysé si les seuils de confort collectés étaient dépendants de la position de la stimulation, du type de stimulation (continue -CT- ou discontinue -DCT-) et du nombre d'électrodes (2 ou 4). Par conséquent, le protocole expérimental mis en place ainsi que le matériel utilisé étaient identiques à l'étude des seuils liminaires linguaux décrite précédemment.

3.2 Méthode et procédure

Les sujets et le dispositif expérimental étaient identiques à l'étude précédente sur l'identification des seuils liminaires. Les vingt sujets de l'expérience précédente ont participé à cette étude sur les stimulations électrotactiles linguales transmises via le TDU.

Seule la procédure expérimentale a été modifiée. En effet, les seuils étaient toujours testés sur deux conditions de stimulation (continue et discontinue) avec des séries ascendantes et descendantes de modulation de l'intensité de la stimulation, mais la consigne était ici d'identifier le seuil de confort. Ce seuil correspond à une intensité de stimulation permettant de discriminer distinctement le pattern sans ressentir de gêne ou de douleur. Les données ont subi le même traitement que l'étude précédente avec la même condition de significativité fixée à 0.05.

3.3 Résultats

Les graphiques de la figure 49 présentent l'évolution des seuils de confort électrotactiles linguaux en fonction des 4 positions de stimulation, du nombre d'électrodes (2 ou 4) et du type de stimulations, continue (CT) ou discontinue (DCT).

D'autre part, l'étude des variabilités individuelles des seuils de confort dans les deux conditions de stimulations et sur les quatre régions nous permettra d'identifier si l'intensité des stimulations est très différente entre les sujets et les régions ou s'il semble possible d'anticiper les paramétrages.

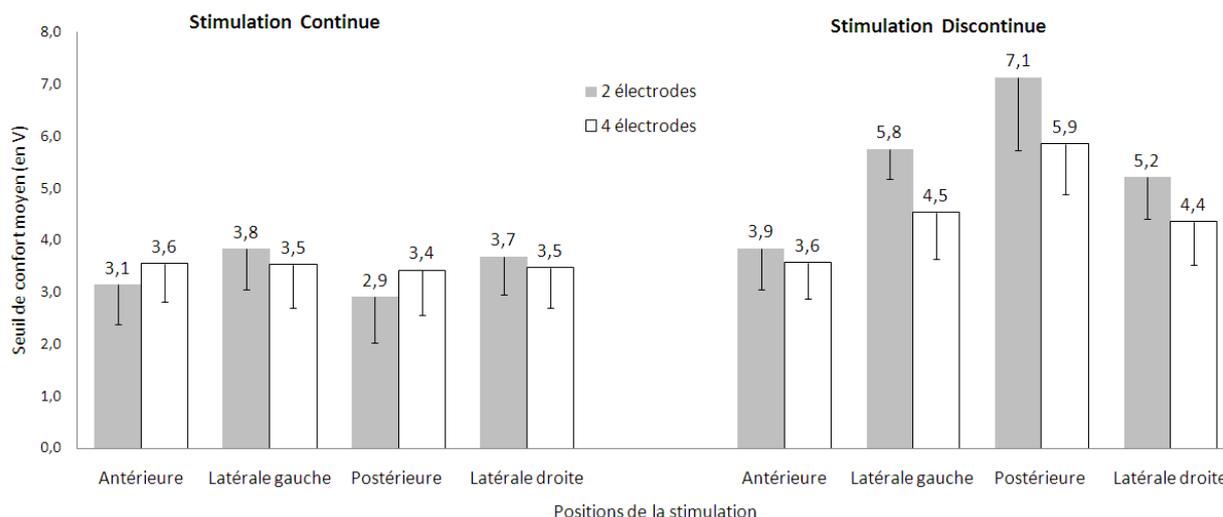


Fig. 49. A gauche, seuil de confort moyen en stimulation continue en fonction de la position de la stimulation et du nombre d'électrodes. A droite, seuil de confort moyen en stimulation discontinue en fonction de la position de la stimulation et du nombre d'électrodes.

3.3.1 Stimulation Continue (CT)

3.3.1.1 Effet des facteurs position et nombre d'électrodes

L'analyse statistique met en évidence un effet principal de la position ($F(3; 24)=6.68, p < 0.01$). Les seuils de confort pour les positions antérieure, postérieure, latérales gauche et droite sont respectivement de 3.4 V, 3.3 V, 3.8 V et 3.7 V. D'après les comparaisons planifiées, les seuils se répartissent de façon assez surprenante : il n'y a pas de différence entre les positions antérieure et postérieure ($F(1; 8)=0.67, p > 0.4$), ni entre gauche et droite ($F(1; 8)=1.65, p > 0.2$), mais les seuils gauche-droite apparaissent supérieurs à antérieur-postérieur ($F(1; 8)=12.34, p < 0.01$).

Par ailleurs, l'ANOVA ne montre aucun effet du nombre d'électrodes ($F(1; 8)=1.16, p > 0.3$), les seuils de 3.5 V pour des patterns à 2 électrodes et de 3.6 V pour 4 électrodes ne sont pas différents.

Toutefois, un effet d'interaction apparaît entre les deux facteurs position et nombre d'électrodes, ($F(3; 24)=6.62, p < 0.01$). Une analyse détaillée de cette interaction nous montre que dans la condition 4 électrodes, il n'y a aucune différence entre les quatre seuils (4.5 V), comparaisons planifiées, tous $ps > 0.4$. La répartition des seuils dans la condition 2 électrodes est semblable à l'analyse de l'effet principal : une légère différence entre les positions antérieure et postérieure ($F(1; 8)=4.86, p > 0.05$), pas de différence entre gauche et droite ($F(1; 8)=0.99, p > 0.3$), mais les seuils gauche-droite (3.8 V) apparaissent supérieurs à antérieur-postérieur (3 V), $F(1; 8)=18.66, p < 0.01$.

3.3.1.2 Variabilité des seuils

Variabilité en fonction de la position de la stimulation

Lorsqu'on analyse la variabilité des seuils de confort en fonction des quatre régions stimulées (figure 50), on constate que les variabilités pour les régions antérieure, latérale gauche, postérieure et latérale droite sont respectivement de 23%, 22%, 26% et 21%. Bien que ces résultats soient proches, c'est sur la position postérieure que la variabilité est la plus importante.

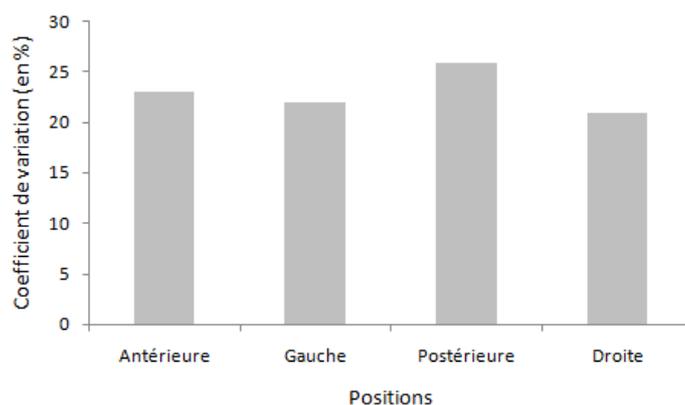


Fig. 50. Coefficient de variation pour en fonction des quatre régions stimulées.

Variabilité interindividuelle

De plus, le coefficient de variation (CV) donne un bon indice de la variabilité interindividuelle d'un groupe. Ainsi, la variabilité des seuils de confort pour le groupe CT égale à 22%. Toutefois, si on considère l'ensemble des seuils de confort des sujets centrés sur moyenne (+/- 1σ), on identifie un groupe dit "standard" de six sujets dont la variabilité est de 11%, avec un seuil moyen de 3.5 V. De plus, deux sujets ont des seuils supérieurs (4.4 V) et deux autres sujets des seuils inférieurs (2.3 V).

3.3.2 Stimulation Discontinue (DCT)

3.3.2.1 Effet des facteurs position et nombre d'électrodes

L'ANOVA met en évidence un effet significatif de la position ($F(3; 21)=26.54$, $p < 0.000$). Les valeurs des seuils de confort sont de 3.6 V et 6.3 V pour les positions antérieure et postérieure ; et 5 V et 4.6 V pour les positions latérales gauche et droite. En effet, l'analyse par comparaisons planifiées montre que le seuil pour la position antérieure est plus bas que les positions latérales, elles-mêmes plus basses que la position postérieure (tous $ps < 0.01$). Cependant, aucune différence n'est apparue entre les côtés droit et gauche ($F(1; 7)=2.6$, $p > 0.15$).

De plus, on observe un effet principal du nombre d'électrodes ($F(1; 7)=49.38$, $p < 0.001$) avec un seuil de confort plus bas en 4 électrodes (4.4 V) qu'en 2 électrodes (5.3 V).

D'autre part, l'analyse statistique présente également un léger effet d'interaction entre les deux facteurs, $F(3; 21)=3.33$, $p < 0.04$. En effet, une analyse complémentaire montre une différence

tendancielle entre les seuils gauche et droit pour 2 électrodes $F(1; 7)=4.24$, $p < 0.08$, alors qu'il n'existe aucune différence pour 4 électrodes, $F(1; 7)=.75$, $p > 0.4$. De plus, les seuils se répartissent sur une plus grande amplitude (différence de seuils entre antérieur et postérieur) pour 2 électrodes (3.2 V) que pour 4 électrodes (2.3 V), respectivement $F(1; 7)=47.77$, $p < 0.001$ et $F(1; 7)=36.24$, $p < 0.001$.

3.3.2.2 Variabilité des seuils

Variabilité en fonction de la position de stimulation

Les variabilités des seuils en fonction des positions antérieure, gauche, postérieure et droite valent respectivement 19%, 12%, 18% et 16% (figure 51). C'est donc à gauche que la variabilité est la plus faible.

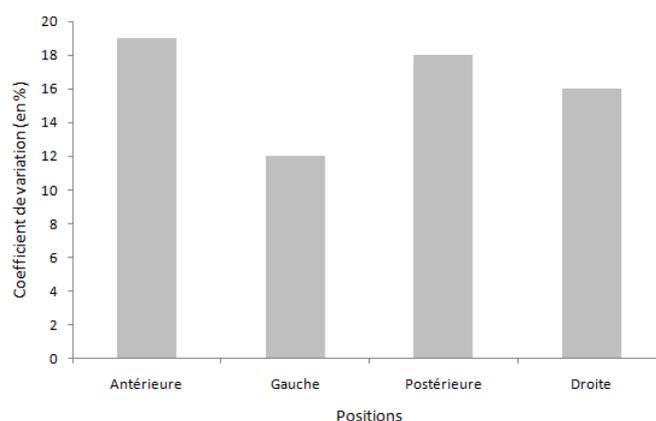


Fig. 51. Coefficient de variation des seuils de confort en fonction des quatre positions antérieure, postérieure, latérales droite et gauche.

Variabilité interindividuelle

Le CV des seuils de confort pour les sujets du groupe stimulation discontinue est seulement de 14%. De plus, il diminue davantage lorsque l'on observe uniquement les sujets dont les seuils moyens sont à $\pm 1\sigma$ de la moyenne, nommé groupe "standard". Comme précédemment, on distingue un groupe de six sujets dont le seuil moyen est de 5V et la variabilité interindividuelle à l'intérieur de ce groupe de 9%.

3.4 Conclusion

Cette expérience a porté sur l'étude des seuils de confort de stimulations électrotactiles en fonction de la position de la stimulation, du nombre d'électrodes activées dans les patterns tactiles et du type de stimulation.

3.4.1 Les seuils de confort

Les résultats obtenus montrent que le seuil de confort moyen est plus faible en stimulation continue (3.5 V) qu'en stimulation discontinue (5.1 V), test T de Student, $p < 0.000$. De plus, les résultats de l'analyse des seuils de confort ont montré que les valeurs se différencient également en fonction des facteurs positions et nombre d'électrodes.

Les seuils de confort en stimulation discontinue (DCT) sur les quatre positions antérieure, postérieure, latérales gauche et droite sont respectivement égaux à 3.6 V, 6.3 V, 5 V et 4.6 V ; et respectivement égaux à 3.4 V, 3.3 V, 3.8 V et 3.7 V en condition continue (CT). En condition DCT, l'hétérogénéité de la sensibilité tactile est conservée aussi bien avec 2 qu'avec 4 électrodes et est en accord avec la littérature (Maeyaman, 1989 ; Marlow, 1965). Cependant, ce n'est pas le cas en condition CT. En effet, on constate de façon surprenante, que dans cette dernière condition les niveaux de seuil pour des patterns à 2 électrodes sur les positions antérieure et postérieure sont semblables, et que ceux des positions latérales sont également identiques et supérieurs à la position postérieure. Rappelons que dans la littérature, l'avant de la langue est presque deux fois plus sensible que l'arrière et que les marges antérieures de la langue ont des capacités discriminatives similaires entre-elles, et meilleures que l'arrière. Avec 4 électrodes, la disparité de la sensibilité est encore plus perturbée : toutes les positions valent 3.5 V. Ainsi, il apparaît que le fait d'être stimulé en permanence, même pendant quelques minutes, distorde de façon assez importante la capacité tactile et modifie la perception des stimuli à la surface de la langue.

Cette perturbation de la discrimination en condition CT peut être attribuée à l'effet d'accommodation des récepteurs tactiles exposés trop longtemps à la stimulation, que nous avons décrite dans l'expérience précédente. Si cette perturbation apparaît plus importante que pour l'étude des seuils liminaires (égalité des seuils) c'est que dans cette expérience, en condition CT, les sujets étaient en permanence stimulés et les intensités étaient plus fortes. En effet, les tests en phase ascendante débutaient au seuil liminaire, mais c'est surtout en phase descendante que les récepteurs tactiles étaient sollicités car l'intensité de départ était assez haute pour que les sujets puissent bénéficier d'un continuum suffisant afin de leur permettre d'identifier le passage au seuil de confort. Etant donné, que plus l'intensité est haute, plus les effets de l'accommodation perceptive se font ressentir, il est probable que la phase descendante ait nivelé l'ensemble des seuils vers le bas en plus de les avoir homogénéisés. Ainsi, les résultats montrent que l'accommodation neuronale apparaissant en stimulation continue "écrase" les valeurs possibles de seuil, alors qu'en stimulation discontinue la répartition des intensités respecte mieux la capacité perceptive de chaque région. De plus, il semble qu'une utilisation prolongée des stimulations continues sur la langue accentue davantage la perturbation discriminative des stimulations comme l'a décrit Kaczmarek pour des électrostimulations sur l'abdomen (2000). Bien que les seuils de confort apparaissent plus bas en stimulation continue qu'en discontinue, ils ne représentent pas réellement le niveau de seuil optimum pour une parfaite discrimination. Finalement, les stimulations discontinues apparaissent plus adaptées à notre application de guidage pour laquelle l'accommodation neuronale doit être minimisée. Par ailleurs, nous avons constaté en condition DCT que la région droite (4.8 V) était plus sensible que la gauche (5.1 V). Cette différence n'est pas très marquée mais significative. Nous étudierons plus en détail cette question des performances de discrimination tactile gauche-droite dans la suite de la discussion.

En 1970, Pleasonton (1970) a montré durant une expérience de sensibilité électrotactile linguale que les seuils variaient d'un sujet à l'autre (cinq sujets) et d'un jour à l'autre pour un même sujet. L'auteur attribue cette variabilité aux modifications de l'état physiologique du sujet et plus particulièrement à la fatigue, la faim et au stress. Dans notre expérience les sujets réalisaient les tests en une seule session afin de minimiser ces effets physiologiques.

L'analyse des variabilités interindividuelles a montré qu'en condition DCT (14%) la variabilité est plus faible qu'en CT (22%). De plus, si l'on considère uniquement le groupe "standard", sa variabilité tombe à 9% pour 60% des sujets. Cette homogénéité des résultats met en évidence que pour des sujets dont la sensibilité correspond au groupe "standard", il serait alors envisageable d'anticiper le niveau de ces seuils avec un risque d'erreur assez faible. D'autant plus que l'analyse par région nous a montré que la variabilité était toujours inférieure à 20% quelle que soit la région en condition discontinue. Notons par ailleurs, que contrairement aux résultats de Pleasonton mais en cohérence avec ceux de Marlow (1965) et Komiyama (2005) nous n'avons trouvé aucune différence significative entre les hommes et les femmes. Cependant, notre expérience ne comportait que trois femmes pour 17 hommes. Ce résultat reste donc à confirmer. De plus, la perception du seuil de confort n'est pas aussi précise que la détection du seuil liminaire. Des valeurs différentes d'intensité peuvent paraître tout aussi confortables. En effet, pour un même sujet, il n'existe pas un unique seuil de confort électrotactile mais plusieurs se répartissant sur une échelle dynamique de stimulation (Saunders, 1973). Il serait donc intéressant de poursuivre ces expériences en évaluant les plus petites différences d'intensité discriminables afin d'identifier l'échelle dynamique des perceptions électrotactile de confort sur la langue.

Concernant le choix du nombre d'électrodes présent dans le pattern tactile en stimulation discontinue, nous constatons que le niveau du seuil de confort vaut 5.3 V avec 2 électrodes et 4.4 V avec 4 électrodes. Pour toutes les positions, le seuil est plus haut avec 2 qu'avec 4 électrodes. Il serait tentant de conclure que 4 électrodes est plus performant que 2. Toutefois, la différence entre les deux conditions électrodes n'est que de 0.9 V soit un facteur de 1.2 alors qu'il y a 2 fois plus d'électrodes activées dans un pattern à 4 électrodes qu'à 2. Les conclusions pour la consommation d'énergie sont donc identiques à celles sur les seuils liminaires. Un pattern à 4 électrodes nécessite 4 fois plus d'énergie qu'un pattern à 2 électrodes. Cette hypothèse a été confirmée lors d'une étude comparative préliminaire de consommation d'énergie de notre système d'électrostimulation linguale sans fil en fonctionnement continu avec un pattern d'activation de 2 électrodes et de 4 électrodes. Ainsi, bien que des patterns à 2 électrodes impliquent un seuil un peu plus haut, ils restent moins consommateurs d'énergie. C'est pourquoi nous préconisons, notamment pour des raisons de simplification technique dans le cadre de miniaturisation du dispositif, l'utilisation de pattern à 2 électrodes.

Les sensations produites par électrostimulation peuvent créer une impression de vibration "confortable" ou de douleur. Les limites maximales de stimulation avant la douleur restent à définir sur la langue. Néanmoins, cette expérience nous a permis d'évaluer les seuils de confort sur quatre régions de la partie antérieure de la langue. Les seuils de confort identifiés devraient permettre, pour des stimulations délivrées en discontinue, de discriminer parfaitement différents patterns d'activation codant des informations spatiales. Heureusement, la plupart des applications de retour électrotactile proposent un codage avec différents patterns répartis sur la matrice permettant des

stimulations discontinues sur une même région de la langue et ainsi une récupération neuronale des récepteurs tactiles entre deux périodes de stimulation.

3.4.2 Cartographie des seuils de confort de la langue

Bien que nous n'ayons étudié que les seuils de confort sur quatre régions de la surface de la langue, d'autres études psychophysiques et histologiques présentées dans la littérature nous permettent de compléter nos données et de proposer une cartographie des seuils sur toute la surface (figure 52). En effet, Maeyama (1989) a étudié la sensibilité linguale à des stimulations électriques et a montré une différence d'environ 1V entre les bords de la langue dans la région antérieure. Cependant, le centre et les bords postérieurs apparaissent presque insensibles aux stimulations électriques. D'autre part, des études ont évaluées la sensibilité liminaire de la langue à des stimulations de pression utilisant un esthésiomètre (Grossman, 1967 ; Henkin & Banks, 1967). Leurs mesures exprimées en millimètre ne sont pas comparables avec les seuils en volts reportés ici mais la haute sensibilité de la langue ainsi que l'hétérogénéité à sa surface sont confirmées. Ainsi, la sensibilité linguale est décrite comme décroissant progressivement dans le sens antéro-postérieur. Un constat qui apparaît général à toute la perception tactile du corps pour lequel les seuils tactiles de discrimination de deux points ont montré une baisse de la sensibilité dans le sens distal-proximal : par exemple la main est plus sensible que le coude (Ruch & Patton, 1965). Grâce à une méthode similaire, McCall & Morgan (1967) décrivent également une asymétrie de la capacité tactile des bords de la langue à la discrimination de deux points, et Lass et al. (1972) testent une nouvelle fois la discrimination de deux points de pression sur différentes parties de la langue et concluent que l'apex est plus sensible à gauche alors que le dos de la langue est plus sensible à droite, malgré une faible différence. Par ailleurs, le sillon médian est toujours plus sensible que les bords. Enfin plus récemment, Trulsson & Essick (1997) ont enregistré l'activité des fibres nerveuses de la surface de la langue humaine en réaction à des stimulations mécaniques. Leurs résultats montrent l'existence de neuf faisceaux nerveux. Les champs réceptifs de ces afférences mécanoréceptives incluent tous l'apex de la langue et s'étendant jusqu'au moins 3 cm vers l'arrière. Du côté histologique, Marlow et al. (1965) ont décrit que, dans la région de l'apex de la langue, l'innervation est plus dense et les terminaisons nerveuses plus proches de la surface que sur le reste de la langue. De plus, ils montrent que la partie antérieure de la face dorsale de la langue possède une innervation plus abondante que la partie postérieure. Dans cette région, la ligne médiane est, en outre, moins densément innervée que les bords.

L'analyse de l'ensemble de ces résultats nous a permis de construire une cartographie de la sensibilité à la surface de la langue. Les valeurs des seuils ont été définies sur la base de celles identifiées dans l'expérience dans la condition stimulation discontinue avec deux électrodes activées. Elle tient compte de l'augmentation des niveaux de seuil dans le sens antéro-postérieur, de la sensibilité supérieure de la ligne médiane par rapport aux côtés, et des seuils des régions latérales droites légèrement plus bas qu'à gauche. Cette étude permet une première modélisation. Néanmoins, évaluer rigoureusement les seuils sur les autres régions de la langue permettrait de décrire une cartographie de la sensibilité tactile linguale plus précise.

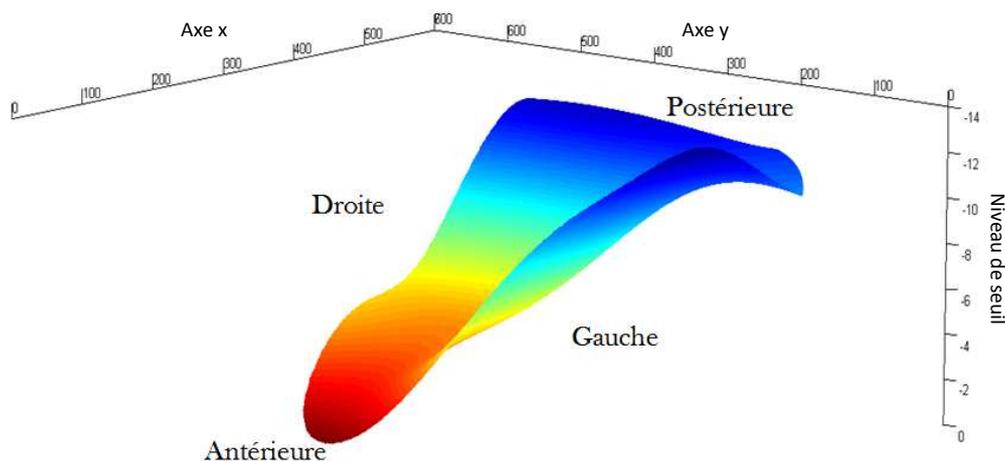


Fig. 52. Représentation des niveaux de seuils de confort sur la surface de la langue. La sensibilité est de plus en plus basse dans le sens antéro-postérieur et le sillon médian possède un seuil plus bas que les bords de la langue. De plus, la partie latérale droite apparaît légèrement plus sensible que la gauche. La couleur rouge indique un seuil plus bas, le bleu un seuil plus haut. Cette modélisation s'appuie sur les résultats de notre expérience ainsi que sur les données recueillies des travaux de Marlow et al. 1965, Ringel & Ewanowski 1965, Grossman 1964, Lass et al. 1972, Maeyama 1989 et Trulsson & Essick 1997.

Cette expérience a permis d'identifier des seuils de confort sur quatre régions de la surface de la langue et d'admettre qu'une discrimination optimisée passe par un bon paramétrage des stimuli. A savoir, des stimulations discontinues avec une préférence pour des patterns à 2 électrodes plutôt que 4. Ces informations sur les seuils électrotactiles proposent un cadre pour approfondir un codage permettant de maximiser les performances discriminatives d'informations spatiales électrotactiles transmises sur la langue. Toutefois, dans notre expérience, la tâche des sujets étant relativement passive, il est possible que les valeurs des seuils analysées avec cette méthode soient différentes d'une tâche de reconnaissance spatiale car les tests administrés produisent un continuum de sensations qui peut influencer les sujets (Van Boven, 1994). Des études complémentaires devront donc être menées pour garantir la fiabilité des résultats. D'autre part, il serait intéressant d'analyser la capacité de discrimination spatiale de la langue en demandant à des sujets d'identifier le nombre d'électrodes présentes dans un pattern tactile qui correspondrait davantage à une information spatiale.

Ces résultats restent donc à confirmer par une expérience montrant que 2 électrodes activées permettent des performances discriminatives au moins aussi bonnes que 4, dans des tâches de localisation spatiales. C'est ce que nous étudierons dans la prochaine expérience.

CONCLUSION SUR LES SEUILS LIMINAIRES ET LES SEUILS DE CONFORT ELECTROTACTILES LINGUAUX

Nous avons réalisé deux études psychophysiques, basées sur le même protocole, nous permettant d'analyser les seuils électrotactiles liminaires et les seuils de confort de la langue. Conformément aux conclusions auxquelles nous venons d'aboutir, nous allons décrire uniquement les seuils que nous préconisons, ceux obtenus en stimulation discontinue avec des patterns à deux électrodes.

Ces études réalisées sur quatre régions différentes de la langue permettent de conclure sur l'hétérogénéité de la perception de stimulations électrotactiles. Concernant la différence de sensibilité entre les côtés gauche et droit de la langue pour les seuils liminaire et de confort dans la condition discontinue, il ressort des résultats que la région droite apparaît toujours plus sensible que la gauche et que cette différence est plus marquée pour le seuil liminaire que pour le seuil de confort. Nous pouvons supposer qu'une augmentation de l'intensité du stimulus électrotactile active un nombre plus important de récepteurs tactiles. Par conséquent, plus l'intensité est haute, plus il est probable qu'une quantité identique de récepteurs soit activée de chaque côté du sillon médian malgré la répartition hétérogène des récepteurs linguaux. Récemment, Trulsson & Essick (1997) ont étudié l'innervation mécanoréceptive des seuils bas sur la langue humaine. Ils ont appliqué de légères pressions et enregistré l'activité neuronale des récepteurs. Ils concluent que la distribution de ces récepteurs est très hétérogène. Nos résultats sont alors assez cohérents avec la littérature (Mc Call & Landghart, 1966 ; Pleasonton, 1970 ; Maeyama & Plattig, 1989) et confirment que la disparité sensitive de la langue n'est pas uniquement antéro-postérieure mais aussi bilatérale. Plus exactement, le côté droit apparaît plus sensible que le gauche. Une explication de ce résultat peut se trouver dans les études neuro-anatomiques de la perception cutanée qui soutiennent l'hypothèse d'une supériorité de l'hémisphère droit dans le traitement des informations tactiles (Rhodes & Schwartz, 1981 ; Wiles et al., 1990). En effet, les aires somesthésiques sont réparties de manière quasi équivalente dans les deux hémisphères. Toutefois, cette organisation est croisée car chaque hémisphère contrôle essentiellement les informations relatives à l'hémi-corps controlatéral (la main droite est contrôlée par l'hémisphère gauche par exemple). Néanmoins, les études de patients ayant subi des lésions cérébrales droite ou gauche impliquant des troubles somesthésiques ont mis en évidence certaines asymétries (Bottin et al, 1991 ; Franco & Sperry 1977). Il apparaît que les troubles de la perception tactile sont plus fréquents suite à une lésion de l'hémisphère droit que gauche. Il semblerait donc que l'hémisphère droit domine la perception tactile. L'organisation en projection controlatérale du traitement de l'information sensorielle se vérifie pour la plupart des organes sauf pour quelques cas particulier comme la langue qui se projette de façon ipsilatérale. Ainsi les champs récepteurs de la partie droite de la langue se projettent dans l'aire somesthésique de l'hémisphère droit qui favoriserait la capacité tactile du côté droit de la langue par rapport au côté gauche comme nous l'avons constaté dans notre expérience. Les études sur les capacités tactiles des mains peuvent aussi donner un sens à cette disparité gauche-droite. En effet, elles apportent la preuve d'une plus grande sensibilité de la main gauche par rapport à la main droite pour des stimulations statiques (Weinster, 1962, 1978) et vibrotactiles (Rhodes & Schwartz, 1981 ; Wiles et al., 1990). La main et la

langue ayant des capacités discriminatives très proches et des récepteurs tactiles semblables, ces résultats laissent à penser que la langue partagerait certaines propriétés tactiles avec la main telles que la différence gauche – droite. Cependant, ces études tactiles sur les discriminations élémentaires ne montrent que de légères différences qui ne sont pas systématiquement significatives (Fagot et al., 1997). La question reste donc encore ouverte et à démontrer sur d'autres tâches de discrimination spatiale linguale.

Les résultats obtenus nous apportent également un premier cadre d'étude sur l'échelle de la perception de stimulations électrotactiles linguales à la surface de la langue. Ils nous permettent de poser la limite basse, le seuil liminaire, et une limite de confort de la stimulation, le seuil de confort. Les seuils liminaires pour les positions antérieure, postérieure, latérales droite et gauche valaient respectivement 1.7 V, 2.7 V, 2 V et 2.2 V. De même, les valeurs pour les seuils de confort étaient de 3.6 V, 6.3 V, 4.6 V et 5 V. Il apparaît que plus les récepteurs tactiles sont situés vers la partie postérieure de la langue (sens antéro-postérieur), plus l'écart entre le seuil liminaire et le seuil de confort s'agrandit. Cette différence entre seuil liminaire et de confort vaut 1.9 V pour l'avant, 2.7 V pour les positions du centre (latérales) et 3.6 V pour l'arrière. Il semble qu'à mesure que la densité des récepteurs baisse, la perception de confort s'éloigne de la perception liminaire.

Nous pouvons supposer qu'il en est de même pour les seuils nociceptifs qui se situent au dessus

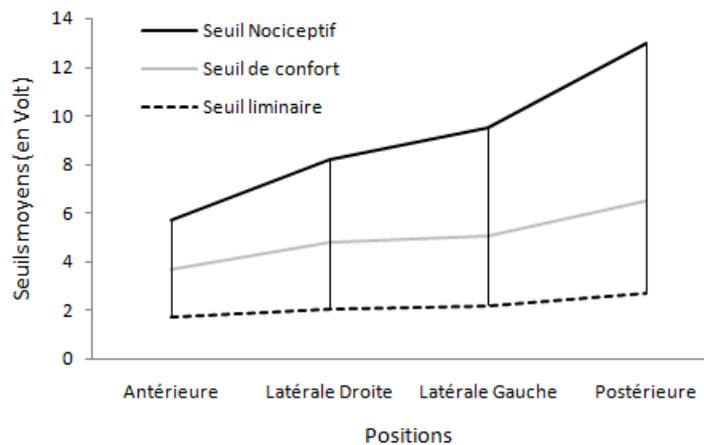


Fig. 53. Valeurs des seuils liminaires, des seuils de confort et des seuils nociceptifs en fonction de la position de la stimulation sur la langue. Les valeurs des seuils nociceptifs représentés sont des estimations à partir d'observations empiriques des évolutions des seuils liminaires et de confort.

des seuils de confort. Sur la figure 53, nous avons représenté une évolution des seuils nociceptifs en supposant qu'ils suivent la même logique. L'échelle dynamique d'intensité de perception de stimulation électrotactile, décrite par Sauner (1973), est définie par le rapport (seuil de douleur) / (seuil liminaire) ou D/L. Cet auteur a montré également que le rapport D/L pouvait être multiplié par deux avec un entraînement, alors que plus tard, Solomonow & Prados (1982) ont suggéré que ce rapport pouvait augmenter de 300% avec un entraînement de 15mn par jour en diminuant le seuil liminaire et en augmentant le seuil de douleur. Augmenter l'échelle dynamique de perception

permettrait d'obtenir une échelle de stimulation de confort plus grande et d'intensité plus basse pour minimiser les effets de l'accommodation neuronale. Par conséquent, une expérience permettant d'identifier les différents niveaux successifs de perception électrotactile permettrait sans doute de mieux comprendre les différences entre les seuils liminaires et de confort dont nous venons de parler plus haut et de définir un entraînement pour réduire les niveaux de perception et augmenter le rapport D/L (pour une revue sur le rapport D/L des systèmes électrotactiles et vibrotactiles voir Kaczmarek, 1991).

Habituellement, une phase de calibration est nécessaire pour toutes les applications TDU. En effet, la disparité des seuils sur la langue est connue pour être hétérogène sur la surface, comme nous venons de le voir dans notre expérience, mais également hétérogène d'un sujet à l'autre (Pleasanton, 1970). Cependant, nos résultats montrent qu'en stimulation discontinue la variabilité interindividuelle des seuils de confort est de 14% seulement. En évaluant précisément l'échelle dynamique des seuils de confort sur un échantillon de sujets, c'est-à-dire la valeur minimum et maximum en confort, et en prenant la valeur centrale, on pourrait envisager de pouvoir anticiper les seuils pour chaque utilisateur d'un dispositif électrotactile. Néanmoins l'existence d'un groupe plus sensible que l'autre aux stimulations électrotactiles nous montre qu'il serait nécessaire de tester au moins une valeur de seuil (par exemple à l'avant) afin d'identifier à quel groupe de sensibilité appartient le sujet et permettre ainsi l'anticipation du reste de seuils de confort dans les autres régions.

Nous avons montré ici que pour des applications électrotactiles cherchant à optimiser le transcodage de l'information nous préférons l'utilisation de patterns d'activation à 2 électrodes, transmis en stimulation discontinue. Ces deux expériences psychophysiques ont donné des valeurs quantitatives de seuils liminaires et de confort pour des stimulations électrotactiles. Ces informations permettront sans aucun doute l'amélioration des dispositifs électrotactiles et de préciser le paramétrage de notre application de guidage de ponction chirurgicale percutanée. Cependant, ces deux expériences ne sont pas suffisantes pour comprendre tous les mécanismes de la communication électrotactile linguale. C'est pourquoi nous avons expliqué dans les paragraphes précédents certaines études essentielles à mener pour développer le champ des connaissances de la perception tactile de la langue.

Dans la prochaine série d'expérience nous poursuivons par l'évaluation des temps de réaction à des stimuli électrotactiles. Ces expériences nous permettront d'une part d'analyser la disparité des temps de réaction à la surface de la langue et de les comparer aux résultats obtenus sur les seuils de perception et de confort, et d'autre part d'évaluer si les temps de réaction nécessaires à l'interprétation de patterns spatiaux sont compatibles avec une application de guidage.

C. TEMPS DE REACTION ET DISCRIMINATION SPATIALE DE PATTERNS DIRECTIONNELS ELECTROTACTILES LINGUAUX

Lorsqu'il s'agit de contrôler le mouvement d'une aiguille dans un cylindre de quelques millimètres de diamètre, la capacité à corriger le geste en cas d'erreur est une donnée essentielle pour évaluer la précision et l'efficacité d'un dispositif de guidage. Dans notre application de guidage de ponction, la qualité de la correction dépend, en effet, de la capacité des sujets à discriminer les informations électrotactiles d'orientation ainsi que du temps de réaction nécessaire pour effectuer un mouvement volontaire proposé par la correction.

La réaction à un stimulus implique en plusieurs étapes successives de durées variables en fonction de la complexité de l'information. Détection du stimulus, identification du stimulus, sélection ou planification de la réponse, programmation et exécution de la réponse motrice constituent les différentes étapes entre l'activation d'une stimulation et la réaction volontaire souhaitée. La somme des délais nécessaires à la mise en place de ces activités constitue le temps de réaction à la stimulation : c'est le délai entre l'entrée (le stimulus) et la sortie (la réaction).

Dans la suite de ces travaux de recherche, nous souhaitons évaluer la charge cognitive que nécessite le traitement de l'information spatiale électrotactile linguale pour sélectionner et effectuer la bonne correction en direction. Nous avons élaboré trois expériences.

Une première expérience a consisté à évaluer les temps de réaction simple sur quatre directions. Les sujets devaient réagir à des stimuli connus à l'avance. Des recherches ont montré que les temps de réaction simple sont plus courts pour des stimuli auditifs (140 ms) que pour des stimuli

visuels (190 ms), la réaction à la stimulation tactile ayant un temps intermédiaire de 155 ms (Wexford, 1980 ; Berner & Welford, 1980, Robinson, 1934). A notre connaissance, aucune expérience n'a comparé le temps de réaction à des stimulations électrotactiles sur la langue avec des stimulations visuelles. Par conséquent, dans une seconde expérience, nous avons comparé les temps de réaction simple à des stimuli électrotactiles sur la langue avec les temps de réaction simple à des stimuli visuels, afin de vérifier si le traitement d'une information spatiale visuelle (guidage visuel) se fait moins rapidement qu'une stimulation électrotactile (guidage TDU), au même titre qu'une stimulation tactile classique. Enfin, une troisième et dernière expérience nous a permis d'identifier les temps de réaction aux choix nécessaires à la présentation d'un pattern électrotactile directionnel lors d'une tâches spatiales dans laquelle 4 options de direction étaient possibles. A partir de l'évaluation des temps de réaction simple et au choix nous pourrons extraire le temps nécessaire pour traiter une information spatiale électrotactile codée sur 4 directions (étape décisionnelle).

Notre objectif principal étant l'étude d'un dispositif de retour électrotactile (TDU) comme guidage de ponction chirurgicale, dans toutes les expériences qui suivent, les sujets doivent utiliser un dispositif permettant d'enregistrer les données qui les place dans une configuration similaire à une situation de manipulation d'une aiguille chirurgicale.

4 EXPERIENCE 4 : ETUDE DU TEMPS DE REACTION SIMPLE TDU

4.1 Introduction

Le but de cette première expérience sur les temps de réaction (TR) est d'identifier les temps de réaction simple (TRS). L'objectif est d'analyser le rôle de la position de la stimulation, du nombre d'électrodes et de l'entraînement sur le TRS.

De la même façon que les seuils de sensation sont hétérogènes à la surface de la langue, il est probable que les TRS soient également différents en fonction de la position de la stimulation. C'est pourquoi, nous les avons étudiés sur les 4 régions déjà mises en œuvre dans les expériences 2 et 3 précédentes. Nous serons ainsi en mesure de comparer l'hétérogénéité de la perception d'intensité électrotactile à la surface de la langue, avec la disparité des TRS. D'autre part, l'apex possédant la plus grande densité de mécanorécepteurs, la position antérieure devrait enregistrer des latences plus courtes que les autres régions, et comme nous l'avons vu lors de la précédente expérience le côté droit est plus sensible que le gauche qui devrait être moins performant.

De plus, la plupart des dispositifs électrotactiles développés au laboratoire TIMC dont les faisabilités ont été montrées, utilisent de façon empirique 4, 6 ou 12 électrodes simultanément pour constituer un pattern d'information. Cependant, ces informations tactiles sont utilisées sans connaissance fondamentales de l'effet du nombre d'électrodes sur la discrimination (Vuillerme et al., 2007, 2008a, 2008b, 2008c). Comme dans les expériences, nous avons étudié cet effet sur deux quantités d'électrodes. Alors qu'il est préférable pour minimiser l'accommodation neuronale de solliciter les récepteurs tactiles linguaux le moins possible, les patterns avec 6 électrodes et plus ont été exclus. Les électrodes activées dans les angles de la matrice 6x6 seraient en fait communes à deux positions adjacentes (positions antérieure et gauche par exemple) entraînant un risque de surcharge des capteurs tactiles correspondants et une distorsion de l'information. Ainsi, nous avons comparé les performances obtenues avec des patterns constitués de 2 ou 4 électrodes tactiles. Nous pensons que les performances de temps de réaction seront meilleures avec 4 électrodes du fait d'un plus grand nombre de récepteurs tactiles activés mis en jeu par rapport à 2 électrodes activées simultanément.

Nous analyserons également si les performances de TRS peuvent être améliorées avec un entraînement comportant trois sessions.

Dans cette expérience de temps de réaction simple (TRS), les sujets connaissent préalablement la localisation de la stimulation pour tous les tests. Aucune décision ne devait être prise sinon celle d'activer la commande motrice en réponse à la stimulation tactile, c'est donc quasiment une activité réflexe que nous avons mesurée. La configuration du joystick mis en œuvre pour enregistrer le TRS ainsi que le codage ("aller à l'opposé de la stimulation") se rapproche des conditions de notre application de guidage TDU. Cette étude nous permettra ainsi de tirer des conclusions sur les paramètres à utiliser pour guider une aiguille de ponction vers une cible percutanée.

4.2 Méthode

4.2.1 Sujets

Un groupe de six sujets (deux femmes et quatre hommes – âgés de 25 à 32 ans) a réalisé l'expérience. Tous les sujets étaient volontaires pour participer à l'expérience et aucun ne présentait de trouble moteur ou de perception tactile linguale.

