

Interaction humain-machine augmentée pour l'échographie : un système de guidage échographique par l'haptique

par

Gabrielle ROY

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE
LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 16 JUIN 2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Gabrielle Roy, 2026



Cette [licence Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de créditer l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme. Catherine Laporte, directrice de mémoire
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Vincent Lévesque, codirecteur de mémoire
Département de génie logiciel et TI à l'École de technologie supérieure

M. Ramy El-Jalbout, codirecteur de mémoire
Département d'imagerie médicale au CHU Sainte-Justine

Mme Sylvie Nadeau, présidente du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. David Labbé, membre du jury
Département de génie logiciel et TI à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 28 MAI 2026

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je souhaite tout d'abord exprimer ma profonde gratitude à ma directrice de recherche, Mme Catherine Laporte, pour sa confiance, sa bienveillance, son support constant et la grande liberté qu'elle m'a laissée. Je tiens à la remercier pour m'avoir offert l'opportunité en or de créer et d'apprendre tout en repoussant mes limites, et en croyant constamment en moi.

Je remercie également mes codirecteurs, M. Vincent Lévesque et M. Ramy El-Jalbout, pour leur encadrement, leurs conseils avisés et leurs rétroactions.

Je souhaite remercier les membres du jury, M. David Labbé et Mme Sylvie Nadeau, pour le temps qu'ils ont accordés à la correction et l'évaluation de ce mémoire.

Je tiens à témoigner toute ma gratitude aux techniciens en génie électrique, André Zalzal et Rigoberto Avelar, pour leur aide précieuse et leur accompagnement dans la conception et l'assemblage du circuit.

Je remercie chaleureusement mes collègues de laboratoire, Dominic Tremblay, Minoru Yoshida, Sahar Farazi, Hana Ben Asker et Soroush Javadi, pour leur support et leurs conseils. Je tiens également à remercier plus particulièrement Dominic Tremblay, Sahar Farazi et Soroush Javadi pour leur précieuse assistance lors des expérimentations.

Je tiens également à remercier Cheikhou Bamba Diaby pour son aide dans la sélection du système de suivi des mouvements pour le développement d'un code initial utilisant le NatNet SDK, qui a servi de point de départ, ainsi que pour m'avoir assisté lors de la première expérimentation.

Mes remerciements s'adressent aussi à Mme Sylvie Gervais pour son soutien au niveau statistique, ainsi qu'à l'ensemble des participants qui ont généreusement pris part aux expérimentations.

VI

Ces travaux n'auraient pas été possibles sans le soutien financier du CRSNG, de REPARTI et du programme OPSIDIAN. Je remercie également l'équipe OPSIDIAN pour la qualité de ses formations et pour les amitiés qui s'y sont nouées.

Finalement, j'aimerais exprimer ma reconnaissance la plus sincère à ma famille pour son support inconditionnel, ses encouragements, sa bienveillance et son rôle de bêta-testeur à travers les différentes étapes de développement.

Interaction humain-machine augmentée pour l'échographie : un système de guidage échographique par l'haptique

Gabrielle ROY

RÉSUMÉ

L'apprentissage de l'échographie est difficile puisqu'il exige d'importantes habilités visuo-spatiales et une pratique intensive afin de maîtriser la manipulation de la sonde pour obtenir la vue recherchée lors d'un examen. La formation repose principalement sur l'encadrement d'un instructeur, en présentiel ou à distance, sur l'apprentissage à partir de vidéos. Par ailleurs, diverses formes de guidage par indications visuelles ont été étudiées dans le cadre de projets de recherche. L'approche par instructeur pose une limite sur le temps de formation, tandis que les autres approches sollicitent fortement l'attention visuelle, déjà nécessaire pour interpréter l'image échographique.

Dans ce contexte, l'utilisation du toucher à travers un guidage haptique vibrotactile des mouvements apparaît comme une alternative pertinente pour soutenir l'apprentissage et réduire la charge visuelle. Ce mémoire propose et évalue un système de guidage conçu à partir d'actionneurs vibrotactiles, permet de représenter cinq mouvements clés utilisés par l'opérateur pour manipuler la sonde (*Glisser, Balayer, Rouler, Tourner* et *Incliner*). Le principe repose sur des séquences de vibrations orientées tangentiellement au mouvement attendu afin de fournir des indications intuitives.

Les travaux réalisés comprennent d'abord la conception du dispositif haptique, incluant l'intégration de moteurs LRA (actionneurs résonants linéaires), le développement d'un circuit électronique basé sur le DRV2605L EVM, ainsi que la conception d'un gant et d'un manchon pour le port du système. Afin d'évaluer l'utilisabilité des stimuli haptiques proposés et d'identifier les configurations optimales des indications favorisant leurs reconnaissances, une expérience a été réalisée auprès de participants, faisant varier différents paramètres des signaux haptiques, plus précisément l'amplitude, la durée de vibration et le délai inter-vibrations. Les participants devaient correctement identifier l'emplacement et la direction des indications vibrotactiles ressenties et rapporter leur niveau de confiance. Les participants sont parvenus à reconnaître les stimuli associés à *Glisser, Balayer* et *Tourner*, avec un taux de succès au-dessus de 90%, sans égard à la variation des paramètres. En revanche, *Rouler* et *Incliner*, avec un taux de succès de 75%, semblent plus dépendants des paramètres. Les niveaux de confiance rapportés par les utilisateurs sont cohérents avec leurs performances.

À la suite de ces résultats prometteurs, un système de guidage a été développé à partir du dispositif haptique. Une seconde expérience a été réalisée pour évaluer la capacité du système à guider des participants vers un objectif (position et une orientation cibles de la sonde), uniquement à partir des indications vibrotactiles fournies. L'expérience consistait à guider les participants vers huit objectifs. Le système a démontré un niveau de performance de 5,2/8

VIII

objectifs atteints en moyenne et un taux de succès de 100% pour les indications de translation (*Glisser et Balayer*).

Ces résultats suggèrent que le guidage vibrotactile constitue une approche prometteuse pour soutenir l'apprentissage de la manipulation de la sonde échographique, bien que certaines améliorations du système puissent encore être envisagées.

Mots-clés : échographie, guidage, haptique, indications vibrotactiles

Augmented human-machine interaction for sonography: a haptic guided sonography system

Gabrielle ROY

ABSTRACT

Learning sonography is difficult, as it requires strong visuospatial skills and intensive practice to master probe manipulation to obtain the desired view during an examination. Training relies mainly on instructor supervision, either in person or remotely, on learning from videos. Moreover, various forms of guidance using visual cues have been studied in research projects. The instructor-based approach limits training time, while the other approaches place a heavy demand on visual attention, which is already required to interpret the ultrasound image.

In this context, using touch through vibrotactile haptic guidance movements appears to be a relevant alternative to support learning and reduce visual load. This thesis proposes and evaluates a guidance system based on vibrotactile actuators, capable of representing five key movements used by the operator to manipulate the probe (*Slide*, *Sweep*, *Roll*, *Rotate*, and *Tilt*). The principle relies on vibration sequences oriented tangentially to the expected movement to provide intuitive cues.

The work includes the design of the haptic device, involving the integration of LRA motors (linear resonant actuators), the development of an electronic circuit based on the DRV2605L EVM, as well as the design of a glove and a sleeve for wearing the system. To evaluate the usability of the proposed haptic stimuli and identify optimal cue configurations that promote recognition, an experiment was conducted with participants, varying different actuator parameters, specifically amplitude, vibration duration, and inter-vibration delay. Participants were required to correctly identify the location and direction of the vibrotactile cues they perceived and report their level of confidence. Participants were able to recognize the stimuli associated with *Slide*, *Sweep*, and *Rotate*, with success rates above 90%, regardless of parameter variations. In contrast, *Roll* and *Tilt*, with success rates around 75%, appear to be more dependent on the parameters. The confidence levels reported by users are consistent with their performance.

Following these promising results, a guidance system was then developed based on the haptic system. A second experiment was conducted to evaluate the system's ability to guide participants toward a target (probe position and orientation), using only the provided vibrotactile cues. The experiment involved guiding participants toward eight targets. The system demonstrated a performance level of 5.2 out of 8 targets reached, and 100% success for translation cues (*Slide* and *Sweep*). Some of the errors appear to be related to the specific motor strategies adopted by participants to manipulate the probe, to a misinterpretation of the cues.

These results suggest that vibrotactile guidance is a promising approach for supporting the learning of ultrasound probe manipulation, although further improvements to the system can still be considered.