4.2.2 Dispositif expérimental

4.2.2.1 Les stimuli

Des stimuli électrotactiles étaient délivrés sur la partie antérieure de la surface de la langue via un TDU filaire identique à celui utilisé dans les expériences précédentes. Les électrodes étaient désinfectées entre chaque participant avec une solution de Steronios 2% ECS utilisée habituellement pour stériliser les outils chirurgicaux.

La configuration des patterns mis en œuvre dans cette expérience est la même que pour les expériences de psychophysiques décrites précédemment. Ainsi, sont proposés des patterns à 2 ou 4 électrodes sur quatre positions différentes (figure 54).

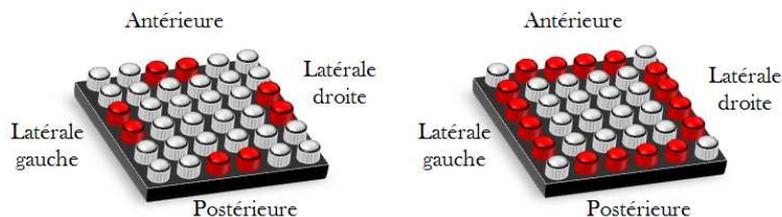


Fig. 54. Schéma de l'organisation des quatre couples de patterns électrotactiles testés sur quatre régions de la partie antérieure de la langue (antérieure, postérieure, latérales gauche et droite avec 2 ou 4 électrodes). À gauche, patterns avec deux électrodes ; et à droite, patterns avec quatre électrodes. Les cylindres rouges représentent les électrodes activées.

4.2.2.2 Le joystick

Les sujets devaient manipuler un joystick (Thrusmaster®) spécialement customisé avec une gouttière pour réaliser l'expérience avec l'index de la main avec laquelle ils avaient l'habitude d'écrire afin que, quelle que soit la position de la stimulation (antérieure, postérieure, gauche et droite), la réponse motrice mobilise une configuration articulaire similaire (figure 55). Le joystick était connecté à un ordinateur portable par une connexion USB.



Fig. 55. Joystick utilisé pour cette expérience. L'index de la main droite ou gauche était placé à la verticale pour minimiser les mouvements permettant l'orientation du joystick.

4.2.3 Procédure expérimentale

Avant l'expérience, des instructions décrivant les différents types de patterns tactiles utilisés dans l'expérience ainsi que la tâche à réaliser étaient oralement données à chaque participant. Le TDU était placé à l'intérieur de la bouche en contact avec la surface supérieure antérieure de la langue (figure 56). Il était demandé aux sujets de conserver la matrice TDU dans la même position sur la langue pendant le déroulement de l'expérience.

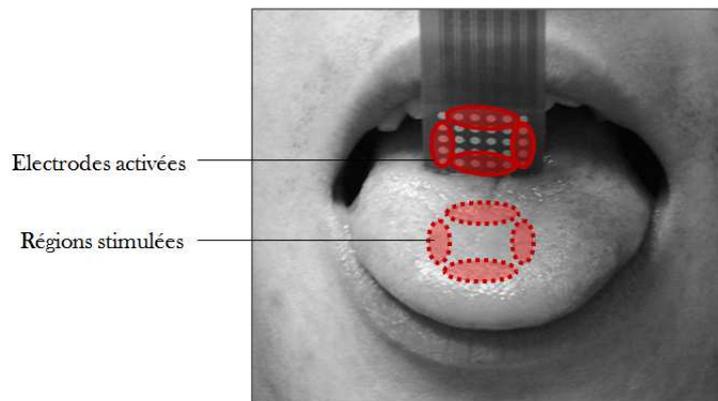


Fig. 56. Représentation des régions de la langue stimulées (cylindres en pointillés) en fonction des patterns électrotactiles activés (cylindres en traits pleins). La matrice était placée de façon à ce que les quatre patterns tactiles soient localisés dans la partie antérieure du dos de la langue.

Dans cette expérience les sujets devaient réagir à des stimulations qu'ils connaissaient par avance (temps de réaction simple). Huit configurations de stimuli différents (4 positions \times 2 électrodes, 2 ou 4) étaient présentées dans des ordres différents pour chaque sujet. Les sujets étaient avertis par avance à quel stimulus ils allaient devoir réagir donc dans quel sens le mouvement devrait être effectué. Pour correspondre à notre application de guidage, le mouvement à effectuer

via le joystick était "à l'opposé" de la stimulation (figure 57). Les sujets utilisaient la main avec laquelle ils avaient l'habitude d'écrire. Pour chaque configuration, chaque sujet devait réaliser 3 sessions consécutives de 10 stimulations chacune. Entre deux sessions, 2 minutes de pause étaient imposées et 5 minutes entre chaque configuration de patterns. Ceci pour ne pas fatiguer les sujets et éviter une accommodation des capteurs tactiles mis en jeu. Au sein d'une même session, les stimulations étaient présentées toutes les 3 secondes indiquées juste avant par un signal sonore. A partir de ce signal la stimulation pouvait apparaître aléatoire entre 50 et 150 ms afin que les sujets ne puissent pas anticiper l'arrivée du stimulus. La consigne donnée à chaque participant était d'être le plus rapide possible. Enfin, les 240 essais (4 positions × 2 types électrodes × 3 sessions × 10 essais) étaient effectués en 45 minutes environ.

Avant l'expérience, les seuils de confort étaient enregistrés pour chaque sujet pour chacune des configurations de stimulation par la méthode des ajustements décrite dans la partie I. Cette méthode dans laquelle le sujet réglait lui-même le seuil qui lui paraissait le plus "confortable" en tournant un bouton qui augmentait linéairement l'intensité, permettait d'obtenir rapidement les seuils de confort de stimulation. La relation entre l'orientation du joystick et les patterns directionnels, rappelée par la figure 57, était la même que précédemment. Les sujets devaient réagir en allant à l'opposé de la stimulation.

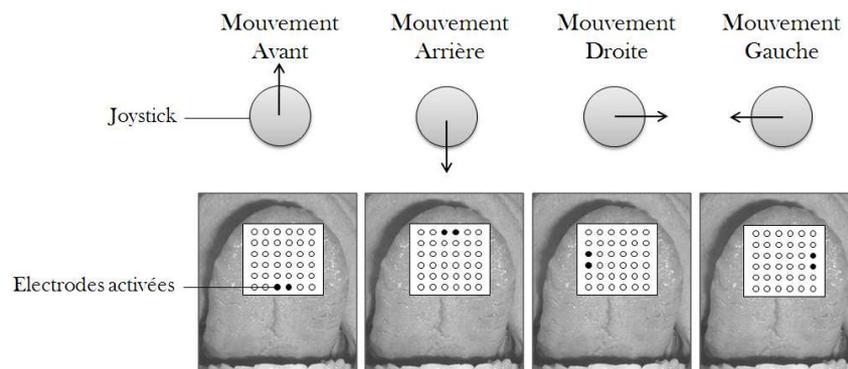


Fig. 57. Schéma de correspondance entre les mouvements du joystick et les stimulations directionnelles avec des patterns à 2 électrodes. Le mouvement se fait à l'opposé de la stimulation : par exemple gauche, la stimulation est perçue dans la région postérieure correspond à un mouvement du joystick vers l'avant. Le codage était identique avec 2 et 4 électrodes.

4.2.4 Acquisition et analyse des données

Un logiciel développé pour l'expérience a permis de comparer les positions du joystick avec les stimulations directionnelles transmises via la matrice. Une bonne réponse était enregistrée lorsque le joystick était activé dans le sens opposé à la direction de la stimulation. L'analyse statistique a impliqué la comparaison des données collectées pour les bonnes réponses des 1440 essais (six sujets).

4.3 Résultats

Les performances des sujets ont été analysées à partir des temps de réaction entre la présentation du stimulus et la mise en mouvement du joystick pour chaque position dans les deux conditions nombre d'électrodes. Une Anova à 3 facteurs (4 positions \times 2 types électrodes \times 3 sessions) a été effectuée avec le logiciel Statistica. Le niveau de significativité était fixé à 0.05.

4.3.1 Temps de réaction simple

Les temps de réaction simple en fonction des 4 positions de stimulation et du nombre d'électrodes activées et de la session sont présentés sur les figures 58 et 59.

L'ANOVA montre un effet significatif de la position, $F(3,15)=5.67$, $p < 0.01$. En effet, alors qu'il n'y a aucune différence entre les positions antérieure et postérieure (respectivement 320 ms et 314 ms), et entre positions latérales gauche et droite (respectivement 346 ms et 354 ms), le temps de réaction pour les positions dans l'axe médian (antérieure-postérieure) apparaît statistiquement plus court (317 ms) que pour les positions latérales (350 ms), $F(1,5)=55.86$, $p < 0.0001$ d'après les comparaisons planifiées.

Cependant, aucun effet du nombre d'électrodes et de la session n'apparaît, ni d'effet d'interaction entre les 3 facteurs.

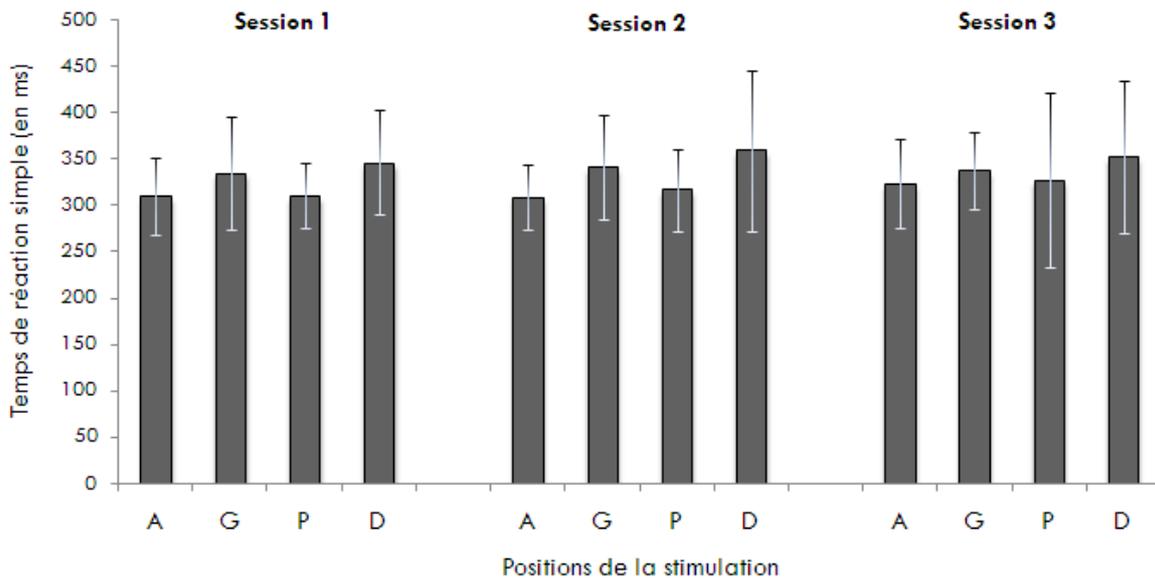


Fig. 58. Temps de réaction simple pour des patterns à 2 électrodes en fonction des 4 positions de stimulation antérieure (A), gauche (G), postérieure (P) et droite (D) et de la session.

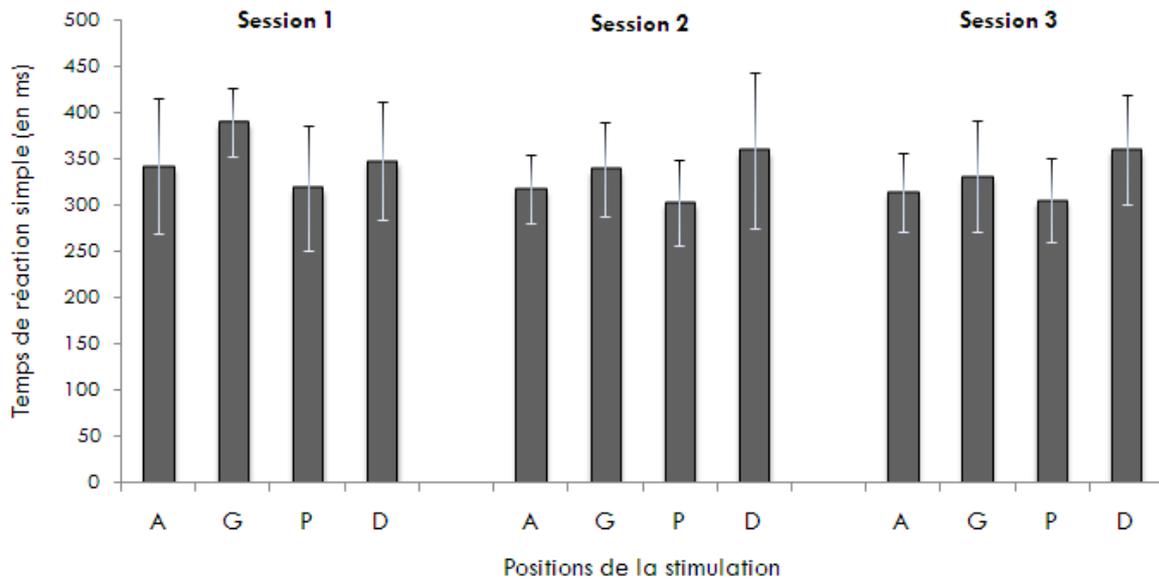


Fig. 59. Temps de réaction simple pour des patterns à 4 électrodes en fonction des 4 positions de stimulation antérieure (A), gauche (G), postérieure (P) et droite (D) et de la session.

4.3.2 Variabilité interindividuelle

La variabilité interindividuelle faible de 9% (coefficient de variation), calculée pour la moyenne des temps de réaction simple pour les 4 régions étudié, a été constatée (figure 60). Sur les six sujets de l'expérience, cinq ont obtenus des performances entre 300ms et 400ms, et pour un seul sujet le temps de réaction était particulièrement rapide : 255ms (sujet non inclus dans le calcul de la variabilité).

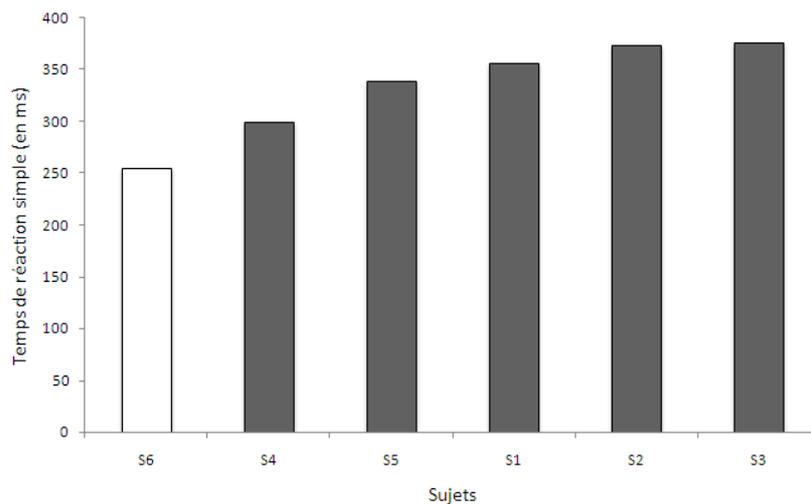


Fig. 60. Temps de variation simple en fonction des sujets, du plus rapide au plus lent.

4.4 Conclusion

L'objectif principal de cette expérience était d'étudier les temps de latence entre la présentation d'un stimulus électrotactile connu à l'avance et une réponse motrice, donc sans faire intervenir de prise de décision.

Les temps de réaction simple (TRS) que nous avons enregistrés pour les positions antérieure, postérieure, latérales gauche et droite sont respectivement de 320 ms, 314 ms, 346 ms et 354 ms. Les résultats ont montré une hétérogénéité des temps de réaction en fonction de la localisation de la stimulation sur la langue. En effet, les côtés gauche et droit entraînent des temps de réaction plus longs que les positions antérieure et postérieure. De plus, alors que nous pensions que l'apex de la langue, région la plus innervée, permettrait les réactions les plus rapides, nous avons montré que le TRS en position antérieure est identique au TRS en position postérieure, la moins innervée. Il semble que le temps de réaction simple soit surtout dépendant de la localisation de la stimulation sur la langue, plus que de la densité de capteurs à l'endroit de la stimulation.

Pour expliquer la différence de TRS -antéropostérieure vs latérale- deux hypothèses sont possibles. Premièrement, il se pourrait que les voies neuronales véhiculant l'information tactile à la surface de la langue soient plus longues et/ou plus lentes sur les côtés que sur les parties antérieure et postérieure. Toutefois, cette hypothèse paraît peu probable étant donné la proximité des quatre stimulations différentes sur la langue. Une seconde hypothèse apparemment plus réaliste se trouverait dans l'action du joystick utilisé dans l'expérience. En effet, il est possible que le contrôle de mouvements de flexion-extension de l'index, correspondant à des stimulations postérieures et antérieures, constitue une configuration articulaire plus rapide à déclencher que des mouvements latéraux, correspondant aux stimulations gauches et droites, bien que dans l'expérience les sujets ne devaient effectuer que des mouvements de quelques degrés. Ainsi, des mouvements de l'index avant et arrière seraient simplement plus faciles à exécuter que des mouvements latéraux.

Par ailleurs, contrairement à nos hypothèses de départ, les résultats montrent que la surface de stimulation, c'est-à-dire le nombre d'électrodes activées simultanément, n'a pas d'effet sur le temps de réaction simple (TRS). Un stimulus plus large de 4 électrodes ne permet pas d'être plus rapide qu'un stimulus à 2 électrodes (349 ms en moyenne). La quantité de récepteurs activés ne jouerait donc aucun rôle dans l'amélioration des performances de TRS. Ce résultat constitue un argument supplémentaire pour l'utilisation de patterns à deux électrodes que nous avons suggérée précédemment (expériences 2 et 3).

De plus, nous avons constaté que l'entraînement n'a pas permis d'améliorer les performances de TRS. Il semblerait que soit les sujets ont atteint des performances plafond dès la première session, soit le mécanisme d'apprentissage nécessiterait davantage d'essais pour se mettre en place. La deuxième hypothèse trouve écho dans la littérature car il semblerait que des personnes pratiquant habituellement des tâches de TRS sont plus rapides que des personnes novices (Woodworth & Schlosberg, 1954)

D'autre part, le TRS se situe entre 300 ms et 400 ms (349 ms en moyenne) pour la plupart des sujets. Toutefois, le sujet le plus performant parvient à des délais inférieurs à 260 ms. Les temps de réaction rapportés ici sont plus longs que ceux rapportés dans la littérature pour des réactions à des stimuli tactile, visuel et auditif, entre 140 ms et 200 ms (Robinson, 1934, Woodworth & Schlosberg,

1954 ; Fieandt et al., 1956 ; Brebner & Welford, 1980). Cependant, il est noté que les résultats sur les TR dépendent de nombreux paramètres tels que les paramètres de stimulation (Luce, 1986), l'attention, la motivation et l'âge des sujets (Der & Deary, 2006), voire même leur personnalité (Brebner, 1980). De plus, bien que nos résultats montrent des TR plus longs, nous devons considérer la tâche réalisée ainsi que le manque d'expérience des sujets à la perception d'électrostimulations, qui n'est pas une modalité naturelle comme peuvent l'être la vision, le toucher ou l'audition. En effet, nous avons choisi de contrôler les temps par le déplacement d'un joystick pour que le mouvement soit similaire à notre application de guidage, alors que les expériences de TR demandent souvent d'actionner un simple bouton sur un ordinateur. Il est possible que l'écart entre nos résultats et ceux de la littérature proviennent de la différence de tâche. Nous confirmerons cet effet avec la prochaine expérience qui comparera des temps de réaction en tactile et visuel. D'autre part, nous sommes conscients que l'expérience décrite ici n'a impliqué que six sujets. Ce nombre est faible mais nous pensons que la variabilité suggère que ces résultats sont pertinents. L'étude a, en effet, montré une variabilité interindividuelle de 9%. Une variation aussi faible des données entre les sujets permet de penser que notre échantillon est représentatif de la population et qu'augmenter sa quantité ne modifierait pas les résultats.

Ainsi, dans l'expérience suivante, des temps de réaction simple vont être comparés entre des stimuli électrotactiles et visuels afin d'identifier si la réaction à un stimulus électrotactile est plus courte que la réaction à un stimulus visuel.

5 EXPERIENCE 5 : ETUDE DU TEMPS DE REACTION SIMPLE TDU VS VISUEL

5.1 Introduction

L'objectif de cette expérience est d'étudier la différence entre un temps de réaction simple (TRS) pour un stimulus électrotactile et un stimulus visuel. Nous avons vu lors de l'expérience 1, que le guidage TDU obtenait des performances proches du guidage visuel. La littérature décrit habituellement que la réaction au toucher est plus rapide que la réaction à des stimuli visuels (Welford, 1980). La sensation vibratoire issue d'une stimulation électrotactile est une sensation tactile, puisqu'elle fait intervenir des récepteurs spécifiques de la communication tactile (chapitre 5 de la partie 1). Nous sommes donc en mesure de penser que les résultats de cette étude montreront que la réaction en TDU sera plus rapide qu'en visuel.

Dans cette étude, le groupe expérimental doit répondre à une série de stimuli visuels et électrotactiles connus à l'avance. C'est donc des temps de réaction simple que nous avons analysés et qui nous permettront d'observer si le canal tactile lingual possède une vitesse de l'influx nerveux aussi rapide que la vision.

5.2 Méthode

5.2.1 Sujets

Un groupe de six sujets a réalisé l'expérience (une femme et cinq hommes âgés entre 23 ans et 35 ans). Aucun des sujets n'a rapporté de trouble moteur ou de perte de sensibilité linguale.

5.2.2 Dispositif et procédure expérimentaux

Le dispositif expérimental utilisé ici était similaire à celui de l'expérience 5 sur l'étude des temps de réaction simple (matrice TDU, Joystick avec gouttière), à la différence que les sujets devaient répondre à des stimuli électrotactiles et également à des stimuli visuels. La tâche consistait à tirer le joystick vers soi avec le doigt (sens opposé à la stimulation) chaque fois qu'une stimulation visuelle ou tactile était discriminée.

Contrairement aux précédentes expériences où nous avons testé les sujets sur 4 régions de la langue, nous n'avons testé ici qu'une position. En modalité tactile, la stimulation était constituée de 4 électrodes activées simultanément sur la position antérieure impliquant un mouvement à l'opposé, donc vers le sujet (figure 61). Dans la modalité visuelle, nous avons élaboré un stimulus équivalent à la stimulation tactile, c'est-à-dire que nous avons présenté sur un écran face au sujet une matrice 2D de 36 disques (6×6) rouges. Les sujets devaient également répondre par un mouvement du joystick vers l'arrière lorsque les 4 disques du haut étaient verts (figure 62).

Chaque sujet du groupe expérimental réalisait le test pour des stimuli visuels et tactiles. L'ordre de présentation des modalités sensorielles (vision et toucher) était contrebalancé entre les sujets.

Pour chaque modalité, 3 sessions devaient être effectuées consécutivement avec une pause de 5 mn entre chaque. Les sujets ont effectué 20 essais dans chaque session.

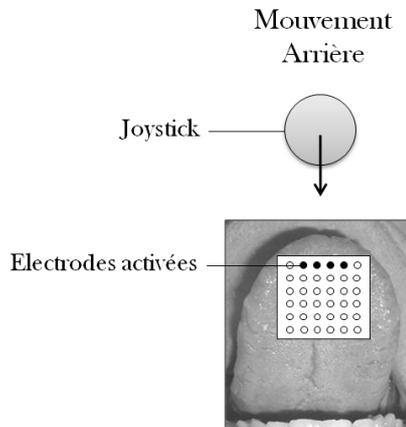


Fig. 61. Schéma de correspondance entre les mouvements du joystick et les stimulations en position antérieure avec un pattern à 4 électrodes activées. Le mouvement se fait à l'opposé de la stimulation : la stimulation discriminée vers l'avant de la langue (antérieur) implique un mouvement vers l'arrière c'est-à-dire vers le sujet.

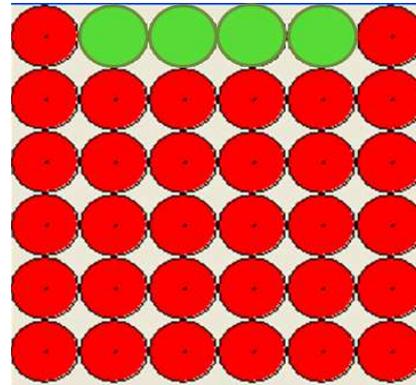


Fig. 62. Stimulus visuel, les sujets devaient appliquer un mouvement arrière du joystick à chaque présentation des électrodes vertes.

5.2.3 Acquisition et analyse des données

Nous avons développé un logiciel spécifique permettant de présenter les stimuli visuels et électrotactiles aux sujets. L'algorithme permettait également d'enregistrer le délai entre l'activation du stimulus et de la commande motrice via la détection du déplacement du joystick.

L'analyse statistique a consisté en une analyse de variance ANOVA à 2 facteurs, le facteur stimulus (visuel ou électrotactile) et le facteur session (3 sessions). Le niveau de significativité était fixé à 0.05.

5.3 Résultats

La figure 63 présente l'évolution des performances de temps de réaction simple en fonction des sessions. L'analyse statistique ANOVA ne montre aucune différence significative entre les deux conditions de stimulations visuelle et électrotactile. Le temps de réaction simple moyen est de 331ms en visuel et de 314ms en tactile. Toutefois, un effet de la session apparaît, $F(2,10)=18.27$, $p < 0.0005$. En effet, les comparaisons planifiées mettent en évidence une différence significative entre les sessions 1 et 2, et tendancielle entre les sessions 2 et 3, respectivement $F(1,5)=10.35$, $p < 0.03$ et $F(1,5)=5.70$, $p < 0.07$. Les performances des sujets augmentent au cours des sessions (session 1 = 335 ms, session 2 = 320 ms, session 3 = 320 ms)

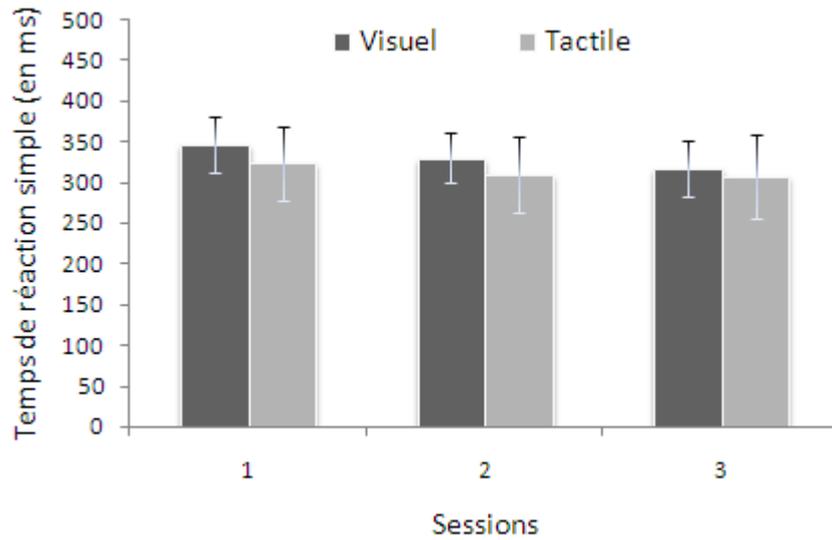


Fig. 63. Evolution du temps de réaction en fonction des stimuli visuel et tactile, et des 3 sessions.

Les variabilités interindividuelles sont relativement faibles dans les deux conditions. Cependant, la dispersion des performances est plus importante en stimulation électrotactile (coefficient de variation = 15%) qu'en stimulation visuelle (10%). Par ailleurs, il semble que les sujets conservent leurs niveaux de performances d'une modalité à l'autre par rapport aux autres sujets (figure 64). En effet, un calcul du coefficient de corrélation (CC) montre que les données en visuel et électrotactile sont fortement corrélées (CC = 0.93). L'ordre de performances inter-sujet est presque identique entre les deux modalités visuelle et tactile. Un sujet avec des temps de réaction courts en visuel a aussi de bonnes performances en tactile et inversement.

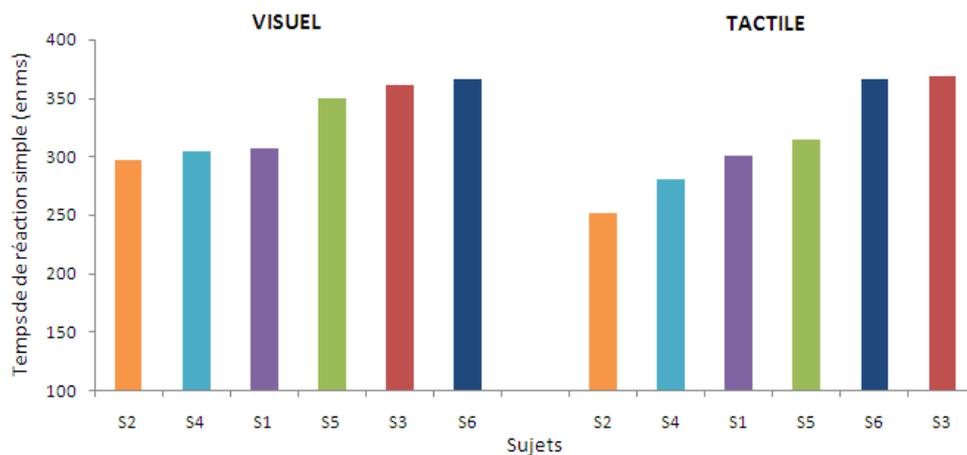


Fig. 64. Temps de réaction par sujet en fonction de la stimulation visuelle ou tactile. On constate que l'ordre des performances est conservé entre les deux modalités visuelle et tactile.

5.4 Conclusion

L'objectif principal de cette étude était d'observer la différence de temps de réaction simple (TRS) entre des stimuli visuel et électrotactile.

Notre étude met en évidence qu'il n'y a pas de différence entre les deux modalités sensorielles. Ce résultat surprenant ne confirme pas la littérature sur le domaine. En effet, de nombreuses recherches en psychologie montrent habituellement que le TRS tactile est plus court que le TRS visuel (Hirsch, 1862 ; Scott & Gray, 2008). Toutefois, dans notre expérience, bien que la différence ne soit pas significative, le TRS en tactile est sensiblement plus rapide (314 ms) qu'en visuel (331 ms) quelle que soit la session. Il est possible qu'avec un apprentissage plus important, particulièrement avec le TDU, l'écart augmenterait. Par ailleurs, il semble que la différence entre les TRS de différentes modalités sensorielles diminue lorsque l'intensité des stimuli augmente. En effet, Kohfeld (1971) a réalisé une expérience de temps de réaction simple dans laquelle il fait varier l'intensité des stimuli visuel et auditif. Il constate que pour des intensités élevées de stimuli, la différence entre les deux modalités diminue alors qu'en faible intensité la réaction au son est plus rapide que la réaction à un stimulus visuel (point lumineux). Kohfeld a donc suggéré que la différence de temps de réaction entre un point lumineux et un son pourrait être éliminée si une intensité de stimulus suffisamment élevée était utilisée. Ainsi, augmenter l'intensité des stimuli électrotactiles réduirait la différence de temps de réaction entre la vision et le toucher. Par conséquent, il est possible que dans notre expérience l'intensité lumineuse et le contraste (vert rouge) d'un côté, et la stimulation électrotactile d'un autre côté, soient assez forts pour minimiser la différence entre les temps de réaction habituellement constatés entre le toucher et la vision. Peut-être que l'utilisation de 2 électrodes mettrait en évidence une différence plus importante entre les temps de réaction en visuel et électrotactile.

Notre étude montre que les réactions entre la vision et le "toucher électrotactile" sont similaires, mais également que les sujets conservent leur niveau de performances entre les deux modalités. Si un sujet est lent dans une modalité il le sera également dans l'autre modalité. Cependant, il apparaît que la variabilité interindividuelle est plus faible en visuel qu'en tactile. Le manque d'expérience en stimulation électrotactile pourrait être la cause de cette disparité des résultats dans la condition TDU. Notons que les TRS aux électrostimulations sur la position antérieure de l'expérience 4 sont identiques à cette expérience (respectivement 320 ms et 314 ms). Le caractère répétable de ces résultats en montre la fiabilité, étant donné que les sujets étaient différents pour les deux expériences.

Par ailleurs, les temps de réaction que nous avons obtenus autant en vision qu'en toucher sont plus élevés (≈ 322 ms) que ceux obtenus dans la plupart des expériences de la littérature. Les réactions au toucher sont rapportées de l'ordre de 155 ms et la réaction à la lumière autour de 190 ms (Hirsch, 1862 ; Scott & Gray, 2008). Cependant, les temps de réaction dépendent de nombreux paramètres physiologiques mais aussi du stimulus. Par exemple, Lele et al. (1954) ont constaté que les temps de réaction au toucher variaient de 280 ms à 360 ms en fonction de la taille du filament utilisé comme déclencheur de la réaction et de l'intensité appliquée sur la peau. Les conditions expérimentales étant très différentes des expériences de TR réalisées habituellement, il paraît difficile de comparer précisément nos résultats à ceux de la littérature.

D'autre part, Forster et al., en 2002, ont montré qu'un temps de réaction simple était plus rapide pour un stimulus simultanément visuel et tactile. Ces résultats suggèrent qu'en couplant des stimulations visuelles et tactiles il serait possible d'améliorer les performances des sujets. Cette expérience mériterait d'être élaborée pour envisager d'éventuelles améliorations du guidage TDU et apporter des éléments intéressants d'un point de vue méthodologique pour le couplage du guidage TDU avec d'autres systèmes utilisant des modalités sensorielles différentes. Remarquons enfin que le sujet le moins rapide était le plus âgé du groupe, résultat qui tend à confirmer l'effet de l'âge sur les TR qui a été mis en évidence par Welford (1977). Néanmoins, l'ensemble des résultats de cette expérience devra être confirmé avec un groupe de sujets plus important, notre étude ne comportant que six volontaires.

En conclusion, il apparaît que les temps de réaction aux stimulations électrotactiles sont au moins aussi courts qu'en vision. Nos résultats montrent qu'un guidage tactile via des patterns électrotactiles ne devrait pas augmenter les temps de correction en direction d'un geste de ponction chirurgicale par rapport à un guidage visuel. Néanmoins, lors de la réalisation d'un geste guidé, l'étape décisionnelle permettant de sélectionner la commande motrice, correspondant à la correction suggérée, est une étape capitale du processus de réaction qui ne peut pas être étudiée dans les tâches de TRS.

Ainsi, dans la dernière expérience de ce chapitre sur les temps de réaction à des électrostimulations, nous allons analyser, via les temps de réaction aux choix, les temps de traitement décisionnel et la capacité discriminative spatiale de la langue.

6 EXPERIENCE 6 : ETUDE DU TEMPS DE REACTION AU CHOIX A DES STIMULATIONS ELECTROTACTILES

6.1 Introduction

Les deux expériences précédentes ont permis de mesurer des temps de réaction simple (TRS), une seule possibilité était offerte au sujet. Lorsqu'un sujet se trouve confronté à un choix, la mesure dépendante est le temps de réaction au choix (TRS). Au temps simple de réaction s'ajoute le temps de prise de décision. Le TRC est donc habituellement plus long que le TRS.

Miller et Low, en 2001, ont réalisé une expérience pour étudier les différents types de temps de réaction à divers stimuli visuels dans laquelle les sujets devaient presser la barre espace d'un clavier d'ordinateur. Ils ont montré que les temps de préparation (tension des muscles) et de réponses motrices étaient identiques que le stimulus soit connu par avance ou pas. Ce résultat met en évidence que la différence de temps de réaction est due au temps de traitement de l'information discriminée : le temps de réaction décisionnelle. C'est donc la prise de décision entre des choix possibles qui rajoute un délai supplémentaire au processus de réaction à un stimulus.

Dans cette expérience, nous souhaitons évaluer les temps de réaction décisionnelle (TRD) à une stimulation linguale lorsque le sujet doit, cette fois, prendre une décision concernant l'orientation de son geste. Pour cela, nous avons utilisé une méthodologie du temps de réaction au choix (TRC) à des stimuli électrotactiles (voir partie I, chapitre 4.1.1). La tâche expérimentale consiste à, premièrement, discriminer le pattern directionnel électrotactile transmis sur la langue via le TDU parmi quatre possibilités (positions antérieure, postérieure, latérales gauche et droite), et deuxièmement exprimer la compréhension du stimulus (sémantique de l'information) en orientant un joystick dans la direction opposée au pattern tactile directionnel reçu.

Ainsi, nous allons étudier ici le rôle de la position des patterns directionnels (positions antérieure, postérieure, latérales gauche et droite) sur le TRC. De plus, nous analysons l'effet du nombre d'électrodes activées (2 ou 4 électrodes tactiles) sur les performances de discrimination spatiale et de temps de réaction, ainsi que l'apprentissage à travers 3 sessions de tests. Compte-tenu des résultats des expériences précédentes, il est probable qu'une hétérogénéité des performances soit constatée en fonction de la position de la stimulation sur la langue et que le nombre d'électrodes n'ait pas d'effet sur les performances.

6.2 Méthode

6.2.1 Sujets

Un groupe de six sujets (2 femmes et 4 hommes – âgés de 25 à 32 ans) identique au groupe expérimental de l'expérience 4 a volontairement participé à l'expérience. Aucun des sujets n'avait d'handicap sensitif de la langue.

6.2.2 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental était similaire à celui présenté dans l'expérience 4 sur les temps de réaction simples. Nous avons transmis des stimulations électrotactiles via la matrice TDU 6×6, désinfectée entre chaque sujet, et utilisé un joystick identique à l'expérience 4 pour contrôler le temps de réaction des sujets. La configuration du joystick mis en œuvre dans cette expérience ainsi que le codage ("aller à l'opposé de la stimulation") étaient identiques à ceux de l'expérience 4.

Les stimuli étaient également ceux des expériences antérieures : des patterns à 2 ou 4 électrodes localisées sur les 4 régions de la partie antérieure de la langue que nous avons déjà étudiées (figure 65).

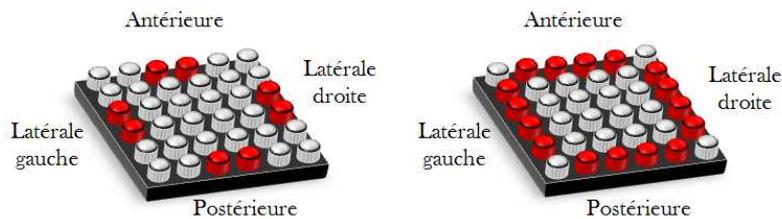


Fig. 65. Schéma de l'organisation des électrodes des quatre couples (antérieure, postérieure, latérales gauche et droite) de patterns tactiles testés sur la partie antérieure de la langue. À gauche, patterns constitués de deux électrodes ; à droite, patterns avec quatre électrodes. Les cylindres rouges représentent les électrodes activées.

6.2.3 Procédure expérimentale

Dans cette expérience les sujets ne connaissaient pas les stimuli à l'avance. La procédure expérimentale était définie de la façon suivante : les sujets étaient assis en face du joystick avec la matrice TDU sur la langue à l'intérieur de la cavité buccale et l'index de la main dans la gouttière du joystick. Ils devaient utiliser la main avec laquelle ils avaient l'habitude d'écrire. Lorsque l'expérience commençait, ils devaient discriminer la position de la stimulation électrotactile et orienter le joystick dans la direction opposée à la stimulation (figure 66). Des patterns de deux ou quatre électrodes étaient transmis aux sujets sur les régions antérieure, postérieure, latérales droite et gauche de la matrice. La condition NBE définit le nombre d'électrodes activées par pattern, ici 2 ou 4 électrodes. Ainsi, chaque sujet réalisait les deux conditions NBE mais l'ordre dans lequel étaient présentées les deux conditions changeait d'un sujet à l'autre. Chaque condition était testée 3 fois (3 sessions) pendant 5 minutes.

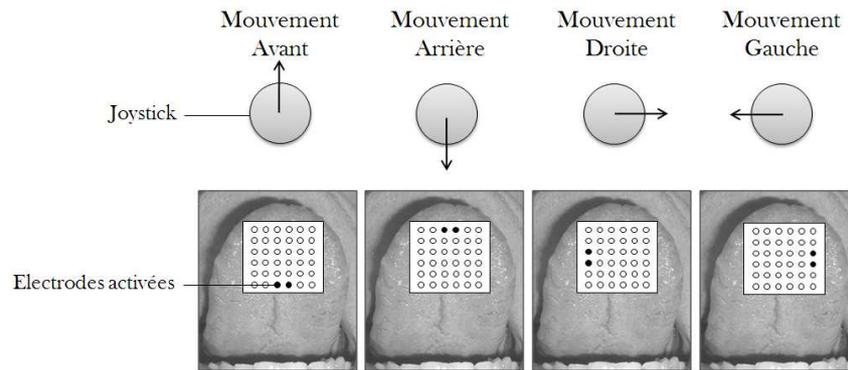


Fig. 66. Schéma de correspondance entre les mouvements du joystick et les stimulations directionnelles avec des patterns à 2 électrodes. Le mouvement se fait à l'opposé de la stimulation : par exemple à gauche sur la figure, la stimulation perçue dans la région postérieure correspond à un mouvement du joystick vers l'avant. Le codage était identique avec 4 électrodes.