Keywords: ultrasound imaging, sonography, guidance, haptics, vibrotactile cues

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE.....	7
1.1 Fonctionnement de l'échographie.....	7
1.2 Mouvements de l'échographiste	9
1.3 Guidage.....	13
1.3.1 Perception haptique.....	14
1.3.2 Guidage haptique	15
1.3.2.1 Membre proximal supérieur et poignet.....	16
1.3.2.2 Main	19
1.4 Suivi des mouvements	20
1.4.1 Suivi inertiel.....	20
1.4.2 Suivi optique	21
1.5 Conclusion	23
CHAPITRE 2 CONCEPTION HAPTIQUE	25
2.1 Conception des stimuli.....	27
2.2 Sélection des actionneurs et de la carte de contrôle.....	30
2.3 Preuve de concept	31
2.3.1 Espacement entre les actionneurs	33
2.4 Conception des gants et des manchons	37
2.5 Conception du circuit.....	42
2.6 Conception logicielle	44
2.7 Conclusion	46
CHAPITRE 3 ÉTUDE DE FAISABILITÉ ET DE PARAMÉTRAGE DES INDICATIONS HAPTQUES.....	47
3.1 Choix des plages de paramètres testés et échelles de variations.....	47
3.2 Protocole expérimental	50
3.3 Résultats.....	53
3.3.1 Performance globale	53
3.3.2 Fiabilité du niveau de confiance rapporté par les participants.....	60
3.3.3 Influence des paramètres.....	63
3.3.3.1 Catégorie Incliner.....	64
3.3.3.2 Catégorie Rouler	66
3.3.3.3 Catégorie Tourner	69
3.4 Conclusion	72
CHAPITRE 4 GUIDAGE ÉCHOGRAPHIQUE PAR L'HAPTIQUE.....	75
4.1 Fonctionnement du système.....	77
4.1.1 Suivi des mouvements détaillé.....	79

4.1.1	Transformation des données de la sonde échographique dans le plan de référence.....	81
4.1.2	Gestionnaire des indications	83
4.1.3	Tâche visuelle	85
4.2	Expérimentation du guidage échographique par l'haptique	87
4.3	Résultats	91
4.3.1	Performance globale	92
4.3.2	Analyse qualitative de parcours individuels de participants.....	97
4.3.3	Analyse des performances groupées par indication.....	104
4.3.4	Réponses des participants au questionnaire.....	106
4.4	Conclusion	107
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....		111
ANNEXE I	BOÎTIER SOLIDWORKS.....	115
ANNEXE II	DIMENSION DES VELCROS	117
ANNEXE III	INTERFACE ET QUESTIONNAIRE DU PARMÉTRAGE DES ACTIONNEURS	119
ANNEXE IV	PERFORMANCE GLOBAL DÉTAILLÉE DU PARAMÉTRAGE	125
ANNEXE V	INFLUENCE DES PARAMÈTRES DES CATÉGORIES <i>BALAYER</i> ET <i>GLISSER</i>	129
ANNEXE VI	DESCRIPTION DU CODE DU GESTIONNAIRE D'ÉCARTS ET D'INDICATIONS.....	135
ANNEXE VII	INTERFACE ET QUESTIONNAIRE DE L'EXPÉRIENCE DE GUIDAGE ÉCHOGRAPHIE	145
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		151

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Types de mouvements de la sonde échographique..... 12
Tableau 2.1	Moyennes et écart-types des distances de discrimination de deux points répertoriés 34
Tableau 3.1	Terminologie utilisée pour décrire les différentes indications haptiques dans les interactions avec les participants 51
Tableau 3.2	Valeurs des paramètres vibrotactiles 52
Tableau 3.3	Taux d'erreurs directionnelles moyen des catégories par groupe 56
Tableau 3.4	Valeurs retenues des paramètres selon les catégories de mouvements 73
Tableau 4.1	Paramètres de différentes catégories selon le mode 85

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Manipulation de la sonde..... 10
Figure 1.2	Exemple de mouvements fondamentaux des articulations..... 11
Figure 1.3	Représentation des axes de la sonde..... 12
Figure 1.4	Positionnement des moteurs de la méthode développée par McDaniel et al. (2011)..... 18
Figure 2.1	Schéma du fonctionnement global du système..... 26
Figure 2.2	Positionnement des actionneurs selon les catégories de mouvements échographique, incluant deux actionneurs communs représentés par un triangle et un carré 29
Figure 2.3	Preuve de conception du positionnement des actionneurs 31
Figure 2.4	Positionnement et distances des actionneurs selon les catégories de mouvements en échographie 36
Figure 2.5	Découpe du manchon 38
Figure 2.6	Découpe du gant A) Vue palmaire, B) Vue dorsale C) Vue latérale..... 39
Figure 2.7	Velcros préalablement cousus 40
Figure 2.8	Modification externe du manchon 40
Figure 2.9	Modification externe du gant : A) Vue palmaire, B) Vue dorsale C) Vue latérale..... 41
Figure 2.10	Assemblage du boîtier de contrôle 44
Figure 2.11	Diagramme fonctionnel détaillé du prototype 45
Figure 2.12	Prototype haptique 46
Figure 3.1	Équipement haptique 50
Figure 3.2	Illustration de la répartition des taux d'erreurs en fonction des essais : E _{cat} – Erreurs de catégorisation et E _{Dir} – Erreurs directionnelles 54

Figure 3.3	Matrice de confusion de catégorisation (Groupe 1 : 5 premiers participants)	55
Figure 3.4	Diagramme du taux d'erreurs selon la direction pour chaque catégorie de mouvement (Groupe 1 : 5 premiers participants)	58
Figure 3.5	Taux de succès moyen selon le niveau de confiance rapporté par les participants	60
Figure 3.6	Taux de succès moyen selon le niveau de confiance rapporté par les participants pour chaque catégorie	62
Figure 3.7	Graphique du taux de succès selon l'amplitude pour la catégorie <i>Incliner</i> (Groupe 1 : 5 premiers participants)	64
Figure 3.8	Graphique du taux de succès selon le délai inter-vibrations pour la catégorie <i>Incliner</i> (Groupe 1: 5 premiers participants)	65
Figure 3.9	Graphique du taux de succès selon la durée de vibration pour la catégorie <i>Incliner</i> (Groupe 1 : 5 premiers participants)	66
Figure 3.10	Graphique du taux de succès selon l'amplitude pour la catégorie <i>Rouler</i> (Groupe 1 : 5 premiers participants)	67
Figure 3.11	Graphique du taux de succès selon le délai inter-vibrations pour la catégorie <i>Rouler</i> (Groupe 1 : 5 premiers participants)	68
Figure 3.12	Graphique du taux de succès selon la durée de vibration pour la catégorie <i>Rouler</i> (Groupe 1: 5 premiers participants)	69
Figure 3.13	Graphique du taux de succès selon l'amplitude pour la catégorie <i>Tourner</i> (Groupe 1 : 5 premiers participants)	70
Figure 3.14	Graphique du taux de succès selon le délai inter-vibrations pour la catégorie <i>Tourner</i> (Groupe 1 : 5 premiers participants)	71
Figure 3.15	Graphique du taux de succès selon la durée de vibration pour la catégorie <i>Tourner</i> (Groupe 1 : 5 premiers participants)	72
Figure 4.1	Schéma du fonctionnement global du système de guidage échographique par l'haptique	75
Figure 4.2	Évolution de la directionnalité des indications	76
Figure 4.3	Positionnement des corps rigides	80

Figure 4.4	Capture à partir des trois caméras du corps rigide de référence à partir de Motive.....	81
Figure 4.5	Illustration du repère de référence et des transformations.....	82
Figure 4.6	Tâche visuelle	86
Figure 4.7	Environnement d'expérimentation	88
Figure 4.8	Point de départ et objectifs à atteindre par les participants : A) Vue de dessus B) Vue de côté.....	90
Figure 4.9	Répartition du nombre de tests réussis	92
Figure 4.10	Influence de la tâche visuelle sur le nombre de tests moyen réussi	94
Figure 4.11	Taux de succès au fil du temps	95
Figure 4.12	Taux de succès par objectif	96
Figure 4.13	Taux de succès au fil du temps sans les objectifs B et H	97
Figure 4.14	Comparaison des écarts de position de l'objectif G entre deux participants : A) Participant 19 avec 8/8 tests réussis B) Participant 7 avec 5/8 tests réussis - Échec de l'objectif. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant	99
Figure 4.15	Comparaison des distances d'angle de l'objectif A entre deux participants : A) Participant 19 avec 8/8 tests réussis B) Participant 7 avec 5/8 tests réussis - Échec de l'objectif. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant.....	100
Figure 4.16	Comparaison des écarts angulaires de l'objectifs D entre deux participants : A) Participant 19 avec 8/8 tests réussis B) Participant 7 avec 5/8 tests réussis – Premier objectif réussi. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant.....	102
Figure 4.17	Comparaison de tests pour le participant 17 avec 7/8 tests réussis : A) sans appui - Échec de l'objectif F B) avec appui de la main – Réussite de l'objectif A. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant.....	103
Figure 4.18	Distribution du temps moyen de l'expérimentation par catégorie	105

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CSV	<i>Comma-Separated Values</i>
DEL	Diode électroluminescente
ÉTS	École de technologie supérieure
ERM	Masse rotative excentrique
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
IMU	Unité de mesure inertielle
IP	Protocole informatique
JND	Just Noticeable Difference
JSON	JavaScript Object Notation
LRA	Actionneur résonnant linéaire
RTP	Protocole de transport en temps réel

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

m	Mètres
mm	Millimètres
ms	Millisecondes
s	Secondes
V	Volts

INTRODUCTION

0.1 Contexte et problématique

L'échographie médicale existe depuis 1960 (Bushberg, Seibert, Leidholdt, Jr, & Boone, 2002). Cet outil d'imagerie est un allié précieux pour examiner l'état des organes internes puisqu'il est abordable, mobile, et non-invasif en plus de permettre une observation en temps réel. Contrairement à d'autres méthodes d'imagerie, l'échographie n'exige pas de rayonnement ionisant, faisant en sorte qu'elle peut être utilisée à de multiples reprises sur un même patient dans un court laps de temps sans le mettre en danger, en plus d'être abordable et mobile. Les développements récents ont rendu l'échographie encore plus abordable et mobile, tout en améliorant la qualité de l'image. Ces avancées ouvrent la porte à de nouveaux utilisateurs, tels que les médecins généralistes ou encore certains intervenants préhospitaliers (ex : les premiers répondants), ainsi que dans des contextes d'application élargis, notamment en régions éloignées des grands centres hospitaliers. Par contre, l'échographie est un art en soi, car la qualité de l'image dépend fortement d'un positionnement adéquat de la sonde et de l'expérience du praticien, diminuant son accessibilité autant pour les novices que les nouveaux utilisateurs. Pour positionner correctement la sonde, et plus précisément pour atteindre une position et une orientation correspondant à une vue standard, l'utilisateur doit coordonner les mouvements du bras, de la main et des doigts tout en interprétant simultanément l'image échographique (Chapman, Hagen, & Gallagher, 2016). Selon Bell, McKaigney, Holden, Fichtinger, & Rang (2017), les personnes plus novices seraient plus lentes, feraient davantage de mouvements superflus et obtiendraient de moins bons résultats que les praticiens expérimentés en raison de la difficulté de la coordination main-œil.