Entre deux sessions consécutives une pause de 5 minutes était imposée. De plus, dans chaque session, 5 essais pour chacune des 4 positions étaient envoyés aléatoirement. 60 essais aléatoires ont donc été effectués par chaque sujet pour chaque condition NBE (5 essais \times 4 positions \times 3 sessions). Afin d'éviter une accommodation perceptives qui réduirait la capacité discriminative, les informations d'orientation étaient transmises toutes les 5 secondes, indiquées juste avant par un signal sonore. A partir de ce signal, la stimulation pouvait apparaître aléatoirement avec un délai de 50 à 150 ms afin que les sujets ne puissent pas anticiper l'arrivée du stimulus. Entre chaque condition NBE une pause de 15 minutes était proposée. La consigne donnée à chaque participant était d'orienter le joystick dans la bonne direction le plus rapidement possible.

Avant l'expérience, les seuils de confort électrotactile étaient identifiés pour chaque sujet et pour chaque pattern par la méthode des ajustements. Cette phase de calibration permettait également aux sujets de se familiariser avec les stimulations électrotactiles. Ainsi, le but de cette session préliminaire était premièrement d'obtenir les seuils les mieux adaptés à la discrimination des stimulations pour les quatre régions étudiées (antérieure, postérieure, latérales droite et gauche) avec 2 et 4 électrodes ; deuxièmement, d'expliquer la relation entre l'orientation du joystick et les patterns directionnels.

6.2.4 Acquisition et analyse des données

Nous avons enregistré les temps de réaction au choix (TRC) des six sujets de cette expérience qui ont également effectué l'expérience 4 sur les temps de réaction simple (TRS). De ces deux séries de données (TRS et TRC) nous avons calculé le temps nécessaire au système nerveux central pour sélectionner la bonne réponse et planifier la commande motrice correspondante, c'est-à-dire le temps de réaction décisionnelle (TRD). Ainsi, nous obtenons les TRD en calculant : $TRD = TRC - TRS$, le TRS utilisé étant celui mesuré lors de l'expérience 4.

Un logiciel développé pour l'expérience a permis de comparer les positions du joystick avec les stimulations directionnelles transmises via la matrice. Une bonne réponse était enregistrée lorsque le joystick était activé dans le sens opposé à la direction à la stimulation. L'analyse statistique a

impliqué la comparaison des données collectées pour les bonnes réponses des 720 essais (6 sujets × 4 positions × 5 essais × 3 sessions × 2 NBE).

Dans la prochaine section, après une analyse globale des données, nous présentons les résultats des analyses sur les pourcentages de bonnes réponses (BR) et des temps de réaction décisionnelle (TRD) en fonction premièrement de la position de la stimulation, deuxièmement du nombre d'électrodes et de sessions. Alors que 25% représente le pourcentage de réussite pour des réponses au hasard, une capacité discriminative sera considérée satisfaisante si elle est supérieure ou égale à 80% de réussite. Pour l'analyse des pourcentages de bonnes réponses, nous avons employé plusieurs tests statistiques non-paramétriques : l'ANOVA de Friedman (ou ANOVA du Chi²), le test du U de Mann-Whitney pour des comparaisons par paire entre des échantillons indépendants (positions) et le test de Wilcoxon pour des comparaisons par paire entre des échantillons appariés (sessions). Quant aux TRD, ils ont été traités par une analyse de variance (ANOVA) à 3 facteurs. Les niveaux de significativité étaient tous fixés à 0.05.

En analysant les données collectées en pourcentage de bonnes réponses (BR) et les TRD sur les 4 régions linguales, nous pourrions évaluer la capacité discriminative tactile spatiale de la langue ainsi que sa réactivité. De plus, nous pourrions également comparer nos résultats concernant l'hétérogénéité de la capacité tactile linguale avec ceux des expériences 2 et 3 sur les seuils de perception.

6.3 Résultats

6.3.1 Analyse globale et variabilité interindividuelle en BR et TRD

Le pourcentage de bonnes réponses est de 87% sur l'ensemble des sujets sans aucun apprentissage préalable. Sur les six sujets, deux ont obtenu plus de 90% de bonnes réponses, trois entre 80% et 90% et un a des performances un peu moins bonnes avec un taux de réussite de 78%.

La variabilité interindividuelle du pourcentage de bonnes réponses est égale à 7% (coefficient de variation) sur tous les sujets.

Le temps de réaction décisionnelle moyen sur l'ensemble du groupe est de 424 ms. Concernant la dispersion interindividuelle, la variabilité est de 13%. Les performances globales s'étendent de 352 ms pour le sujet le plus rapide à 492 ms pour le plus lent (tous facteurs confondus).

6.3.2 Effet de la position

Les figures 67 et 68 illustrent les pourcentages de bonnes réponses moyens (BR) et les temps de réaction décisionnelle (TRD) en fonction de la position de la stimulation (antérieure (A), gauche (G), postérieure (P) et droite (D)), du nombre d'électrodes activées par patterns directionnels (2 ou 4) et des 3 sessions.

L'analyse statistique montre un effet de la position de la stimulation sur le pourcentage de bonnes réponses (ANOVA de Friedman $\chi^2(3) = 10.37, p < .02$). Pour les positions antérieure, gauche, postérieure et droite, les taux sont respectivement de 82%, 93%, 84% et 85%. Les

comparaisons par paire montrent une différence entre les positions gauche et postérieure à la session 2 (test U de Mann-Whitney, $Z = 2.10$; $p < .03$), ainsi que des différences tendanciellles entre les positions antérieure et gauche à la dernière session, et les positions gauche et droite (tous $Z_s > 1.56$; tous $p_s < .1$). Dans les trois cas, la position gauche obtient de meilleures performances que les autres positions.

Concernant les TRD, ANOVA 2 (nombre d'électrodes) \times 4 (positions) \times 3 (sessions) met en évidence un effet de la position, $F(3,12)=16.17$, $p < .001$. Les temps de traitement de l'information (TRD) pour les quatre positions antérieure, postérieure, latérales gauche et droite valent respectivement 420 ms, 562 ms, 298 ms et 374 ms.

L'analyse par comparaisons planifiées montrent que la position postérieure est significativement plus lente que la position antérieure ($F(1,4)=193.52$, $p < .001$), et la position gauche est plus rapide que la droite ($F(1,4)=212.93$, $p < .001$). De plus, on constate que la position postérieure nécessite significativement plus de temps pour réagir que les autres positions (comparaisons planifiées, tous $p_s < .001$), et que la position gauche moins de temps que les trois autres positions (tous $p_s < .001$). Notons enfin, qu'aucun effet d'interaction n'apparaît entre les 3 facteurs position, session et NBE, ni entre la position et chacun des deux autres facteurs.

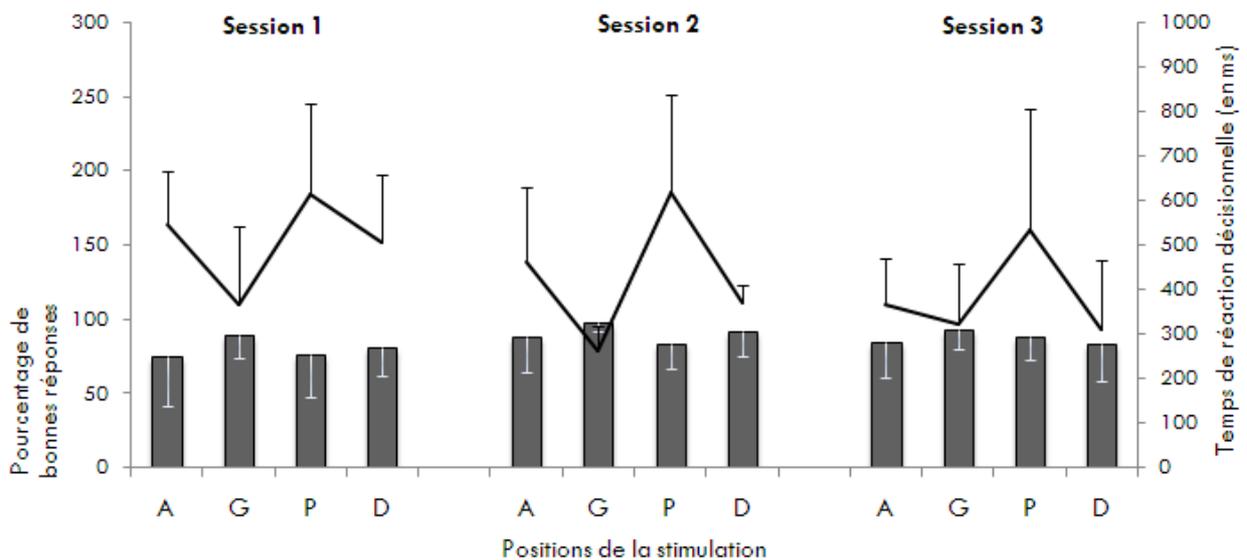


Fig. 67. Pourcentage de bonnes réponses (diagramme en bas), temps décisionnels (courbe en haut), et écarts-type pour des patterns à 2 électrodes en fonction des quatre positions de stimulation : Antérieure (A), Postérieure (P), Latérales Gauche (G) et Droite (D) et des 3 sessions.

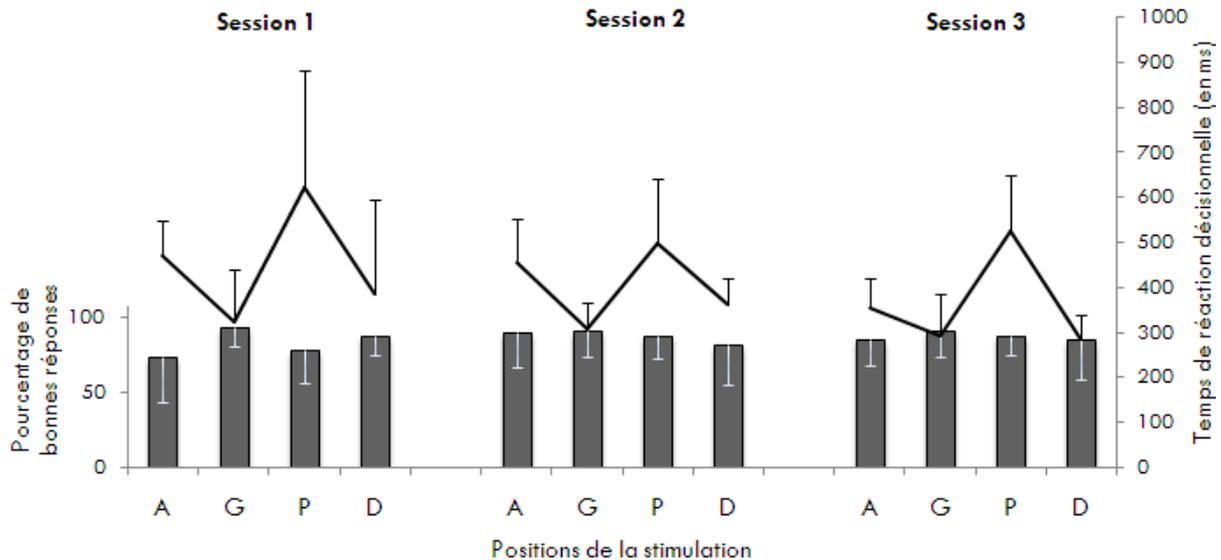


Fig. 68. Pourcentage de bonnes réponses (diagramme en bas), temps décisionnel (courbe en haut), et écarts-type pour des patterns à 4 électrodes en fonction des quatre positions de stimulation : Antérieure (A), Postérieure (P), Latérales Gauche (G) et Droite (D) et des 3 sessions.

6.3.3 Effet du nombre d'électrodes et effet d'apprentissage

L'analyse statistique sur les pourcentages de BR ne montre aucun effet du nombre d'électrodes (ANOVA du $\chi^2(2) = .39, p > .8.$), ni de la session (ANOVA du $\chi^2(2) = .97, p > .6$). En effet, pour 2 et 4 électrodes activées les taux sont de 86%. En fonction des sessions 1, 2 et 3, les pourcentages de bonnes réponses sont respectivement 82%, 90% et 88%.

De même pour les TRD, l'ANOVA ne montre aucun effet du nombre d'électrodes ($F(1,4)=0.21, p > .67$), ni de la session ($F(2,8)=3.44, p > .08$). Le TRD moyens pour des patterns directionnels à 2 électrodes est de 424 ms et pour 4 électrodes égal à 403 ms. Pour les 3 sessions les TRD moyens sont respectivement de 477 ms, 402 ms et 361 ms.

6.4 Conclusion

Dans cette expérience, nous avons analysé l'influence de la position de la stimulation, du nombre d'électrodes activées par pattern tactile, ainsi que l'effet d'apprentissage sur la performance discriminative des patterns directionnels électrotactiles (pourcentage de bonnes réponses, BR) et sur les temps de réaction décisionnelle (TRD) nécessaires pour répondre à ces stimulations. L'objectif était d'évaluer les capacités perceptives tactiles spatiales de la langue en termes de taux de discrimination de patterns directionnels et de TRD. Les résultats montrent un pourcentage de bonnes réponses moyen de 88% pour un TRD moyen de 424 ms. Toutefois, les sujets qui ont obtenu les meilleurs taux de bonnes réponses ne sont pas forcément ceux qui ont été les plus rapides.

6.4.1 Effet de la position sur le taux de discrimination

Nous avons constaté que la région latérale gauche offrait un pourcentage de bonnes réponses plus élevé (93%) que les autres régions (84% en moyenne pour les 3 autres régions de stimulation). Ce résultat est assez surprenant car d'une part l'apex de la langue est montré plus sensible car plus riche en récepteurs tactiles, d'autre part nous avons vu précédemment que la partie droite paraissait plus sensible que la gauche. Ces deux régions devraient donc posséder une capacité discriminative supérieure à la gauche si cette dernière dépendait de la densité de mécanorécepteurs. Ainsi, il apparaît que les capacités de discriminations d'intensité et spatiale sont indépendantes, une région ayant un seuil bas de discrimination n'impliquant pas forcément une haute capacité de discrimination spatiale. Il est possible que la capacité de discriminations d'intensité et spatiale fasse intervenir des mécanismes différents. Le cortex somesthésique pourrait être responsable de la détection d'intensité de stimulation alors que le cortex visuel serait davantage impliqué dans des tâches spatiales. En effet, Ptito et al. (2005) ont demandé à des sujets non-voyants de reconnaître l'orientation d'une lettre (T) par exploration progressive en utilisant le TDU avec une matrice 12×12. Les seules informations, que les sujets recevaient, étaient des stimulations électrotactiles appliquées sur leur langue correspondant aux parties de la lettre explorée. Les résultats ont révélé, après entraînement, une activité cérébrale dans la partie du cerveau qui sert à la vision chez les voyants, le cortex occipital. L'entraînement à la discrimination de patterns électrotactiles ferait donc intervenir l'aire visuelle. Notons toutefois que dans cette expérience, l'activation de l'aire visuelle n'a pas été constatée chez les sujets voyants aux yeux bandés.

Par ailleurs, nos résultats sont en désaccord avec la littérature sur la perception tactile des mains. Les recherches dans ce domaine montrent une préférence de la main gauche pour les tâches de discriminations somato-sensorielles (Zoccolotti et al., 1979 ; Wiles et al., 1990. Pour une revue voir Fagot et al., 1997). Rappelons que globalement, l'hémi-corps droit est géré par l'hémisphère cérébral gauche et que l'hémi-corps gauche est gouverné par l'hémisphère droit (projections corticales contralatérales). La supériorité spatiale de la main gauche reflète donc une supériorité de l'hémisphère droit pour le traitement d'information spatiale. La langue fait exception à cette règle car sa projection sur l'aire somesthésique est ipsilatérale donc sa moitié droite se projette sur l'hémisphère droit, et la moitié gauche à gauche. Par conséquent, l'hémisphère droit ayant un rôle prépondérant dans la réussite de tâches tactiles spatiales, on aurait pu s'attendre à ce que les performances sur la moitié droite de la langue soient au moins aussi bonnes que sur la gauche sinon meilleures. Or, le contraire apparaît. Ce résultat remet en question la supériorité de l'hémisphère droit pour le traitement d'informations tactiles spatiales. Dans notre expérience, l'hémisphère gauche semble dominer la discrimination spatiale.

6.4.2 Effet de la position sur le temps de réaction décisionnelle

L'ensemble des résultats des expériences 4 (temps de réaction simple) et 6 (temps de réaction au choix) nous a permis d'évaluer le temps de traitement entre le déclenchement du stimulus et l'activation de la commande motrice. Dans nos expériences, le temps décisionnel (TRD) moyen est de 424 ms contre 333 ms pour les temps de réaction simple.

Les TRD enregistrés peuvent être comparés aux temps de réaction d'un geste de pointage suite à un stimulus visuel. Rosenbaum, en 1980, a réalisé une expérience dans laquelle il a évalué les TRD

de mouvements de pointage en direction de cibles lumineuses. Les sujets étaient informés préalablement d'un ou de plusieurs paramètres imposés qu'ils pouvaient régler dans la phase de préparation (vision de la main, amplitude et direction). Rosenbaum a ainsi montré qu'un mouvement de pointage, lorsque la direction est inconnue (2 directions possibles), nécessite un TRD entre 400 ms et 500 ms. Cette situation correspond à notre expérience au cours de laquelle les sujets ne connaissaient pas la direction de la prochaine stimulation bien que leurs choix devaient se faire parmi 4 directions. On constate que les TRD en vision correspondent aux TRD en stimulation électrotactile (424 ms en moyenne). Ces résultats complètent ceux de l'expérience 5 où nous avons montré la similarité des TRS visuels et électrotactiles. Ainsi, les temps de réaction sont proches pour des stimulations visuelles et électrotactiles autant pour le déclenchement de la commande motrice que pour le traitement de l'information.

Les TRD apparaissent hétérogènes en fonction de la position de la stimulation. Il était de 429 ms et 562 ms pour les positions antérieure et postérieure, et 298 ms et 374 ms pour les positions latérales gauche et droite. Ces temps de latence valent pour une décision à prendre entre 4 choix correspondant aux 4 directions de mouvements possibles. D'une part la région postérieure se démarque par un temps de réaction plus long (562 ms) que les trois autres régions (367 ms en moyenne pour les régions gauche, droite et antérieure), d'autre part il apparaît que la position gauche (298 ms) est plus rapide que la droite (374 ms). De plus, les positions antérieure-postérieure correspondant à l'axe médian présente des temps de réaction moins rapides (496 ms) que les positions gauche-droite correspondant à l'axe latéral (336 ms). "L'effet Simon" peut également constituer une hypothèse pour expliquer ce résultat. Simon (Simon & Wolf, 1963 ; Simon, 1990) a montré que les temps de réaction étaient habituellement plus rapides et plus précis quand les stimuli apparaissaient à un endroit spatialement proche de la réponse motrice. L'effet Simon a été répliqué par des études utilisant des stimulations visuelles, auditives et tactiles (Hasbroucq, 1987 ; Simon & Craft, 1970). D'après l'auteur, il y aurait une tendance innée à répondre dans la direction de la stimulation. Alors que l'effet Simon est indépendant de la longueur des voies neuro-anatomiques liant les récepteurs sensoriels et les centres moteurs, il serait le reflet des mécanismes d'encodage de l'information lors de l'étape de traitement de l'information (Anzola et al., 1977 ; Berlucchi et al., 1977). Dans notre cas, l'effet Simon pourrait expliquer que les positions postérieure-antérieure aient moins de "sens spatial" que les positions gauche-droite entraînant ainsi une augmentation du temps de traitement.

Par ailleurs, alors que la région gauche apparaît plus performante que les autres régions en pourcentage de bonnes réponses et en TRD, les niveaux relatifs de performances divergent pour autres positions. Une nouvelle fois, nous constatons que l'hétérogénéité de la capacité tactile de la langue est différente en fonction de la tâche : la perception de seuil, la discrimination de patterns et des tâches de temps de réaction. La figure 69 résume les performances des positions en fonction des tâches étudiées. Comme nous l'avons déjà suggéré, il se pourrait que ces différences proviennent de sollicitations différentes d'aires sensorielles. Toutefois cette hypothèse ne permet pas d'expliquer toutes les différences de performances et des expériences complémentaires seront nécessaires pour approfondir ces résultats.

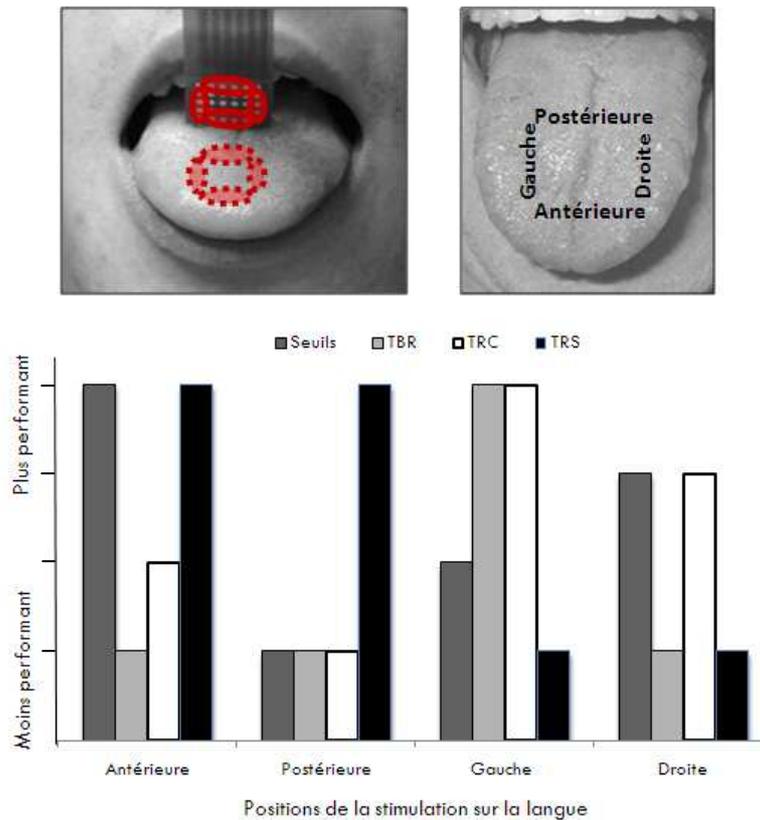


Fig. 69. Synthèse des capacités perceptives sur les quatre régions de la langue étudiées en fonction de la tâche effectuée. En haut, localisation des stimulations antérieure, postérieure, gauche et droite sur la langue. En bas, représentation schématique des performances des quatre régions de la langue entre-elles en fonction de la tâche réalisée: La perception tactile (Seuil), moins performant signifiant moins sensible ; les temps de réaction simple (TRS) et au choix (TRC) ; et la capacité discriminative spatiale identifiée par le taux de bonnes réponses (TBR). On constate qu'une région performante dans une tâche ne l'est pas dans toutes les autres.

Nous avons noté plus haut que les TR pouvaient dépendre des paramètres propres aux stimuli. Des travaux ont, en effet, montré que la durée et l'intensité des stimuli ont une influence sur les temps de réaction. D'après Froeberg (1907), des stimuli qui durent plus longtemps produisent des temps de réaction plus rapides. De plus, il semble que plus l'intensité est forte, plus le temps de réaction se réduit (Piéron, 1920 ; Luce 1986). Cependant, après une certaine force d'intensité, le temps de réaction devient constant. Ces travaux montrent qu'il serait donc possible de réduire les TR aux stimulations électrotactiles en modulant les paramètres de stimulation (durée et intensité).

6.4.3 Effet du nombre d'électrodes et de la session

L'expérience a également montré que le nombre d'électrodes n'avait aucun effet sur le taux de discrimination et les temps de réponses. Par conséquent, les stimulations électrotactiles d'orientations peuvent être facilement discriminées et permettent une interprétation facile d'information spatiale indépendamment du nombre d'électrodes, à condition que les seuils d'intensité soient correctement adaptés.

De même, aucune amélioration des pourcentages de bonnes réponses et des TRD n'apparaît au cours des trois sessions bien que pour les TRD on observe une diminution progressive au cours des sessions qui n'est cependant pas montrée statistiquement (session 1, 2 et 3 = 477 ms, 402 ms et 361 ms). Les sujets ont atteint un taux moyen de 87% avec un temps de traitement moyen de 424 ms. La constance des performances observée est contraire à la littérature. En effet, d'autres expériences de temps de réaction ont mis en évidence des effets d'apprentissage (Curran, 1997 ; Meulemans et al., 1998). Cependant, les expériences de temps de réaction comportaient généralement 100 à 200 essais par sujet (Luce, 1986). Sanders (1998) montre un meilleur effet d'apprentissage lorsque les sujets ont subi un entraînement adéquat. L'auteur recommande jusqu'à un enregistrement de 300 tests de TR par sujet. Ainsi, nous pouvons aisément penser qu'en augmentant le nombre de sessions dans notre expérience un effet d'apprentissage apparaîtrait.

Néanmoins, ces taux de discrimination et de TRD mettent une fois encore en évidence que l'électrostimulation fournit un vecteur sensoriel d'information très intuitif qui permet de très bons taux de discrimination de patterns directionnels avec des temps de réaction rapides dès les premiers essais.

Ainsi, nous avons prouvé par cette expérience que les sujets sont capables d'identifier des stimulations électrotactiles linguales spatiales rapidement avec un taux d'erreurs très faible. Cependant, le TR est dépendant de la position de la stimulation sur la surface de la langue. En effet, la position postérieure nécessite un temps de réaction plus long d'environ 200 ms que les autres, mais son taux de discrimination n'est pas influencé : il est aussi bon que les positions antérieure et droite (>80%). Par ailleurs, la région gauche obtient un score de 10% supérieure aux autres régions et possède le plus court TRD ce qui en fait un lieu privilégié pour la discrimination de patterns électrotactiles directionnels. D'après nos expériences, nous pouvons conclure qu'une forte densité de récepteurs tactiles (apex) entraîne un seuil de discrimination d'intensité du stimulus bas (expérience 2 & 3) mais pas nécessairement une meilleure capacité discriminative spatiale et un temps de réaction plus court. Enfin, comme nous l'avons vu, l'adaptation à la tâche se fait très rapidement avec de très bonnes performances dès la première série de tests. Sans aucun doute, un entraînement plus long permettrait aux sujets d'atteindre un taux de réussite de 100% avec des temps de réaction encore plus faibles.

Par ailleurs, l'économie d'énergie est cruciale pour les perspectives de développement de TDU sans fil. Précédemment, les expériences sur l'étude des seuils de stimulations liminaires et de confort ont montré l'économie d'énergie réalisée lorsque des patterns à 2 électrodes sont utilisés par rapport à des patterns d'activation à 4 électrodes. Nous avons également mis en évidence dans cette expérience qu'il n'y avait pas d'effet du nombre d'électrodes sur les temps de réaction et les bonnes réponses. Nous pouvons ainsi conclure d'après l'ensemble des résultats des expériences réalisées que pour toutes applications utilisant l'électrostimulation pour transmettre des informations d'orientation, il est préférable d'appliquer des patterns tactiles de 2 électrodes afin d'optimiser le rapport efficacité du guidage / économie d'énergie.

Nous venons de voir qu'il est possible de réduire les temps de réaction en augmentant entre autres l'intensité de la stimulation, mais nous savons d'autre part qu'une augmentation de l'intensité du stimulus tactile engendre des mécanismes d'habituation des mécanorécepteurs (voir expérience 2 et 3). Il apparaît donc qu'un compromis devra être trouvé entre la "qualité" des électrostimulations

et le contrôle des temps de correction du geste. Enfin, nous avons mis en évidence que le temps nécessaire à la prise de décision dépend de la région stimulée. Bien que ces données paraissent compatibles avec notre application de guidage de ponction, il semblerait essentiel d'évaluer le rapport temps de réaction / précision avec une expérience demandant par exemple à un sujet de déplacer, avec le joystick, un curseur sur une cible au signal d'une stimulation électrotactile.

La prochaine et dernière expérience place des sujets en condition de réalisation de gestes de ponction en utilisant un guidage TDU. L'effet du nombre de directions sera principalement étudié. D'après les études sur les temps de réaction dont nous venons de parler, nous pouvons penser qu'augmenter le nombre de directions possibles pour le guidage devrait diminuer les performances de guidage, au moins pour les paramètres temporels. Néanmoins, si la perception tactile spatiale de la langue s'avère capable de discriminer efficacement plus de quatre directions, augmenter le nombre de directions permettra d'effectuer des corrections plus précises du geste. Nous vérifierons donc lors de l'expérience 7 si une différence de performance apparaît entre un guidage à 4 patterns directionnels électrotactiles et un guidage avec 8 directions, le nombre de possibilités de directions sera donc doublé.

D. GUIDAGE D'UN GESTE DE PONCTION CHIRURGICALE

7 EXPERIENCE 7 : INFLUENCE DU NOMBRE DE DIRECTIONS SUR LES PERFORMANCES DE GUIDAGE D'UN GESTE DE PONCTION CHIRURGICALE SOUS CONTROLE TDU

7.1 Introduction

L'objectif de cette dernière expérience est d'évaluer l'effet du nombre de patterns directionnels électrotactiles ainsi que le nombre d'électrodes activées par pattern sur les performances de guidage d'un geste chirurgical de ponction percutanée. En effet, l'ensemble des résultats des expériences précédentes laisse supposer qu'il est possible de guider une aiguille de ponction très précisément jusqu'à une cible intracorporelle.

Lors de l'expérience 1, nous avons montré que des informations électrotactiles étaient capables de guider une aiguille de ponction avec une certaine précision jusqu'à une cible, de la même manière qu'un guidage visuel classique, bien que ce dernier ait obtenu de meilleures performances que le guidage tactile. Cependant, nous avons vu que l'optimisation de certains paramètres tels que, par exemples, le codage directionnel et les seuils de stimulation pourraient améliorer la précision et l'efficacité du guidage. Ainsi, nous présentons une expérience quelque peu similaire qui constitue la suite directe de cette première étude sur la faisabilité d'un guidage électrotactile (expérience 1) et tient compte des résultats de l'ensemble des expériences décrites précédemment. Nous allons comparer ici les performances d'un guidage sur 4 directions avec les performances d'un guidage à 8 directions. Les effets du nombre d'électrodes constituant les patterns directionnels (2 ou 4) seront également étudiés.

Les axes horizontaux et verticaux forment un cadre de référence dans un espace bidimensionnel où toutes les autres orientations sont dites obliques ou intermédiaires (Hatwell et al., 2003). Dans la modalité haptique, il apparaît que la perception des orientations est moins précise que la perception des verticales et horizontales (Gentaz et al, 2001). Cette perception anisotropique s'appelle également "l'effet de l'oblique". Ainsi, la présence de l'effet de l'oblique haptique attesterait d'un codage dans un cadre de référence dans lequel les orientations verticale et horizontale servent de normes (Luyat & Gentaz, 2001). Dans ce cadre et dans un seul plan, les verticales et horizontales sont codées directement sur une des normes, alors que les obliques sont codées relativement aux deux normes. L'encodage des obliques nécessiterait donc une charge cognitive plus importante que pour la verticale et l'horizontale. Pour cette raison, nous souhaitons vérifier dans cette expérience, si 4 directions d'orientation correspondant à l'horizontale (gauche-droite) et la verticale (avant-arrière) permettent de meilleures performances de guidage qu'un codage sur lequel s'ajoutent des directions intermédiaires.

Par conséquent, s'il s'avère que la langue peut discriminer plus de quatre directions, il se peut que, soit l'augmentation du nombre d'informations directionnelles augmentera la précision du geste mais également le temps de réaction de façon conséquente (loi de Hick, Hick, 1952), soit que le sujet sera désorienté par un excès d'information. Cette expérience devrait donc permettre de répondre à la question : coder l'espace sur 8 directions permettrait-il une meilleure précision du geste que sur 4 directions ? Dans la continuité de nos études sur l'effet du nombre d'électrodes sur les performances

de discrimination et la réduction du besoin énergétique du dispositif, nous avons également analysé la différence entre des codages utilisant des patterns constitués de 2 ou 4 électrodes. Enfin, nous observerons si un apprentissage peut avoir lieu sur 10 essais.

7.2 Méthode

7.2.1 Sujets

Un groupe de 11 sujets a participé à l'expérience (âge moyen = 28 ans). Sur les 11 sujets, 10 étaient droitiers et 1 gaucher. Aucun des sujets ne présentait de trouble cognitif ou handicap physique. De plus, deux radiologues du Centre Hospitalier Universitaire de la Tronche, Grenoble, ont réalisé en partie l'expérience. Bien que certains sujets aient auparavant connu la sensation électrotactile linguale, tous étaient naïfs par rapport à la tâche expérimentale à réaliser, c'est-à-dire qu'ils n'avaient jamais pratiqué de gestes de ponction sous guidage électrotactile lingual.

7.2.2 Tâche

Dans cette expérience, les sujets devaient réaliser des ponctions chirurgicales percutanées dans un Phantom spécialement conçu pour cette étude. Ce modèle était constitué d'une mousse de densité suffisante pour créer un retour d'effort similaire à l'introduction d'une aiguille dans certaines parties du corps humain. La taille du modèle était d'environ 0.03 m^3 . Trois cibles différentes étaient prédéfinies à l'intérieur du Phantom correspondant respectivement à trois points d'entrée, chacun des trois couples "point d'entrée-point cible" définissant une ligne droite. Ces trois droites constituaient les trois trajectoires que les sujets devaient suivre. Ainsi, la tâche expérimentale était définie de la façon suivante : les participants devaient introduire progressivement une aiguille chirurgicale de ponction ($L = 8 \text{ cm}$, $\varnothing = 1 \text{ mm}$) à l'intérieur du Phantom à partir d'un point d'entrée indiqué jusqu'à atteindre une cible sphérique ($\varnothing = 6 \text{ mm}$). Les cibles étaient situées à plus ou moins 7 cm de la surface en fonction de la trajectoire. Les trois trajectoires avaient des orientations différentes et étaient randomisées pour minimiser l'apprentissage. L'expérience débutait lorsque l'aiguille était positionnée à la verticale, la pointe sur le point d'entrée. Le sujet devait alors trouver la bonne orientation à donner à l'aiguille avant de commencer la ponction à proprement dite, à l'aide des patterns électrotactiles transmis sur sa langue, c'est-à-dire que la première étape était de placer l'aiguille dans le prolongement de la trajectoire rectiligne prédéfinie dans un cylindre de sécurité, appelé "zone de tolérance", de 3 mm de rayon autour de la trajectoire rectiligne. Le sujet devait ensuite continuer à introduire l'aiguille sans sortir de la zone de tolérance, donc en corrigeant son orientation en fonction des stimulations ressenties jusqu'à atteindre la cible indiquée par un bip sonore. Aucune information sonore n'indiquait la distance à la cible car d'après l'expérience 1, d'une part la vitesse d'exécution paraît suffisamment faible pour que le sujet stoppe son mouvement dès le déclenchement du signal, d'autre l'augmentation de la fréquence du bip avait tendance à perturber la concentration des sujets.

7.3 Guidage électrotactile lingual

Une matrice TDU 6x6 identique à toutes les expériences précédentes a été utilisée pour cette expérience (voir § 1.3.2.2). De plus, le principe du codage était similaire à celui de l'expérience 1 (voir § 1.3.2.2), seule la configuration des patterns électrotactiles directionnels a été modifiée. Rappelons rapidement qu'un localisateur optique Polaris repérait, à fréquence d'environ 20 Hz, la position de l'aiguille via des pastilles réfléchissantes placées sur la tête de l'aiguille et sur le Phantom. Lorsque la pointe de l'aiguille était sur le point d'entrée, la position de la tête de l'aiguille était codée, mais dès qu'elle pénétrait à l'intérieur le logiciel analysait la position de la pointe. Un logiciel dédié à l'expérience enregistrait ensuite en temps réel la position de l'aiguille et la comparait à la trajectoire planifiée pour enfin transmettre les informations directionnelles permettant de corriger l'orientation de l'aiguille.

Suivant la condition expérimentale testée, les sujets devaient orienter leurs gestes avec 4 ou 8 informations directionnelles (variable nombre de directions ou NBDIR), de plus, le nombre d'électrodes activées par pattern variait de 2 à 4 (variable nombre d'électrodes ou NBE). Si l'aiguille sortait de la zone de tolérance, les patterns électrotactiles correspondant à l'erreur d'orientation étaient activés, l'intensité de la stimulation augmentant en fonction de l'écart à l'axe. Lorsque l'aiguille conservait sa position à l'intérieur de la zone de tolérance, aucune stimulation n'était transmise. La condition 4 directions indiquait ce que nous appelons les quatre directions principales avant, arrière, gauche et droite correspondant respectivement à quatre patterns électrotactiles sur les positions antérieure, postérieure, latérale droite et latérale gauche de la surface de la langue. La condition 8 directions impliquait en plus quatre directions "intermédiaires" avant-droit, avant-gauche, arrière-droit et arrière-gauche correspondant respectivement aux positions de patterns tactiles antérieure-droite, antérieure-gauche, postérieure-droite et postérieure-gauche. Les figures 70, 71 et 72 schématisent les configurations des directions et du nombre d'électrodes impliquées.

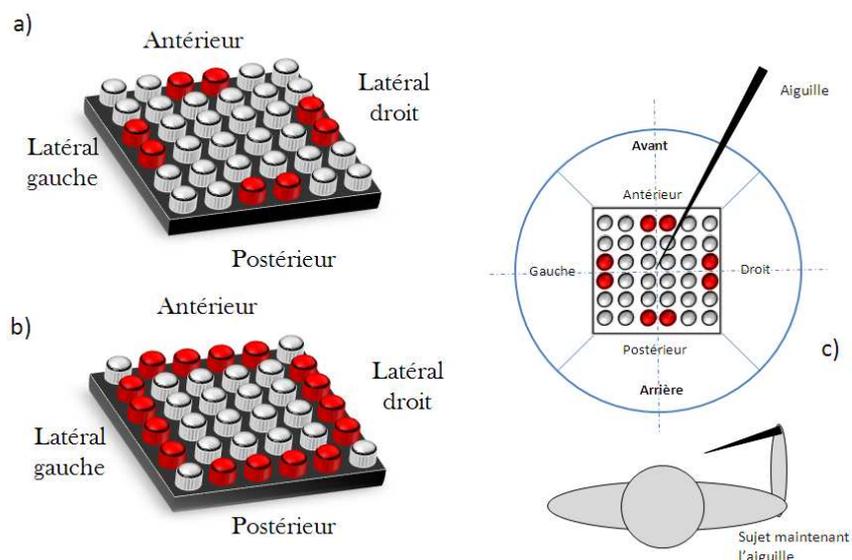


Fig. 70. a) Représentation de la condition 4 directions – 2 électrodes (cylindre rouge : patterns directionnels antérieur, postérieur, gauche et droit). b) Représentation de la configuration 4 directions – 4 électrodes (cylindre rouge). c) Schéma de correspondance des 4 patterns tactiles sur l'exemple de 2 électrodes et de la direction à donner à l'aiguille (points rouge : directions avant, arrière, gauche et droite).

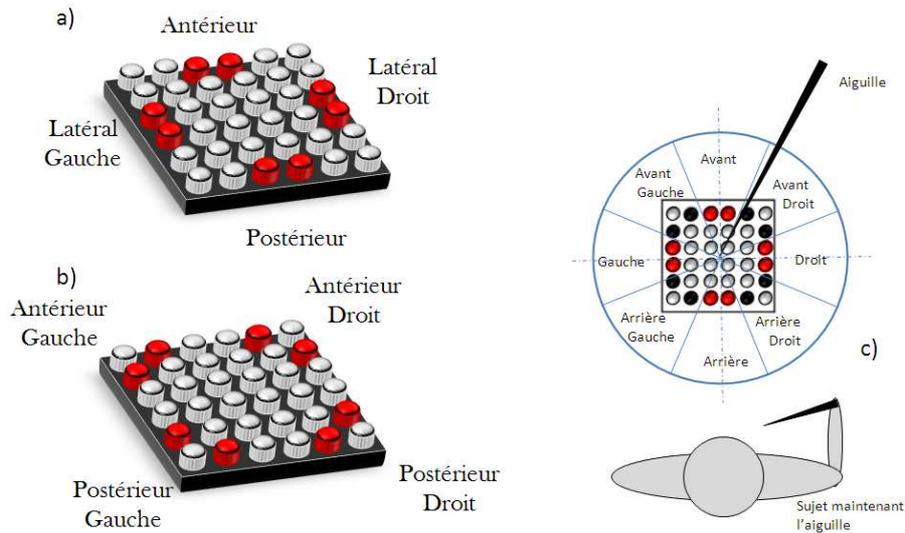


Fig. 71. Représentation de la condition 8 directions – 2 électrodes. a) Les quatre patterns directionnels principaux antérieur, postérieur, gauche et droit (cylindre rouge). b) les quatre patterns directionnels intermédiaires antérieur-droit, antérieur-gauche, postérieur-droit et postérieur-gauche (cylindre rouge). c) Schéma de correspondance des 8 patterns tactiles et de la direction à donner à l'aiguille (directions avant, arrière, gauche, droite (points rouge), avant-droite, avant-gauche, arrière-droite et arrière-gauche – points noir).