Donc, même si l'échographie connaît un essor important depuis ces quinze dernières années grâce à la commercialisation d'appareils miniaturisés et à faible coût, les nouveaux utilisateurs potentiels ne sont pas suffisamment formés pour manipuler efficacement ces dispositifs. Il est donc essentiel d'aider les nouveaux utilisateurs à acquérir les connaissances requises rapidement afin que l'échographe soit utilisée efficacement.

Diverses approches d'apprentissage existent pour l'échographie, la plus répandue étant par l'entremise d'un instructeur en présentiel ou à distance (télé-échographie) (Kirkpatrick et al., 2016 ; Boniface et al., 2011), ou par vidéo. La méthode par instructeur peut impliquer des explications verbales, des démonstrations pratiques ou des corrections physiques de la posture et des mouvements de l'apprenant. Néanmoins, ces deux méthodes comportent certaines limites, notamment l'absence de rétroaction immédiate dans le cas des vidéos, un temps de pratique souvent restreint ainsi que la dépendance à la disponibilité de personnel expert lorsque l'enseignement est assuré par un instructeur.

Afin de pallier ces limites, différentes approches automatisées ont été développées, notamment des systèmes de guidage par rétroaction visuelle. Plusieurs recherches proposent et évaluent des méthodes automatiques qui assistent l'utilisateur par l'évaluation continue de la qualité de l'image échographique à l'aide d'indicateurs numériques (Abdi et al., 2017 ; Quader, Hodgson, Mulpuri, Schaeffer, & Abugharbieh, 2017). Toutefois, il peut être difficile pour l'utilisateur de déterminer à l'aide de tels indicateurs précisément comment ajuster la position ou l'orientation de la sonde afin d'améliorer la qualité de l'image. Cette difficulté s'explique par les six degrés de liberté (x,y,z, roulis, lacet et tangage) associés à sa manipulation. Des recherches ont aussi exploré l'utilisation d'indices visuels plus explicites pour orienter les mouvements de la sonde échographique, notamment dans les travaux présentés par Wang *et al.* (2024) et Nishi *et al.* (2022) dans le but d'améliorer la performance des utilisateurs novices. Cependant, ces méthodes ne tiennent généralement pas compte de l'observation directe des images échographiques, qui constitue un élément central de la tâche clinique. Puisque le système visuel est déjà fortement sollicité par l'interprétation des images échographiques dans un contexte réel, l'ajout d'informations visuelles supplémentaires, telles que des scores de qualité, des informations de mouvement ou des indicateurs lumineux peuvent donc entraîner une surcharge visuelle (Wickens, 2002). La surcharge visuelle a été observée dans d'autres environnements où de multiples informations visuelles doivent être traitées simultanément, notamment dans les systèmes d'aide à la conduite (Van Erp & Van Veen, 2004)

0.2 Objectif et hypothèse

Le guidage haptique constitue une approche de plus en plus étudiée pour renforcer la perception sensorielle et améliorer l'interaction humain-machine dans divers contextes, notamment la formation, la rééducation ou encore l'assistance à la navigation (Hsieh et al., 2019 ; Nasser, Keng, & Zhu, 2020 ; Pacchierotti et al., 2017 ; Raitor, Nunez, Stolka, Okamura, & Culbertson, 2024 ; van der Linden, Schoonderwaldt, Bird, & Johnson, 2010). Dans cette perspective, le guidage haptique apparaît comme une solution pertinente pour guider l'échographiste novice dans ses mouvements de manière explicite, puisqu'il sollicite principalement le sens du toucher plutôt que le système visuel.

La présente recherche vise à développer et à évaluer un système de guidage haptique destiné à guider les mouvements de l'utilisateur lors du déplacement d'une sonde échographique. Ce système a pour objectif de fournir des indications précises sur les mouvements à effectuer en stimulant le sens du toucher.

Cette recherche pose l'hypothèse que le guidage haptique vibrotactile des mouvements de l'utilisateur novice est suffisant pour atteindre une position et une orientation cibles de la sonde échographique.

0.3 Organisation du contenu

Ce mémoire est divisé en quatre chapitres. Le premier chapitre constitue une revue de littérature sur l'échographie et l'haptique. Il détaille le fonctionnement de l'échographie et les différents mouvements réalisés par les échographistes lors de l'acquisition d'images. Il explore également les principes de l'haptique, les recherches portant sur le guidage des mouvements par stimulation vibrotactile ainsi que les principes du suivi des mouvements.

Le deuxième chapitre décrit la conception de la partie haptique du système proposé. Il décrit les choix de conception relatifs aux composantes matérielles du dispositif, notamment le

positionnement des actionneurs selon les mouvements à indiquer, la sélection des actionneurs, et leur disposition afin d'assurer une rétroaction haptique efficace. Ce chapitre aborde également la conception du gant et du manchon permettant de maintenir les actionneurs en place tout en assurant le confort et la liberté de mouvements de l'utilisateur. Enfin, il décrit la conception et l'implémentation du circuit électronique.

Le troisième chapitre est une étude de faisabilité visant à déterminer si et dans quelles conditions les différents stimuli haptiques émis par le système proposé peuvent être distingués les uns des autres et identifiés. Il décrit le protocole d'expérimentation mis en place pour évaluer le système en explorant une grande variété de paramétrages pour les signaux haptiques et les résultats obtenus. Ce chapitre a fait l'objet d'un article accepté en vue de la conférence IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference. Les résultats montrent que les indications sont généralement bien comprises et distinguées, mais que certaines exigent des paramètres plus précis.

Enfin, le quatrième chapitre propose un système de guidage rétroactif basé sur le système haptique développé au CHAPITRE 2 et son évaluation au CHAPITRE 3. Il décrit l'expérience permettant d'évaluer sa capacité à guider précisément les mouvements d'un utilisateur vers une position et une orientation de la sonde qui leurs sont inconnues. L'analyse des résultats, présentée dans ce chapitre, met en évidence la capacité du système à guider efficacement les utilisateurs. Une part importante des échecs observés semble être liée aux stratégies motrices spécifiques adoptées par les participants pour manipuler la sonde, plutôt qu'à une mauvaise interprétation des indications.

Ce chapitre est suivi d'une conclusion et de recommandations, qui permettent de valider l'hypothèse de recherche et répondre aux objectifs du mémoire en s'appuyant sur les résultats obtenus. Elles mettent en évidence les principaux apports de cette recherche et proposent des pistes d'amélioration ainsi que des orientations pour des travaux futurs.

L'ensemble des expérimentations de ce mémoire ont été approuvés par le comité d'éthique de la recherche de l'ÉTS.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

L'échographie est un outil médical important pour l'évaluation de l'état des organes internes. Par contre, il est difficile d'apprendre et de maîtriser le positionnement et l'orientation de la sonde adéquatement de façon à obtenir une image échographique de qualité. L'utilisation de cet outil exige donc une bonne coordination main-oeil. Cette habileté requiert des capacités visuospatiales permettant de situer et de comprendre les structures anatomiques à partir des images échographiques et des capacités psychomotrices nécessaires à la manipulation précise de la sonde (Chapman et al., 2016).

Ce chapitre vise à faire une revue des connaissances requises pour développer une solution de guidage haptique efficace. Cette revue de littérature portera donc sur le fonctionnement de l'échographie (section 1.1), les mouvements effectués par l'échographiste (section 1.2), le guidage haptique (section 1.3) et le suivi des mouvements (section 1.4).

1.1 Fonctionnement de l'échographie

L'échographie est une modalité d'imagerie médicale qui repose sur la transmission et la réception d'ondes acoustiques à travers les tissus biologiques. Lors d'une échographie, des signaux électriques stimulent les transducteurs piézoélectriques situés à l'extrémité de la sonde en contact avec le patient, ce qui entraîne l'émission d'ondes acoustiques pulsées dans les tissus. Lorsque les ondes changent de milieu (interfaces acoustiques), par exemple du tissu adipeux (gras) au tissu musculaire, trois phénomènes se produisent : la réflexion, la réfraction et la diffusion (Bushberg et al., 2002). La réflexion correspond au renvoi de l'onde vers la sonde faisant aussi office de récepteur. La réfraction consiste à la transmission de l'onde dans un autre milieu tandis que la diffusion se produit lorsqu'une onde rencontre une structure de dimension inférieure à la longueur d'onde émise. Donc, les ondes émises sont retransmises dans de multiples directions (Bushberg et al., 2002). Afin que les phénomènes de réfraction et réflexion se produisent, il est nécessaire que l'interface ait une taille surpassant la longueur

d'onde du signal incident. De plus ces deux phénomènes varient en fonction de la différence d'impédance acoustique des tissus situés de part et d'autre de l'interface. Au fur et à mesure que l'onde est transmise dans un milieu, elle perd de l'énergie à cause du phénomène d'absorption. Par conséquent, une haute intensité de l'onde est primordiale afin d'atteindre les tissus plus profonds. Pour ce qui est de la profondeur des multiples tissus, plus précisément le positionnement des couches verticales à l'écran, elle dépend du temps de retour des échos ayant une vitesse moyenne de 1540 m/s (Kremkau, 2011). Les ondes reçues pour chaque ligne de balayage (une ligne correspond habituellement à un groupe de transducteurs adjacents) déforment le matériau piézoélectrique des transducteurs ce qui engendre une tension aux bornes de chacun. Ces signaux électriques sont par la suite amplifiés, numérisés et traités afin de former une image échographique (Dillenseger & Moerschel, 2009, p.283). L'image varie en intensité en fonction des différences locales d'impédance acoustique des structures et de leur coefficient d'atténuation.

Afin d'obtenir des images, l'échographiste doit déposer du gel sur la peau du patient pour que les impédances acoustiques de chaque côté de l'interface soient similaires, ce qui permet la transmission des ondes à l'intérieur du corps. Une fois le gel appliqué, la sonde échographique est mise en contact avec le gel et déplacée par la main de l'échographiste. Ces déplacements permettent d'obtenir différents plans des structures internes, qui sont visualisés sur l'écran de l'échographe.

Pour être efficace, l'échographiste doit être en mesure d'orienter la sonde en fonction de ce qu'il voit à l'écran, exigeant ainsi une coordination main-œil impeccable (Chapman et al., 2016). Cette coordination prend beaucoup de temps à maîtriser, surtout en échographie obstétrique, qui est l'un des examens les plus complexes en termes de coordination main-œil (Birlo et al., 2023). Dans ce type d'échographie, les plans échographiques sont par rapport au fœtus et non par rapport au corps de la mère ce qui complexifie davantage le positionnement adéquat de la sonde. De plus, les résultats de l'échographie obstétrique varient considérablement en fonction du stade de la grossesse, allant de l'embryon (petit poids) au fœtus. Le développement du fœtus se déroule dans l'utérus, une zone vaste qui exige une

couverture étendue, d'autant plus que le fœtus change fréquemment de position, compliquant ainsi de façon significative la navigation vers des vues standardisées. La taille de la zone à examiner et le mouvement du fœtus ne sont pas les seuls défis; une pression suffisante doit être appliquée sur la sonde pour obtenir une image claire. Cependant, une pression excessive peut provoquer des inconforts chez les patientes. Donc, la manipulation précise de la sonde échographique est cruciale pour obtenir des images de qualité tout en assurant un certain confort au patient. Toutefois, étant donné la complexité de l'échographie obstétrique et le fait que cette recherche ne se limite pas à ce domaine, les étapes spécifiques pour obtenir ces plans ne seront pas détaillées davantage.

1.2 Mouvements de l'échographiste

Une séance d'observation d'examen échographique fait par des experts a été effectuée à Saint-Justine afin de mieux comprendre les méthodes de manipulations et des mouvements de la sonde. D'après cette séance d'observation, ainsi que l'écoute de vidéos et l'examen de schémas dans des guides échographiques (Adams, 2022 ; Harrison et Harris, 2015 ; Herbst *et al.*, 2024 ; Anon, [s d] ; Rousseau *et al.*, 2013 ; Grangé, 2013 ; Alberta SONO, 2023), la sonde échographique est tenue dans la main du praticien de manière similaire à un crayon (Figure 1.1). En plus de maintenir la sonde, certains doigts ont des fonctions supplémentaires, comme le petit doigt, qui sert de support. Le petit doigt est souvent appuyé contre le patient, afin de maintenir une certaine stabilité et ainsi empêcher les mouvements involontaires de la sonde. L'index, qui passe par-dessus la sonde, permet d'augmenter la pression exercée et de réaliser des micro-déplacements ou des changements d'angulation avec l'aide du pouce. Le positionnement des autres doigts varie selon le format et l'orientation de la sonde. Ensuite, le poignet ajuste la pression appliquée et modifie l'angle de la sonde. Enfin, le bras, incluant le coude et l'épaule, est utilisé pour déplacer la sonde afin d'observer différentes structures et pour exercer une pression supplémentaire lorsque nécessaire.

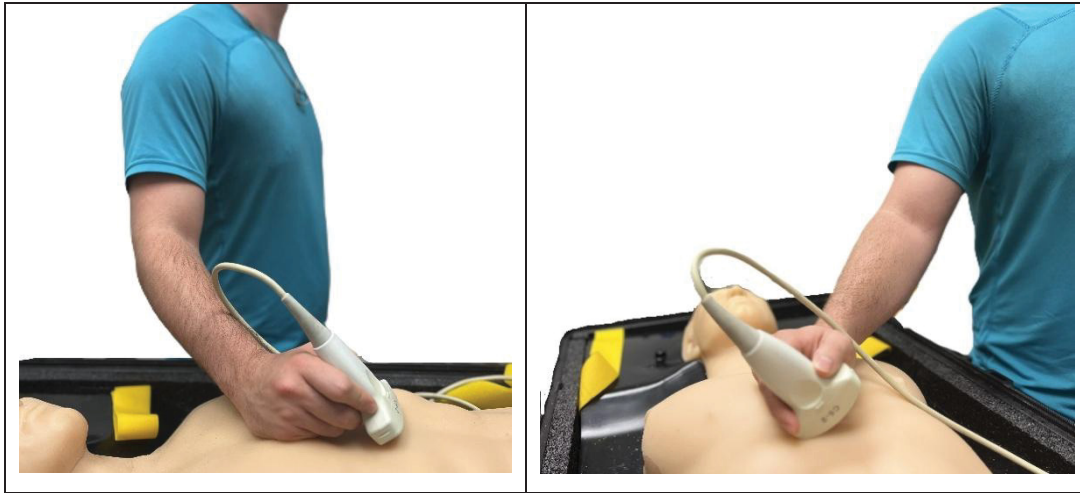


Figure 1.1 Manipulation de la sonde

Lors de la manipulation de la sonde échographique, les articulations proximales du membre supérieur (épaule et coude) ainsi que les articulations distales (jointures de chaque doigt et poignet) sont sollicitées.

Bien que chaque membre ait des caractéristiques distinctes, la plupart des mouvements des membres supérieurs peuvent être classés en dix mouvements fondamentaux : la flexion, l'extension, l'abduction, l'adduction, la rotation médiale, la rotation latérale, la circumduction, la pronation, la supination, l'opposition et la reposition. Ces mouvements sont schématisés à la Figure 1.2 (Delmas et al., 2019 ; Marieb & Hoehn, 2019).