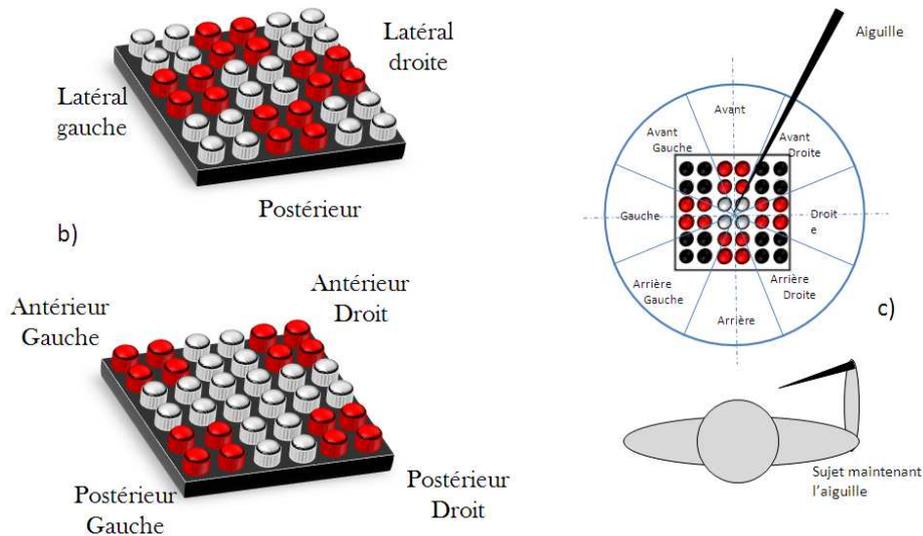


Fig. 72. Représentation de la condition 8 directions – 4 électrodes. a) Les quatre patterns directionnels principaux antérieur, postérieur, gauche et droit (cylindre rouge). b) les quatre patterns directionnels intermédiaires antérieur-droit, antérieur-gauche, postérieur-droit et postérieur-gauche (cylindre rouge). c) Schéma de correspondance des 8 patterns tactiles et de la direction à donner à l'aiguille (en rouge : directions avant, arrière, gauche, droite ; en noir : directions avant-droite, avant-gauche, arrière-droite et arrière-gauche).

7.4 Expérience

7.4.1 Calibration des patterns des stimulations et familiarisation

La première étape proposée aux sujets était d'évaluer leurs seuils de confort pour les différents patterns électrotactiles utilisés. La méthode des ajustements a été mise en œuvre : le sujet manipulait lui-même le bouton d'intensité de stimulation afin d'estimer rapidement le bon seuil. Il pouvait donc augmenter ou diminuer comme il le souhaitait l'intensité afin de lui permettre de tester le niveau de stimulation le plus adapté. Une fois défini précisément, les niveaux de seuil pour chaque pattern étaient ensuite enregistrés par le logiciel dédié au guidage.

Puis, juste avant l'expérience à proprement dite, le sujet était invité à effectuer un essai de ponction sur une trajectoire simple verticale. L'objectif étant de tester la répartition des intensités de stimulations enregistrées et de procéder à d'éventuelles corrections. Etre guidé par des patterns électrotactiles dont l'intensité est mal adaptée peut être assimilé à un guider un geste visuellement via un écran flou. L'information spatiale est dégradée et ne permet pas une discrimination précise des indices transmis. De plus, l'expérimentateur veillait à la cohérence de la répartition des intensités et détectait les éventuelles erreurs d'estimation d'intensité. Cette phase de familiarisation durait quelques minutes seulement. Ajoutons que durant l'expérience, les intensités pouvaient être localement modulées si le sujet en ressentait le besoin.

7.4.2 Procédure expérimentale

Le but de cette expérience était de comparer les caractéristiques spatio-temporelles de mouvements de ponctions percutanées guidés par un système TDU sous 4 configurations de guidage : 4 directions + 2 électrodes par pattern, 4 directions + 4 électrodes, 8 directions + 2 électrodes, et 8 directions + 4 électrodes. Tous les sujets ont réalisé des ponctions dans les 4 conditions en deux sessions séparées par quatre semaines d'intervalle environ. Lors de la première session le guidage était effectué avec 4 directions d'orientation uniquement, chaque sujet réalisait donc une série de 10 essais de ponctions en condition 4 directions – 2 électrodes, puis 10 autres essais en condition 4 directions – 4 électrodes. Durant la seconde session de l'expérience, les mêmes sujets effectuaient une série de 10 essais de ponctions en condition 8 directions – 2 électrodes, puis 10 autres essais en condition 8 directions – 4 électrodes. Bien que les conditions 4 et 8 directions aient été réalisées successivement, les conditions 2 ou 4 électrodes ont été contrebalancées entre sujets. Cette procédure expérimentale nous a permis de comparer les trajectoires réalisées dans les 4 conditions de guidage et d'évaluer l'apprentissage au cours des essais. La consigne donnée aux sujets était d'atteindre la cible avec le meilleur compromis vitesse-précision. Aucune information relative à la localisation spatiale de la cible dans le Phantom ou l'orientation adéquate à donner à l'aiguille n'était fournie aux sujets. De plus, pour un meilleur confort des stimulations, les sujets pouvaient se rincer la bouche avec de l'eau entre deux essais s'il le souhaitait. L'expérience durait environ 1h45 pour chaque condition direction (calibration + familiarisation + 10 essais avec 2 électrodes + 10 essais avec 4 électrodes).

7.5 Paramètres analysés

Les caractéristiques spatio-temporelles des trajectoires de ponctions ont été analysées avec le logiciel Matlab 6.5 après filtrage des coordonnées tridimensionnelles du mouvement (x, y, z) avec un filtre Butterworth de deuxième ordre (fréquence de coupure à 1 Hz). De même, les données relatives aux stimulations électrotactiles ont été traitées avec ce logiciel. Parmi les onze sujets de l'expérience, un seul a été exclu de l'analyse car il n'est pas parvenu à s'adapter au guidage TDU et percevait les stimulations de façon trop confuse. Ces performances étaient de loin inférieures à celles des autres sujets (écart à l'axe > 10mm, temps > 200s...). De plus, les données supérieures ou inférieures à deux écart-types de la moyenne ont été retirées des échantillons pour ne pas biaiser les résultats.

L'analyse des données s'articule en 3 étapes : une analyse globale sur les performances des trajectoires en fonction des 10 essais, une analyse des profils des trajectoires par rapport à la distance à la cible et enfin une étude sur les patterns électrotactiles directionnels.

La figure 73 présente un exemple d'une trajectoire. L'analyse spatio-temporelle générale et l'effet d'apprentissage au cours des essais incluent quatre paramètres identiques à l'expérience 1 :

- 1) **L'écart à l'axe maximum**, qui correspond à l'écartement de la pointe de l'aiguille le plus important enregistré par rapport à la trajectoire rectiligne.
- 2) **L'amplitude** du mouvement, défini par la somme de la norme de tous les vecteurs constituant la trajectoire.
- 3) **La durée** du mouvement depuis la recherche de la bonne orientation initiale à l'atteinte de la cible.
- 4) **Le nombre de pics de vitesse** déterminé par la somme des changements de direction de l'aiguille.

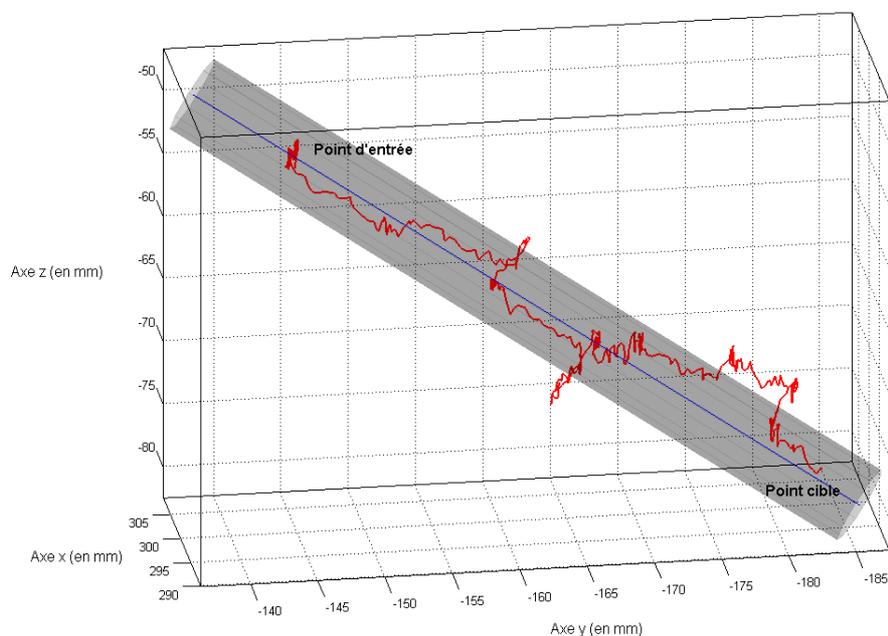


Fig. 73. Vue générale d'une trajectoire réalisée lors d'un essai représentatif. Le cylindre gris placé entre le point d'entrée et la cible ($\varnothing = 6\text{mm}$) symbolise la "zone de tolérance" placée autour de la trajectoire idéale. Nous pouvons voir sur cette représentation que la trajectoire de l'aiguille (ligne rouge) peut quitter la "zone de tolérance" ce qui conduit, dans le cas d'un guidage par TDU à l'activation d'un pattern tactile.

Pour l'étude des caractéristiques de la trajectoire à différentes périodes du geste, nous avons analysé cinq paramètres sur des segments de 10% du parcours total (figure 74). Nous nommons cette distance la "distance parcourue relative" pour la différencier de l'amplitude. Ici, chaque point est reporté perpendiculairement sur la trajectoire rectiligne pour situer sa position sur la distance totale. Les paramètres analysés sont :

- 1) **L'écart à l'axe moyen** ainsi que **l'écart type** de l'écart à l'axe par segment afin d'évaluer l'erreur moyenne de l'aiguille et sa dispersion.
- 2) **Le temps** de parcours et **la vitesse** moyenne par segment
- 3) **Le nombre de pics de vitesse** par segment.

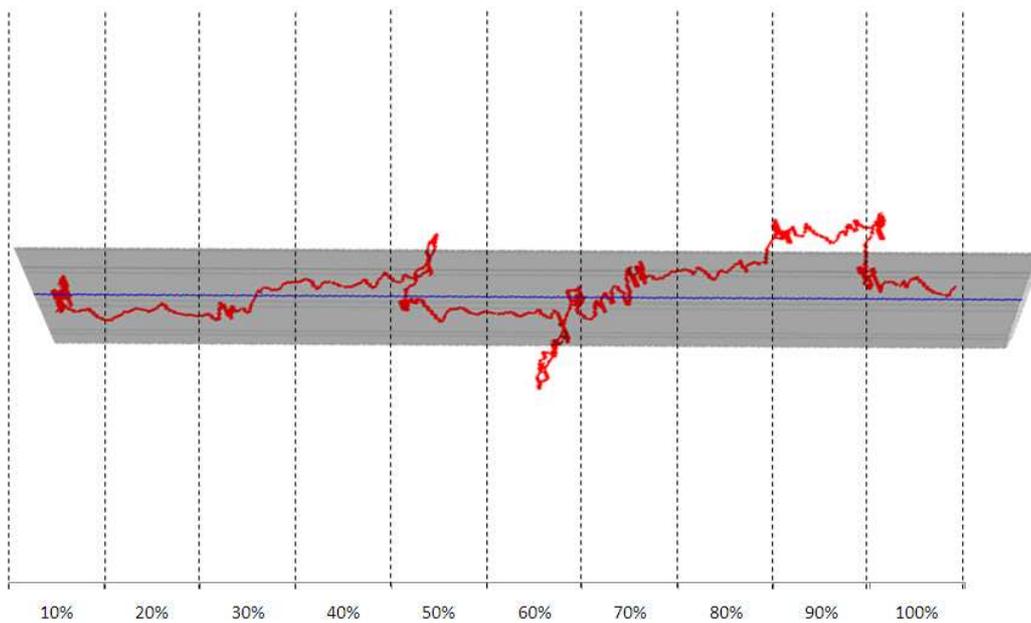


Fig. 74. Exemple de trajectoire découpée en 10 segments de 10%. En rouge la trajectoire réalisée, en gris la zone de tolérance.

Pour évaluer l'utilisation des patterns directionnels, nous avons défini un indice de stimulation qui pour chaque point de la trajectoire enregistrée prend la valeur 10 si une stimulation est envoyée, c'est-à-dire si l'aiguille est en dehors de la zone de tolérance, et zéro sinon (figure 75). Plus clairement, si l'aiguille est toujours dans la zone de tolérance l'indice vaudrait 0, si elle ne l'est jamais elle vaudrait 10. Nous avons moyenné cet indice sur tous les points de chaque essai pour avoir un taux d'utilisation des patterns directionnels, et sur chaque segment pour identifier à quel(s) moment(s) les sujets utilisent le plus les informations tactiles. Par ailleurs, le pourcentage d'apparition pour chaque pattern nous permettra d'identifier les patterns les plus utilisés.

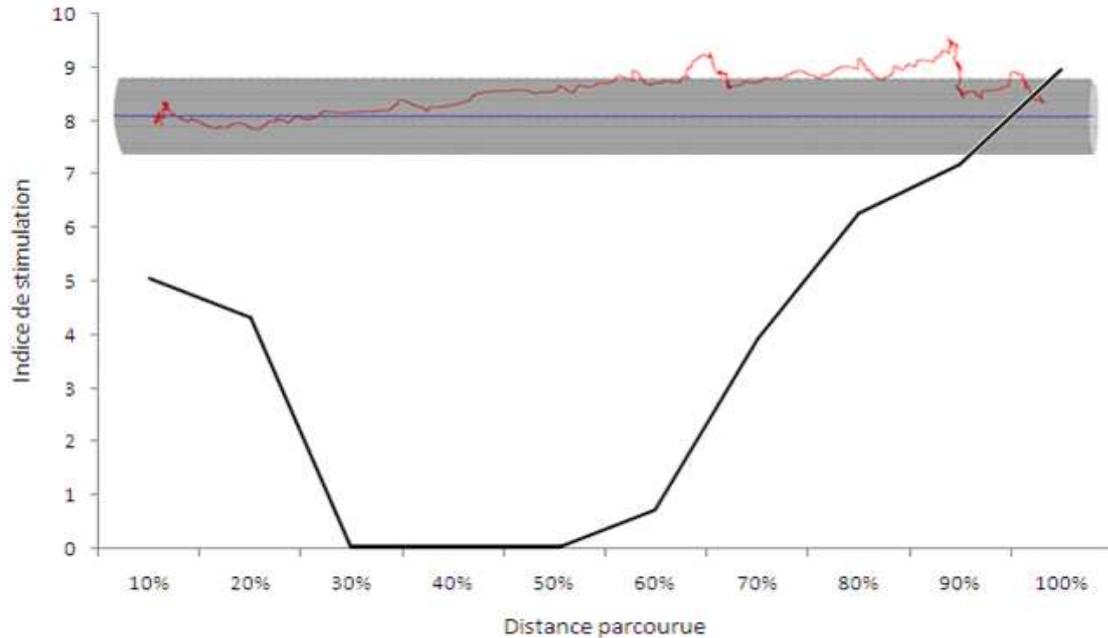


Fig. 75. Evolution de l'indice de stimulation au cours de la distance parcourue relative (courbe noire) à la droite prédéfinie (ligne bleue). Un exemple de trajectoire (en rouge) et la zone de tolérance (cylindre gris) sont représentés. On remarque que lorsque l'aiguille sort de la zone de tolérance des patterns directionnels sont transmis tant que la pointe de l'aiguille n'est pas de nouveau dans la zone de tolérance. L'indice de valeur 5 à 10% du parcours correspond à la moyenne des stimulations de la première phase de recherche de l'orientation lorsque l'aiguille n'a pas encore été introduite dans le Phantom. Sur la fin du parcours, l'indice augmente car le sujet est de moins en moins en souvenant à l'intérieur du cylindre (la courbe derrière le cylindre apparaît en transparence) jusqu'au dernier moment où il parvient à se réorienter et atteindre la cible.

7.6 Résultats

Les données des différentes variables utilisées ne suivant pas une loi normale (test de Shapiro, $p < 0.05$) nous avons employé plusieurs tests statistiques non paramétriques afin d'étudier les effets des 3 facteurs mis en jeu : le nombre d'électrodes (NBE), le nombre de directions (NBDIR) et les essais (ESSAIS). L'ANOVA de Friedman (ou ANOVA du χ^2) pour les effets principaux, le test du U de Mann-Whitney pour des comparaisons par paire entre des échantillons indépendants (comparaison de deux conditions) et le test de Wilcoxon pour des comparaisons par paire entre des échantillons appariés (comparaisons de deux segments de la trajectoire) sont les trois tests statistiques non paramétriques utilisés. La significativité a été placée à 0.05.

Les deux cliniciens n'ayant réalisé qu'une partie de l'expérience, leurs résultats seront traités séparément.

7.6.1 Comparaison des performances spatio-temporelle générales avec guidage 4 et 8 directions.

7.6.1.1 Ecart à l'axe maximum (EAMax)

Les résultats concernant l'écart à l'axe maximum (EAMax) en fonction du nombre de patterns directionnels (4 et 8 directions), du nombre d'électrodes (2 et 4) et des 10 essais sont représentés sur la figure 76.

L'analyse statistique ne montre aucun effet en fonction des essais pour les conditions 4 directions et 8 directions (ANOVA de Friedman tous $ps > .05$). Les performances apparaissent donc stables au cours des 10 essais avec un écart à l'axe maximum moyen de 5mm pour chacune des conditions directions. De plus, il n'y pas de différence significative entre 2 et 4 électrodes dans la condition 4 directions et 8 directions (test U de Mann-Whitney, tous $Zs < 0.9$; tous $ps > .05$). Cependant, alors que les performances entre 2 et 4 électrodes apparaissent similaires, l'EAMax de la trajectoire est significativement plus faible dans la condition 8 directions que dans la condition 4 directions pour les essais 6, 7, 8 et 10, test U de Mann-Whitney tous $Zs > 2.18$ et tous $ps < .03$. Pour ces quatre essais EAMax est compris entre 5 mm et 6 mm pour la condition 4 directions (5.3 mm) et entre 4 mm et 5 mm pour la condition 8 directions (4.5 mm).

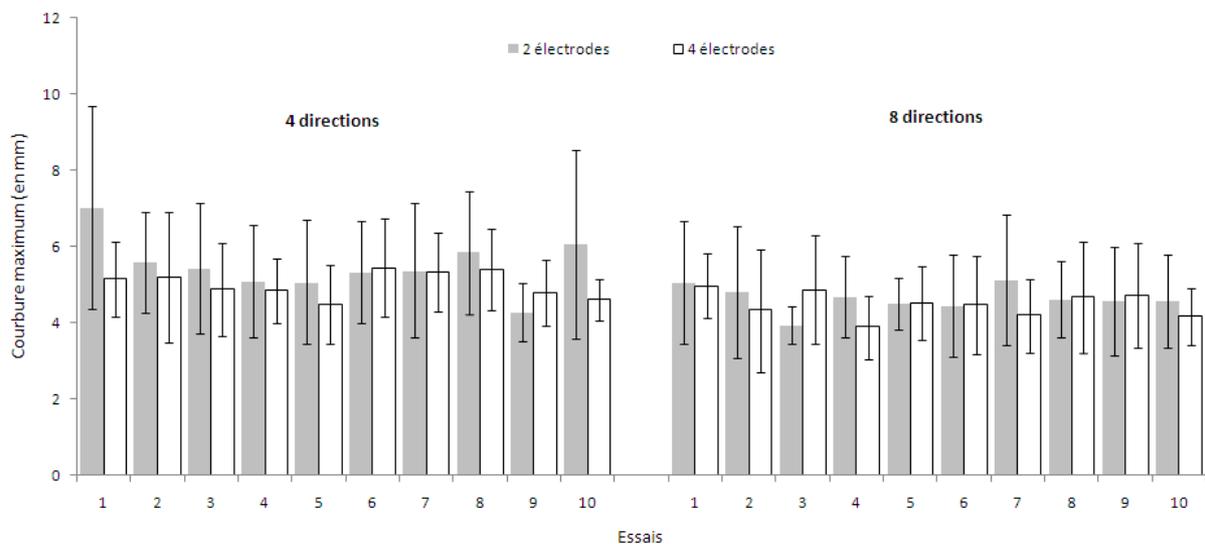


Fig. 76. Evolution de l'écart à l'axe maximum du mouvement en fonction du nombre de patterns directionnels (4 et 8 directions), du nombre d'électrodes (2 et 4) et des 10 essais.

7.6.1.2 Amplitude du mouvement (AM)

La figure 77 représente l'évolution de l'amplitude du mouvement (AM) en fonction du nombre de directions (4 ou 8), du nombre d'électrodes (2 ou 4) au cours des 10 essais. L'ANOVA de Friedman sur l'AM montre un effet principal des essais ($\chi^2(9) = 18,43$ $p < .03$). En effet, un test de Wilcoxon sur les données montre une différence tendancielle entre les essais 1 et 4, et significative, entre 4 et 10 caractérisant une baisse globale (tous facteurs confondus) relativement progressive de l'AM de 204mm au premier essai à 153mm au dernier (respectivement $Z = 1.66$, $p = .09$; $Z = 2.29$ $p = .02$). De

plus, une différence tendancielle apparaît entre les deux conditions "direction" pour les essais 8 ($Z = 1.86, p < .07$) et 10 ($Z = 1.66, p < .10$), et significative pour les essais 4 ($Z = 2.06, p < .04$), 6 ($Z = 2.68, p < .01$) et 9 ($Z = 2.07, p < .04$). L'amplitude moyenne égale 210mm pour 4 directions et 160mm pour la condition 8 directions.

Etudions si la variable NBE a un effet sur l'AM en fonction des conditions directions. Pour la condition 4 directions l'analyse statistique ne montre aucune différence entre 2 et 4 électrodes ni d'effet de l'essai, alors qu'on observe un effet principal tendanciel sur la condition 8 directions (ANOVA du $\chi^2(9) = 14.6, p = .10$), caractérisé par une baisse de l'amplitude entre les essais 8 et 10 (test de Wilcoxon $Z = 2.59, p < .01$) mais également aucune différence entre 2 et 4 électrodes.

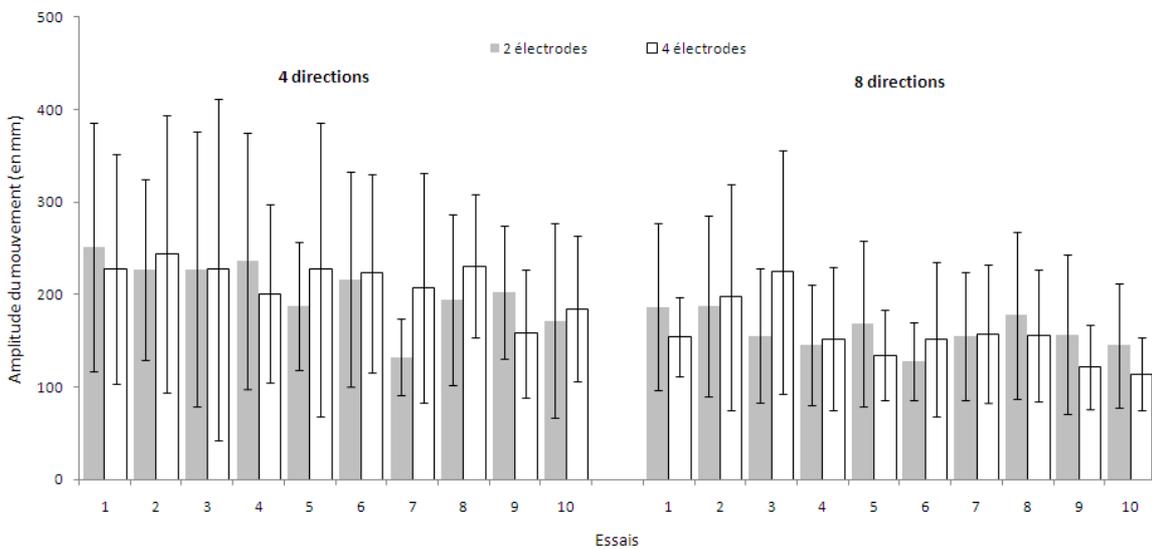


Fig. 77. Evolution de l'amplitude du mouvement en fonction du nombre de patterns directionnels (4 et 8 directions), du nombre d'électrodes (2 et 4) et des 10 essais.

7.6.1.3 Durée du mouvement (DM)

La figure 78 illustre l'évolution de la durée du mouvement (DM) en fonction du nombre de directions (4 ou 8) et du nombre d'électrodes (2 ou 4) au cours des 10 essais. Sur l'ensemble des données (NBDIR et NBE confondus) l'ANOVA montre un effet tendanciel de l'essai (ANOVA du $\chi^2(9) = 16.56, p < .06$). Il semble que la DM diminue au cours du temps passant de 42s au premier essai à 36s au dernier essai. Cette tendance est confirmée par une différence significative sur les trois derniers essais, entre 8 et 9 (test de Wilcoxon $Z = 2.58, p = .01$), et entre 9 et 10 ($Z = 1.85, p = .06$).

Par ailleurs, on observe une différence significative entre les conditions 4 directions et 8 directions aux essais 6, 8 et 9 (test de Mann-Whitney tous $Z > 2.65$, tous $p < .01$) ; et une différence tendancielle aux essais 1, 2 et 3 (tous $Z_s > 1.65$, tous $p_s < .10$). En effet, la DM apparaît plus longue avec 4 directions (47s) qu'avec 8 directions (31s).

Si les deux conditions NBDIR sont étudiées séparément, les analyses de la DM mettent en évidence un effet principal uniquement pour la condition 8 directions (ANOVA de Friedman : $\chi^2(9) = 15.39, p < .08$), ainsi qu'une différence tendancielle entre les essais 8 et 9 pour cette condition

(Wilcoxon $Z = 1.80$, $p = .07$). De plus, bien qu'il existe une légère différence entre les conditions 2 et 4 électrodes à l'essai 7 – 4 directions ($Z = -1.85$, $p = .06$), la DM est globalement similaire pour 2 et 4 électrodes dans la condition 4 directions ($\approx 47s$) ainsi que dans la condition 8 directions ($\approx 30s$), d'après l'ANOVA sur chaque condition analysée séparément tous $ps = ns$ (4DIR-2ELEC, 4DIR-4ELEC, 8DIR-2ELEC et 8DIR-4ELEC).

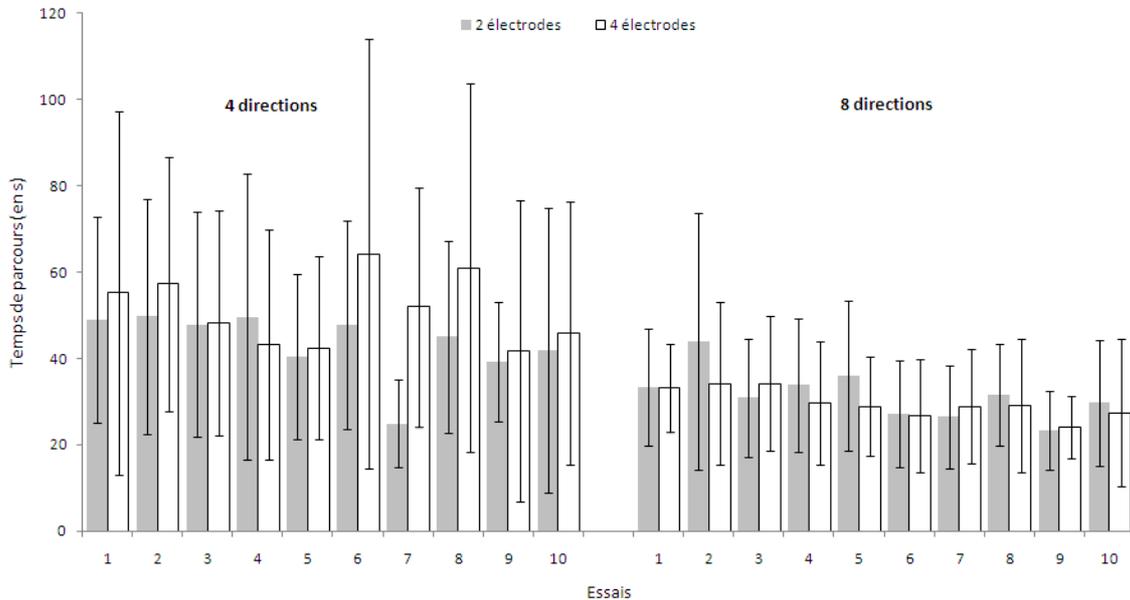


Fig. 78. Evolution du temps de parcours du mouvement en fonction du nombre de patterns directionnels (4 et 8 directions), du nombre d'électrodes (2 et 4) et des 10 essais.

7.6.1.4 Nombre de pics de vitesse (NBPV)

L'évolution du nombre de pics de vitesse des 10 essais en fonction du nombre de patterns directionnels (4 et 8) et du nombre d'électrodes (2 et 4) est représentée sur la figure 79. L'analyse statistique du NBPV montre un effet global de l'essai et des conditions (ANOVA de Friedman $\chi^2(9) = 18.04$, $p < .04$). Les comparaisons par paire de Wilcoxon mettent en évidence une différence entre les essais 2 et 8 ($Z = 2.37$, $p = .02$) et entre les essais 8 et 10 ($Z = 2.05$, $p = .04$). Par ailleurs, les comparaisons inter-conditions de Mann-Whitney montrent une différence significative entre 4 directions et 8 directions à l'essai 6 et tendancielle pour les essais 8 et 9 (respectivement $Z = 2.82$, $p = .01$; $Z = 1.93$, $p = .06$; $Z = 1.70$, $p = .09$). Les NBPV moyens pour 4 et 8 directions sont égales à 263 et 193.

Les analyses statistiques du NBPV sur les conditions 4 et 8 directions traitées indépendamment ne montrent aucun effet ni de différence entre les conditions 2 et 4 électrodes (tous $p = ns$).

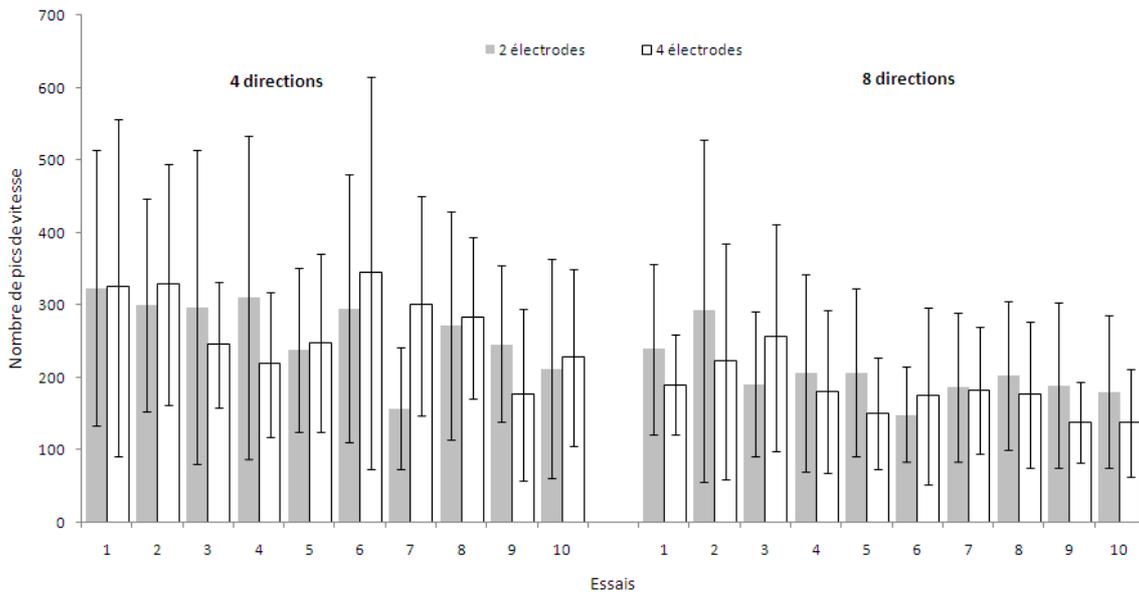


Fig. 79. Nombre de pics de vitesse du mouvement en fonction du nombre de patterns directionnels (4 et 8 directions), du nombre d'électrodes (2 et 4) et des 10 essais.

7.6.2 Comparaison des profils des trajectoires en guidage 4 et 8 directions

7.6.2.1 Ecart à l'axe (EA) et dispersion de l'écart à l'axe (ETEA)

La figure 80 illustre l'évolution de l'écart à l'axe moyen (EA) et l'écart-type de l'écart axe (ETEA) du mouvement pour les conditions 4 directions et 8 directions en fonction de la distance relative parcourue.

Ecart à l'axe (EA)

L'ANOVA de Friedman montre un effet des deux conditions de guidage (4 et 8 directions) sur l'ensemble de la trajectoire, $\chi^2(9) = 31.18$, $p < .001$. Cependant, alors que pour 8 directions l'analyse montre une stabilité de l'EA à 1,9 mm, pour 4 directions l'ANOVA sur l'EA met en évidence un effet sur le parcours ($\chi^2(9) = 37.90$, $p < .0001$). Les comparaisons inter-essais de Wilcoxon montrent en effet une différence significative entre 10% & 20% ($Z = 2.66$, $p < .01$), et entre 80% & 90% ($Z = 2.31$, $p = .03$), l'EA évoluant de 1.4mm à 10% à 2.1mm à 90% de la trajectoire. L'évolution différente des deux conditions "direction" est confirmée par les comparaisons par paire de Mann Whitney qui présentent des différences significatives entre 4 et 8 directions sur les essais 9 et 10 (tous $Z_s > 2.20$, tous $p < .03$) et tendancielle à l'essai 5 ($Z = 1.79$, $p = .07$). Pour ces trois essais l'EA est sensiblement plus grand avec 4 directions qu'avec 8 directions.

Ecart-Type de l'écart à l'axe (ETEA)

D'après les deux courbes sur la figure 80, il semble que l'ETEA moyen diminue de façon quasi identique pour les conditions 4 et 8 directions de 10% à 30% pour se stabiliser ensuite jusqu'à la fin du parcours. En effet, l'ANOVA de Friedman montre un effet des deux conditions 4 et 8 directions, respectivement $\chi^2(N = 9) = 32.58$, $p < .001$ et $\chi^2(N = 9) = 41.72$, $p < .00001$. Plus précisément, cette réduction de l'ETEA se caractérise par une réduction significative entre les segments 10% &

20%, 20% & 30% et 30% & 40% (comparaisons inter-segments de Wilcoxon sur les 2 conditions tous $Z_s > 1.94$ et tous $p_s < .05$). De plus, il n'y a aucune différence entre les 2 conditions sur l'ensemble du parcours (Mann Whitney tous $p > .05$). Numériquement, pour 4 et 8 directions l'ETEA est de .7 mm à 10% puis se réduit à .4 mm de 30% à 100% de la trajectoire.

Ainsi, les résultats statistiques montrent que l'ETEA diminue lorsque l'EA augmente.

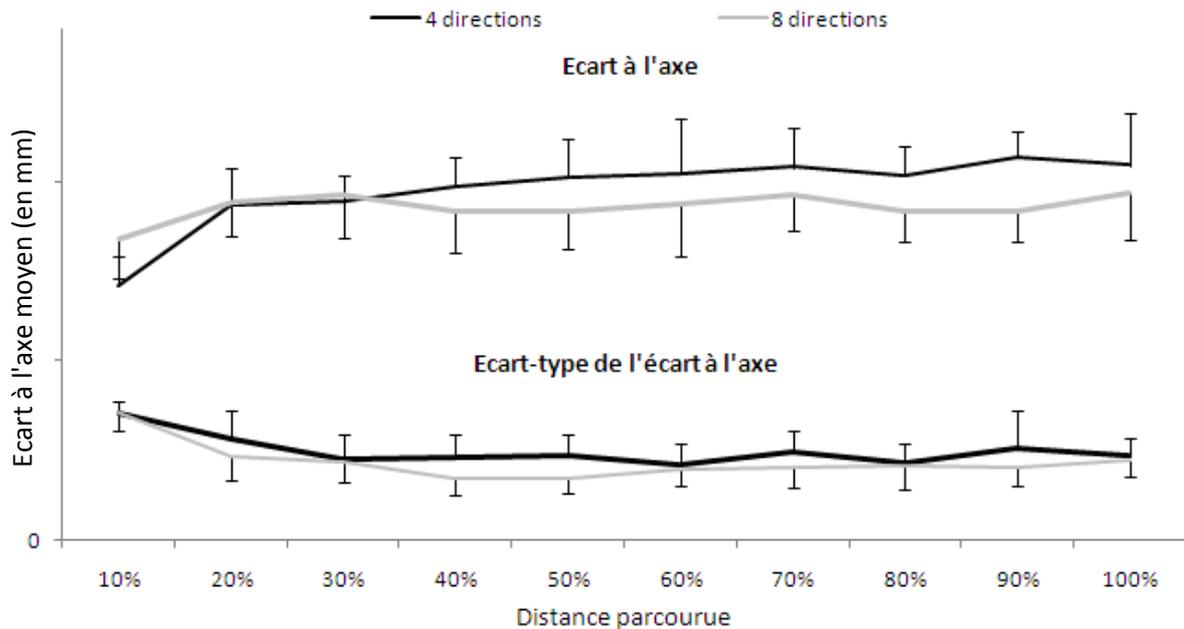


Fig. 80. Evolution de l'écart à l'axe moyen et de l'écart-type de l'écart à l'axe du mouvement dans les conditions 4 directions et 8 directions de guidage TDU en fonction de la distance relative parcourue.

7.6.2.2 Vitesse du mouvement et temps de parcours

La vitesse et le temps de parcours du mouvement en fonction de la distance relative parcourue pour les conditions 4 et 8 directions sont illustrés sur la figure 81.

Vitesse

L'analyse statistique met en évidence un effet des deux conditions nombre de directions, d'après l'ANOVA de Friedman pour 4 directions $\chi^2 (N = 9) = 38,76$ $p < .00001$, pour 8 directions $\chi^2 (N = 9) = 33,91$ $p < .0001$. Cependant, les comparaisons par paire de Mann Whitney ne montrent aucune différence entre les 2 conditions sur l'ensemble de la trajectoire (tous $p > .1$). Par ailleurs, les comparaisons inter-segments de Wilcoxon sur les 2 conditions confondues présentent des différences significatives entre les segments 10% & 20% ($Z = 3.85$, $p = .001$) et 90% & 100% ($Z = 3.32$, $p = .001$), et une différence tendancielle entre les segments 80% & 90% ($Z = 1.68$, $p = .09$). Ainsi, la vitesse augmente de 4 mm.s^{-1} à 6 mm.s^{-1} sur la première partie de la trajectoire, puis se stabilise jusqu'à 80% du parcours où elle commence à se réduire pour atteindre 5 mm.s^{-1} dans la dernière partie.

Temps de parcours

L'analyse des temps de parcours montre un effet principal pour 4 directions et pour 8 directions (ANOVA Friedman respectivement $\chi^2 (N = 9) = 41.22$ $p < .00001$ et $\chi^2 (N = 9) = 52.44$ $p < .00001$) ainsi que des différences significatives entre les deux conditions uniquement sur le dernier segment (test de Mann Whitney, $Z = 2.13$, $p = .03$) et tendancielle à 50%, 70%, 90% (tous $Z_s > 1.65$, tous $p_s < .1$). Pour la condition 4 directions, le temps se réduit significativement entre 10% & 30% ($Z = 2.80$, $p = .005$) et tendancielle entre 70% & 80% ($Z = 1.67$, $p = .09$), et augmente entre 60% & 70% ($Z = 2.22$, $p = .04$). Pour la condition 8 directions la durée du mouvement diminue fortement entre 10% & 20% ($Z = 2.80$, $p = .005$) et légèrement entre 30% & 40% ($Z = 1.83$, $p = .07$). Ainsi, les courbes de temps de parcours sont similaires entre les deux conditions avec une baisse importante du temps de parcours après le premier segment et une stabilité globale sur le reste de la trajectoire. Cependant, le temps en 8 directions est plus court (27s) qu'en 4 directions (41s).

Ainsi on constate que lorsque la vitesse moyenne augmente, le temps de parcours diminue, ce qui signifie que les sujets ne passent pas particulièrement de temps à hésiter à un certain moment mais que leur progression est relativement linéaire. Nous allons voir si l'étude des pics de vitesse confirme cette observation.