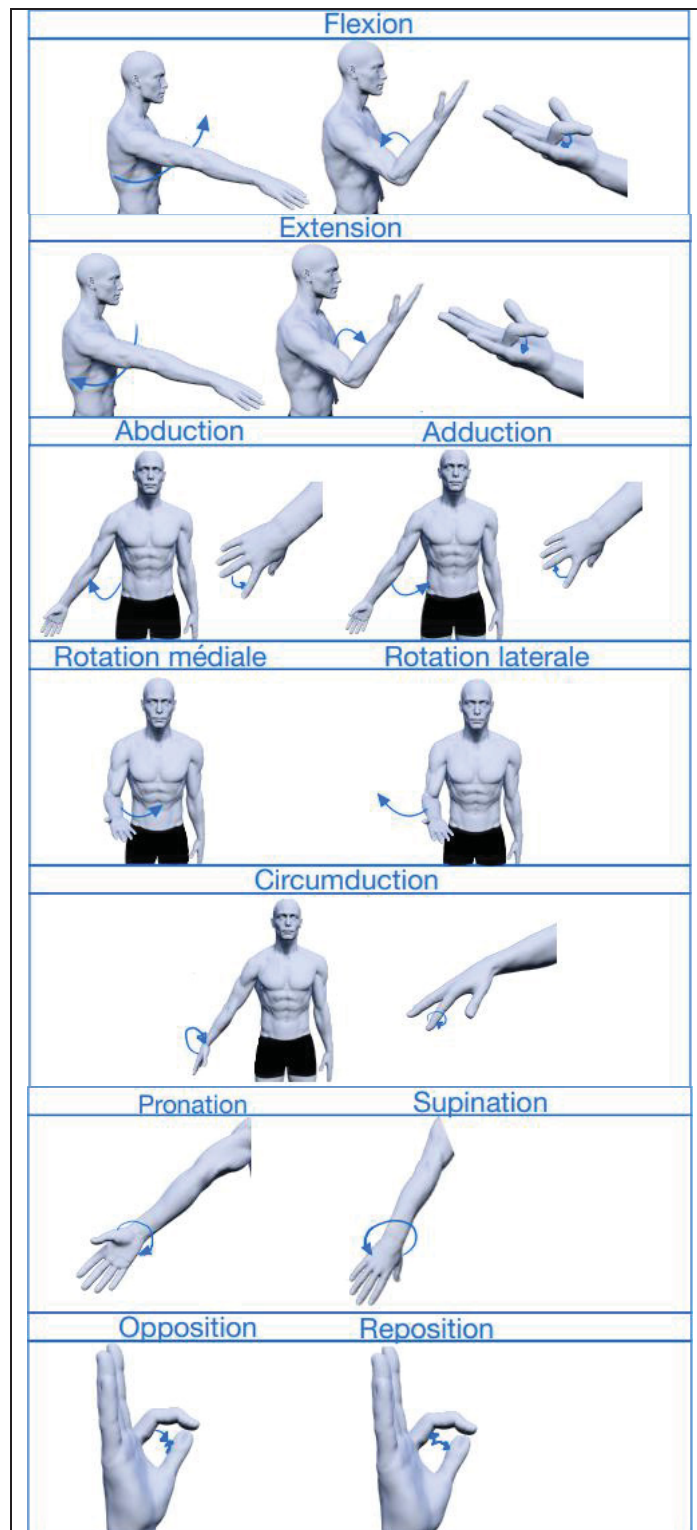


Figure 1.2 Exemple de mouvements fondamentaux des articulations

La compréhension des mouvements fondamentaux permet de segmenter une chaîne de mouvements complexes sous forme plus simple, couvrant ainsi l'ensemble des mouvements du haut du corps (McDaniel, Goldberg, Villanueva, Viswanathan, & Panchanathan, 2011). Par l'entremise de ces mouvements fondamentaux, il est possible de décomposer les divers déplacements de la sonde échographique par l'utilisateur. Une liste des mouvements de la sonde en échographie est donnée au Tableau 1.1 (Adams, 2022 ; Bouhanna, 2011). Ces mouvements sont définis selon le grand axe et le petit axe de la sonde montrés à la Figure 1.3.

Tableau 1.1 Types de mouvements de la sonde échographique

Type de déplacement de la sonde	Définition
<i>Glisser</i>	Translation selon le grand axe de la sonde
<i>Balayer</i>	Translation selon le petit axe de la sonde
<i>Rouler</i>	Mouvement de bascule selon le grand axe de la sonde
<i>Tourner</i>	Rotation de la sonde autour de son axe
<i>Incliner</i>	Mouvement de bascule selon le petit axe



Figure 1.3 Représentation des axes de la sonde

Chacun de ces types de mouvement contribue à la qualité de l'examen échographique en permettant à l'échographiste d'adapter les vues aux besoins spécifiques de l'évaluation, tout en tenant compte des variations anatomiques et des besoins cliniques.

1.3 Guidage

Il existe différentes méthodes de guidage qui ont pour but l'apprentissage de mouvements échographiques. Les méthodes les plus classiques sont notamment par l'entremise d'un enseignant en présentiel ou à distance (télé-échographie) (Kirkpatrick *et al.*, 2016 ; Boniface *et al.*, 2011). Cette méthode peut prendre la forme d'explication théorique ou verbale, de démonstration ou des ajustements physiques du bras ou de la main de l'élève. L'apprentissage peut aussi être sous forme de vidéos instructives. Par contre, plusieurs enjeux subsistent soit la durée limitée de l'apprentissage, le besoin d'un expert dans le cas d'un enseignant et l'absence de l'utilisation en temps réel pour les explications théoriques et les vidéos. Pour pallier ces enjeux, de nouvelles méthodes ont été développées permettant de fournir une rétroaction en temps réel sans être limitées dans la durée, telles que le retour visuel (Abdi *et al.*, 2017 ; Nishi *et al.*, 2022 ; Quader *et al.*, 2017 ; Wang *et al.*, 2024) et le retour haptique (Bark *et al.*, 2015 ; Kavathekar, 2011 ; McDaniel *et al.*, 2011 ; Raitor *et al.*, 2024). Dans le cas des échographies, le système visuel est déjà fortement sollicité pour l'observation des images échographiques, par conséquent l'ajout d'éléments supplémentaires, telles que des scores de qualité, des informations de mouvements ou des indicateurs lumineux risque d'engendrer la surcharge de ce système (Van Erp & Van Veen, 2004 ; Wickens, 2002).

Dans ce contexte, le guidage haptique apparaît comme une avenue particulièrement pertinente, puisqu'il permet de fournir une rétroaction sans recourir davantage au système visuel. Afin de mieux comprendre son potentiel et ses modalités d'application, il est nécessaire de définir l'haptique et ses différentes formes de perception (section 1.3.1). Les travaux portant sur les différentes approches de guidage haptique seront ensuite analysées plus en détails dans la section 1.3.2.

1.3.1 Perception haptique

Le guidage haptique est une méthode complexe puisqu'elle fait appel à la perception de sensations qui sont plus difficilement descriptibles que la perception visuelle. La perception haptique de l'humain se divise en deux grandes catégories : la proprioception et la kinesthésie, c'est-à-dire la perception du corps, de la position, du mouvement, la direction, la vitesse ainsi que des forces appliquées sur le corps, et la stimulation du sens du toucher (Choi & Kuchenbecker, 2013, p.2094).

La kinesthésie correspond à la perception des mouvements et des forces du corps, reposant sur les récepteurs proprioceptifs tels que les fuseaux musculaires et les organes tendineux de Golgi. La stimulation de ces récepteurs, notamment dans des contextes expérimentaux ou avec des dispositifs de retour de force, peut induire des illusions de mouvement ou de force (Culbertson, Schorr, & Okamura, 2018). Les appareils de retour de force sont principalement utilisés dans des contextes de simulations ou d'assistance par robot (commande à distance).

La perception tactile peut être stimulée par différents médias tels que la texture, la déformation de la peau, la pression et les vibrations. La perception vibrotactile varie en fonction de la fréquence de stimulation, qui sélectionne le canal neuronal sollicité. Par exemple, la stimulation du corpuscule Pacinian, qui contrôle la perception vibrotactile de la peau dépourvue de poils, exige des fréquences entre 10 et 500 Hz (Culbertson et al., 2018). Afin d'exciter une zone de la peau, il est nécessaire que le seuil de stimulation vibrotactile du canal neuronal sélectionné soit dépassé. Ce seuil dépend de la zone du corps stimulée, l'aire de contact, la forme de l'onde, la durée du stimulus, la température de la peau ainsi que la présence d'autres stimulants, considérant que d'autres canaux neuronaux peuvent être activés en même temps, ce qui accentue la perception (Choi & Kuchenbecker, 2013). Par conséquent, la zone stimulée influence la perception des vibrations et leur interprétation.

1.3.2 Guidage haptique

Le retour vibrotactile consiste à stimuler le sens du toucher à l'aide de moteurs vibrotactiles pour transmettre des indications. Ce type de retour est utilisé dans plusieurs recherches pour l'apprentissage de mouvements, de tâches complexes ou de navigation, par exemple pour le guidage de personnes aveugles (Kilian, Neugebauer, Scherffig, & Wahl, 2022) et de marcheurs (Choi & Kuchenbecker, 2013), pour l'apprentissage du violon (van der Linden et al., 2010), ou de mouvements effectués par le bras. Raitor, Nunez, Stolka, Okamura & Culbertson (2024) ont démontré l'efficacité du guidage haptique vibrotactile de la sonde échographique lors de l'insertion d'une aiguille par des participants ayant une formation équivalente à celle d'un résident en médecine. Pour ce faire, ils ont comparé les résultats obtenus avec retours visuels, retours pneumatiques (pression) et retours vibrotactiles. Les auteurs concluent que le guidage haptique réduit significativement les erreurs de positionnement de la sonde ainsi que le temps nécessaire à la correction de ces erreurs, comparativement à un guidage visuel. Bien que les performances des différentes modalités haptiques soient comparables, le retour vibrotactile, notamment en raison de sa rapidité de perception, constitue une approche prometteuse qui sera donc développée et testée dans le contexte de l'échographie.

Même si l'article de Raitor, Nunez, Stolka, Okamura & Culbertson (2024), présente une conclusion positive, leur méthode demeure insuffisante pour concevoir un système de guidage échographique complet puisque l'approche proposée repose sur l'utilisation de marqueurs placés sur la peau du patient afin de localiser la sonde, ce qui limite son applicabilité dans des contextes cliniques réels. Aussi, les directives générées visent uniquement à assister le maintien de l'orientation selon un seul axe, sans prendre en compte les degrés de liberté supplémentaires nécessaires à une manipulation précise de la sonde. De plus, l'intégration des moteurs vibrotactiles directement sur la sonde impose des contraintes ergonomiques importantes. Les deux moteurs, disposés respectivement à l'avant et à l'arrière de la sonde, requièrent que les doigts de l'utilisateur soient placés à des emplacements spécifiques pour

percevoir les retours haptiques, ce qui peut nuire à la prise naturelle de la sonde et, par conséquent, à l'efficacité et à la précision des gestes cliniques.

Afin de contourner ces limites, ce mémoire propose de diviser le guidage en deux objectifs, soit le guidage du membre proximal supérieur (coude, épaule) et du membre distal supérieur (poignet et main).

1.3.2.1 Membre proximal supérieur et poignet

Dans un contexte réel de manipulation d'une sonde échographique, une indication vibrotactile peut orienter le mouvement de plusieurs articulations simultanément. Par exemple, lors d'une translation sagittale (avant/arrière), le mouvement peut résulter d'une combinaison de flexion ou d'extension de l'épaule et du coude pour maintenir un point de contact entre la sonde et la peau du patient. Ainsi, il n'est pas nécessaire d'avoir une indication distincte pour chaque degré de liberté articulaire, puisque plusieurs articulations peuvent contribuer simultanément à l'exécution du mouvement souhaité.

Il est possible d'utiliser des actionneurs en paires pour indiquer un mouvement aller-retour tel que démontré dans l'article van der Linden et al., (2010) pour l'apprentissage du violon, soit la manipulation de l'archet, le mouvement du violon de haut en bas et le déplacement de la main sur le manche. De plus, le système développé par Kavathekar (2011) démontre la faisabilité de guider des mouvements globaux du membre proximal supérieur pour 4 degrés de liberté afin de diriger la main vers un point cible. Les indications sont basées sur la méthode « *Pull* » qui consiste à éloigner le bras dans le sens contraire de l'actionneur en vibration. Dans le but d'évaluer l'efficacité de son système, l'auteur évalue la précision du mouvement effectué, le délai entre les mouvements consécutifs et la forme du mouvement. À la lumière de ces deux articles, il semble important de prendre en considération le contexte et la nature des mouvements requis lors de la conception des indications du système. Cette démarche permet de faciliter la compréhension des indications haptiques et de réduire le nombre d'actionneurs afin d'éviter de surcharger l'utilisateur d'indications.

Un système plus complexe que celui de Kavathekar (2011) est proposé par McDaniel *et al.* (2011) comparant deux concepts, « *Follow Me* » et « *Push and Pull* », pour le guidage de mouvements sollicitant le segment du membre supérieur allant de l'épaule au poignet (Figure 1.4), afin de trouver une méthode universelle et intuitive d'utiliser des vibrations pour guider les mouvements humains du membre supérieur. Pour ce faire, leur méthode de guidage s'appuie sur les mouvements de base plutôt que des gestes complexes spécifiques à une application. Au cours de l'étude de McDaniel *et al.* (2011), plusieurs tests pilotes sont effectués afin de déterminer la position des actionneurs ainsi que les paramètres des indications (durée et intervalle de vibrations) pour faciliter le ressenti et la compréhension de l'utilisateur. Dans le cas de « *Follow Me* », les vibrations considérées sont tangentiels au mouvement désiré, alors que dans le cas de « *Push and Pull* », les vibrations sont parallèles au membre (Figure 1.4).

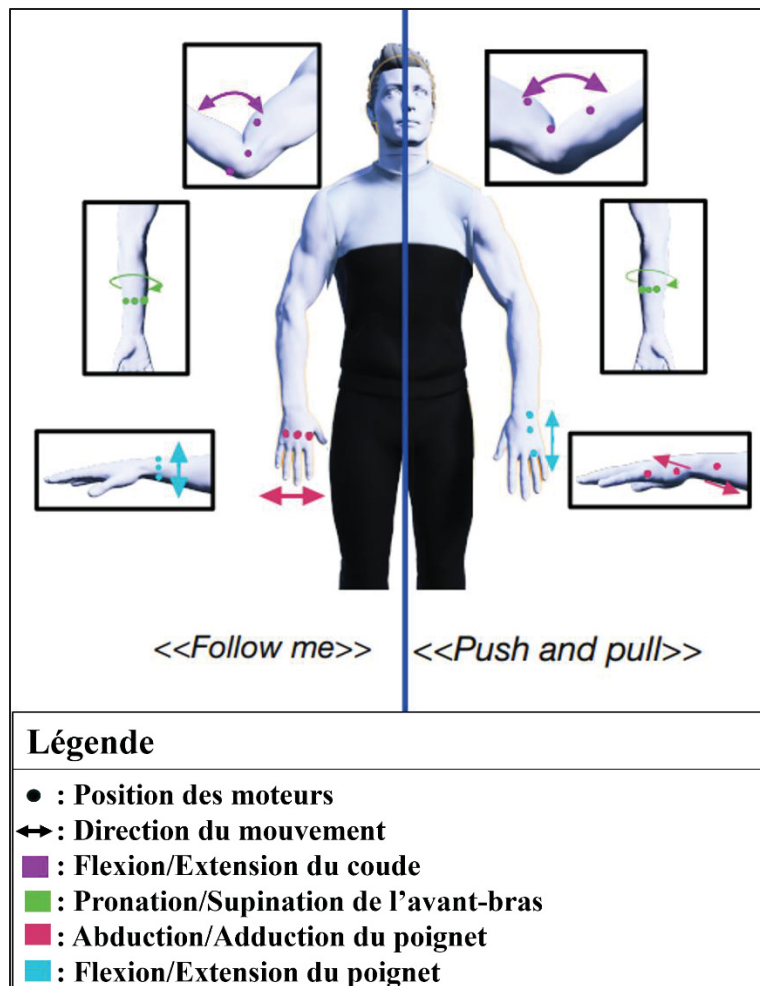


Figure 1.4 Positionnement des moteurs de la méthode développée par McDaniel et al. (2011)

D'après les résultats de McDaniel *et al.*, (2011), les instructions menant à des mouvements d'abduction/adduction et de rotation seraient plus faciles à exécuter avec la méthode « *Follow Me* » tandis que la méthode « *Push and Pull* » serait à préconiser pour les mouvements de flexion/extension. Plusieurs des mouvements étudiés se rapprochent de ceux effectués dans le contexte de l'échographie. Ces approches sont particulièrement adaptées lorsque les utilisateurs ont peu ou pas de connaissances. En effet, plutôt que de fournir des instructions techniques précises, les directives reposent sur le mouvement de l'articulation à mobiliser, ce qui facilite la compréhension. Les directives haptiques présentées dans cet article constituent une base pertinente pour la conception d'un système de guidage puisqu'elles offrent des pistes

de solution pour orienter le guidage du mouvement des articulations soit le positionnement et le nombre d'actionneurs par indication.

1.3.2.2 Main

Les nombreux degrés de liberté de la main, énumérés à la section 1.2, en font une structure d'autant plus complexe à guider que le bras. L'article de Scalera *et al.*, (2018) se concentre sur le guidage de la main lors de l'utilisation d'un joystick. Plusieurs expériences, dans cet article, sont effectuées dans le but de déterminer quelle méthode est la plus efficace entre une méthode d'attraction/répulsion sur un gant ou directement sur le joystick, ou encore la méthode « *Follow Me* ». Pour ce faire, la précision est évaluée selon le pourcentage de bonnes réponses, plus précisément en observant si le mouvement effectué correspond au mouvement désiré à la suite d'une stimulation. Le temps de réponse est mesuré et comparé entre les différentes méthodes. Les auteurs (Scalera *et al.*, 2018) sont arrivés à la conclusion que la méthode « *Follow Me* » mène à un plus grand nombre de réponses adéquates en peu de temps.

À première vue, guider les mouvements d'un joystick peut sembler loin du guidage d'une sonde. Il est vrai qu'il y a des différences, surtout que le joystick a un point de levier fixe contrairement à une sonde échographique. En revanche, plusieurs contraintes similaires sont pertinentes lors de l'utilisation d'un joystick, par exemple la forme de l'objet, la réduction des vibrations sur l'objet, etc. Toutefois, la manipulation d'une sonde échographique diffère de celle d'un joystick, puisque l'interaction avec la sonde s'effectue principalement par l'extrémité des doigts, alors que le joystick est généralement agrippé par l'ensemble de la main. Par conséquent, le risque de transmission des vibrations à l'appareil est plus faible dans le cas de l'échographie.

Plusieurs études telles que celle de Scalera *et al.*, (2018) utilisent un gant afin de fixer les actionneurs vibratiles ainsi que des capteurs au niveau des mains. Hsieh *et al.*, (2019) ont développé et testé un gant haptique guidant la main de l'utilisateur vers un point d'intérêt afin

que les utilisateurs prennent davantage connaissance de leur environnement et prennent le temps d'observer ce qui les entoure dans un contexte de découverte du monde. Dans un premier temps, ils ont testé l'impact du port d'un gant sur la main, ce qui leur a permis de découvrir qu'un gant complet nuit à la mouvance de la main et ainsi d'améliorer leur prototype. Par la suite, ils ont placé des moteurs au niveau du pouce, de l'index, du majeur ainsi que sur la paume de la main. Lors d'une vibration, il est aisé pour l'utilisateur de distinguer le doigt stimulé. Cependant, l'étude a révélé la difficulté de l'utilisateur à identifier si les vibrations provenaient du dessus ou du dessous de la main ou des doigts à cause de leur épaisseur insuffisante.