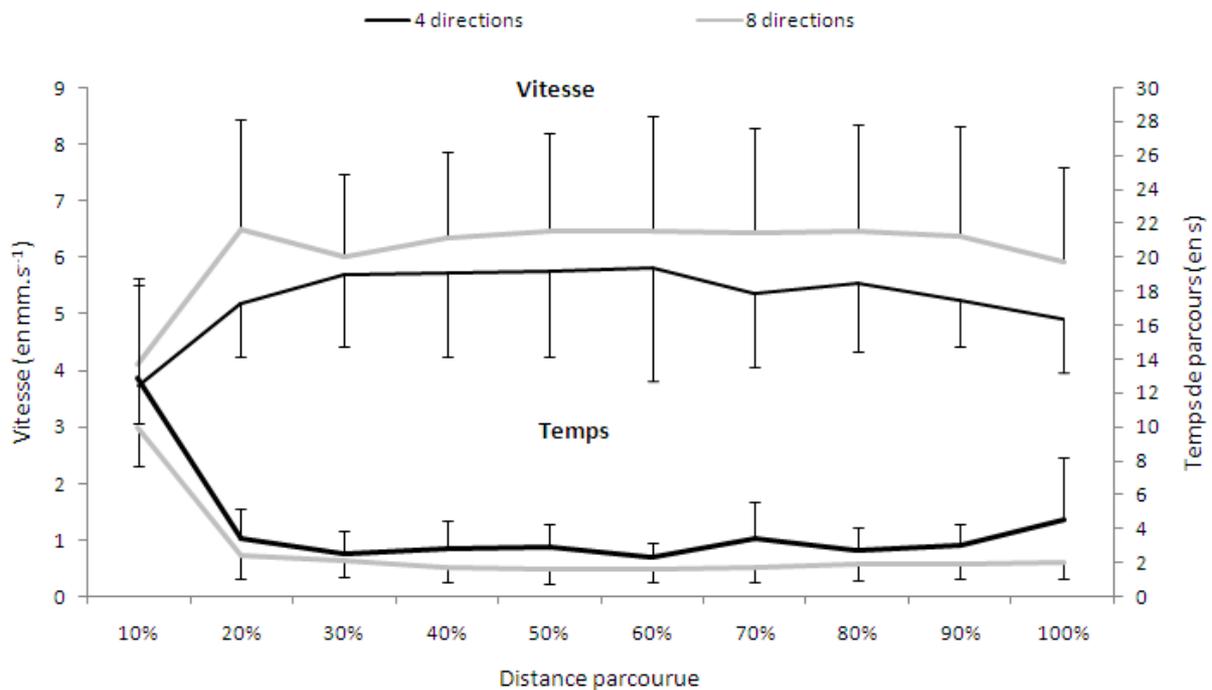


Fig. 81. En haut, évolution de la vitesse du mouvement dans les conditions 4 directions et 8 directions de guidage TDU en fonction de la distance relative parcourue (échelle à gauche), en bas évolution de la durée du mouvement dans les conditions 4 directions et 8 directions de guidage TDU en fonction de la distance relative parcourue (échelle de droite).

7.6.2.3 Nombre de pics de vitesse (NBPV)

La figure 82 représente l'évolution du nombre de pics de vitesse (NBPV) du mouvement dans les conditions 4 directions et 8 directions de guidage TDU en fonction de la distance relative parcourue.

L'ANOVA met en évidence un effet des conditions 4 directions et 8 directions (respectivement $\chi^2 (N = 9) = 39,97$ $p < .00001$ et $\chi^2 (N = 9) = 46,04$ $p < .00001$). Pour 4 directions, les comparaisons par paire nous montrent que le NBPV décroît entre 10% & 20%, et 20% & 30%; et croît entre 30% & 40%, et 60% et 70% (test de Wilcoxon tous $Z_s > 1.94$, tous $p_s < .05$). D'autre part, pour la condition 8 directions le NBPV décroît entre 10% & 20%, et augmente entre 60% et 70% (tous $Z_s > 2.20$, $p_s < .03$). De plus, il apparaît que le NBPV en condition 4 directions est légèrement supérieur à la condition 8 directions à 10% et 50% de la trajectoire (test de Mann Whitney tous $Z > 1.81$ et tous $p < .07$).

Ainsi, quantitativement, en 4 directions le NBPV est de 94 à 10% de la trajectoire puis se stabilise entre 30% et 100% autour de 17 par segment. En 8 directions, le NBPV est sensiblement inférieur puisqu'il débute à 63 sur le premier segment pour se stabiliser globalement à 13 entre 20% et 100%. Sur l'ensemble de la trajectoire le NBPV total est de 177 en 8 directions contre 248 en 4 directions.

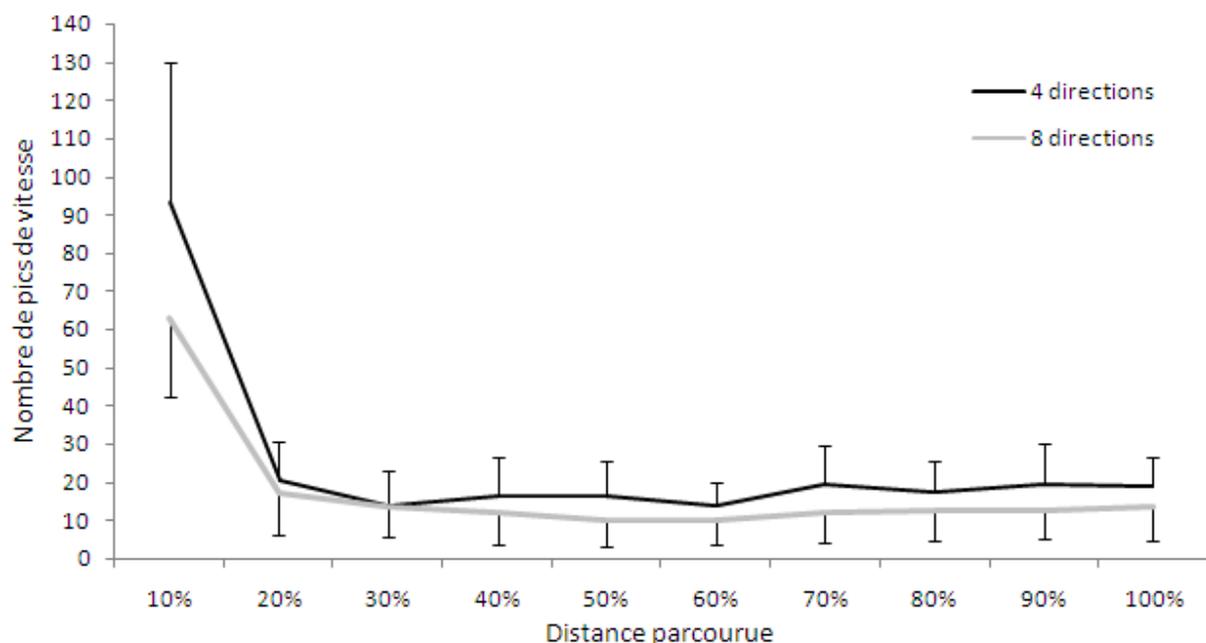


Fig. 82. Evolution du nombre de pics de vitesse du mouvement dans les conditions 4 directions et 8 directions de guidage TDU en fonction de la distance relative parcourue.

7.6.3 Analyse des patterns directionnels

7.6.3.1 Indice de stimulation (IS) en fonction des essais

L'indice de stimulation (IS) pour 4 et 8 directions en fonction des dix essais et du nombre d'électrodes activées (2 ou 4) est illustré sur la figure 83. L'analyse statistique de l'IS ne montre aucun effet principal du facteur direction sur l'ensemble des données (ANOVA Friedman tous $p_s = ns$). Toutefois, les comparaisons par paire de Mann-Whitney mettent en évidence une différence significative entre les deux conditions pour l'essai 4 ($Z = 2.62$, $p = .009$) et des différences tendanciellles pour les essais 1 et 8 (tous $Z_s > 1.78$, tous $p_s < .07$). Numériquement, l'IS vaut 2.6 dans la condition 4 directions et 2.2 dans la condition 8 directions.

Par ailleurs, des analyses statistiques différenciées ne montrent également aucun effet de 4 ou 8 directions, ni de différence significative entre 2 et 4 électrodes (ANOVA de Friedman et test de Mann Whitney, tous $p = ns$).

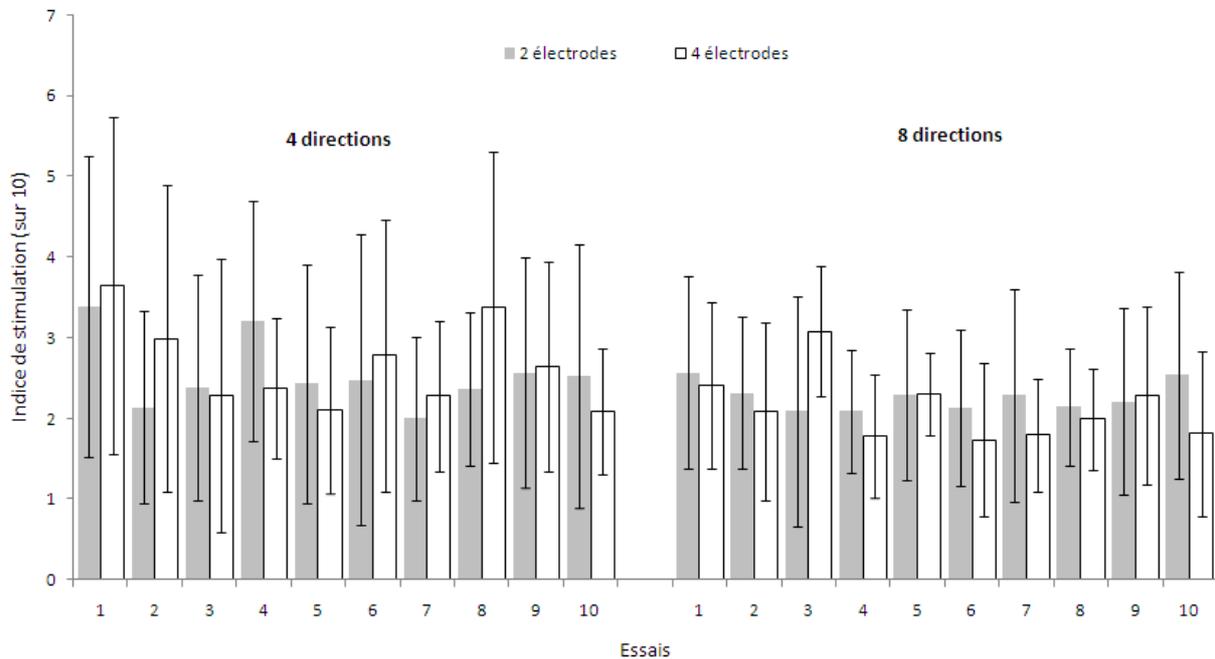


Fig. 83. Evolution de l'indice de stimulation en fonction du nombre de patterns directionnels (4 et 8 directions), du nombre d'électrodes (2 et 4) sur les 10 essais.

7.6.3.2 Indice de stimulation (IS) en fonction de la distance relative parcourus

La figure 84 représente l'évolution de l'indice de stimulation (IS) dans les conditions 4 directions et 8 directions de guidage TDU en fonction de la distance relative parcourue. L'ANOVA met en évidence un effet principal en 4 directions et 8 directions, respectivement $\chi^2 (N = 9) = 33,52$ $p < .001$ et $\chi^2 (N = 9) = 37,44$ $p < .0001$. Pour 4 directions les comparaisons par paire nous montrent que l'IS décroît entre 10% & 20%, 20% & 30% et entre 50% & 60%; et croît entre 30% & 40% (test de Wilcoxon tous $Z_s > 1.66$, tous $p_s < .1$). D'autre part, pour la condition 8 directions l'IS décroît entre 10% & 20%, 20% & 30%, et entre 40% & 50%; et augmente entre 50% & 60% et entre les deux derniers segments (tous $Z_s > 1.77$, $p_s < .08$). De plus, il apparaît que l'IS en condition 4 directions est significativement supérieur à la condition 8 directions à 50% et 90% de la trajectoire (test de Mann Whitney tous $Z > 1.81$ et tous $p < .07$).

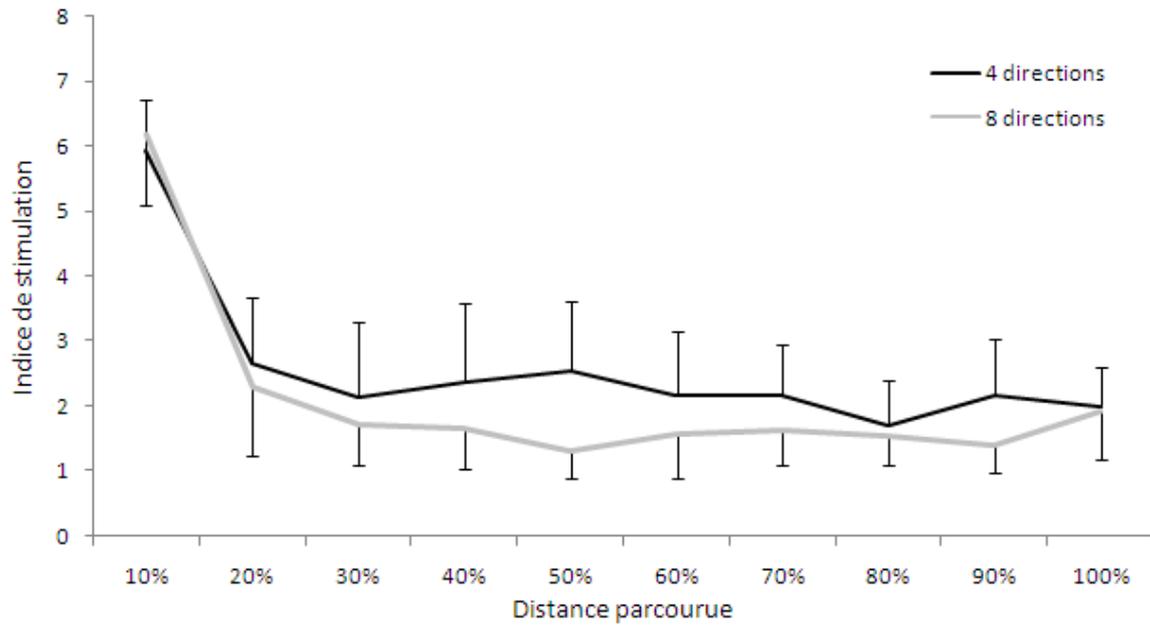


Fig. 84. Evolution de l'indice de stimulation dans les conditions 4 directions et 8 directions de guidage TDU en fonction de la distance relative parcourue.

7.6.3.3 Analyse des patterns directionnels pour 4 directions

La figure 85 permet de visualiser le pourcentage moyen de stimulations reçues par les sujets au cours de la réalisation des trajectoires en fonction des patterns directionnels, autrement dit de la position de la stimulation sur la langue. Le pourcentage d'absence de stimulation ("Rien") apparaît très supérieur aux patterns postérieur, antérieur, gauche et droit, résultats confirmés par une ANOVA de Friedman montrant un effet de la stimulation, $\chi^2(4) = 23,52$ $p < .001$. De plus les comparaisons par paire de Wilcoxon mettent en évidence une différence significative entre l'absence de stimulation (53%) et les autres stimulations ainsi qu'une légère différence entre les patterns postérieur et droit (tous $Z_s > 2.39$, tous $p_s < .01$). A part cette dernière différence, les pourcentages d'apparition des autres patterns de stimulations Antérieur (10%), Postérieur (10%), Gauche (11%) et Droit (15%) paraissent similaires ($p = ns$). Ces résultats différents de ceux observés dans l'expérience 1 seront discutés en conclusion.

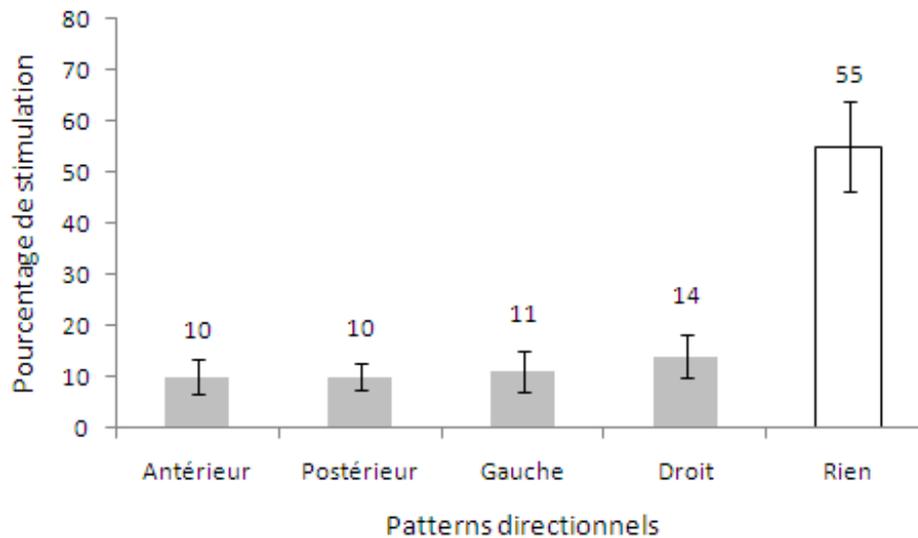


Fig. 85. Pourcentage de stimulation en fonction du types de patterns activés (Antérieur, Postérieur, Gauche, Droit).

7.6.3.4 Analyse des patterns directionnels pour 8 directions

De même que précédemment, les pourcentages d'apparition des 8 patterns (antérieur, antérieur-droit (AD), antérieur-gauche (AG), postérieur, postérieur-droit (PD), postérieur-gauche (PG), droit, gauche et "rien") utilisés dans la condition de guidage TDU 8 directions apparaissent sur le graphique de la figure 86. Egalement, l'absence de stimulation semble largement majoritaire. En effet, le test de Wilcoxon sur les données nous montre que l'absence de stimulation est très supérieure aux autres patterns ($Z = 2.7$, $p = .007$). D'autre part, il n'y a pas de différence entre les patterns Antérieur (4%), AG (5%) et AD (5%), tous $p = ns$, alors que PG (4%) est statistiquement plus faible que Postérieur (6%) et PD (6%), $Z = 2.49$, $p = .01$. Toutefois, on n'observe aucune différence entre les patterns postérieurs (postérieur + PG + PD) et antérieurs (antérieur + AG + AD), $Z = 2.50$, $p = .01$. Une différence significative apparaît cependant entre les patterns Gauche et Droit ($Z = 2.49$, $p = .01$), dont les pourcentages d'apparition sont respectivement 8% et 11%. Différence qui se généralise si l'on regroupe les patterns gauches (gauche + AG + PG) et droits (droit + PD + AD).

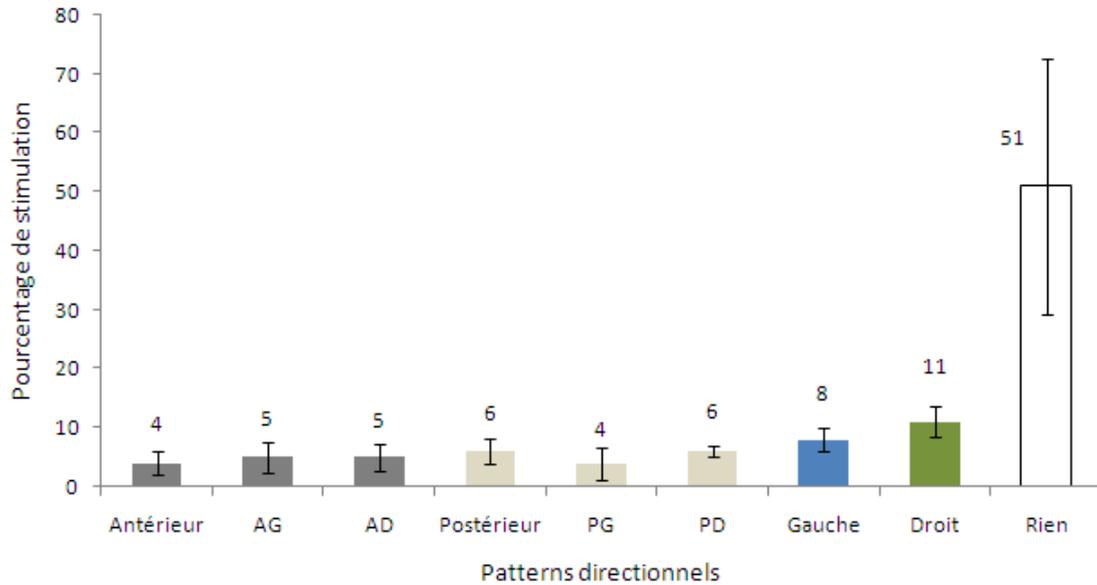


Fig. 86. Pourcentage de stimulation en fonction du types de patterns activés (Antérieur, Antérieur-Gauche (AG), Antérieur-Droit (AD), Postérieur, Postérieur-Gauche (PG), Postérieur-Droit (PD), Gauche, Droit et Rien).

7.6.4 Comparaison des performances radiologues vs groupe expérimental.

Deux radiologues du CHU de Grenoble ont réalisé une partie de cette expérience. Leurs performances n'ont toutefois pas été incluses dans les analyses précédentes car ils n'ont pas été en mesure d'effectuer toutes les conditions expérimentales. Le premier clinicien (C1) a réalisé 5 essais dans la condition 4 directions – 2 électrodes, puis 5 essais dans la condition 8 directions – 2 électrodes. Le second clinicien (C2) a effectué les $\frac{3}{4}$ de l'expérience, c'est-à-dire des séries de 10 essais dans les trois conditions suivantes : 4 directions – 2 électrodes, 4 directions – 4 électrodes et 8 directions – 2 électrodes. La quantité de données n'étant pas assez importante pour mettre en place une analyse statistique, nous allons comparer leurs résultats avec les résultats du groupe expérimental (GE) de l'étude par l'observation empirique des valeurs de chaque paramètre. Cette modalité de guidage était complètement nouvelle pour les deux cliniciens.

Nous ne comparerons que les paramètres généraux, c'est-à-dire l'écart à l'axe maximum, l'amplitude, la durée, le nombre de pics de vitesse et l'indice de stimulation. Par ailleurs, l'analyse précédente du groupe expérimental ayant parfois uniquement montré de faibles effets d'apprentissage sur les derniers essais de certains indices, les paramètres spatio-temporels et les indices de stimulations ont été moyennés entre tous les essais pour une meilleure visibilité dans chaque condition 4 et 8 directions.

La figure 87 présente les valeurs moyennes de l'écart à l'axe maximum et de l'indice de stimulation des trajectoires réalisées en fonction des conditions 4 et 8 directions et de C1, C2 et GE, alors que la figure 88 illustre les valeurs moyennes en amplitude, temps et nombre de pics de vitesse des trajectoires dans les mêmes conditions. Les résultats montrent des comportements différents principalement en fonction du nombre de directions. En effet, dans la condition 4 directions il semble que le clinicien C1 (seulement 5 essais par conditions) a obtenu des performances aussi bonnes (EA

max, temps, et NbPV), voire meilleures (indice de stim et amplitude) que le GE. Cependant, dans la condition 8 directions, il apparaît que les résultats de C1 sont toujours nettement inférieurs au GE. Il semblerait que ce sujet se soit adapté plus rapidement en condition 4 directions qu'en 8 directions. A l'opposé, C2 obtient des résultats proches voire similaires aux performances du GE pour l'ensemble des indices étudiés. De plus, les résultats de C2 en 4 directions sont légèrement meilleurs que GE, alors qu'en 8 directions ils sont similaires pour les paramètres EA max et Indice de Stim, et moins bons pour les indices Amplitude, Temps et NbPV. Dans cette condition 8 directions, C2 n'a réalisé qu'une série de 10 essais (2 électrodes) alors que GE en a effectué 2 (2 et 4 électrodes). Toutefois, nous avons précédemment montré qu'aucune différence n'apparaissait entre 2 et 4 électrodes, par conséquent, les performances de C2 seraient probablement restées inférieures à GE.

Par ailleurs, bien que les résultats qui paraissent similaires soient assez fiables, les différences ne peuvent être vérifiées statistiquement. Enfin, les données montrent que le radiologue C1 qui possédait une plus longue expérience dans la pratique de ponctions percutanées que C2 et que le groupe novice GE, a globalement obtenu de moins bonnes performances particulièrement en 8 directions.

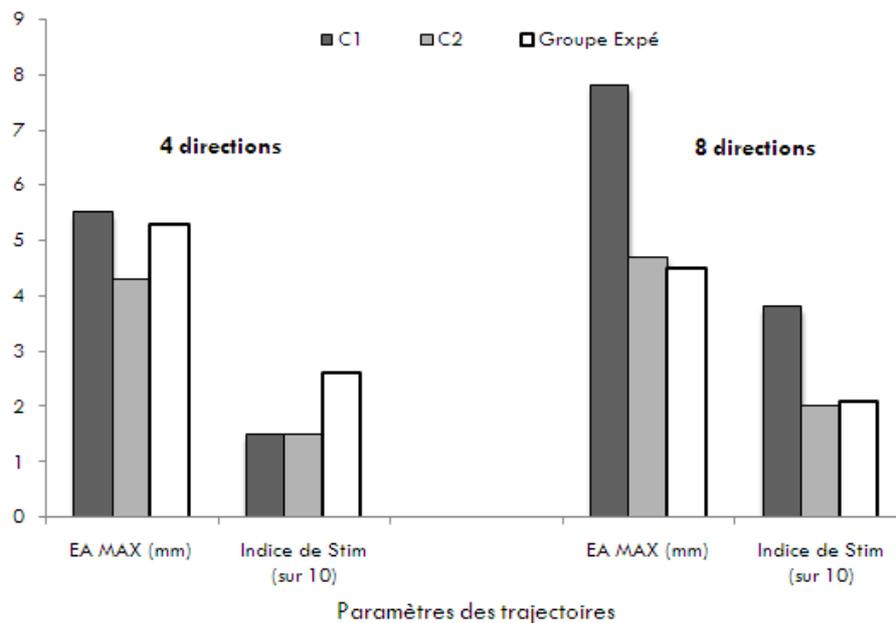


Fig. 87. Ecart à l'axe maximum (EA max) et Indice de stimulation (Indice de stim) de la trajectoire en fonction des performances des deux cliniciens (C1 et C2) et du groupe expérimental de l'étude.

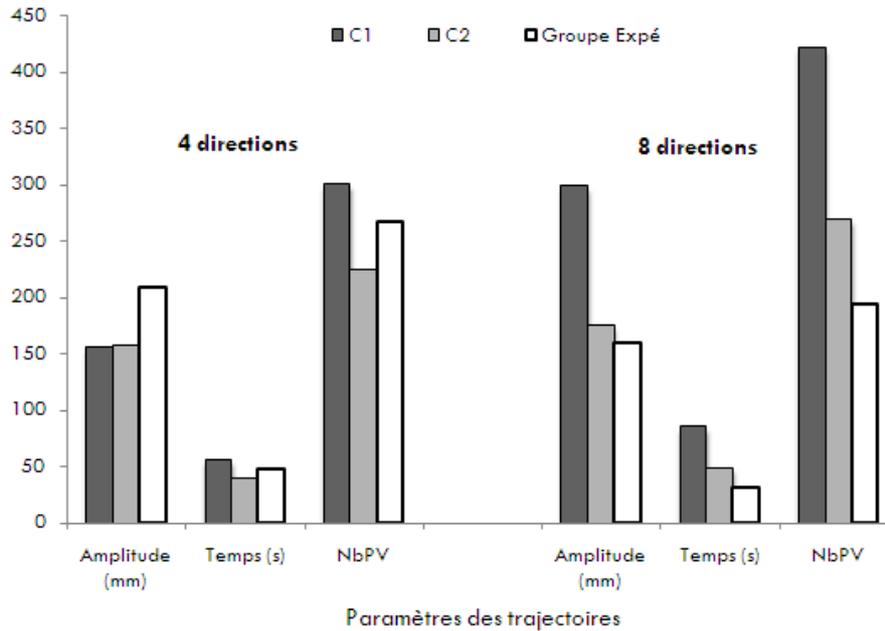


Fig. 88. Amplitude, temps et nombre de pics de vitesse (NbPV) de la trajectoire en fonction des performances des deux cliniciens (C1 et C2) et du groupe expérimental de l'étude.

7.7 Stratégies correctives des trajectoires

Nous proposons d'analyser plus en détail les différentes stratégies et les problèmes que les sujets ont pu rencontrer durant leurs productions à travers plusieurs exemples représentatifs. Les figures que nous présenterons seront constituées d'une représentation 3D (en rouge) différente pour chaque exemple afin de mettre en avant des passages précis du parcours de trajectoires que certains sujets ont réalisées. De plus, nous avons ajouté par photomontage un graphique représentant les indices de stimulation en fonction de la distance parcourue (diagramme bleu) afin d'apprécier plus précisément les segments où la trajectoire sort de la zone de tolérance (cylindre gris). Rappelons que l'indice de stimulation qui est en général assez élevé sur le premier segment correspond principalement à la phase de recherche initiale de l'orientation de la trajectoire prédéfinie. Par ailleurs, une flèche noire indiquera l'endroit sur lequel se porte notre attention dans l'exemple cité.

D'après l'observation des trajectoires deux stratégies de production se distinguent : la stratégie dite "fluide" où le mouvement est corrigé en cours d'avancement (figure 89). La progression de l'aiguille vers la cible n'est jamais stoppée, la correction se fait en quelque sorte en temps réel ; et la stratégie dite "stop and go" (figure 90) où la progression est stoppée lorsqu'une stimulation est ressentie jusqu'à ce que la position correcte soit atteinte (absence de stimulation). La stratégie "fluide" est plus rapide car elle ne perd de temps à aucun moment, cependant il arrive que la stimulation ne soit pas perçue immédiatement provoquant une sortie plus importante de la pointe de l'aiguille jusqu'à discrimination de la stimulation après un temps de latence ou par augmentation du signal (figure 91). Le risque d'une telle stratégie est donc d'augmenter l'écart à l'axe et de stimuler davantage les récepteurs tactiles en accentuant l'accommodation aux stimulations qui peut détériorer la perception des stimulations correctives ultérieures. A l'opposé, la stratégie "stop and go" augmente la durée du geste mais permet de conserver la pointe de la cible dans la zone de sécurité. Le sujet stoppe sa progression dès qu'il ressent une stimulation afin de retrouver la bonne

orientation avant de poursuivre. Pour certains sujets, cette option permet de recentrer l'axe de l'aiguille conformément à la représentation mentale spatiale qu'ils ont construite à l'aide des stimulations précédentes (figure 90). L'inconvénient de cette stratégie est qu'à l'arrêt le geste peut devenir plus hésitant et moins précis car le segment bras/main effectuant la tâche n'a pas d'appui pour se stabiliser (figure 92). La dispersion de l'écart à l'axe devient donc plus importante entraînant des risques de cisaillement des tissus environnants.

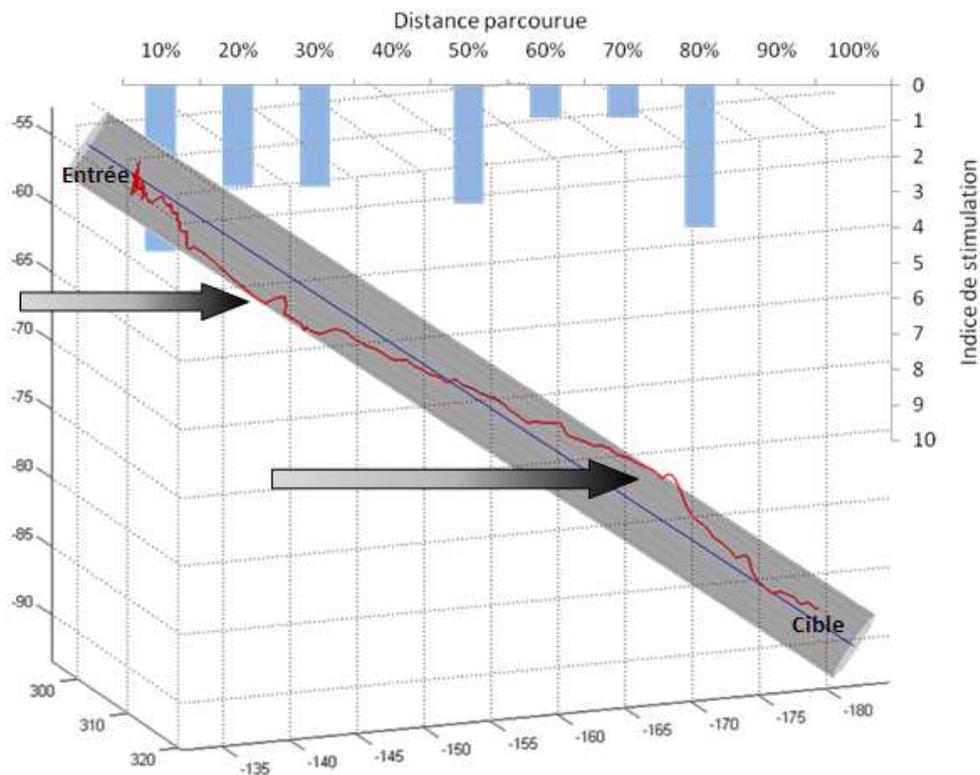


Fig. 89. Exemple de réalisation de geste de ponction avec la stratégie "fluide". Le graphique en haut représente l'évolution de l'indice de stimulation. On remarque qu'il y a peu de changements de directions et que les corrections d'orientation (flèches noires) se font simultanément avec la progression de l'aiguille (sujet 9, essai 8 avec 8 directions).

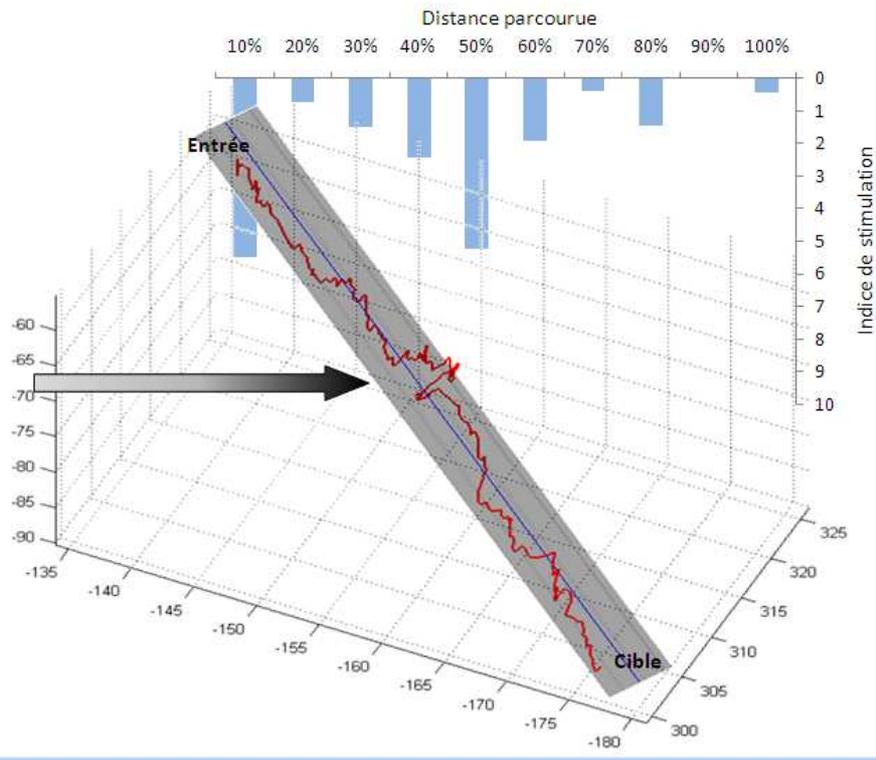


Fig. 90. Exemple de réalisation de geste de ponction avec la stratégie "stop and go". La production est plus lente ce qui a pour conséquence d'augmenter le nombre de pics de vitesse (courbe en escalier). Lorsque la pointe rencontre une frontière du cylindre, la progression est stoppée (flèche noire) pour permettre le recentrage de l'aiguille (sujet 10, essai 5 sous 4 directions).

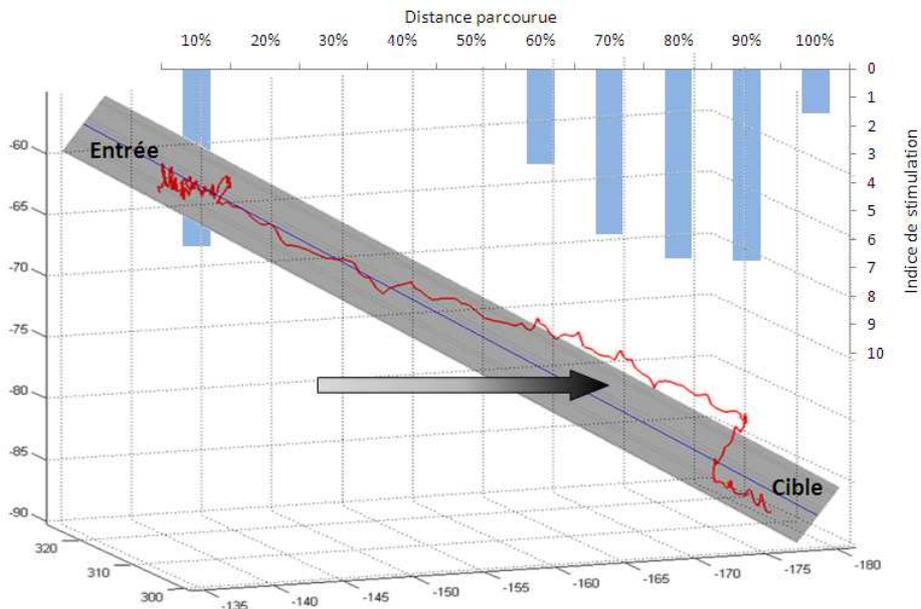


Fig. 91. Exemple d'une trajectoire pour la stratégie "fluide" avec correction tardive de l'erreur d'orientation sur le dernier tiers du parcours (flèche noire). Le graphique en haut représente l'évolution de l'indice de stimulation. On remarque qu'il y a peu de changement de directions, le geste est fluide et rapide mais il faut parfois du temps au sujet pour comprendre l'information tactile transmise (trajectoire réalisée par le sujet 7, essais 4 avec 8 directions).

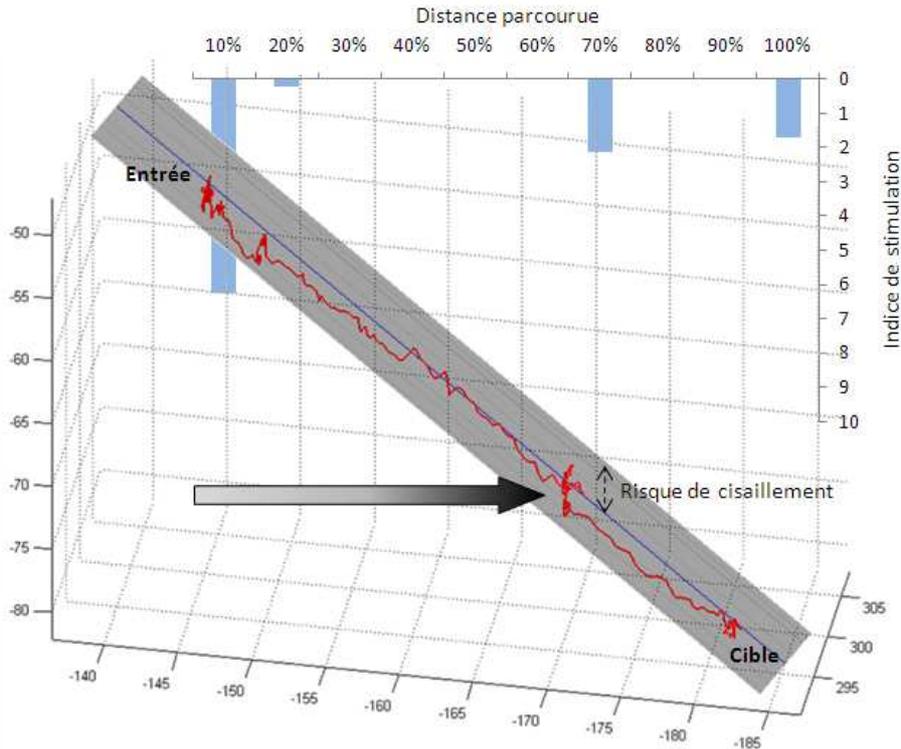


Fig. 92. Exemple d'une trajectoire pour la stratégie "stop and go" avec correction hésitante de l'orientation (flèche noire). L'effecteur main/bras n'étant pas en appuie, lorsque la progression est stoppée, la main peut avoir tendance à trembler entraînant un risque de cisaillement des tissus et de désorientation du sujet (clinicien-radiologue C1, essai 1 avec 4 directions).

Bien qu'au travers du questionnaire sur l'ergonomie du dispositif de guidage TDU les sujets nous ont montré qu'ils trouvaient cohérent le codage "orienter l'aiguille à l'opposé de la stimulation", il apparaît après observation des trajectoires que les confusions entre avant-arrière ou droite-gauche ont provoqué parfois des erreurs de correction (figure 93). Dans l'exemple ci-dessous, le sujet utilise apparemment une stratégie "stop and go". Cependant, après un départ difficile, au 2/3 de la trajectoire alors qu'il détecte une stimulation, le profil de la trajectoire laisse penser qu'il stoppe son geste pour effectuer la correction en commettant l'erreur d'inverser les stimulations avant et arrière. Surpris de sentir l'intensité de la stimulation augmenter alors qu'il pense avoir effectué la bonne correction, on comprend qu'il ramène vivement son geste dans le sens opposé provoquant une erreur inverse qui le recentre finalement sur la bonne trajectoire. Cette erreur est caractéristique d'un manque d'apprentissage des patterns directionnels.

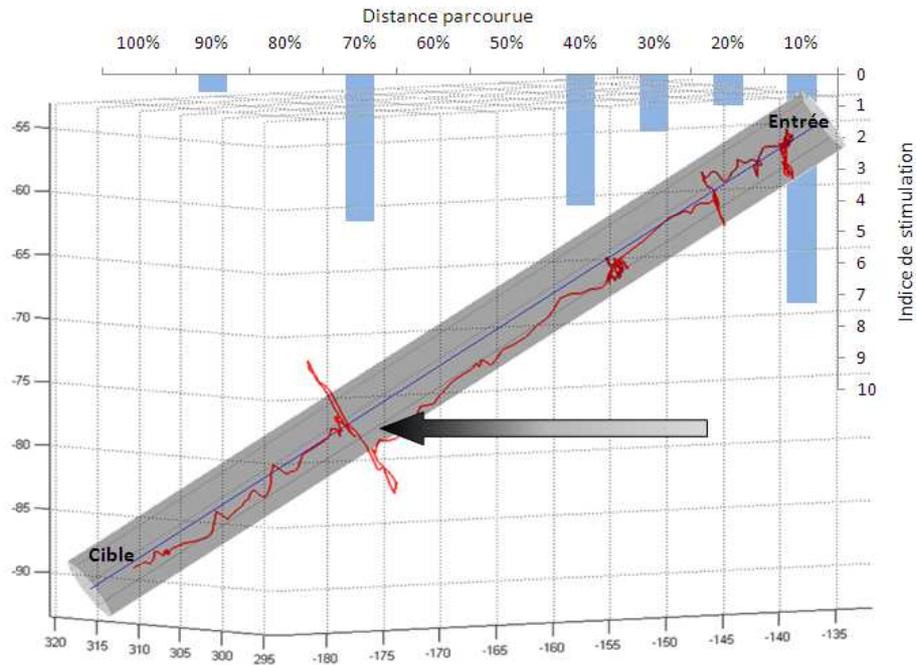


Fig. 93. Exemple d'une trajectoire pendant laquelle le sujet inverse les stimulations avant et arrière (flèche noire), augmentant dans un premier temps l'erreur d'orientation initiale au lieu de la corriger (sujet 8, essais 4 avec 8 directions).

Enfin, nous en avons déjà parlé, l'inconvénient de transmettre des stimulations exclusivement quand l'aiguille sort du cylindre de sécurité est que les sujets n'ont pas les moyens d'anticiper le rapprochement des frontières du cylindre ou de connaître la distance entre l'aiguille et l'axe à suivre. Ce manque d'informations spatiales se traduit parfois par des trajectoires qui suivent les bords de la zone en oscillant entre l'intérieur et l'extérieur (figure 94). Pour remédier à ce "défaut de conception" il serait essentiel de rajouter une électrode centrale qui coderait en fréquence l'éloignement de l'axe à l'intérieur de la zone de tolérance. Le guidage pourrait transmettre des stimulations à basse fréquence, entre 1 Hz et 2 Hz, lorsque la pointe de l'aiguille serait proche de l'axe, puis la fréquence augmenterait avec l'éloignement, passant alors le relais aux patterns directionnels lorsque celle-ci sortirait de la zone de tolérance. Toutefois, il est probable que cette information spatiale supplémentaire nécessiterait un apprentissage plus important pour maîtriser correctement les deux informations. Cette information ne permettrait pas de corriger le geste car elle ne contient pas d'indication de direction mais elle permettrait d'attirer l'attention du sujet sur le fait qu'il va recevoir une information corrective.

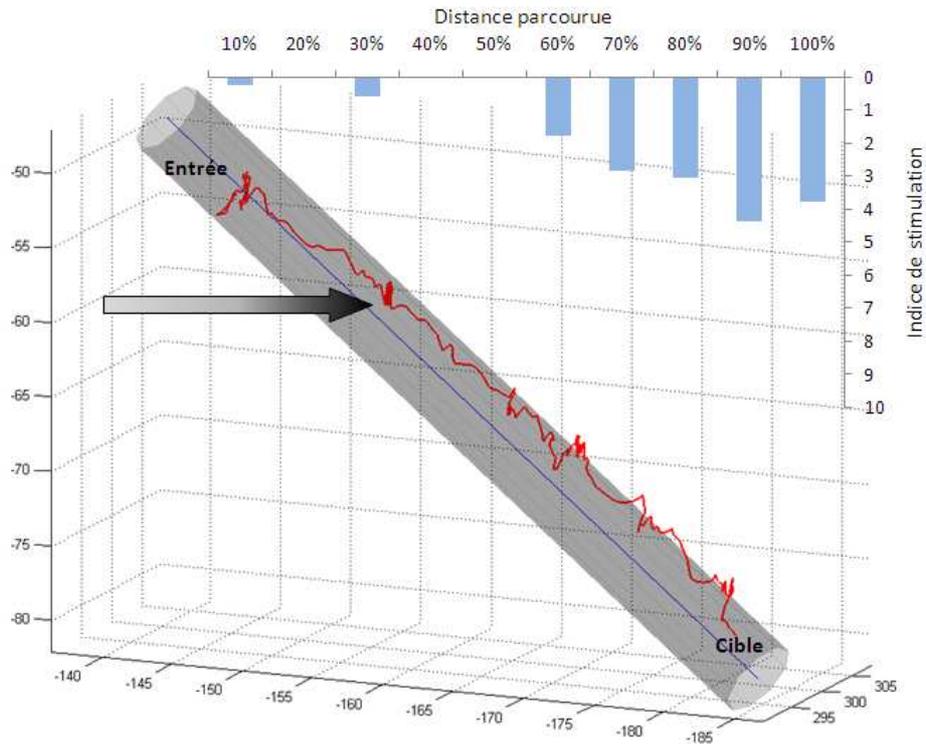
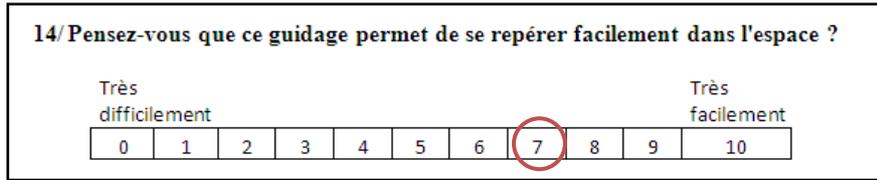


Fig. 94. Exemple de trajectoire illustrant la tendance de certains sujets à rester le long du cylindre de sécurité. A partir de la première fois où il percute une frontière de la zone de tolérance (flèche noire), on constate qu'il reste proche de celle-ci zigzaguant entre l'intérieur et l'extérieur de la frontière. Ceci entraîne une augmentation du nombre de fois où l'aiguille sort du cylindre mais pas forcément une augmentation de l'écart à l'axe maximum (trajectoire réalisée par le clinicien-radiologue C2, essai 5 dans la condition 8 directions).

Nous venons de décrire les deux stratégies principales employées spontanément par les sujets de l'expérience ("fluide" et "stop and go"), ainsi que les erreurs commises les plus courantes. D'autres facteurs plus ou moins contrôlables influent sur les performances des trajectoires et la quantité des erreurs d'orientation. Nous pouvons citer, entre autres exemples, le stress augmentant les tremblements de la main, le manque de concentration sur les stimulations, l'assurance du sujet parfois trop rapide et donc moins précis... Cependant, toutes ces erreurs plus ou moins conscientes peuvent très certainement être pour la plupart améliorées par un entraînement plus intense. Sur seulement dix essais, bien que les sujets s'adaptent rapidement, ils testent parfois d'un essai à l'autre de nouvelles stratégies concluantes ou pas.

7.8 Impressions subjectives des sujets

Un questionnaire sur les aspects ergonomiques, pertinence des guidages directionnels et efficacité générale du système de guidage TDU a été proposé aux sujets et aux deux radiologues après l'expérience (Annexe 1). Les réponses des cliniciens rejoignant celles des sujets du groupe expérimental, ont été traitées ensemble. Signalons que les sujets ont dû répondre aux questions sans connaissance préalable de leur performance sur les séries de ponctions réalisées. Les sujets devaient généralement répondre aux questions sur une échelle de 0 à 10 dont les extrémités représentaient les antipodes de la réponse, comme sur l'exemple suivant :



Il ressort de cette enquête que le codage électrotactile utilisé permet de se repérer de facilement à très facilement pour 70% des sujets et assez facilement pour 30%. Probablement parce que les sujets ne se sont sentis désorientés que "rarement" ou "quelques fois" (80%). Ces réponses sur l'utilisabilité du système sont aussi confirmées par 70% de réponses " facile à très facile" à la question "Ce type de guidage est il facile à comprendre ?". De plus, 30% des sujets rapportent également qu'ils n'étaient que rarement incapables d'interpréter la stimulation ressentie "quelque part sur la langue" et 45% ont eu quelques fois ce sentiment. Un seul sujet a répondu jamais.

Concernant le codage, il apparaît que 80% des sujets ont trouvé le codage "aller à l'opposé de la stimulation" cohérent, bien que les stimulations sur les différentes positions n'aient pas été faciles à corriger de la même manière. Globalement l'ordre des positions de la plus facile à corriger à la plus difficile est le suivant : avant, droite, gauche et arrière. On retrouve ici l'ordre des sensibilités tactiles à la surface de la langue étudié dans les expériences 2 et 3. Par ailleurs, il semble que les sujets se soient sentis un peu plus à l'aise dans la condition expérimentale 8 directions (90% de bonne à très bonne utilisabilité) que dans la condition 4 direction (80% de assez bonne à bonne utilisabilité). De plus, le questionnaire rapporte que le guidage constitué de patterns à 4 électrodes (utilisabilité 30% assez bonne ; 55% de bonne à très bonne) leur paraît plus facile à utiliser que des patterns à 2 électrodes (utilisabilité 40% de assez bonne ; 30% de bonne à très bonne).

Enfin, après presque 2h d'expérience, 27% des sujets n'ont pas senti de persistance des stimulations sur la langue (sensation fantôme), alors que 73% ont ressenti des stimulations résiduelles entre quelques secondes et quelques minutes après la fin de l'expérience.

7.9 Conclusion

Le système TDU qui nous a accompagnés durant toute cette recherche a été mis une dernière fois en œuvre pour apporter des conclusions plus précises sur l'efficacité d'un système de guidage de ponction percutanée par électrostimulation linguale. Nous avons réalisé cette expérience dans le but d'étudier les effets du nombre de patterns directionnels (4 vs 8) et de la quantité d'électrodes activées (2 vs 4) sur les performances des trajectoires produites entre un point d'entrée défini et une cible inconnue. Dans cette étude, une attention toute particulière a été portée sur le paramétrage des intensités des stimulations appliquées sur les différentes régions de la partie antérieure de la surface de langue afin de transmettre aux sujets les informations spatiales les plus claires et précises possibles tout au long de l'expérience. Dix sujets et deux radiologues ont effectué des séries de simulations de gestes de ponction. Alors que les sujets pratiquaient au préalable une phase de familiarisation de quelques minutes seulement, 100% des essais analysés ont atteint la cible.

7.9.1 Paramètres généraux et effet d'apprentissage

Un premier constat général peut être fait sur les performances obtenues avec des patterns directionnels constitués de 2 ou 4 électrodes. Bien que les sujets ont perçu le guidage avec 4 électrodes légèrement plus facile à utiliser qu'avec 2 (résultat du questionnaire), il apparaît que, pour tous les paramètres analysés, il n'y a aucune différence entre des guidages avec des patterns à 2 ou 4 électrodes. Ce qui signifie que pour des stimulations bien calibrées, 2 électrodes suffisent pour transmettre une information spatiale. Cette conclusion est assez importante du point de vue de la conception technique des systèmes embarqués miniaturisés sans fil. En effet, le défi technique majeur, outre de réduire la taille des éléments électroniques, est le stockage de l'énergie pour offrir une autonomie maximum. Nous savons maintenant qu'il n'est pas nécessaire d'alimenter 4 électrodes simultanément pour des tâches spatiales. D'autre part, il apparaît, au vue des résultats, que les sujets conservent une trajectoire plus proche de la ligne droite avec 8 directions qu'avec 4 directions. En effet, on constate que les sujets s'écartent au maximum de 5.3 mm en moyenne avec 4 directions, et de 4.5 mm en moyenne avec 8 directions. C'est seulement 1 mm de différence mais si le geste clinique doit être précis et que la cible est proche d'un organe critique, chaque millimètre compte... De plus, 8 directions restent également plus performantes que 4 directions pour les paramètres amplitude, temps et nombre de pics de vitesse : les valeurs moyennes sont respectivement pour 8 directions 160 mm, 31 s et 193 ; et pour 4 directions 210 mm, 47 s et 263. Les trajectoires en 8 directions sont environ 30% plus performantes pour ces trois derniers paramètres qu'en 4 directions. Il apparaît donc que la capacité tactile spatiale de la langue est capable de coder des informations spatiales précises et que cette précision augmente avec le niveau de détail de l'information. Les trois derniers paramètres (amplitude, temps de réaction et nombre de pics de vitesse) tendent à montrer que le geste est plus fluide, moins hésitant (pics de vitesse), reste plus "concentré" autour de la trajectoire (amplitude) et est plus rapide (temps) avec 8 directions. De plus, l'analyse entre les pourcentages d'activation des différents patterns ne montre pas de différence pour les directions intermédiaires et les directions principales. Ainsi, l'hypothèse selon laquelle la perception des orientations intermédiaires est moins précise que l'horizontale et la verticale n'apparaît pas dans nos résultats. La perception d'anisotropie n'est donc pas mise en évidence dans cette expérience. Il est possible que la perception tactile ne subisse pas cette contrainte car l'effet de l'oblique a été montré pour des tâches de reproduction de barre orientées dans les modalités visuelle et haptique. Cependant, une mesure angulaire précise de la correction appliquée à l'orientation de l'aiguille permettrait de répondre de façon plus rigoureuse à l'existence d'un effet de l'oblique lors de stimulations électrotactiles d'orientation. Quoi qu'il en soit, le codage des directions intermédiaires semble améliorer les performances de la production d'un geste de ponction.

Par ailleurs, le fait que la trajectoire s'écarte seulement de quelques millimètres montre que les stimulations sont rapidement interprétées. En effet, la position relative de la pointe de l'aiguille par rapport au centre de la zone de tolérance n'étant pas codée, les sujets reçoivent uniquement l'information de la position de la frontière du cylindre de sécurité. Ils n'ont effectivement pas les moyens d'anticiper leur sortie de la zone. Nous reviendrons sur ce point plus loin en proposant des solutions pour palier à cette lacune du système. Sur la base de ces résultats généraux, il semble donc qu'un guidage sur 8 directions constituées de 2 électrodes simultanées par pattern permet de réaliser un geste très précis de ponction percutanée avec peu d'entraînement. Toutefois, d'après le questionnaire ergonomique du dispositif proposé aux sujets, le guidage paraissait plus facile avec des patterns constitués de 4 électrodes plutôt que 2. Il est possible que cet avis s'apparente à une notion

de confort. La notion de confort d'utilisation étant un élément ergonomique très important pour l'appropriation d'un nouveau dispositif, des expériences complémentaires devront être menées pour éclaircir ce point.

D'autre part, l'effet d'apprentissage n'apparaît pas identique dans les 2 conditions de directions. Alors que pour 4 directions les performances spatio-temporelles ne se sont jamais améliorées au cours des dix essais, les résultats ont montré que l'écart à l'axe, l'amplitude et la durée du mouvement se réduisaient sensiblement sur les derniers essais dans la condition 8 directions. Par conséquent, nous pouvons penser qu'un plus grand nombre d'essais permettrait d'améliorer les performances, au moins pour un guidage avec 8 directions. Cependant, avec le codage actuel, il paraît difficile de descendre en-dessous de 4 mm d'écart à l'axe maximum car le rayon du cylindre de sécurité est déjà de 3 mm, à moins que l'entraînement ne permette d'augmenter la sensibilité tactile de langue et la vitesse de correction du geste. Le rayon du cylindre de sécurité pourrait être davantage réduit, mais la pointe de l'aiguille aura alors tendance à sortir plus souvent de la zone de tolérance, entraînant une activation plus importante des patterns directionnels et un risque d'augmentation du seuil de perception tactile et donc de diminution des performances. Réduire la taille du cylindre en fonction de l'expertise du sujet au cours de l'entraînement pourrait néanmoins constituer une solution. Nous reviendrons sur ce point dans la discussion générale de cette thèse.

7.9.2 Profil des trajectoires

Les paramètres spatio-temporels ont également été étudiés en fonction de la trajectoire relative parcourue. Cette analyse a permis d'observer le profil des trajectoires produites à différentes phases de la ponction. Nous venons de voir que la condition 8 directions permet de meilleures performances que 4 directions. De l'étude des profils des trajectoires, il semble qu'en 8 directions le parcours est également plus stable qu'en 4 directions. Les résultats montrent en effet que l'écart à l'axe moyen reste stable autour de 1.9 mm en 8 directions alors qu'il paraît croître légèrement en 4 directions de 1.9 mm à 2.1 mm. Cependant, bien que ces différences soient statistiquement montrées, elles présentent une tendance mais ne sont pas suffisamment importantes pour conclure à une meilleure stabilité de l'une ou l'autre des conditions sur seulement 20 essais. D'autre part, la précision habituelle d'une ponction chirurgicale n'est pas au $\frac{1}{2}$ mm, mais nous reviendrons plus tard sur ce point. D'ailleurs, la dispersion de l'écart à l'axe n'a pas montré de différence entre les deux conditions direction. En effet, elle semble diminuer entre 10% et 40% de la trajectoire puis se stabiliser jusqu'à la fin. Il apparaît mécaniquement que lorsque la pointe de l'aiguille est proche du point d'entrée comme c'est le cas sur les premiers segments, le pivot avec la surface est moins stable que lorsque l'aiguille est plus enfoncée. De plus, les aiguilles utilisées pour ce type de ponction sont fines et donc flexibles. Cette souplesse se ressent principalement si la majeure partie de l'aiguille se trouve en dehors du milieu à ponctionner et provoque ainsi plus de variabilité de la position de la pointe dans cette section de la trajectoire. Ce problème de la flexibilité des aiguilles est un point crucial des systèmes de GMCAO utilisant ce type d'outil chirurgical car lorsque l'aiguille se courbe, la pointe n'est plus exactement alignée avec la tête de l'aiguille (Abolhassani et al., 2007). Le logiciel qui calcule, via le localisateur optique, la position de la pointe par rapport aux capteurs luminescents placés sur la tête peut engendrer une erreur de position pouvant aller jusqu'à quelques millimètres. Par ailleurs, on observe qu'entre 10% et 20% du parcours total, donc tout en début de la trajectoire, la vitesse augmente de 4 à 6 $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ et le temps de parcours diminue de 11 s à 3 s par segment. Ce résultat est

cohérent avec la procédure expérimentale car sur le point d'entrée la pointe de l'aiguille est presque immobile donc la vitesse de déplacement est faible. De même, dans cette portion le temps de parcours est plus important car il inclut la phase de recherche de la bonne orientation à partir de la position initiale délibérément erronée. Par conséquent, nous pouvons considérer que la vitesse et le temps de parcours sont stables sur le parcours "sous-cutané". Ensuite, sur le dernier centimètre, une grande partie de l'aiguille est introduite, la cible est proche et les possibilités de correction sont moindres compte tenu de la densité du milieu. L'ensemble de ces caractéristiques entraîne alors une réduction de la vitesse dans les deux conditions "direction" ainsi qu'une légère augmentation du temps de parcours dans cette section en 4 directions mais pas en 8 directions. Ce qui signifie qu'avec le guidage 8 directions, les sujets mettent moins longtemps pour identifier la bonne orientation. Cette observation s'exprime aussi par le fait que le nombre de pics de vitesse est toujours supérieur en 4 qu'en 8 directions sur tous les segments. Les sujets sont donc plus rapides et plus stables avec 8 directions qu'avec 4 sur la fin du parcours. En effet, le nombre de pics de vitesse exprime l'hésitation du sujet. Nous verrons que lorsque le geste est rapide et précis, il entraîne très peu de changements de directions. D'autre part, les résultats montrent que 40% des changements de directions se font sur le premier segment dans les deux conditions. Ce phénomène s'explique de la même manière par l'étape de recherche initiale de l'orientation principale, la pointe n'étant jamais parfaitement immobile, et par un manque de stabilité de l'aiguille sur les premiers segments : les sujets ne peuvent compter sur la densité du milieu pour stabiliser l'aiguille et le geste est effectué sans appui du bras entraînant une oscillation naturelle de la main.

Ainsi, pour la plupart des paramètres spatio-temporels évoqués, le guidage avec 8 directions entraîne de meilleures performances. Dans cette condition, le geste et la recherche de l'orientation sont plus rapides, moins hésitants. Notre objectif était de montrer qu'il est possible de réaliser un geste chirurgical précis avec un guidage électrotactile lingual. Les écarts enregistrés de seulement 2 mm par rapport à une cible de 6 mm sont largement acceptables sachant qu'il est très rare qu'une cible aussi petite soit ponctionnée. En effet, les mouvements physiologiques naturels (respiration, battements cardiaques...) rendent habituellement ce type d'intervention presque impossible avec une telle précision. De plus, les radiologues rapportent que les temps de ponction sont habituellement de quelques minutes. Dans notre étude, la durée du parcours est inférieure à une minute en moyenne pour une trajectoire d'environ 7 cm. Rappelons que seulement dix essais ont été effectués dans chaque condition expérimentale. Sans aucun doute une amélioration remarquable des résultats serait constatée avec un plus long entraînement. Notamment, la capacité discriminative spatiale de la langue pourrait se développer par plasticité cérébrale, sujet que nous évoquerons en discussion générale. Cependant, nous pouvons d'ores et déjà présenter des conclusions sur la capacité discriminative des différents patterns directionnels électrotactiles.

7.9.3 Les patterns directionnels

Les résultats concernant l'indice de stimulation nous apportent les premiers arguments spécifiques à la discrimination des patterns directionnels électrotactiles linguaux. Bien évidemment, les résultats précédents sur la supériorité du guidage 8 directions sont confirmés par un taux d'indice de stimulation à 2.2 en 8 directions et 2.6 en 4 directions. En 8 directions, soit les sujets sortent moins souvent de la zone de tolérance, soit ils corrigent plus rapidement leurs erreurs d'orientation et construisent une meilleure représentation de leur "espace de liberté", entraînant une baisse de

l'indice de stimulation. De plus, cet indice tombe en moyenne à 1.7 en 8 directions et 2.2 en 4 directions si l'on ne considère pas le premier segment. En effet, dans les 10% de la trajectoire est incluse la phase d'initialisation de l'orientation pendant laquelle les sujets testent plusieurs directions pour leur permettre d'identifier par une construction mentale les frontières de la zone de sécurité et tenter ainsi de se placer au centre. Il paraît donc cohérent que l'indice de stimulation soit plus élevé au début de la ponction. D'ailleurs, les résultats de l'étude des paramètres sur la distance parcourue relative montrent que l'indice de stimulation diminue de 6 à 2.5 entre les segments 10% et 20% pour globalement se stabiliser, bien qu'on constate une légère augmentation à 50% en 4 directions et une diminution en 8 directions. Il est possible qu'avec 4 directions la représentation des limites soit moins "fixée" en mémoire car le guidage est plus basique et permettrait donc une représentation spatiale moins précise. Ces résultats confirment que dans l'ensemble les sujets maîtrisent leur espace, car une fois l'orientation initiale identifiée, elle est conservée jusqu'à la cible moyennant les corrections de déviation.

D'autre part, il semble que l'intensité des stimulations ait été dans l'ensemble bien calibrée. En effet, d'une part il n'y a globalement pas de stimulation pour 50% à 60% du temps de parcours de la trajectoire, d'autre part les différents patterns de stimulation se répartissent assez équitablement. Si la répartition des stimulations paraît homogène c'est que celles-ci ont parfaitement été discriminées et interprétées par une réorientation de l'aiguille à l'opposé de la direction indiquée de façon tactile conformément au codage développé. Ensuite, la trajectoire de la pointe de l'aiguille se dévie de nouveau progressivement, et lorsque la stimulation est ressentie, la correction est effectuée par les sujets presque instantanément. De proche en proche la trajectoire rectiligne est traquée et la cible atteinte. Par ailleurs, malgré l'homogénéité apparente des stimulations, il semble que le pattern droit ait tendance à être plus souvent utilisé que les autres, autant pour 4 que pour 8 directions de guidage. Nous pouvons supposer que si les patterns droits sont plus souvent activés c'est qu'ils sont moins bien discriminés et que les sujets nécessitent plus de temps pour réagir. Durant ce temps de "prise de conscience" de la stimulation, les patterns électrotactiles droits continuent à s'activer. Ces résultats rejoignent ceux obtenus dans l'expérience 6 sur le taux de discrimination spatiale de patterns électrotactiles. Une fois de plus, alors que la région latérale droite est plus sensible à l'intensité des stimulations électrotactiles (seuil plus bas, voir expériences 2 & 3) la gauche aurait une plus grande capacité discriminative spatiale. Eventuellement, augmenter légèrement le seuil de stimulation à droite permettrait de corriger cette baisse de performances (voir conclusion expérience 6).

7.9.4 Codage et ergonomie du dispositif

Ainsi, une centaine de trajectoires de simulation de ponction ont constitué cette étude. L'analyse des résultats et l'observation des courbes produites ont permis de prouver l'efficacité du guidage TDU dans la réalisation de ponctions percutanées, mais également de mettre à jour des améliorations ergonomiques à apporter et des corrections techniques au niveau du codage spatial.

Du point de vue exclusivement ergonomique, au cours de l'expérience, des sujets ont quelques fois rapporté que la matrice se déplaçait vers l'arrière de la langue (région postérieure) par inadvertance, ou plutôt que la langue avançait plaçant la matrice TDU sur l'arrière. Cette région étant moins sensible aux stimulations électrotactiles, il s'en suivait une baisse de la perception des

informations spatiales. Pour réduire ce biais ergonomique, nous pourrions envisager d'implanter de fines barrettes autour de la matrice afin de créer un relief et ainsi une perception de son contour pour sentir les éventuels glissements. En 1999, Essick et al. ont montré que des sujets étaient capables de reconnaître des lettres en relief sur la langue (lettres imprimées sur une bande plastique). Les dimensions des lettres-stimuli étaient de 3 à 8 mm de long et de 2 mm d'épaisseur. Les résultats montrent que certaines lettres comme le "T" ont été reconnues dans 82% des cas. Ce qui signifie qu'un contour rigide de 2 mm d'épaisseur, correspondant finalement à un carré dans la configuration de la matrice actuelle, suffirait à prévenir les déplacements de la matrice sans pour autant entraver les perceptions électrotactiles. Une autre solution serait de stabiliser la matrice TDU sur la partie antérieure de la langue en plaçant la langue dans une gouttière pour fixer sa position. Ces dispositifs (contour en relief ou gouttière) pourraient être implantés sur le système TDU sans fil actuellement en développement aussi bien que sur le système actuel filaire. D'autre part, les radiologues nous ont mis en garde contre l'utilisation limitée des localisateurs optiques infrarouges en salle de radiologie. Les obstacles tels que l'équipe médicale évoluant autour du patient ou les écrans de contrôle, peuvent perturber la localisation des capteurs optiques placés sur l'aiguille.

Par ailleurs, nous avons vu que finalement le diamètre du cylindre, zone de tolérance, n'a pas réellement d'importance dans les cas où les sujets restaient le long de la frontière sans profiter du volume qui leur était offert. En effet, l'exiguïté du champ perceptif tactile a des effets marqués dans



Fig. 95. Pattern de stimulation indiquant la position entre l'axe et les frontières de la zone de tolérance par modulation de la fréquence.

les tâches de localisation. Lorsque la langue est en contact avec un pattern électrotactile, elle ne dispose pas comme dans le système oculaire, d'un champ périphérique ayant une valeur d'appel et pouvant fournir un point d'ancrage. Ainsi, les sujets ne pouvaient pas rester sur l'axe de la trajectoire planifiée car ils n'avaient pas l'information d'éloignement entre l'axe et les bords du cylindre. Sur la matrice actuelle, comme il n'y a pas une électrode centrale, les quatre électrodes centrales pourraient être activées simultanément à basse fréquence de 1 ou 2 Hz lorsque la pointe de l'aiguille se trouve très proche de l'axe, puis la fréquence de stimulation augmenterait lorsque l'aiguille s'éloignerait de l'axe ou se rapprocherait des bords

du cylindre (figure 95). Au moment où une erreur d'orientation majeure serait détectée (extérieur du cylindre) les 8 patterns directionnels à deux électrodes en périphérie de la matrice prendraient alors le relais pour transmettre les informations spatiales.

Le sujet étant prévenu quand il va recevoir une correction, ce codage permettrait peut-être des corrections plus précises et limiterait des écarts à l'axe démesurés en direction. D'autre part, l'information spatiale en amplitude manque toujours au codage. En effet, dans notre expérience uniquement l'atteinte de la cible était signalée par un bip sonore qui stoppait le sujet dans sa progression. A l'heure actuelle, nous ne savons pas encore comment transmettre l'information en amplitude par des stimulations électrotactiles linguales pertinentes sans altérer le guidage en direction. Un bip sonore à fréquence variable pourrait être une alternative mais nous avons remarqué, lors de l'expérience 1, qu'un tel signal avait tendance à perturber la concentration des sujets. Nous espérons que des expériences futures nous apporteront d'autres solutions. De plus, des études complémentaires seront nécessaires afin de garantir que les charges attentionnelles supplémentaires mobilisées par l'ajout d'informations spatiales ne viendront pas diminuer les performances dans la précision des trajectoires produites (Spencer et al., 1998). Le codage utilisé

dans notre expérience implique un traitement séquentiel de l'information. Bien qu'elles seraient dans la même modalité perceptive (tactile), rajouter des informations électrotactiles comme la distance à la cible imposerait un traitement en parallèle dont la charge cognitive et l'efficacité restent à vérifier. Toutefois, les expériences conduites entre-autres avec le Tactile Visual Sensory Substitution (TVSS) de Bach-y-Rita ont montré que ce parallélisme pouvait être exploité, et que ces systèmes avaient, via le couplage perception-action, la capacité de donner accès à des résolutions perceptives supérieures à la résolution matérielle des matrices de stimulateurs. Ces résultats encouragent le traitement d'informations spatiales en parallèles qui permettrait d'augmenter la précision du geste thérapeutique.

Enfin, dans notre expérience, la complexité du codage électrotactile lingual et probablement le manque d'entraînement semblaient demander beaucoup de concentration aux sujets. Ainsi, bien que la consigne était de focaliser son regard sur la main afin d'obtenir sa position spatiale devant aider à la précision du codage directionnel (partie théorique, chapitre 1), pour certains sujets, l'attention portée sur les patterns directionnels faisaient oublier rapidement cette instruction et le regard montait progressivement et inconsciemment pour se placer à l'horizon, position de référence minimisant le traitement visuel. Pour ces sujets le traitement tactile spatial demandait tant d'attention qu'ils étaient incapables de traiter en parallèle une quelconque information visuelle ou alors il ne voyait dans la vision de la main une aide intéressante. Toutefois, nous pensons que ce traitement intermodal pourrait être optimisé avec un entraînement plus important.

7.9.5 La suppléance perceptive

Revenons sur la théorie de la perception par l'action et son implication sur notre guidage tactile. L'idée d'utiliser les électrostimulations pour guider un geste chirurgical est issue des travaux sur la suppléance perceptive et plus particulièrement des travaux de Bach-y-Rita qui est à l'origine du Tongue Display Unit (Bach-y-Rita, 1969 ; Bach-y-Rita & Kercel, 2003). Ces études se sont tournées vers l'assistance aux handicaps, et notamment la suppléance de la modalité visuelle par la modalité tactile, chez les aveugles. Elles ont montré le rôle significatif de l'action du sujet dans l'exploration de ce nouvel environnement tactile. En effet, l'importance du mouvement dans la perception est une base de la psychologie environnementale initiée par Gibson (1966, 1979) qui a considéré la relation entre les activités perceptives et motrices, c'est-à-dire l'existence d'un système de perception – action dans lequel les mécanismes sensoriels et moteurs forment un tout et non deux entités séparées comme c'est le cas dans la conception de la cognition classique.

En 1997, Lenay a réalisé une expérience de localisation spatiale avec un dispositif de suppléance perceptive simplifié à l'extrême que nous avons décrit dans la partie théorique de cette thèse (chapitre 4, suppléance perceptive). Les résultats montrent que lorsque le bras du sujet n'est pas en mouvement, la perception tactile est ressentie sur la peau comme c'était à priori le cas pour les sujets de notre expérience pendant le guidage électrotactile. Cependant, après apprentissage de la localisation par mouvement du bras dans l'expérience de Lenay, les sujets ont eu le sentiment de percevoir un objet distal. La tâche expérimentale de Lenay n'est pas sans rappeler la tâche spatiale de notre expérience.

Ces travaux de suppléance perceptive montrent que, suite à un apprentissage adapté, l'information tactile ne serait plus sentie comme des patterns de vibrations sur la langue à gauche, à

droite, en avant ou en arrière mais comme des informations spatiales au même titre que des informations visuelles. Cependant, l'idée pour nous n'est pas de créer une sensation distale mais bien proximale au bout des doigts par le prolongement de l'aiguille. C'est globalement un concept similaire à celui de la canne pour les non-voyants. En effet, lorsqu'il utilise une canne pour se diriger, le non-voyant se construit une "vision" globale de la structure de l'espace proximal par successions de perceptions locales. Nous pensons que cette perception serait possible avec un apprentissage plus long. Dans notre perspective de guidage de geste de ponction chirurgicale, les sujets munis du guidage TDU pourraient avoir la sensation de venir toucher réellement les parois du cylindre de sécurité comme s'ils se trouveraient dans un tunnel. La différence entre ces deux dispositifs (la canne et le TDU) se trouve dans la modalité sensorielle utilisée : la sensation n'est pas transmise par les afférences proprioceptives du retour d'effort dans le cas du TDU mais transférée en stimulation tactile via le codage spatial. Ainsi, la perception serait comme intériorisée. Guider l'aiguille de ponction impliquerait alors une charge cognitive réduite car les informations spatiales seraient intégrées de façon "naturelle". Les performances devraient ainsi s'améliorer notamment par la prise en compte des informations visuelles spatiales de la main tenant l'aiguille. Nous obtiendrions ainsi un réel outil de suppléance perceptive.

PARTIE III
CONCLUSION ET DISCUSSION GENERALE

8 DISCUSSION ET CONCLUSION GENERALE

Le but des travaux présentés dans cette thèse était d'étudier la possibilité de guider une aiguille de ponction chirurgicale jusqu'à une cible par la perception de stimulations électrotactiles sur la langue ainsi que d'analyser les capacités discriminatives tactiles spatiales de la langue.

8.1 Synthèse des objectifs et hypothèses

Notre travail avait pour objectif de transmettre à un chirurgien des informations directionnelles d'orientation d'une aiguille de ponction pour lui permettre d'atteindre une cible sans monopoliser la modalité visuelle. Ceci, afin d'éviter les conflits perceptifs vision/proprioception provoqués habituellement par un guidage visuel, de minimiser la charge attentionnelle visuelle du chirurgien et de lui permettre de focaliser son attention sur le champ opératoire. L'utilisation de la modalité auditive n'étant pas non plus une solution pertinente tant elle est nécessaire pour la communication avec l'équipe médicale, le dispositif de suppléance perceptive visuo-tactile linguale développé par le professeur Bach-y-Rita nous a paru approprié pour remplir cette tâche. Il pose à la fois des questions sur l'intégration multimodale d'informations spatiales et sur les capacités de discrimination spatiale de la perception tactile de la langue tout en offrant une nouvelle modalité de transmission d'informations spatiales. Ainsi, notre approche devait aussi nous permettre de développer une meilleure compréhension des mécanismes de communication tactile linguale (seuil de stimulation, temps de réaction et hétérogénéité sensitive). A partir de ce dispositif électrotactile lingual, nous avons émis l'hypothèse qu'il était possible de fournir à un chirurgien des informations d'orientation de son outil chirurgical par le canal somesthésique lingual afin d'atteindre avec précision une cible prédéfinie.

Nous avons, premièrement, présenté une analyse de la littérature sur les domaines connexes à notre recherche : après un chapitre d'introduction sur la chirurgie assistée par ordinateur, nous avons abordé dans un premier temps, le rôle joué par les informations sensorielles dans le contrôle d'un geste en vision directe et le conflit perceptif provoqué par le contrôle d'un geste en vision indirecte. Dans un second temps, nous avons décrit les capacités perceptives tactiles de la peau permettant de traiter des informations spatiales, et plus particulièrement celles de la langue, ainsi que le dispositif TDU.

Suite à cet état de l'art, nous avons organisé quatre axes de recherche à la fois appliqués et fondamentaux. Ainsi, après avoir montré la faisabilité d'un guidage de ponction électrotactile lingual, nous avons identifié les seuils linguaux de perception (seuil liminaire) et de confort aux stimulations électrotactiles linguales. De plus, nous avons évalué les capacités discriminatives linguales et les temps de réaction dans le but de mieux comprendre les mécanismes d'intégration de patterns directionnels électrotactiles transmis sur différentes régions de la langue ; enfin une dernière étape d'analyse des effets du nombre d'informations directionnelles et du nombre d'électrodes activées sur les performances de réalisation de gestes de ponction nous a montré avec quelle précision un tel dispositif pouvait guider un geste chirurgical.

8.2 Synthèse des principaux résultats

Nous avons, pour la première fois, évalué les seuils électrotactiles linguaux de perception et de confort permettant de bien discriminer les patterns directionnels et de reconsidérer l'hétérogénéité de la sensibilité tactile de la langue. D'autre part, les analyses de la capacité discriminative spatiale de la langue et des temps de réaction aux stimulations électrotactiles ont montré l'hétérogénéité de la discrimination spatiale sur la surface de la langue et la possibilité de réagir aussi rapidement que la vision à une stimulation électrotactile. De plus, les conclusions de nos études appliquées mettent en évidence que notre système de guidage électrotactile lingual permet d'orienter une aiguille vers une cible avec une précision de quelques millimètres en moins d'une minute. Les cibles généralement visées avec des ponctions chirurgicales sont plus souvent de l'ordre de quelques centimètres car les mouvements physiologiques du corps (respiration, battements cardiaques...) rendent souvent impossible la ponction d'une cible inférieure au centimètre. La précision que nous avons atteinte paraît donc acceptable pour la réalisation d'une ponction chirurgicale. Ces résultats vont être synthétisés et discutés.

8.2.1 Synthèse des résultats fondamentaux – expérience 2 à 6

D'après cinq études fondamentales sur les propriétés tactiles de la langue (expériences 2 à 6), nous avons analysé les seuils de perception et de confort, les capacités discriminatives spatiales et les temps de réaction à des stimulations électrotactiles linguales.

Les expériences sur les seuils (expériences 2 & 3) ont permis pour la première fois de définir des valeurs moyennes de seuils électrotactiles de perception et de confort sur plusieurs régions de la surface de la langue. Les valeurs de seuils enregistrées en stimulation discontinue sont cohérentes avec l'hétérogénéité de la densité de récepteurs tactiles sur la surface de la langue et corroborent de nombreuses études ayant analysé les seuils par la détection de deux points et par sensibilité à la pression (Lass, 1972 ; Ringel & Ewanowki, 1965 ; Van Boven, 1994 ; Trulsson & Essick, 1997). La sensibilité diminue dans le sens antéro-postérieur, et le côté droit de la langue est apparu plus sensible aux stimulations que le côté gauche. Cependant, les résultats de ces deux études ont montré qu'en stimulations continues un effet d'accommodation modifiait les seuils d'intensité électrotactile provoquant des perturbations considérables de la perception tactile. De plus, bien que des patterns à 2 électrodes impliquent un seuil légèrement supérieur à 4 électrodes, nous avons mis en évidence qu'il était préférable de les utiliser compte-tenu de leur meilleur rapport intensité/consommation d'énergie. Un argument supplémentaire à l'utilisation de patterns à 2 électrodes est également apparu dans les autres expériences : comme nous le rappelons par la suite, aucune différence de performances n'a été montrée entre l'utilisation de patterns à 2 et 4 électrodes pour les tâches spatiales effectuées.

Des études sur la perception spatiale de la langue et les temps de réaction à des stimulations électrotactiles linguales ont été menées sur quatre régions de la langue. D'une part, les résultats mettent en évidence que les temps de réaction sont assez courts (similaires au visuel sur la partie antérieure en TRS) et, pour une tâche de type guidage sur 4 directions, les stimulations électrotactiles d'orientations sont discriminées avec de très bonnes performances dès la première session (proche de 90% de réussite). Ces résultats montrent que l'électrostimulation fournit un

vecteur sensoriel d'information efficace et renforce l'intérêt d'un guidage électrotactile dans le cadre d'un geste chirurgical. De plus, on constate que les performances des tâches de discrimination, des temps de réaction simple et des temps de réaction décisionnelle sont indépendantes du nombre d'électrodes, à condition que les seuils d'intensité soient correctement adaptés. Ainsi, les quatre régions de la langue étudiées n'ont pas subi l'influence du nombre d'électrodes (2 ou 4). Ce résultat soutient le choix d'utiliser des patterns à 2 électrodes plutôt que 4 pour des applications de guidage.