1.4 Suivi des mouvements

Les directives seules ne suffisent pas à orienter une personne dans les mouvements à effectuer, surtout en temps réel; un suivi des mouvements est aussi nécessaire pour le choix en temps réel des indications à transmettre à l'utilisateur, la validation du système et permettre une meilleure compréhension des mouvements réalisés. Le suivi des mouvements exige l'utilisation de capteurs qui se déclinent en de multiples catégories, tels que le suivi optique, inertiel, magnétique, et mécanique acoustique. Deux de ces catégories de capteurs seront davantage approfondies dans cette section: le suivi inertiel et le suivi optique. Dans le contexte de ce travail, ce suivi vise à capter à la fois le mouvement de la sonde et celui des segments du membre supérieur de l'utilisateur, notamment le bras, l'avant-bras et la main.

1.4.1 Suivi inertiel

Les unités de mesure inertielle (IMU) comportent des capteurs tels que l'accéléromètre, le gyroscope et le magnétomètre qui mesurent respectivement l'accélération, la vitesse angulaire ainsi que le champ magnétique, permettant ainsi d'orienter un objet par rapport à un élément référentiel dans l'espace (Song, Cao, Li, Wang, & Liu, 2021). Cette technologie n'exige pas l'ajout de caméras, ce qui la rend pratique et relativement compacte. Les IMU sont donc utilisées dans plusieurs études telles que celle de Hsieh *et al.*, (2019) sur le développement d'un gant haptique pour la découverte du monde et celle de Fattahi *et al.*, (2020) sur le suivi

des doigts en chirurgie cardiaque. L'article de Fattahi et al. (2020) s'intéresse au suivi du pouce, de l'index et du majeur lors de la chirurgie cardiaque, ce qui inclut les deux doigts les plus utilisés en échographie. Chaque segment de doigt comporte un capteur IMU qui permet d'obtenir des orientations. L'angle d'une jointure résulte de la soustraction des orientations de deux capteurs IMU consécutifs. Par contre, ce type de système engendre fréquemment des erreurs de dérive inertielle qui peuvent être atténuées par différentes méthodes (Peng, Cai, Chen, & Jiang, 2022).

1.4.2 Suivi optique

Le suivi optique se fait par l'entremise de caméras et, habituellement, de marqueurs (Sorriento et al., 2020). Le nombre de caméras varie en fonction de l'espace de capture des mouvements ainsi que du champ de vision des caméras. Les marqueurs, quant à eux, émettent de la lumière ou reflètent celle émise par la caméra. Une fois la lumière captée par la caméra, les données sont transmises à un logiciel pour être converties en position. Pour mesurer la position et l'orientation d'un objet ou d'un segment du corps, un minimum de trois marqueurs non-colinéaires est nécessaire. Le suivi optique est utilisé dans plusieurs études pour le suivi d'une sonde échographique ainsi que l'analyse biomécanique. Sato et Nakamura, (2013) présentent un système de navigation chirurgicale basé sur l'échographie 3D combiné à un système de suivi optique. Le suivi de la sonde et des instruments est réalisé grâce à des marqueurs détectés par un système de suivi optique, ce qui permet de connaître leur position et leur orientation en temps réel. Les résultats montrent que le système permet un suivi précis d'un instrument ou d'une sonde même lorsque la cible est en mouvement, avec une erreur de position de quelques millimètres seulement.

L'étude de Cerveri *et al.*, (2007) a comme objectif l'estimation des mouvements de la main en temps réel pour la modélisation cinématique des doigts. Pour ce faire, les auteurs ont positionné un marqueur par segment de doigt incluant la base des doigts et deux autres marqueurs pour déterminer le centre du poignet. Chaque marqueur est identifié à l'aide d'un algorithme de

marquage automatique. Dans une première étape, cet algorithme repose sur une approche statique basée sur les distances relatives des marqueurs par rapport au centre du poignet, permettant ainsi leur identification initiale. Dans un second temps, un suivi dynamique est effectué en estimant la trajectoire des marqueurs à partir des mouvements enregistrés et en intégrant des contraintes biomécaniques propres à la main. Cette étape dynamique permet de limiter l'impact des occlusions des caméras, causées par les mouvements complexes et continus de la main.

Le suivi optique est également utilisé pour comprendre les mouvements faits par les échographistes et le lien avec les troubles musculosquelettiques, comme dans l'étude de Pocratsky *et al.*, (2014). Cette étude dispose d'un Vicon Mx et de marqueurs afin d'effectuer un suivi de mouvement. Plusieurs marqueurs sont placés sur le haut du corps du praticien. Trois marqueurs sont posés sur l'avant-bras et le bras, alors que la main est instrumentée par quatre marqueurs. Deux marqueurs sont placés de part et d'autre des articulations du coude et du poignet. Par ailleurs, six marqueurs sont disposés sur le dos et trois au niveau de l'épaule. À l'aide des coordonnées des marqueurs, les auteurs localisent le centre des articulations, obtenant ainsi les points de référence de l'épaule en abduction/adduction, en flexion/extension et circumduction, du poignet pour la flexion/extension, du coude pour la flexion/extension. Cette approche permet le calcul précis des angles de l'épaule et du coude en mouvement et l'évaluation de l'impact potentiel de ces mouvements sur la santé musculosquelettique des échographistes.

Bien que plus compact, le suivi inertiel est plus complexe à mettre en œuvre que le suivi optique dans un contexte de prototypage, car il exige la programmation à bas niveau des composants électroniques tels que les accéléromètres, les gyroscopes et les magnétomètres, ainsi que la mise en place d'un point de référence. En revanche, le suivi optique est généralement simplifié par la disponibilité de bibliothèques ou d'applications fournies par les fabricants, facilitant le décodage et l'accès aux données.

1.5 Conclusion

Les méthodes existantes pour l'apprentissage de la coordination main-oeil en échographie comportent plusieurs lacunes, notamment la durée limitée de l'apprentissage, l'absence d'utilisation en temps réel ainsi que des ressources limitées. Plusieurs recherches ont tenté de pallier ces limites en explorant des approches basées sur le retour visuel, sans toutefois considérer que le système visuel est déjà fortement mobilisé pour l'interprétation des images échographiques (Abdi et al., 2017 ; Nishi et al., 2022 ; Quader et al., 2017 ; Wang et al., 2024). Par ailleurs, les rares études portant sur le guidage haptique se concentrent principalement sur le maintien de la position de la sonde plutôt que sur un guidage actif du mouvement (Raitor et al., 2024), ce qui constitue un défi important pour cette recherche.

Néanmoins, les recherches sur le guidage haptique des mouvements généraux du bras (épaule, coude) et du poignet de la main offrent des méthodes prometteuses, bien qu'exigeant des ajustements pour être adaptées au contexte de l'échographie (Kavathekar, 2011 ; McDaniel et al., 2011). Pour un guidage en temps réel, il est crucial d'assurer un suivi continu des mouvements. En comparant les deux types de suivi les plus courants, le suivi optique s'est révélé être le plus pertinent.

CHAPITRE 2

CONCEPTION HAPTIQUE

Ce chapitre présente la démarche de conception adoptée pour le système de guidage haptique. Il décrit d'abord la conception des stimuli utilisés comme indications pour le guidage (section 2.1 et 2.2), puis la conception matérielle, incluant les gants et les manchons (section 2.4) ainsi que le circuit électronique (2.5), suivi du développement logiciel de contrôle du circuit (section 2.6).

La Figure 2.1 présente une vue d'ensemble de l'architecture globale du système. Elle illustre la chaîne fonctionnelle complète, depuis le logiciel de contrôle du circuit dans l'ordinateur de contrôle et la transmission des indications via Wi-Fi, jusqu'à leur réception par la carte de contrôle électronique, l'activation des actionneurs et l'interprétation des vibrations par l'utilisateur.