D'autre part, l'hétérogénéité de la perception tactile à la surface de la langue décrite pour les seuils liminaires et de confort apparaît également pour les taux de reconnaissance de stimuli directionnels et pour les temps de réaction qu'ils soient simples ou décisionnels. Toutefois, les disparités des performances sont différentes en fonction de la tâche expérimentale. En effet, nous pouvons conclure de l'ensemble des résultats qu'une forte densité de récepteurs tactiles implique un seuil de discrimination d'intensité du stimulus bas (expériences 2 & 3) mais pas nécessairement une meilleure capacité discriminative spatiale et un temps de réaction plus court. Ainsi, la région antérieure possède le plus bas seuil de stimulation, pourtant les temps de réaction simple et au choix dans cette région sont identiques à d'autres régions. A l'opposé, la région postérieure, la moins sensible, nécessite un temps de réaction plus long que les autres positions, mais son taux de discrimination n'est pas influencé, c'est-à-dire qu'il est aussi bon que les positions antérieure et droite (>80%). Le pourcentage de discrimination global de 88% constitue une performance satisfaisante d'après la littérature. En effet, Segond et al. (2005) ont montré que des sujets pouvaient s'orienter dans un labyrinthe à l'aide de patterns électrotactiles directionnels placés sur l'abdomen avec un pourcentage d'identification proche de 70%, et plus récemment, Hein & Brell (2007) ont développé un dispositif de guidage d'outil chirurgical transmettant au chirurgien des informations vibrotactiles de position de l'aiguille sur le dos de la main avec un pourcentage de reconnaissance des patterns de 90%. De plus, la précision obtenue en situation de guidage lors de l'expérience 7 renforce l'efficacité de notre système électrotactile.

Concernant la disparité bilatérale, nous avons identifié contre toute attente que la moitié droite de la langue est plus sensible aux électrostimulations que la moitié gauche mais que sa capacité de discrimination spatiale est inférieure. En effet, la région gauche obtient un score de 10% supérieure aux autres régions ce qui en fait un lieu privilégié pour la discrimination de patterns électrotactiles directionnels, alors que sa perception d'intensité électrotactile est moins performante que la droite et l'antérieure. Il est possible que les informations électrotactiles soient traitées de façons différentes en fonction de la tâche : la capacité de perception d'intensité, la discrimination spatiale et la réactivité à un stimulus électrotactile feraient intervenir des mécanismes différents. Le cortex somesthésique pourrait être responsable uniquement de la détection d'intensité de stimulations alors que le cortex visuel serait davantage impliqué dans des tâches spatiales comme l'ont suggéré Ptito et al. (2005).

Nous avons également montré que la variabilité des seuils en stimulation discontinue est relativement faible, inférieure à 20% (inférieures à 10% sur les 60% des sujets) si bien qu'une méthode simple d'identification de seuil pourrait être mise en place afin d'alléger les procédures actuelles de calibration des stimulations électrotactiles (évaluation pour chaque pattern). Elle consisterait à identifier le seuil sur une seule région de la langue puis à appliquer des coefficients à partir de ce seuil de référence pour calibrer les autres régions. Cependant, des expériences

complémentaires sur un échantillon plus important de sujets seront nécessaires afin de garantir la fiabilité et la pertinence de ces conclusions.

Enfin, les expériences de temps de réaction montrent que l'adaptation à la tâche se fait à chaque fois très rapidement avec de très bonnes performances dès la première série de tests. Ainsi, il apparaît que les patterns électrotactiles directionnels que nous avons configurés, définissent une façon simple, efficace et facilement interprétable de transmettre des informations spatiales. Ces résultats ont été renforcés par ceux des expériences de guidage.

8.2.2 Synthèse des résultats appliqués – expériences 1 & 7

Les résultats des deux expériences de guidage (expériences 1 et 7) montrent la capacité d'un guidage électrotactile à orienter avec une grande précision une aiguille le long d'une trajectoire rectiligne jusqu'à une cible intracorporelle invisible. Ce résultat a même été au-delà de nos espérances puisque nous avons montré que l'écart maximal à l'axe, c'est-à-dire la distance maximale entre la pointe de l'aiguille et la trajectoire planifiée, était inférieur avec un guidage électrotactile (expérience 7) par rapport à un guidage visuel (expérience 1). En effet, alors que les résultats de la première expérience ont montré que l'écart à l'axe maximal était de l'ordre du centimètre en visuel et proche de 2 cm en guidage TDU, à l'issue de l'expérience 7 l'écart à l'axe a été divisé par 5 en guidage TDU et était de l'ordre de quelques millimètres ! De plus, bien que les résultats présentent des écarts maximum de 5 mm, nous avons montré que les sujets n'utilisaient pas réellement le cylindre de sécurité de 3 mm de rayon étant donné qu'ils possédaient uniquement l'information de la position de l'aiguille lorsqu'elle sortait des frontières. L'erreur principale de l'aiguille est donc d'environ 2 mm autour de la frontière du cylindre. Comment expliquer que les performances en guidage TDU aient été finalement supérieures au guidage visuel ainsi qu'une telle amélioration des résultats ?

Les mouvements réalisés en situation de contrôle vidéo-assisté impliquent une réorganisation relativement importante de l'espace de travail (Partie I, chapitre 3). En effet, l'introduction d'un écran pour transmettre les informations spatiales provoque une décorrélation entre les informations visuelles et proprioceptives perturbant la réalisation du geste tant que l'adaptation n'est pas suffisante (Pennel, 2001; Pennel et al., 2002, 2003). En effet, les résultats de l'expérience 1 en guidage visuel ont montré que sur dix essais, l'écart à l'axe maximal était de l'ordre de 1 cm. A l'opposé, dans la dernière expérience, les résultats montrent que, sur dix essais également, l'écart à l'axe ne dépasse pas quelques millimètres. Ainsi, il apparaît que l'utilisation de patterns directionnels électrotactiles ne provoque pas de discordance perceptive entre les informations tactiles spatiales reçues sur la langue et les afférences proprioceptives. Contrairement au guidage visuel, l'intégration des informations d'orientation spatiales se fait alors en interaction avec les informations proprioceptives. Sur la base de ces informations directionnelles simples, la réalisation du mouvement peut alors se faire avec une adaptation très rapide dès les premiers essais.

Par ailleurs, nous avons proposé une méthode d'utilisation de patterns directionnels dans laquelle notre approche s'est voulue non directive. L'objectif a été de fournir un cadre méthodologique proposant des tâches de complexités différentes mais selon une approche qui laisse au sujet la liberté dans le développement de ses propres stratégies (expérience 7). Dans chaque expérience de guidage la première tâche des sujets était de comprendre le lien entre les

informations de guidage et les gestes à effectuer. Cette capacité à savoir ce que l'on fait dans le nouvel environnement perceptif est cruciale pour une bonne reconstruction du nouvel espace. Dans le cas d'un guidage visuel, la compréhension de l'action à réaliser par rapport aux indices visuels est apparue moins facile du fait des informations spatiales visuelles et proprioceptives qui ne fusionnent plus, entraînant un temps d'adaptation conséquent, alors que dans l'expérience 7 nous avons vu que la mise en correspondance des informations électrotactiles directionnelles avec les mouvements de la main s'est fait très rapidement. L'expérience 7 sur le guidage TDU en 8 directions permet de renforcer ces conclusions en montrant uniquement une légère amélioration sur les derniers essais pour les paramètres amplitude et durée du parcours, mais pas sur l'écart à l'axe et le nombre de pics de vitesse. Les performances, relativement bonnes dès les premiers essais de ponctions, suggèrent que l'adaptation au contrôle du geste par les informations directionnelles électrotactiles a été rapide et que l'information perceptive tactile a été facilement traitée et codée en commande motrice bien que tous les sujets n'aient pas employé les mêmes stratégies (voir conclusion expérience 7).

D'autre part, les deux expériences de suivi de trajectoire réalisées sous guidage TDU ont permis de souligner des aspects méthodologiques intéressants quant à l'utilisation du dispositif. Les performances en guidage TDU sont apparues également nettement supérieures dans l'expérience 7 que dans l'expérience 1 (2 cm vs 5 mm). Là aussi plusieurs raisons ont été envisagées. Tout d'abord au niveau de la perception tactile. Dans les deux expériences, l'intensité des seuils de confort a été préalablement calibrée pour chaque sujet. Cependant, lors de la première expérience cette calibration a été effectuée sans connaissance fondamentale de l'hétérogénéité de la perception tactile linguale à des stimulations électrotactiles étant donné que dans la littérature peu d'études se rapportent à ce domaine. Ainsi, l'expérimentateur n'avait presque aucun recul sur la répartition des seuils électrotactiles à la surface de la langue et n'était donc pas en mesure de corriger les erreurs de calibration des patterns directionnels qui pouvaient être commises par les sujets. S'ajoutait à cela un codage mal approprié dans lequel différents patterns directionnels se juxtaposaient, multipliant la sollicitation de certains récepteurs et provoquant ainsi des distorsions de la perception importantes par accommodations sensorielles (augmentation du seuil) perturbant la discrimination. Les sujets de l'expérience 1 ont rapporté que les stimulations étaient souvent diffuses et entraînaient des sensations confuses ne permettant pas de s'orienter efficacement. Néanmoins, toutes ces erreurs nous ont permis d'optimiser le nouveau codage ainsi que la "lisibilité" des patterns électrotactiles directionnels et d'atteindre une très bonne précision de suivi de trajectoire. D'autre part, dans l'expérience 7, l'acquisition des nouveaux repères spatiaux électrotactiles s'est faite immédiatement avec seulement 49% en moyenne d'activation de stimulation pour un guidage avec 8 directions sur la totalité du parcours contre 85% lors de l'expérience 1. Compte tenu que plus les stimulations sont interprétées rapidement, plus le pourcentage d'activation baisse, ces données confirment que les connaissances acquises lors des expériences de recherches fondamentales sur les seuils ont contribué en partie à la maîtrise des paramétrages des patterns électrotactiles. Par ailleurs, il apparaît d'après l'expérience 7 qu'un guidage codé sur 8 directions permet de meilleures performances qu'un guidage sur 4 directions. Ce résultat montre que la langue possède une discrimination spatiale lui permettant d'identifier plus de 4 directions sur sa partie antérieure. Une expérience de guidage dans laquelle le nombre de patterns directionnels serait augmenté progressivement permettrait d'identifier la limite du nombre d'orientations que la langue est capable d'intégrer car il se peut qu'un nombre de directions supérieures à 8 permette d'augmenter davantage les performances de suivi de trajectoire.

Comme nous l'avons décrit, les stimulations électrotactiles sont constituées de nombreux paramètres permettant de moduler les caractéristiques du courant et la perception des stimulations. Par conséquent, les résultats des expériences présentées dans cette thèse ne sont valables que dans le cadre des paramétrages par défaut du système TDU que nous avons utilisé pour toutes les études.

8.3 Perspectives

Les résultats exposés dans cette thèse suscitent de nombreuses questions et ouvrent de nouvelles perspectives sur la perception tactile linguale et le guidage spatial par électrostimulations linguales.

De nos résultats...

Premièrement, les résultats des études fondamentales devraient être complétés avec une étude psychophysique sur toute la surface de la langue pour développer une meilleure connaissance de la perception d'intensité électrotactile, ainsi que des expériences de temps de réaction au choix avec une modulation progressive du nombre de possibilités afin d'évaluer le délai supplémentaire de traitement à chaque ajout d'une option de direction. Concernant les seuils, il paraît essentiel d'étudier plus précisément l'échelle dynamique de perception des électrostimulations linguales, c'est-à-dire l'amplitude entre le seuil liminaire et le seuil de confort, et le plus petit écart entre deux perceptions (Saunders, 1973, van Erp & Vogels, 1998), et de mettre au point un entraînement adapté pour réduire les intensités des seuils de confort afin de limiter au maximum l'accommodation neuronale. Deuxièmement, en conclusion de l'expérience 7 nous avons proposé une amélioration au codage de l'orientation en rajoutant l'information de proximité à l'axe afin de permettre à l'utilisateur du guidage TDU d'identifier la distance qui sépare la pointe de l'aiguille de l'axe de la trajectoire. Il ne recevrait pas d'information corrective à l'intérieure de la zone de tolérance mais disposerait alors de la position relative de la pointe de l'aiguille par rapport à la trajectoire rectiligne pour attirer son attention sur les informations correctives qui vont lui parvenir. Ces deux indices spatiaux permettraient d'anticiper les déviations de l'aiguille. Ce codage spatial nécessiterait certainement un apprentissage plus important car les sujets devraient apprendre à traiter deux indices spatiaux mais la précision du geste devrait être davantage améliorée. De plus, le premier codage "distance axe-bords" serait relayé par le second codage directionnel lorsque l'aiguille sortirait de la zone de tolérance. Les deux codages seraient donc traités de façon séquentielle facilitant le traitement.

De plus, les résultats des travaux de cette thèse apportent des informations sur le développement ergonomique de la matrice TDU pour une application de guidage. Notamment, nous avons constaté que 36 électrodes n'étaient pas nécessaires aux guidages, mais que 8 patterns de 2 électrodes offraient une très bonne précision. Par conséquent, nous pourrions envisager la conception d'un cercle constitué de 16 électrodes et une supplémentaire centrale, codée en fréquence, pour identifier l'éloignement de la pointe de l'aiguille par rapport à l'axe de la trajectoire (figure 96).

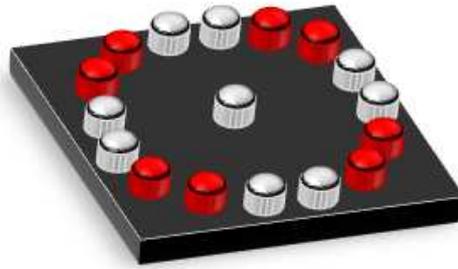


Fig. 96. Configuration d'une matrice TDU à 17 électrodes : 16 électrodes correspondant aux 8 patterns directionnels de 2 électrodes (paires d'électrodes rouge et grise), réparties sur un cercle ; 1 électrode centrale pour identifier la position relative de la pointe de l'aiguille par rapport à l'axe.

En outre, il est possible qu'une conception d'électrodes non plus circulaire mais en ellipse, égale à la surface de 2 électrodes, diminuerait l'intensité des seuils de confort et améliorerait les performances de guidage. Egalement, un contour de la matrice pour améliorer le positionnement de la matrice sur la partie antérieure de la langue paraît nécessaire pour garantir une perception optimale durable. Nous avons proposé de mettre un relief autour de la matrice légèrement plus épais que les électrodes (figure 97). Ce contour en relief serait discriminable par le sujet qui pourrait sentir rapidement si sa langue est bien positionnée sur la matrice, ceci afin d'éviter un glissement entraînant la matrice vers la partie antérieure de la langue moins sensible.

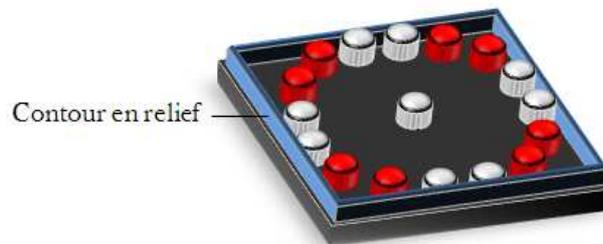


Fig. 97. Schéma du contour en relief (carré bleu) permettant un meilleur positionnement de la partie antérieure de la langue sur la matrice.

Pour une future utilisation en salle d'opération, un dispositif miniature sans fil doit évidemment être développé. Le laboratoire TIMC travaille actuellement sur un prototype (Vuillerme et al., 2008c). Par ailleurs, comme l'a souligné l'un des radiologues de l'expérience 7, il serait préférable de localiser les positions de l'aiguille par un autre système que des caméras infrarouges qui nécessitent un espace sans obstacle pour localiser les positions dans l'espace avec précision, condition difficile à obtenir pendant une intervention chirurgicale compte tenu des déplacements de l'équipe médicale et des appareils de contrôle situés autour du patient. Toutefois, si l'utilisation d'un localisateur électromagnétique (système Zebris par exemple, Quinlan et al., 2006) peut être envisagée, il faudra vérifier que les appareils de contrôle de la salle d'opération ne perturbent pas le fonctionnement du localisateur.

Apprentissage et comparaisons d'experts en réalisation de ponction

Pendant la phase d'apprentissage, il serait intéressant que le codage directionnel évolue en fonction de la précision du geste, un peu comme la sensibilité de la souris d'ordinateur : un novice règle habituellement une sensibilité faible et un expert une sensibilité très forte ; à l'inverse un expert sera perturbé avec une sensibilité de souris trop faible. Dans notre cas, nous pourrions imaginer un retour tactile directionnel dont la sensibilité et le nombre de directions possibles évolueraient avec le niveau d'expertise de l'utilisateur : moins il commet d'erreurs plus le dispositif devient sensible, précis et plus le nombre de directions augmente. Ainsi, cette méthode d'apprentissage tiendrait compte de l'évolution de l'utilisateur. Après un entraînement conséquent en guidage TDU, les performances de ces "experts" en guidage TDU et les performances de radiologues réalisant des ponctions avec un guidage visuel pourraient être comparées. Nous pourrions ainsi évaluer l'évolution sur un long terme suite à la répétition de nombreux gestes de ponctions jusqu'à expertise complète du geste médical guidé par TDU et estimer plus précisément l'apport d'un guidage TDU sur un guidage visuel classique.

Collaboration du guidage TDU avec d'autres outils

Afin d'obtenir de meilleures performances de guidage, le système TDU pourrait également être couplé à un autre dispositif, telles que des imageries médicales. En effet, une technique différente de ponction utilise une sonde échographique pour repérer la cible (tumeur par exemple) et l'aiguille à l'intérieur du corps. Cependant, la pointe de l'aiguille et la cible doivent être constamment alignées sur la coupe de la sonde échographique pour apparaître simultanément sur l'échographe. Cette tâche apparaît peu évidente à réaliser car les radiologues ont parfois des difficultés à situer la position de l'aiguille à l'intérieur du corps du patient pour la ramener dans le champ de la sonde. Le guidage TDU couplé au dispositif d'imagerie pourrait être dans ce cas une aide précieuse. Il donnerait des informations spatiales tactiles pour permettre aux cliniciens de ramener rapidement et avec précision l'aiguille dans le champ de l'échographe.

Des gestes thérapeutiques également difficiles à réaliser tels que le positionnement du ligament croisé antérieur du genou sous arthroscopie ou d'une prothèse de hanche totale pourraient tirer un bénéfice d'un guidage électrotactile lingual. Lors de ces deux actes chirurgicaux, des prothèses doivent être placées par rapport à un angle précis. L'ajout d'informations directionnelles électrotactiles linguales sur les dispositifs visuels habituellement utilisés assisterait le chirurgien dans le placement exact de la prothèse.

Suppléance perceptive et guidage

Le dispositif TDU mis en œuvre dans cette thèse est issu de travaux sur la suppléance perceptive. Il nous a permis de transmettre des informations spatiales par une autre modalité sensorielle que la vision : la modalité tactile. L'un des apports principaux des recherches sur la suppléance perceptive est d'avoir montré une activation de l'aire visuelle lorsque des informations électrotactiles sont reçues dans un mode perception-action (Gapenne et al., 2001 ; Bach-y-Rita, 2002). Il apparaît donc que transmettre des informations spatiales ou de la structure de l'espace par d'autres modalités sensorielles est assimilé par le cerveau à de la vision. "Voir" ne serait alors plus caractérisé par l'utilisation de l'œil, ni même par l'utilisation d'une aire corticale particulière (Lenay, 1997). Pour le cas d'application visuo-tactile, la littérature montre que ce mécanisme s'accompagne

d'un sentiment d'extériorité des stimuli (Bach-y-Rita, 1972 ; Lenay, 1997). Les informations ne sont plus perçues sur la peau mais comme "à l'extérieur de soi", non plus de façon proximale mais distale. Néanmoins, dans les expériences réalisées, qui s'effectuent en l'absence de vision (sujets aux yeux bandés ou sujets non-voyants), l'accès à des informations de type visuel n'est pas immédiat, mais s'accompagne d'un apprentissage perceptivo-moteur important jusqu'à ce que les sujets n'aient plus conscience de reconstruire leur espace perceptif (Lenay & Gapenne, 1998 ; Lenay, 2002).

Au cours des expériences, les sujets ont guidé leur geste grâce aux stimulations qu'ils percevaient à différents endroits de la surface de la langue. L'enjeu futur serait d'obtenir une sorte d'intériorisation de la perception qui consisterait alors en l'oubli de la constitution technique de cette perception par un apprentissage perceptif plus long (Lenay, 1997). Dans notre cas, cet effet serait validé si le sujet ne percevait plus des sensations tactiles sur la peau mais des informations spatiales qu'il interpréterait au final sans se demander où se situe la stimulation et qui lui permettrait de construire une représentation mentale de l'espace de liberté de l'aiguille sans effort de reconstruction. Tel le non-voyant qui utilise une canne blanche pour se diriger, il se construit une "vision" globale de la structure de l'espace proximal par perceptions locales de l'environnement. Nous serions alors en présence d'un réel dispositif de suppléance perceptive pour le guidage d'un geste chirurgical de ponction.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abolhassani N, Patel R, Moallem M (2007) Needle insertion into soft tissue: a survey. *Med Eng Phys.* 29(4) : 413-31.
- Anzola GP, Bertoloni G, Buchtel HA, Rizzolatti G (1977) Spatial compatibility and anatomical factors in simple and choice reaction time. *Neuropsychologia*, 15(2) : 295-302.
- Arno P, Vanlierde A, Streel E, Wanet Defalque MC, Sanabria Bohorquez S, Veraart C (2001) Auditory substitution of vision: Pattern recognition by the blind. *Applied Cognitive Psychology*, 15(5) : 509-519.
- Auvray M, Hanne-ton S, O'Regan JK (2003) Localisation and form recognition in sensory substitution. *Perception (supplement)*, (32) 94.
- Bach-y-Rita P , Collins C, Saunders F, White B, Scadden L (1969) Vision substitution by tactile image projection. *Nature*, 221 : 963-964.
- Bach-y-Rita P (1972) *Brain mechanisms in sensory substitution*. Academic Press, New York.
- Bach-y-Rita P (1982) Sensory substitution in rehabilitation. In *Rehabilitation of the Neurological Patient*, L. Illis, M. Sedgwick & H. Granville (eds.); Oxford: Blackwell Scientific Publications, 361-383.
- Bach-y-Rita (1984) The relationship between motor processes and cognition in tactile vision substitution. In *Cognition and Motor Processes*, W. Prinz & A.F. Sanders (eds.); Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag, 150-159.
- Bach-y-Rita P, Hughes B (1985) Tactile vision substitution: some instrumentation and perceptual considerations. In *Electronic Spatial Sensing for the Blind*, D. Warren and E. Strelow (eds.); Dordrecht, The Netherlands: Martinus-Nijhoff Pub., 171-186.
- Bach-y-Rita P (1988) Brain plasticity. In *Rehabilitation Medicine*, J. Goodgold (ed.); St. Louis: C.V. Mosby Co., 113-118.
- Bach-y-Rita P, Kaczmarek K, Tyler ME, Garcia-Lara J (1998) Form perception with a 49-point electro-tactile stimulus array on the tongue. *J Rehab Res Develop.* 35:427-430.
- Bach-y-Rita, P (2002) Sensory substitution and qualia. In A. Noe & E. Thompson (Eds.), *Vision and Mind* (497-514). Cambridge, Massachusetts, London, England: MIT Press.
- Bach-y-Rita P, Ker-cel SW (2003) Sensori-"motor" coupling by observed and imagined movement. *Intellectica* (35).
- Bach-y-Rita P, Kaczmarek KA, Tyler ME (2003) A Tongue-based Tactile Display for Portrayal of Environmental Characteristics. In L. Hettlinger & M. Haas (Eds.), *Psychological Issues in the Design and Use of Virtual and Adaptive Environments*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Bach-y-Rita P (2003) Late post-acute neurological rehabilitation: Neuroscience, engineering and clinical programs. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84 (8) : 1100-1108.
- Bargar WL, Bauer A, Borner M (1998) Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system. *Clin Orthop* 354 : 82-91.
- Benali-Khoudja M, Orange C, Maingre-aud F, Hafez M , Kheddar M, Pissaloux E (2004) Shape and Direction Perception Using VITAL: A Vibro-TACTiLe Interface" IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, September 28 - October 2, 2004.

- Berkinblit MB, Fookson OI, Smetanin B, Adamovich SV, Poizner H (1995) The interaction of visual and proprioceptive inputs in pointing to actual and remembered targets. *Exp Brain Res* 107 : 326-330.
- Berlucchi G, Crea F, Di Stefano M, Tassinari G (1977) Influence of spatial stimulus-response compatibility on reaction time of ipsilateral and contralateral hand to lateralized light stimuli. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* ,3(3) : 505-17.
- Bingham GP, Stassen MG (1994) Monocular egocentric distance information generated by head movement. *Ecological Psychology*, 6 : 219-238.
- Bishop GH (1943) Responses to electrical stimulation of single sensory units of skin. *J. Neurophysiol*, 6 : 361-382.
- Blake DT, Hsiao SS, Johnson KO (1997a) Neural coding mechanisms in tactile pattern recognition: the relative contributions of slowly and rapidly adapting mechanoreceptors to perceived roughness. *J Neurosci.* , 17(19) : 7480-7489.
- Blake DT, Johnson KO, Hsiao SS (1997b) Monkey cutaneous SAI and RA responses to raised and depressed scanned patterns: effects of width, height, orientation, and a raised surround. *J Neurophysiol.* , 78(5) : 2503-2517.
- Blamey PJ, Clark GM (1985) A wearable multiple-electrode electrotactile speech processor for the profoundly deaf. *J Acoust Soc Am.*, 77(4) : 1619-1620.
- Blouin J, Bard C, Teasdale N, Paillard J, Fleury M, Forget R (1993) Reference systems for coding spatial information in normal subjects and a deafferented patient. *Experimental Brain Research*, 93(2) : 324-331.
- Bobich LR, Warren JP, Sweeney JD, Tillery SI, Santello M (2007) Spatial localization of electrotactile stimuli on the fingertip in humans. *Somatosens Mot Res.* , 24(4) : 179-188.
- Bock O (1986) Contribution of retinal versus extraretinal signals towards visual localization in goal-directed movements. *Experimental Brain Research* 64 : 476-482.
- Bock O (1992) Adaptation of aimed arm movements to sensorimotor discordance : Evidence of direction-independent gain control. *Behavioral Brain Research*, 51 : 41-50.
- Bock O, Burghoff M (1997) Visuo-motor adaptation: Evidence for a distributed amplitude control system. *Behavioural Brain Research*, 89 : 267-273.
- Bock O, Schneider S, Bloomberg J (2001) Conditions for interference versus facilitation during sequential sensorimotor adaptation. *Experimental Brain Research*, 138(3), 359-365.
- Bolanowski SJ, Gescheider GA, Verrillo RT, Checkosky CM (1988) Four channels mediate the mechanical aspects of touch. *J Acoust Soc Am.*, 84(5) : 1680-1694.
- Bolanowski SJ, Gescheider GA, Verrillo RT (1994) Hairy skin: psychophysical channels and their physiological substrates. *Somatosens Mot Res.*, 11(3) : 279-290.
- Boulinguez P, Blouin J, Nougier, V (2001) The gap effect for eye and hand movements in double-step pointing. *Exp Brain Res* 138:352-358.
- Boy F, Palluel-Germain R, Orliaguet J-P, Coello Y (2005) Dissociation between "where" and "how" judgements of one's own motor performance in a video-controlled reaching task. *Neuroscience Letters*, 386(1), 52-57.

- Bradshaw JL, Nathan G, Nettleton NC, Pierson JM, Wilson LE (1983) Head and body space to left and right: III. Vibrotactile stimulation and sensory and motor components. *Perception*, 12, 651-661.
- Bradshaw JL, Bradshaw JA, Pierson-Savage JM, Nettleton NC (1988) Overt and covert attention and vibrotactile reaction times: Gaze direction, spatial compatibility and hemispatial asymmetry. *Canadian Journal of Psychology*, 42 : 44-56.
- Brebner JT (1980) Reaction time in personality theory. In A. T. Welford (Ed.), *Reaction Times*. Academic Press, New York, 309-320.
- Brebner JT, Welford AT (1980) Introduction: an historical background sketch. In A. T. Welford (Ed.), *Reaction Times*. Academic Press, New York, 1-23.
- Brechmann M, Ettliger G, Skreczek W (1989) Guidance of visual reaching with the aid of a TV monitor: The effects of monitor position and of left/right and up/down reversals of the image in relation to age. *Neuropsychologia*, 27 (11) : 1383-1397.
- Bridgeman B, Stark L (1991) Ocular proprioception and efference copy in registering visual direction. *Vision Research* 31 : 1903-1913.
- Brisben AJ, Hsiao SS, Johnson KO (1999) Detection of vibration transmitted through an object grasped in the hand. *J Neurophysiol*, 81(4) : 1548-1558.
- Capelle C, Trullemans C, Arno P, Veraart C (1998) A real-time experimental prototype for enhancement of vision rehabilitation using auditory substitution. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 45(10) : 1279-1293.
- Carlton L (1992) Visual processing time and the control of movements. In L. Proteau & D. Elliot (Eds.), *Vision and motor control* (pp. 3-31). Amsterdam: North-Holland.
- Carlton LG (1981) Processing visual feedback information for movement control. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception & Performance*, 7(5) : 1019-1030.
- Charron JF, Collin I, Braun CM (1996) Intermanual transfer of somaesthetic information: a two-point discrimination experiment. *Neuropsychologia*, 34 : 873-877.
- Chassat F (2001) Etude et réalisation d'un système de localisation en six dimensions pour la chirurgie assistée par ordinateur, Ph.D. thesis, Université Joseph Fourier.
- Chebat DR, Rainville C, Ptito M (2007) Navigation Skills in the Early Blind Using a Tongue Stimulator. *Soc. Neurosci. Abstr.*
- Chenu O, Vuillerme N, Moreau-Gaudry A, Fleury A, Demongeot J, Payan Y (2007) Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale embarquée : perspectives pour la prévention des escarres chez le blessé médullaire. *Actes de la 1ère Conférence Internationale Sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situations de handicap, ASSISTH'2007* : 65-69.
- Cholewiak RW, Collins AA, Brill JC (2001) Spatial Factors in Vibrotactile Pattern Perception. *Eurohaptics*, Birmingham July.
- Cinquin P, Bainville E, Barbe C, Bittar E, Bouchard V, Bricault I, Champlébourg G, Chenin M, Chevalier L, Delnondieue Y, Desbat L, Dessenne V, Hamadeh A, Henry D, Laieb N, Lavallée S, Lefebvre JM, Menguy Y, Padiou F, Péria O, Poyet A, Promayon M, Rouault S, Sautot P, Troccaz J (1995) Computer Assisted Medical Interventions. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 254-263.

- Cleary K, Nguyen C (2001) State of the Art in Surgical Robotics : Clinical Applications and Technology Challenges. *Computer Aided Surgery*, 6(6) : 312-328.
- Coello Y, Orliaguet JP, Prablanc C (1996) Pointing movement in an artificial perturbing inertial field : A prospective paradigm for motor control study. *Neuropsychologia*, 34 : 879-892.
- Coello Y, Rossetti Y (2000) Percevoir et agir. I. Influence des contraintes motrices sur la sélection des informations spatiales. *Psychologie Française*, 45, 353-368.
- Coello Y, Milleville-Pennel I, Orliaguet JP (2004) Position coding in a video-controlled pointing task with a rotated visual display : evidence for individual differences in visuo-proprioceptive interaction. *Neuroscience Letters*, 369(3) : 214-218
- Cohen YE, Andersen RA (2002) A common reference frame for movement plans in the posterior parietal cortex. *Nat Rev Neurosci* 3 : 553-562.
- Collins CC, Saunders FA (1970) Pictorial display by direct electrical stimulation of the skin. *J. Biomed. Syst.*, 1 : 3 - 16.
- Collins CC, Bach-y-Rita P (1973) Transmission of pictorial information through the skin. *Advan. Biol. Med. Phys.*,14 : 285-315.
- Conti P, Beaubaton D (1980) Role of structured visual field and visual reafference in accuracy of pointing movements. *Perceptual & Motor Skills*, 50(1) : 239-244.
- Cordo PJ (1990) Kinesthetic control of a multijoint movement sequence. *J Neurophysiol* 63 : 161-172.
- Cordo P, Carlton L, Bevan L, Carlton M, Kerr GK (1994) Proprioceptive coordination of movement sequences: role of velocity and position information. *Journal of Neurophysiology*, 71(5) : 1848-1861.
- Craig JC (1999) Grating orientation as a measure of tactile spatial acuity. *Somatosens Mot Res.*, 16(3) : 197-206.
- Cuénot (1925) *L'adaptation*, éd. Doin.
- Cunningham H, Pavel M (1989) Direction of movement effects under transformed visual-motor mapping. In S. R. Ellis, M. K. Kaiser, & A. Grunwald (Eds.), *Spatial displays and spatial instruments* (pp. 31.1-31.8). California: Moffett Field.
- Curran T (1997) Effects of aging on implicit sequence learning: accounting for sequence structure and explicit knowledge. *Psychol Res.*, 60(1-2) : 24-41.
- Cutting J, Vishton P (1995) Perceiving layout and knowing distances: The integration, relative potency, and contextual use of different information about depth. *Perception of space and motion*, 69-117, Academic Press.
- Der G, Deary IJ (2006) Age and sex differences in reaction time in adulthood: Results from the United Kingdom health and lifestyle survey. *Psychology and Aging* 21(1) : 62-73.
- Desmurget M, Rossetti Y, Prablanc C, Stelmach G, Jeannerod M (1995a) Representation of hand position prior to movement and motor variability. *Can J Physiol Pharmacol* 73 : 262-272.
- Desmurget M, Rossetti Y, Prablanc C (1995b) Natural unconstrained movements obey rules different from constrained elementary movements. *Behavioral and Brain Sciences*, 18(4) : 750.

- Desmurget M, Rossetti Y, Jordan M, Meckler C, Prablanc C (1997) Viewing the hand prior to movement improves accuracy of pointing performed toward the unseen contralateral hand. *Experimental Brain Research*, 115(1) : 180-186.
- Desmurget M, Pelisson D, Rossetti Y, Prablanc C (1998) From eye to hand: planning goal-directed movements. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(6) : 761-788.
- Diedrichsen J, Nambisan R, Kennerley SW, Ivry RB (2004) Independent on-line control of the two hands during bimanual reaching. *Eur J Neurosci* 19 : 1643-1652.
- Donders FC (1868) On the speed of mental processes. Translated by W. G. Koster, 1969. *Acta Psychologica* 30 : 412-431.
- Dubois E, Chavanon O, Cinquin P, Nigay L, Troccaz J (2002) Analytical approach for the design of the surgeon's interaction with a computer assisted surgery system. In *Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur : outils et applications, Surgetica 2002*, Sauramps Medical, 2002 , 211-216.
- Edwards PJ, Hawkes DJ, Hill DL, Jewell D, Spink R, Strong A, Gleeson M (1995) Augmentation of reality using an operating microscope for otolaryngology and neurosurgical guidance. *J Image Guid Surg* 1(3) : 172-178.
- Elliott D, Allard F (1985) The utilization of visual feedback information during rapid pointing movements. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 37(3) : 407-425.
- Elliott D, Binsted G, Heath M (1999a) The control of goal-directed limb movements: correcting errors in the trajectory. *Hum Mov Sci* 18 : 12-136 .
- Elliott D, Heath M, Binsted G, Ricker KL, Roy EA, Chua R (1999b) Goal-directed aiming: correcting a force-specification error with the right and left hands. *J Mot Behav* 31 : 309-324.
- Ernst MO, Banks MS (2002) Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion. *Nature*, 415(6870), 429-433.
- Ernst MO, Bulthoff HH (2004). Merging the senses into a robust percept. *Trends in Cognitive Science*, 8(4), 162-169.
- Essick GK, Edin BB (1995) Receptor encoding of moving tactile stimuli in humans. II. The mean response of individual low-threshold mechanoreceptors to motion across the receptive field. *J Neurosci.* ,15 (1 Pt 2): 848-864.
- Essick GK, Chen CC, Kelly DG (1999) A letter recognition task to assess lingual tactile acuity. *J Oral Maxillfac Surg*, 57 : 1324-1330.
- Essock EA, Krebs WK, Prather JR (1992) An anisotropy of human tactile sensitivity and its relation to the visual oblique effect. *Exp Brain Res.*,91 (3) : 520-524.
- Evers H, Glombitza G, Mayer A, Meinzer HP (1998) *Virtual Surgery : Methods and Areas of Application*, Acte du forum TelecomIT, Frankfurt-am-Main, Allemagne.
- Fagot J, Rogers L, Ward J, Bulman-Fleming B, Hopkins W (1997) Hemispheric specialisation in animals and humans: introduction. *Laterality*,2(3-4) : 177-178.
- Feldman DE, Brecht M (2005) Map plasticity in somatosensory cortex. *Science*, 310 (5749) : 810-815.

- Ferrel C (1998) Production et contrôle des mouvements de pointage de cible : Adaptation à une décorrélation vision-proprioception. Thèse de doctorat, Université Pierre Mendès France, Grenoble II.
- Ferrel C, Leiffen D, Orliaguet JP, Coello Y (2000) Pointing movement visually controlled through a video display: adaptation to scale change. *Ergonomics*, 43(4) : 461-473.
- Ferrel C, Orliaguet JP, Leiffen D, Bard C, Fleury M (2001) Visual context and the control of movements through video display. *Human Factors*, 43(1) : 56-65.
- Fieandt K von, Huhtala A, Kullberg P, Saarl K (1956) Personal tempo and phenomenal time at different age levels. Reports from the Psychological Institute, No. 2, University of Helsinki.
- Field DP, Shipley TF, Cunningham DW (1999) Prism adaptation to dynamic events. *Perception and Psychophysics*, 61 : 161-176.
- Fitts PM, Posner MI (1967) Learning and skilled performance in human performance. Belmont CA : Brock-Cole.
- Flach J, Hagen B, O'Brien D, Olson W (1990) Alternative displays for discrete movement control. *Human Factor*, 32 (6) : 685-695.
- Forster B, Cavina-Pratesi C, Aglioti SM, Berlucchi G (2002) Redundant target effect and intersensory facilitation from visual-tactile interactions in simple reaction time. *Exp Brain Res.*, 143(4) : 480-487.
- Fortin T, Champleboux G, Lormee J, Coudert JL (2000) Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques. *J Oral Implantol* , 26 (4) : 300-303.
- Franco L, Sperry RW (1977) Hemisphere lateralization for cognitive processing of geometry. *Neuropsychologia*, 15 : 107-114.
- Froeberg S, (1907) The relation between the magnitude of stimulus and the time of reaction. *Archives of Psychology*, No. 8.
- Gapenne O, Lenay C, Stewart J, Beriot H, Meidine D (2001) Prosthetic device and 2-D form perception: The role of increasing degrees of parallelism, *Proceedings of the Assistive Technology for Vision and Hearing Impairment (CVHI 2001)*, 113-118.
- Geisheider GA, Verrillo RT (1978) Vibrotactile frequency characteristics as determined by adaptation and masking procedures, in D. R. Kenshalo (Ed.), *Sensory Functions of the Skin of Human*, New York : Plenum, pp. 183-203.
- Gemperle F, Hirsch T, Goode A, Pearce J, Siewiorek D, Smailigic A (2003) Wearable Vibro-Tactile Display. Carnegie Mellon Wearable Group, Carnegie Mellon University.
- Gentaz E, Luyat M, Cian C, Hatwell Y, Barraud PA, Raphel C (2001) The reproduction of vertical and oblique orientations in the visual, haptic, and somato-vestibular systems. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 54 :1-15.
- Gescheider GA, Wright JH (1969) Effects of vibrotactile adaptation on the perception of stimuli of varied intensity. *J Exp Psychol.*, Sep, 81(3) : 449-453.

- Gescheider GA, Verrillo RT (1978) Vibrotactile frequency characteristics as determined by adaptation and masking procedures. In D R Kenshalo (Ed.), *Sensory Function of the Skin of Humans*, New York: Plenum, pp 183–203
- Gescheider G (1997) *Psychophysics: the fundamentals*, 3rd, Lawrence Erlbaum Associates
- Ghent L (1961) Developmental changes in tactual threshold on dominant and nondominant sides. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, 54 : 670-673.
- Gibson (1966) *The Senses considered as Perceptual Systems*, Houghton Miffling Company, Boston
- Gibson RH (1968) Electrical stimulation of pain and touch, *The Skin Senses 1968* Edited by DR Kenshalo. Springfield, Illinois, Charles C Thomas, 223–261.
- Gibson J (1979) *The ecological approach to visual perception*. (Boston: Houghton-Mifflin)
- Goldish LH, Taylor HE (1974) *The Optacon: A Valuable Device for Blind Persons*, New Outlook for the Blind, published by the American Foundation for the Blind, 49-56.
- Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PBC (1972) The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain* 95 : 705-748.
- Gottfried AW, Rose SA, Bridger WH (1977) Cross-modal transfer in human infants. *Child Dev.* 48 (1) : 118-23.
- Greatbatch W (1981) Metal electrodes in bioengineering. *Crit Rev Bioeng.* 5(1) : 1-36.
- Greenspan JD, McGillis SL (1994) Thresholds for the perception of pressure, sharpness and mechanically evoked cutaneous pain: Effects of laterality and repeated testing. *Somatosensory and Motor Research*, 11 : 311-317.
- Grimnes S (1983) Electro-vibration, cutaneous sensation of microampere current. *Acta Physiol Scand.* May;118(1):19-25.
- Hagbarth KE, Hongell A, Hallin RG, Torebjork HE (1970) Afferent impulses in median nerve fascicles evoked by tactile stimuli of the human hand. *Brain Res.* 24 : 423-442.
- Hahn JF (1968a) Low-frequency vibrotactile adaptation. *J Exp Psychol.*, 78 : 655–659.
- Hahn JF (1968b) Tactile adaptation. In: Kenshalo DR. , editor. *The Skin Senses*. Springfield, IL: Charles C Thomas, 322–330.
- Hasbroucq T (1987) Preliminary evidence for body-centered coding of tactile motor events. *Percept Mot Skills.*, 64(2) : 631-634.
- Hatwell Y (1986) *Toucher l'espace: la main et la perception tactile de l'espace*. Lille, France: Presses Universitaires de Lille.
- Hatwell Y, Streri A, Gentaz E (2003) *Touching for knowing*. Amsterdam/Philadelphia: John Benjamins Publishing Company.
- Hay L, Beaubaton D (1986) Visual correction of a rapid goal-directed response. *Percept Mot Skills* 62 : 51-57.

- Hay JC, Pick HL, Ikeda K (1965) Visual capture produced by prisms spectacles. *Psychonomic Science* 2 : 215-216.
- Hein A, Brell M (2007) conTACT - A Vibrotactile Display for Computer Aided Surgery. *Whc* : 531-536, Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WHC'07).
- Hick WE (1952) On the rate of gain of information. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 4 : 11-26.
- Hirsch A (1862) Expériences chronoscopiques sur la vitesse des différentes sensations et de la transmission nerveuse. *Bulletin de la Société des Sciences de Neuchatel*, 6 : 100-114.
- Hollerbach JM, Atkeson CG (1986) Characterization of joint interpolated arm movements. In H. Heuer & C. Fromm (Eds.), *Experimental Brain Research Series : Generation and Modulation of Action Patterns*, Vol. XV (pp. 41-54). Springer : Berlin.
- Hyman R (1953) Stimulus information as a determinant of reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 45 : 188-196.
- Imamizu H, Shimojo S (1995) The locus of visual-motor learning - at the task level or manipulator level : Implications from intermanual transfer. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 21 : 719-733.
- Imamizu H, Uno Y, Kawato M (1995) Internal representation of motor apparatus: Implication from generalization in visuomotor learning. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21 (5), 1174-1198.
- Jakobson LS, Goodale MA (1989) Trajectories of reaches to prismatically-displaced targets: evidence for "automatic" visuomotor recalibration. *Experimental Brain Research*, 78(3) : 575-587.
- Jansson G (1983) Tactile guidance of movement. *Int J Neurosci.*,19(1-4) : 37-46.
- Johansson RS, Vallbo AB (1979a) Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *J Physiol.*, 286 : 283-300.
- Johansson RS, Vallbo AB (1979b) Detection of the tactile stimuli. Thresholds of afferent units related to psychophysical threshold in the human hand. *J Physiol* 297 : 405-422.
- Johansson RS, Vallbo AB (1983) Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand. *Trends Neurosci.* 6 : 27-31.
- Johansson RS, Trulsson M, Olsson KA, Westberg KG (1988) Mechanoreceptor activity from the human face and oral mucosa. *Exp. Brain Res.*, 72 : 204-208.
- Johnson K, Hsiao S (1992) Tactile form and texture perception, *Annual Review of Neuroscience*, 15, 227-250.
- Jones MB, Vierck CJ Jr (1973) Length discrimination on the skin. *Am J Psychol.* , 86(1) : 49-60.
- Kaczmarek KA, Webster JG (1989) Voltage-current characteristics of the electrotactile skin-electrode interface. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*,1526-1527.
- Kaczmarek KA, Kramer KM, Webster JG, Radwin RG (1990) Periodic variations in the electrotactile sensation threshold. *Proceedings of 12th Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1060-1061.

- Kaczmarek KA, Webster JG, Bach-y-Rita P, Tompkins WJ (1991) Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Trans Biomed Eng.*,38(1) : 1-16.
- Kaczmarek KA, Webster JG, Radwin RG (1992) Maximal dynamic range electrotactile stimulation waveforms. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 39(7) : 701-715.
- Kaczmarek KA, Tyler ME, Bach-y-Rita P (1994) Electrotactile haptic display on the finger tips : Preliminary results. in *Proc. 16th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Baltimore, MD, 940–941.
- Kaczmarek KA, Bach-y-Rita P (1995) Tactile displays, in *Virtual Environments and Advanced Interface Design* (Barfield, W. and Furness, T., Eds.) , 349-414. Oxford University Press, New York.
- Kaczmarek KA, Tyler ME, Bach-y-Rita P (1997) Pattern identification on a finger tip-scanned electrotactile display. in *Proc. 19th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Chicago, IL, 1694–1697.
- Kaczmarek KA (2000) Electrotactile adaptation on the abdomen: Preliminary results. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 8 : 499-505.
- Kaczmarek KA, Tyler ME (2000) Effect of electrode geometry and intensity control method on comfort of electrotactile stimulation on the tongue. *Proc. ASME Dyn. Sys. Contr. Div.* pp. 1239-1243.
- Kaczmarek KA, Tyler ME, Brisben AJ, Johnson KO (2000) The afferent neural response to electrotactile stimuli: preliminary results. *IEEE Trans Rehabil Eng.*,8(2) : 268-270.
- Kaczmarek KA, Haase SJ (2003a) Pattern identification and perceived stimulus quality as a function of stimulation waveform on a fingertip-scanned electrotactile display, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*,11 (1) : 9-16.
- Kaczmarek KA, Haase SJ (2003b) Pattern identification as a function of stimulation current on a fingertip-scanned electrotactile display. *IEEE Trans. Neural Sys. Rehab. Eng.* , 11 : 269-275.
- Kay L (1964) An ultrasonic sensing probe as a mobility aid for the Blind. *Ultrasonics*, 2 : 53.
- Keele SW, Posner MI (1968) Processing of visual feedback in rapid movements. *Journal of Experimental Psychology*, 77(1) : 155-158.
- Kelso S, Cook E, Olson M, Epstein W (1975) Allocation of attention and the locus of adaptation to displaced vision. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1 (3) : 237-245.
- Kitazawa S, Kohno T, Uka T (1995) Effects of delayed visual information on the rate and amount of prism adaptation in the human. *Journal of Neuroscience*, 15(11) : 7644-7652.
- Klapp ST (1978) Reaction time analysis of programmed control. In: R.S. Hutton (Ed.), *Exercise and Sport Science Reviews Reviews* (Vol. V) (pp. 231-253), Santa Barbara, Journal Publishing Affiliates
- Klemmer ET (1957) Simple reaction time as a function of time uncertainty. *Journal of Experimental Psychology*, 54 : 195 - 200.
- Knight DP (1966) A study of adequacy of certain methods for the assessment of lingual somesthetic sensibilities in a group of slow learners of junior high school age, unpublished master's thesis, Louisiana State Univ.

- Kohfeld DL (1971) Simple reaction time as a function of stimulus intensity in decibels of light and sound. *Journal of Experimental Psychology*, 88 : 251-257.
- Komilis E, Pélisson D, Prablanc C (1993) Error processing in pointing at randomly feedback-induced double-step stimuli. *Journal of Motor Behavior*, 25 (4) : 299-308.
- Krakauer JW, Pine ZM, Ghilardi MF, Ghez C (2000) Learning of visuomotor transformations for vectorial planning of reaching trajectories. *Journal of Neuroscience*, 20(23) : 8916-8924.
- Krakauer JW, Ghilardi MF, Mentis M, Barnes A, Veytsman M, Eidelberg D, et al. (2004) Differential cortical and subcortical activations in learning rotations and gains for reaching: a PET study. *Journal of Neurophysiology*, 91(2) : 924-933.
- Landgren S (1960) Thalamic neurones responding to tactile stimulation of the cat's tongue. *Acta Physiol Scand.*, 48 : 238-254.
- Larish D, Volp C, Wallace S (1984) An empirical note on attaining a spatial target after distorting the initial conditions of movement via muscle vibration. *Journal of Motor Behavior*, 16(1) : 76-83.
- Lass NJ, Kotghek CL, Deem JF (1972) Oral two-point discrimination: further evidence of asymmetry on right and left side of selected oral structures. *Percept Mot Skills*, 35 : 59-67.
- Lavallée S, Cinquin P (1990) Computer assisted medical interventions, *3D Imaging in Medicine*, K.H. H"ohne et al, Ed., Vol. 60, Berlin :Springer-Verlag, 301-312.
- Lavallée S, Troccaz J. (1992) Robot de guidage de geste et procédé de commande. Brevet n° 9206150.
- Lavallée S, Cinquin P, Troccaz (1997) *Computer Integrated Surgery and Therapy : State of the Art and Contemporary Perspectives in Three-Dimensional Biomedical Imaging*, Amsterdam, NL., IOS Press, 10 : 239-310.
- Lechelt EC (1988) Spatial asymmetries in tactile discrimination of line orientation: a comparison of the sighted, visually impaired, and blind. *Perception*, 17(5) : 579-585.
- Lele PP, Sinclair DC, Weddell G (1954) The reaction time to touch. *J Physiol.*, 123(1) : 187-203.
- Lenay C. (1997) Mouvement et perception : médiation technique et constitution de la spatialisation » in *Le mouvement. Des boucles sensori-motrices aux représentations cognitives et langagières*, actes de la Sixième école d'été de l'Association pour la Recherche Cognitive, 69-80.
- Lenay C, Canu S, Villon P (1997) Technology and Perception : the Contribution of Sensory Substitution Systems. *Second International Conference on Cognitive Technology*, Aizu, Japan, Los Alamitos: IEEE, 44-53.
- Lenay C, Gapenne O (1998) Suppléance perceptive : Dispositif de couplage et constitution perceptive. *Assises des réseaux de sciences cognitives de l'Île de France*, Collège de France, Paris.
- Lenay C, Gapenne O, Hanne-ton S, Marque C, Genouëlle C (2000) La suppléance sensorielle : Limites et perspectives, *Toucher pour Connaître. Psychologie Cognitive de la Perception Tactile Manuelle*, Paris, PUF, Y. Hatwell, A. Streri & E. Gentaz (Eds), 287-306.
- Lenay C, Sebbah F (2001) La constitution de la perception spatiale. *Approches phénoménologique et expérimentale. Intellectica*, 1 (32) : 45-86.
- Lenay, C (2002) *Ignorance et Suppléance : la question de l'espace*, HDR. Université de Technologie de Compiègne, France.

- Lenay C, Gapenne O, Hanneton S, Marque C, Geouelle C (2003) Sensory Substitution: limits and perspectives, *Touching for Knowing, Cognitive psychology of haptic manual perception*, 275-292.
- Leroy A (2004) Méthode de recalage scanner/échographie. Application à la navigation chirurgicale des ponctions rénales percutanées. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble.
- Li QH, Zamorano L, Pandya A, Perez R, Gong J, Diaz F (2002) The application accuracy of the NeuroMate robot—A quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems, *7(2)* : 90-8.
- Loomis JM, Collins CC (1978) Sensitivity to shifts of a point stimulus: an instance of tactile hyperacuity. *Percept Psychophys.*,24(6) : 487-492.
- Loomis JM, Knapp JM (2003) Visual perception of egocentric distance in real and virtual environments. In L. J. Hettinger and M. W. Haas (Eds.), *Virtual and Adaptive Environments* (pp. 21-46). Mahwah NJ: Erlbaum.
- Luce RD (1986) *Response Times: Their Role in Inferring Elementary Mental Organization*. Oxford University Press, New York.
- Luyat M, Gentaz E (2001) Reference frames and haptic perception of orientation: Body and head tilt effects on the oblique effect. *Perception & Psychophysics*, 63 : 541-554.
- Maeyama T, Plattig KH (1989) Minimal two-point discrimination in human tongue and palate, *Am J Otolaryngol*, 10(5), 42–344.
- Malmstrom EM, Karlberg M, Melander A, Magnusson M (2003), Zebris versus Myrin: a comparative study between a three-dimensional ultrasound movement analysis and an inclinometer/compass method: intradevice reliability, concurrent validity, intertester comparison, intratester reliability, and intraindividual variability. *SPINE* 2003, Vol. 9: 379-385
- Manahan M, Stuart M, Bierschwale J , Hwang E. Legendre A (1992) Effects of Paper presented at the spatially displaces feedback on remote manipulation tasks. *Proceeding of the Fifth Annual Workshop on Space Operations Applications and Research (SOAR'91)*.
- Marlow C D, Winkelmann R K and Gibilisco J A (1965) General sensory innervationof the human tongue. *Anat Rec* 152:503–512.
- Marshall WH, Talbot SA, Ades HW (1943) Cortical response of the anaesthetized cat to gross photic and electrical afferent stimulation. *Journal of Neurophysiology*, 6: 1-15.
- Massimo M, Sheridan T (1989) Variable force and visual feedback effects on teleoperator man/machine performance. Paper presented at the *Proceeding of the NASA conference on space telerobotics*, (31-01/02-02). Pasadena.
- McCall GN, Langhart ME (1966) A study of effect of variations in stimulus force on measurement of lingual sensation and perception. Unpublished research, Louisiana State Univ. Medical Center.
- McCall GN, Cunningham NM (1971) Two-point discrimination: asymmetry in spatial discrimination on the two sides of the tongue, a preliminary report. *Percept Mot Skills*, 32 (2) : 368-370.
- Meijer PBL (1992) An experimental system for auditory image representations. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39(2) : 112-121.
- Meltzoff AN, Borton RW (1979) Intermodal matching by human neonates. *Nature*. 282 (5737) : 403-4.

- Merloz P, Tonetti J, Fontanel F, Troccaz J, Pittet L (1999) Computer-assisted pedicle screw placement, *J. Bone Joint Surg.*, 81-B(Supp-II):188.
- Meulemans T, Van der Linden M, Perruchet P (1998) Implicit sequence learning in children. *J Exp Child Psychol.*, 69(3) : 199-221.
- Miall RC, Jenkinson N, Kulkarni K (2004) Adaptation to rotated visual feedback : A re-examination of motor interference. *Experimental Brain Research*, 154 : 201-210.
- Miletic G, Hughes B, Bach-y-Rita P (1988) Vibrotactile stimulation: an educational program for spatial concept development. *J. Vis. Impair. and Blindness* 366-370.
- Miller JO, Low K (2001) Motor processes in simple, go/no-go, and choice reaction time tasks: a psychophysiological analysis. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 27(2) : 266-289.
- Moreau-Gaudry A, Prince A, Demongeot J, Payan Y (2006) A New Health Strategy to Prevent Pressure Ulcer Formation in Paraplegics using Computer and Sensory Substitution via the Tongue. *Studies in Health Technology and Informatics*, 124 : 926-931.
- Mountcastle V. (1978), "An Organizing Principle for Cerebral Function: The Unit Model and the Distributed System", *The Mindful Brain* (Gerald M. Edelman and Vernon B. Mountcastle, eds.) Cambridge, MA: MIT Press.
- Nicolas S, Ferrand L (2003) *La psychologie moderner*. Boeck Université.
- Nordin M, Hagbarth KE (1989) Mechanoreceptive units in the human infra-orbital nerve. *Acta Physiol. Scand.* 135 : 149-161.
- Nordwall BD (2000) Vest Enables Pilots to Feel Aircraft Attitude. *Aviation Week & Space Technology* 2000, 152 (17) : 69-70.
- Orliaguet J-P, Bianchi JP, Hatwell Y, Roulet C (1989) Mouvement de pointage contrôlé visuellement sur écran vidéo : adaptation perceptivo-motrice aux distorsions de distance. *Le travail humain*, 52 : 335-345.
- Penfield W, Rasmussen T (1952) *The Cerebral Cortex of Man*, New York, The Macmillan Fleming Journal of Mental Science, 98 : 188-189.
- Pennel I (2001) *Le contrôle indirect du mouvement : stratégies spatiales et contrôles sensoriels induits par une situation de téléopération*. Université Charles de Gaulle, Lille.
- Pennel I, Coello Y, Orliaguet JP (2002) Frame of reference and adaptation to directional bias in a video-controlled reaching task. *Ergonomics*, 45(15) : 1047-1077.
- Pennel I, Coello Y, Orliaguet JP (2003) Visuokinesthetic realignment in a video-controlled reaching task. *Journal of Motor Behavior*, 35 : 274-284.
- Peshkin M, Colgate JE, Moore C (1996) Passive robots and active displays based on non-holonomic elements, *IEEE ICRA*.
- Peters TM (2000) Image Guided Surgery : From X-rays to virtual reality, *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 4(1) : 27-57.
- Pfeiffer EA (1968) Electrical stimulation of sensory nerves with skin electrodes for research, diagnosis, communication and behavioral conditioning: a survey. *Med Biol Eng*, 6(6) : 637-51.

- Phillips JR, Johnson KO (1985) Neural mechanisms of scanned and stationary touch. *J Acoust Soc Am*, 17 : 220–224.
- Pick HL, Warren DH, Hay JC (1969) Sensory conflict in judgments of spatial direction. *Perception & Psychophysics*, 6 : 203-205.
- Piéron H (1920) Nouvelles recherches sur l'analyse du temps de latence sensorielle et sur la loi qui relie ce temps à l'intensité de l'excitation. *Année Psychologique*, 22 : 58-142.
- Pine ZM, Krakauer JW, Gordon J, Ghez C (1996) Learning of scaling factors and reference axes for reaching movements. *Neuroreport*, 7 : 2357-2361.
- Pissaloux E, Maingreud F, Velazquez R, Fontaine E (2006) Validation expérimentale du concept d'aide cognitive à la déambulation. *HANDICAP 2006* : 271-287.
- Pisella L, Arzi M, Rossetti Y (1998) The timing of color and location processing in the motor context. *Experimental Brain Research*, 121(3) : 270-276.
- Pleasanton AK (1970) Sensitivity of the tongue to electrical stimulation, *J Speech Hear Res*, 13(3) : 635–644.
- Prablanc C, Echallier JE, Jeannerod M, Komilis E (1979) Optimal response of eye and hand motor systems in pointing at a visual target. II. Static and dynamic visual cues in the control of hand movement. *Biological Cybernetics*, 35(3) : 183-187.
- Prablanc C, Pelisson D, Goodale MA (1986) Visual control of reaching movements without vision of the limb. I. Role of retinal feedback of target position in guiding the hand. *Experimental Brain Research* 62 : 293-302.
- Prablanc C, Martin O (1992) Automatic control during hand reaching at undetected two-dimensional target displacements. *Journal of Neurophysiology*, 67(2) : 455-469.
- Ptito M, Kupers R (2005) Cross-modal plasticity in early blindness. *J Integr Neurosci*, 4(4) : 479-488.
- Ptito M, Moesgaard SM, Gjedde A, Kupers R (2005) Cross-modal plasticity revealed by electrotactile stimulation of the tongue in the congenitally blind. *Brain*, 128(Pt 3) : 606-614.
- Ptito M, Desgent S (2006) Sensory input-based adaptation and brain architecture. *Lifespan development and the brain*. Baltes, New-York.
- Quinlan JF, Mullett H, Stapleton R, FitzPatrick D, McCormack D (2006) The use of the Zebris motion analysis system for measuring cervical spine movements in vivo. *Proc Inst Mech Eng*, 220(8) : 889-96.
- Taylor RH, Funda J, Eldridge B, Gruben K, LaRose D, Gomory S, Talamini M, Kavoussi LR, Anderson J (1995) A telerobotic assistant for Laparoscopic Surgery, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14 : 279-289.
- Radermacher K, Portheine F, Zimolong Q, Eichhorn C, Staudte HW, Rau G (1997) Image Guided Orthopedic Surgery Using Individual Template, *Acte de la conference CVRMed-MRCAS'97*, Grenoble, France, 606-615.
- Redding G, Clark S, Wallace B (1985) Attention and prism adaptation. *Cognitive psychology*, 17 : 1-25.

- Redding GM, Wallace B (1988) Components of prism adaptation in terminal and concurrent exposure: organization of the eye-hand coordination loop. *Perception & Psychophysics*, 44(1) : 59-68.
- Redding GM, Wallace B (1992) Adaptive eye-hand coordination: Implication of prism adaptation for perceptual motor organization. In L. Proteau & D. Elliot (Eds.), *Vision and motor control*. Amsterdam: Elsevier.
- Redding GM, Wallace B (1996) Adaptive spatial alignment and strategic perceptual-motor control. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22 : 379-394.
- Redding GM, Wallace B (1997) Prism Adaptation During Target Pointing From Visible and Nonvisible Starting Locations. *Journal of Motor Behavior*, 29(2) : 119-130.
- Redding GM, Wallace B (2002) Strategic calibration and spatial alignment: a model from prism adaptation. *Journal of Motor Behavior*, 34(2) : 126-138.
- Redding GM, Clark S, Wallace B (1985) Attention and prism adaptation. *Cognitive psychology*, 17 : 1-25.
- Reinhardt HF (1995) *Neuronavigation : a ten years review Computer Integrated Surgery – MIT Press*.
- Reyt E, Schmerber S, Lavielle JP, Martin C, Lavallée (2002) La chirurgie assistée par ordinateur de la base du crâne : problématique avec le système Entact. In *Gestes médicochirurgicaux assistés par ordinateur : outils et applications, Surgetica 2002*, Sauramps Medical, 181-184.
- Rhodes DL, Schwartz GE (1981) Lateralized sensitivity to vibro-tactile stimulation: Individual differences revealed by interaction of threshold and signal detection tasks. *Neuropsychologia*, 19 : 831-835.
- Rigal R (1944) *Motricité humaine : fondements et applications pédagogiques*, Qc : Presses de l'Université du Québec.
- Ringel RL, Ewanowski SJ (1965) Oral perception: 1. Two-point discrimination. *J Speech Hear Res* 8 : 389-397.
- Riso RR, Ignagni AR, Keith MW (1984) Effect of stimulus parameters on the discriminability of frequency modulation codes for electrocutaneous sensory substitution system, in *Proc. 2nd Int. Conf. Rehabilitation Engineering*, Rehabilitation Engineering Society of North America, Washington, D.C.
- Robineau F, Boy F, Orliaguet JP, Demongeot J, Payan Y (2007) Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue: a feasibility study. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 54(4) : 711-7.
- Robinson ES (1934) Work of the integrated organism. In C. Murchison (Ed.), *Handbook of General Experimental Psychology*, Clark University Press, Worcester, MA.
- Roby-Brami A, Burnod Y (1995) Learning a new visuomotor transformation: Error correction and generalization. *Cognitive Brain Research*, 2 : 229-242.
- Rock I, Victor J (1964) Vision and touch : an experimentally created conflict between the two senses. *Science*, 143 : 594-6.
- Rock I, Goldberg J, Mack A (1966) Immediate correction and adaptation based on viewing a prismatically displaced scene. *Perception & Psychophysics*, 1 : 351-354.

- Roger CB (1970) Choice of stimulator frequency for tactile arrays, *IEEE Trans. Man Mach. Syst.*, MMS-11 : 5-11.
- Rollman GB (1973) Electrocutaneous stimulation. In F.A. Geldard (Ed.), *Cutaneous Communication Systems and Devices* 38-51. The Psychonomic Society, Inc.
- Rose SA, Gottfried AW, Bridger WH (1981) Cross-modal transfert and information processing by the sense of touch in infancy. *Developmental Psychology*, 17 : 90-98.
- Roselier S, Hafez S (2006) Viflex: A Compact Haptic 2D Interface with Force Feedback for Mobile Devices. *Proceedings of EuroHaptics 06*, Paris, France.
- Rosenbaum DA (1980) Human movement initiation: specification of arm, direction, and extent. *J Exp Psychol Gen.*, 109(4) : 444-474.
- Rossetti Y, Koga K, Susami K, Mano, T (1992) Spatio-temporal modification of eye-hand coordination during wedge-prisms exposure. Paper presented at the 25th International Congress of Psychology, (19-24 July), Brussels.
- Rossetti Y, Koga K, Mano T (1993) Prismatic displacement of vision induces transient changes in the timing of eye-hand coordination. *Perception & Psychophysics*, 54(3) : 355-364.
- Rossetti Y, Stelmach G, Desmurget M, Prablanc C, Jeannerod M (1994) The effect of viewing the static hand prior to movement onset on pointing kinematics and variability. *Experimental Brain Research*, 101(2) : 323-330.
- Rossetti Y, Régnier C (1995a) Representations in action : pointing to a target with various representations. In R. J. B. B. G. Bardy & Y. Guiard (Ed.), *Studies in Perception and Action III* 233-236. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Inc.
- Rossetti Y, Desmurget M, Prablanc C (1995b) Vectorial coding of movement: vision, proprioception, or both? *Journal of Neurophysiology*, 74(1) : 457-463.
- Rubinstein JT, Spelman FA, Soma M, Suesserman MF (1987) Current density profiles of surface mounted and recessed electrodes for neural prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng.*,34(11):864-75.
- Sack OW (1998) *The man who mistook his wife for a hat : and other clinical tales*. New York : Touchstone Books.
- Sampaio E, Maris S, Bach-y-Rita P (2001) Brain plasticity: 'visual' acuity of blind persons via the tongue. *Brain Research*, 908(2) : 204-207.
- Sanders AF (1998) *Elements of Human Performance: Reaction Processes and Attention in Human Skill*. Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, Mahwah, New Jersey. 575 pages.
- Saunders FA (1973) Electrotactile displays, in *Conf. Cutaneous Commun. Syst. Devices*, F. A. Geldard, Ed., Psychonomic Society, 38-51.
- Saunders FA (1977) Recommended procedures for electrocutaneous display, in *Functional Electrical Stimulation*, Hambrecht, F. T. and Reswick, J. B., Eds., Marcel Dekker, New York, 303.
- Saunders FA (1983) Information transission across tne skin : High-resolution tactile sensory aids for the deaf and the blind, *Intern. J. Neurosci.*, 19 : 216-228.

- Schneider O, Troccaz J (2001) A Six Degree of Freedom Passive Arm with Dynamic Constraints (PADyC) for Cardiac Surgery Application : Preliminary Experiments. *Computer-Aided Surgery, special issue on medical robotics*, 6(6) : 340-51.
- Schuster C, Combaz X, Giebl A, Pittet L, Schuster L, Merloz P (2002) Individual unicompartimental knee joint replacement by means of CT-scan data and rapid prototyping. In *Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur : outils et applications, Surgetica 2002*, Sauramps Medical, 249-250.
- Scott JJ, Gray R (2008) A comparison of tactile, visual, and auditory warnings for rear-end collision prevention in simulated driving. *Hum Factors.*, 50 (2) : 264-75.
- Segond H, Weiss D, Sampaio E (2005) Human spatial navigation via a visuo-tactile sensory substitution system. *Perception*, 34 : 1231-1249.
- Seidler RD, Bloomberg JJ, Stelmach GE (2001) Patterns of transfer of adaptation among body segments. *Behavioural Brain Research*, 122 : 145-157.
- Sherrick CE, Cholewiak RW (1986) Cutaneous Sensitivity. In K. Boff, L. Kaufman, & J.L. Thomas (Eds.), *Handbook of Perception and Human Performance*, 12-1 – 12-58. New York: Wiley.
- Simon JR, Wolf JD (1963) Choice reaction times as a function of angular stimulus-response correspondence and age. *Ergonomics*. 6(1) : 99-105.
- Simon JR, Craft JL (1970) Effects of an irrelevant auditory stimulus on visual choice reaction time. *J Exp Psychol.*, 86(2):272-274.
- Simon JR (1990) The effect of an irrelevant directional cue on human information processing. In R. W. Proctor & T. G. Reeve (Eds.), *Stimulus-response compatibility: An integrated perspective* (pp. 31-88). North-Holland: Elsevier.
- Smith T, Smith K (1990) Human factors of workstation telepresence. In S. Griffin (Ed.), *Third annual workshop on SOAR'89* 235-250. Houston: NASA Conference Publication.
- Smith T, Stuart M, Smith M, Smith K (1990) Interactive performance variability in teleoperation: Nature and causes. In W. Karwowski & M. Rahimi (Eds.), *Ergonomics of hybrid automated systems II* (pp. 857-870): Elsevier Science Publishers.
- Solomonow M, Lyman J, Freedy A (1977) Electrotactile two-point discrimination as a function of frequency, body site, laterality, and stimulation codes. *Ann Biomed Eng.* , 5(1):47-60.
- Solomonow M, Raplee L, Lyman J (1978) Electrotactile two point discrimination as a function of frequency, pulse width and pulse time delay. *Ann Biomed Eng.*, 6(2):117-25.
- Spence C, Driver J (1997) Cross-modal links between audition, vision and touch : Implications for interface design. *International Journal of Cognitive Ergonomics*, 1 : 351-373.
- Steinman RM, Levinson JZ (1990) The role of eye movement in the detection of contrast and detail. In E. Kowler (Ed.), *Eye movement and their role in visual and cognitive processes* (pp. 115-212). Amsterdam: Elsevier Science (Biomedical Division).
- Sternberg S (1969) Memory scanning: Mental processes revealed by reaction time experiments. *American Scientist* 57: 421-457.

- Steyvers M, Verschueren SM, Levin O, Ouamer M, Swinnen SP (2001) Proprioceptive control of cyclical bimanual forearm movements across different movement frequencies as revealed by means of tendon vibration. *Exp Brain Res* 140 : 326-334.
- Stoianovici D (2001) URobotics-urology at Johns Hopkins, *Computer Assisted Surgery*, 6 : 360-369.
- Streri A, Gentaz E (2003) Cross-modal recognition of shape from hand to eyes in human newborns. *Somatosensory & Motor Research*, 20, 11-16.
- Streri A, Pêcheux MG (1986) Tactual habituation and discrimination of form in infancy: a comparison with vision. *Child Dev.* 57 (1) : 100-4.
- Stuart M, Turman AB, Shaw J, Walsh N, Nguyen V (2003) Effects of Aging on Vibration Detection Thresholds at Various Body Regions. *BMC Geriatrics* 2003, 3 (1).
- Szeto AY (1977) Comparison of codes for sensory feedback using electrocutaneous tracking. *Ann Biomed Eng.*, 5(4):367-383.
- Szeto AY, Lyman J, Prior RE (1979) Electrocutaneous pulse rate and pulse width psychometric functions for sensory communications. *Hum Factors.*,21(2):241-249.
- Szeto AY, Mao L (1982) Dermal effects of electrocutaneous stimulation, in *Biomedical Engineering, I: Recent Developments*, Saha S, Ed., p. 121.
- Szeto AY, Saunders FA (1982) Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 29(4):300-308.
- Szeto AY, Riso RR (1990) Sensory feedback using electrical stimulation of the tactile sense. R V Smith and J H Leslie Jr (Eds), *Rehabilitation Engineering*, Boca Raton, FL: CRC Press
- Talbot WH, Darian-Smith I, Kornhuber H (1968) The sense of flutter-vibration: comparison of the human capacity with response patterns with response patterns of mechanoreceptive afferents from the monkey hand. *J Neurophys*, 31:301-334.
- Tang S, Kwoh C, Teo M, Sing N, Ling K (1998) Augmented Reality Systems for Medical Applications. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 17(3): 49-58.
- Taylor H, Paul HA, Kazanzides P, Mittelstadt BD, Hanson W, Zuhars JF, Williamson B, Musits BL, Glassman E, Bargar WL (1994) An Image- Directed Robotic System for Precise Orthopaedic Surgery, *IEEE Trans. Robotics and Automation*, 10(3) : 261-275.
- Teasdale N, Forget R, Bard C, Paillard J, Fleury M, Lamarre Y (1993) The role of proprioceptive information for the production of isometric forces and for handwriting tasks. *Acta Psychologica*, 82(1-3) : 179-191.
- Teichner WH, Krebs MJ (1972) Laws of simple visual reaction time. *Psychological Review*, 79 : 344 - 358.
- Temprado JJ, Vieilledent S, Proteau L (1996) Afferent information for motor control: The ferent portions of the movement. *J Mot Behav* 28:280-287. Role of visual information in different portions of the movement. *J Mot Behav* 28:280-287.
- Theios J (1975) The components of response latency in simple human information processing tasks. In P. M. A. Rabbitt & S. Dornic (Eds.), *Attention and Performance V* (pp. 418-440). London: Academic Press.

- Thibault A, Forget R, Lambert J (1994) Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensation in children: A reliability study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 36 : 796-812.
- Thorpe SJ, Fabre-Thorpe M (2001) Neuroscience. Seeking categories in the brain. *Science*, 291(5502):260-263.
- Troccaz J, Lavallee P, Cinpuin P (1996) Computer augmented surgery, *Human Movement Science* 15 : 445-475.
- Troccaz J and Delnondedieu Y (1996) Semi-active guiding systems in surgery. A two-dof prototype of the passive arm with dynamic constraints (PADyC). *Mechatronics*, 6(4) : 399-421.
- Troccaz J, Peshkin M, Davies B (1998) Guiding systems for Computer-Assisted Surgery : introducing synergistic devices and discussing the different approaches, *Medical Image Analysis*, 2(2) : 101-119.
- Trulsson M, Essick GK (1997) Low-threshold mechanoreceptive afferents in the human lingual nerve, *Journal of Neurophysiology*, 77 : 737-748.
- Tyler ME, Haase SJ, Kaczmarek KA, Bach-y-Rita P (2002) Development of an electrotactile glove for display of graphics for the blind: preliminary results. *Proceedings of 2nd Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnology in Medicine and Biology, Wisconsin, 5 February - 5 April 2002*, 2439-2440.
- Vallbo AB, Johansson RS (1984) Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Hum Neurobiol.*, 3(1):3-14.
- Van Beers RJ, Baraduc P, Wolpert DM (2002a) Role of uncertainty in sensorimotor control. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 357:1137-1145.
- Van Boven RW, Johnson O (1994) The limit of tactile spatial resolution in humans, *Neurology*, 44 : 23-61.
- Van Boven RW, Johnson O (2001) "The limit of tactile spatial resolution in humans: grating orientation discrimination at the lip, tongue and finger," *Neurology*, 2001, vol. 44, pp. 2361–2366.
- Van Erp JBF, Vogels LC (1998) *Vibrotactile Perception: A Literature Review*; TNO-report TM-98-B011; Soesterberg, The Netherlands: TNO Human Factors Research Institute.
- Velay JL, Beaubaton D (1986) Influence of visual context on pointing movement accuracy. *Curr Psychol Cogn* 6 : 447-456.
- Veltink PH, Van Alsté JA, Boom HB (1988) Influences of stimulation conditions on recruitment of myelinated nerve fibers: a model study. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 35(11) : 917-924.
- Verrillo RT (1965) Temporal summation in vibrotactile sensitivity. *J Acoust Soc Am.*, 37 : 843-846.
- Verrillo RT (1985) Psychophysics of vibrotactile stimulation. *J Acoust Soc Am* 77 : 225–232.
- Vindras P, Viviani P (2002) Altering the visuomotor gain : Evidence that motor plans deal with vector quantities. *Experimental Brain Research*, 147 : 280-295.
- Viviani P (1994) Les habilités motrices. In M. Richelle, J. Requin, & M. Robert (Eds.), *Traité de Psychologie Cognitive* 777-857. Paris : Presse Universitaire de France.

- Vuillerme N, Chenu O, Pinsault N, Moreau-Gaudry A, Fleury A, Demongeot J, Payan Y (2007) Pressure sensor-based tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement - Biomedical application to prevent pressure sores formation and falls, 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE EMBS'2007, 6113-6116.
- Vuillerme N, Chenu O, Pinsault N, Fleury A, Demongeot J, Payan Y (2008a) Can a plantar pressure-based tongue-placed electrotactile biofeedback improve postural control under altered vestibular and neck proprioceptive conditions?, *Neuroscience*. doi:10.1016/j.neuroscience.2008a.05.018.
- Vuillerme N, Pinsault N, Chenu O, Demongeot J, Payan Y, Danilov Y (2008b) Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control. *Neuroscience Letters*, 431 : 206–210.
- Vuillerme N, Pinsault N, Chenu O, Fleury A, Payan Y, Demongeot J (2008c) A wireless embedded tongue tactile biofeedback system for balance control, *Pervasive and Mobile Computing*. doi:10.1016/j.pmcj.2008.04.001.
- Wallace B, Redding GM (1979) Additivity in prism adaptation as manifested in intermanual and interocular transfer. *Perception & Psychophysics*, 25 (2) : 133-136.
- Wallace B (1980) Factors affecting proprioceptive adaptation to prismatic displacement. *Perception & Psychophysics*, 28 : 550-554.
- Warren S, Hamalainen HA, Gardner EP (1986) Objective classification of motion- and direction-sensitive neurons in primary somatosensory cortex of awake monkeys. *J Neurophysiol.*, 56(3) : 598-622.
- Weinstein S (1968) Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex, and laterality. In Kenshalo, D.R. (Ed.), *The Skin Senses* 195-222. Springfield: Thomas.
- Weinstein S (1978) Functional cerebral hemispheric asymmetry. In Kinsbourne, M. (Ed.) *Asymmetrical Function of the Brain* 17-48. Cambridge: Cambridge University Press.
- Welch R, Warren D (1986) Intersensory interactions. In K. Boff, L. Kaufman & J. Thomas (Eds.), *Handbook of Perception and Human Performance, Sensory Processes and Perception*. (Vol. 1). New York: Wiley.
- Welford AT (1977) Motor performance. In J. E. Birren and K. W. Schaie (Eds.), *Handbook of the Psychology of Aging*. Van Nostrand Reinhold, New York, 450-496.
- White BW, Saunders FA, Scadden L, Bach-Y-Rita P, Collins CC (1970) Seeing with the skin. *Perception & Psychophysics*, 7 : 23-27.
- Wigmore V, Tong C, Flanagan JR (2002) Visuomotor rotations of varying size and direction compete for a single internal model in motor working memory. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28(2) : 447-457.
- Wiles AD, Thompson DG, Frantz DD (2004) Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. In *Proc. SPIE 5367, Medical Imaging 2004*, 421-432.
- Wiles PG, Pearce SM, Rice PJ, Mitchell JM (1990) Reduced vibration perception in right hands of normal subjects: an acquired abnormality? *Br J Ind Med.*, 47(10) : 715-716.

- Wise SP, Shadmehr R (2002) Motor control. In V.S. Ramachandran (Ed.), *Encyclopedia of the Human Brain*, 3 : 137-157. Academic Press : San Diego.
- Woodworth RS, Schlosberg H (1954) *Experimental Psychology*. Henry Holt, New York.
- Yamamoto T, Yamamoto Y, Yoshida A (1986) Formative mechanisms of current concentration and breakdown phenomena dependent on direct current flow through the skin by a dry electrode. *IEEE Trans Biomed Eng.* 33(4) : 396-404.
- Zoccolotti P, Passafiume D, Pizzamiglio L (1979) Hemispheric superiorities on a unilateral tactile test: relationship to cognitive dimensions. *Percept Mot Skills.*, 49(3) : 735-742.

ANNEXE 1

QUESTIONNAIRE GUIDAGE TDU

EXPERIENCE 7

Merci de répondre honnêtement aux 19 questions suivantes, elles portent sur l'ensemble de l'expérience c'est-à-dire la session 1 (4 directions + 2 ou 4 électrodes) et la session 2 (8 directions – 2 ou 4 électrodes) :

(Pour répondre – mettez en couleur votre réponse.)

1/ Evaluer l'utilisabilité d'un guidage avec 4 patterns d'orientations (Devant, Derrière, Gauche, Droite) ?

Très Mauvaise											Très Bonne	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		

2/ Evaluer l'utilisabilité d'un guidage avec 8 patterns d'orientations ?

Très Mauvaise											Très Bonne	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		

3/ Evaluer l'utilisabilité d'un guidage avec des patterns à 2 électrodes ?

Très Mauvaise											Très Bonne	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		

4/ Evaluer l'utilisabilité d'un guidage avec des patterns à 4 électrodes ?

Très Mauvaise											Très Bonne	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		

5/ Pensez-vous avoir profité d'un apprentissage de la 1^{ère} session pour la 2^{ème} session ?

Pas du tout											Beaucoup	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		

6/ Lors des séries de 10 essais de ponction pensez-vous avoir mémorisé les trajectoires au cours des essais ?

Pas du tout											Beaucoup	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		

7/ Ce type de guidage a-t-il été facile à comprendre ?

Pas du tout										Très
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

8/ Avez-vous eu le sentiment d'être désorienté ?

Jamais										Toujours
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

9/ Durant la réalisation des ponctions, sur la totalité de la trajectoire, avez-vous reçu beaucoup de stimulations ?

Jamais										Toujours
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

10/ Avez-vous eu l'impression de ne pas savoir où se situait la stimulation que vous ressentiez ?

Jamais										Toujours
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

11/ Classez les stimulations suivantes de la plus facile (1) à corriger à la plus difficile (4) :

Gauche	Droite	Avant	Arrière

12/ Est-ce que le codage "allez à l'avant quand la stimulation est à l'arrière" vous a paru cohérent ?

Pas du tout										Très
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

13/ Est-ce que le codage "allez à gauche quand la stimulation est à droite" vous a paru cohérent ?

Pas du tout										Très
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

14/ Pensez-vous que ce guidage permette de se repérer facilement dans l'espace ?

Pas du tout										Très	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	

15/ Pensez-vous que vous seriez plus performant avec un apprentissage plus long ?

Oui non

16/ La sensation d'être stimulé a persisté combien de temps après l'expérience ?

.....

17/ Avez-vous des suggestions pour améliorer le système ?

Merci pour votre participation