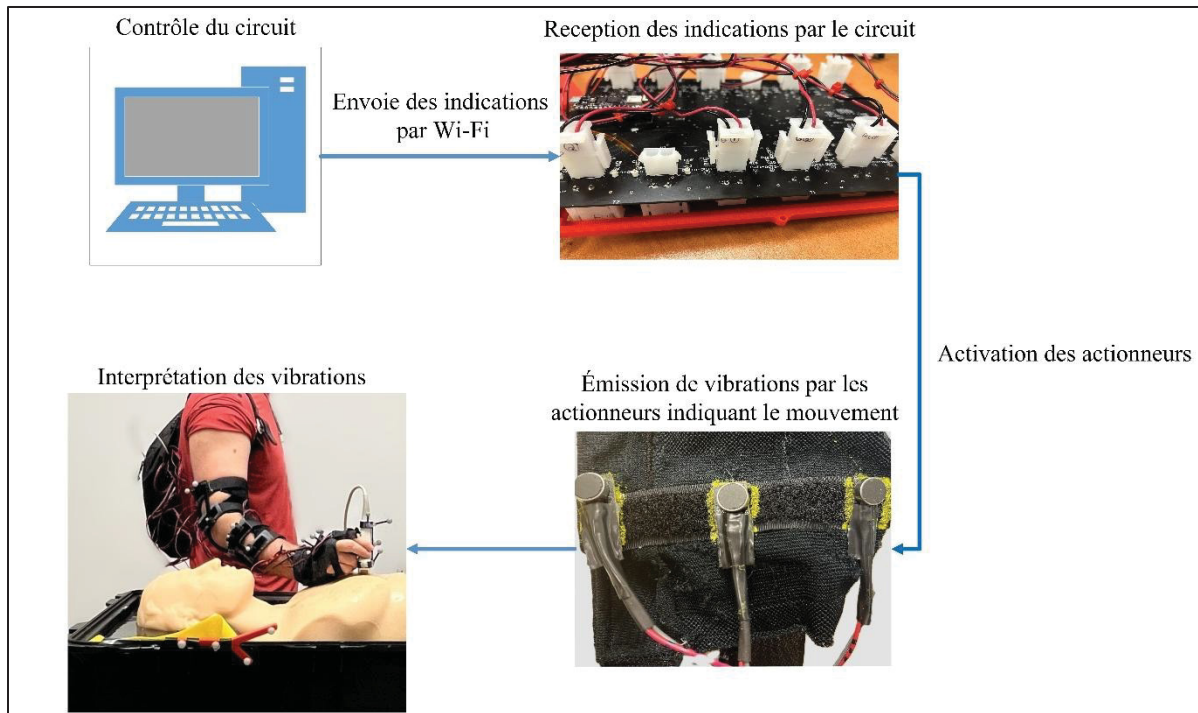


Figure 2.1 Schéma du fonctionnement global du système

La Figure 2.1 illustre la structure du système, basé sur une communication sans fil entre l'ordinateur de contrôle et le dispositif haptique. Les commandes transmises sont converties en séquences d'activation des actionneurs afin de produire des stimuli vibrotactiles interprétés par l'utilisateur sous forme de mouvements à exécuter.

2.1 Conception des stimuli

Comme mentionné dans le CHAPITRE 1, les mouvements de la sonde échographique peuvent être regroupés en cinq catégories principales. Ces mouvements de la sonde sont généralement décrits dans le référentiel propre à la sonde, c'est-à-dire selon son axe longitudinal. Par exemple, *Balayer* est habituellement défini comme une translation le long du grand axe de la sonde, indépendamment de son orientation dans l'espace. Par contre, si les indications vibrotactiles étaient formulées dans le repère propre de la sonde, leur interprétation varierait selon son orientation instantanée. Une même indication pourrait alors correspondre à des mouvements différents dans l'espace, augmentant la charge cognitive et rendant le guidage moins intuitif.

Donc, les catégories de mouvements ont été établies dans un repère centré sur l'utilisateur, en se basant sur la posture ergonomique préconisée, c'est-à-dire une posture minimisant la torsion vertébrale, soit les épaules et les hanches parallèles à l'écran. Ainsi, la catégorie *Glisser* correspond à une translation transversale (gauche/droite) par rapport à la posture idéale, la catégorie *Balayer* à une translation longitudinale (avant/arrière), la catégorie *Rouler* à une inclinaison transversale (gauche/droite), la catégorie *Incliner* à une inclinaison longitudinale (avant/arrière), et enfin la catégorie *Tourner* à une rotation dans le plan frontal (Figure 2.2). Les catégories de mouvements peuvent donc être regroupées en deux types : les mouvements de translation (*Glisser* et *Balayer*) et ceux d'orientation (*Rouler*, *Incliner* et *Tourner*).

L'observation de ces différentes catégories permet de constater qu'un ou deux membres sont généralement responsables de la majorité des déplacements de la sonde:

- *Glisser* : Bras et avant-bras
- *Balayer* : Bras et avant-bras
- *Rouler* : Avant-bras
- *Incliner* : Poignet et main
- *Tourner* : Index et pouce

Les directions des indications vibrotactiles sont déterminées en se basant sur l'approche « Follow Me » (McDaniel et al., 2011) introduite dans le CHAPITRE 1 (section 1.3.2). Selon cette approche, les indications vibrotactiles sont plus intuitives lorsque leur direction est tangentielle au mouvement désiré. Les directives associées à l'abduction/adduction « *Push and Pull* » du poignet, dans l'article de McDaniel *et al.*, (2011) pourraient constituer une approche intéressante pour indiquer une inclinaison avant ou arrière de la sonde. Néanmoins, leur emplacement devrait être ajusté afin de mieux correspondre aux contraintes de manipulation de la sonde. Plus précisément, la stimulation devrait se situer entre le pouce et le poignet plutôt qu'entre l'annulaire et le poignet, en raison de l'appui fréquent de la main nécessaire au maintien de la stabilité lors de l'examen.

L'identification du vecteur tangentiel à la catégorie de mouvement et du (des) membre(s) effectuant le plus grand mouvement et permet de disposer les actionneurs adéquatement pour former des indications vibrotactiles intuitives. Chaque catégorie de mouvement est associée à trois actionneurs, tels que représentés à la Figure 2.2 par des points blancs, et sont activés de façon séquentielle.

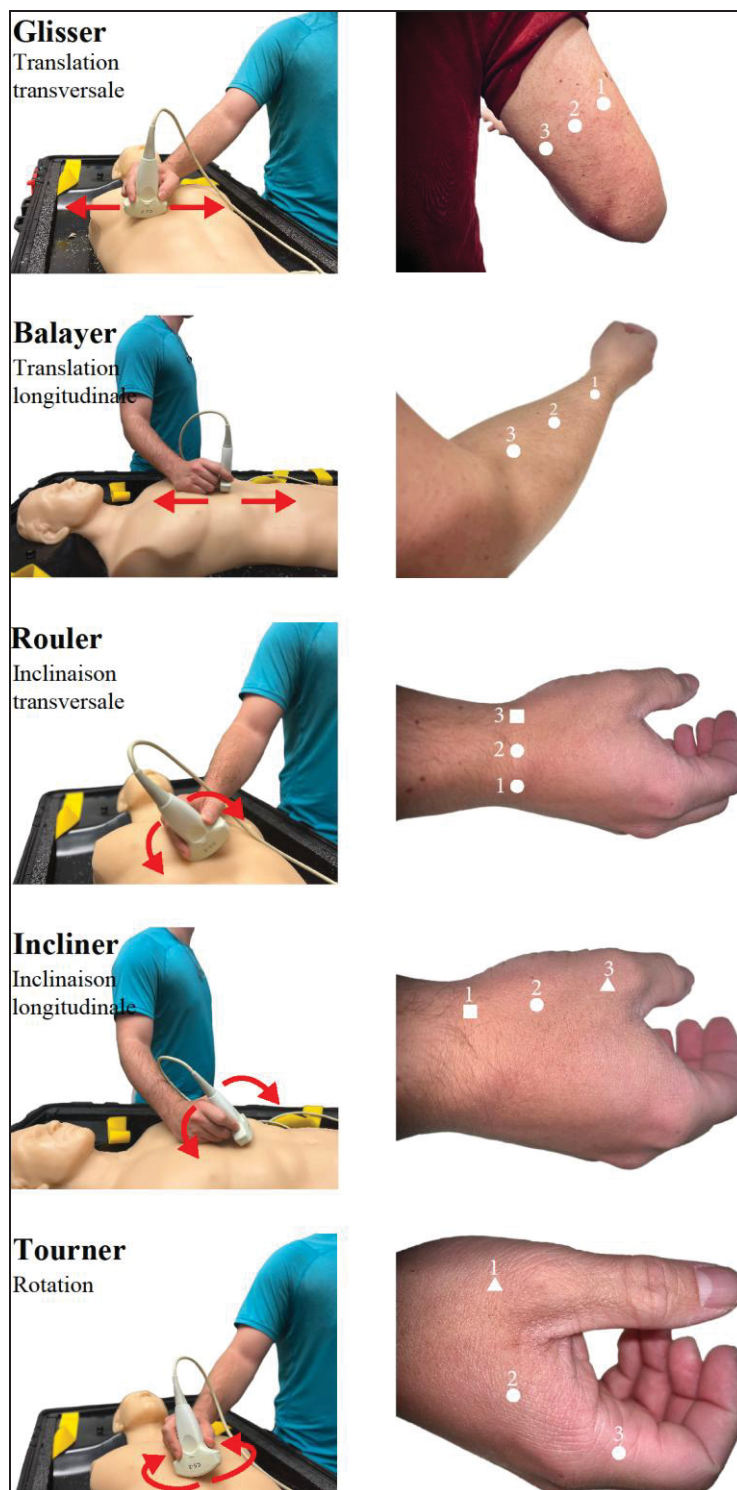


Figure 2.2 Positionnement des actionneurs selon les catégories de mouvements échographique, incluant deux actionneurs communs représentés par un triangle et un carré

Aussi, chaque catégorie de mouvement comporte deux directions : aller (1-2-3) et retour (3-2-1), selon l'ordre d'activation de la séquence des actionneurs. Les indications transmises (catégorie et direction) sont constituées de trois vibrations (une par actionneur) de durée égale et deux délais de durée égale entre les vibrations. Quelques catégories ont des actionneurs communs, incluant *Incliner* (actionneur 3) et *Tourner* (actionneur 1) ainsi que *Rouler* (actionneur 3) et *Incliner* (actionneur 1). Donc, le système exige un minimum de 13 actionneurs pour indiquer l'ensemble des mouvements présentés.

2.2 Sélection des actionneurs et de la carte de contrôle

Le choix des actionneurs a reposé sur un ensemble de contraintes, parmi lesquelles la largeur des actionneurs constituait l'un des facteurs les plus déterminants. Étant donné que les doigts constituent la zone la plus étroite à instrumenter, la largeur des actionneurs doit être inférieure à 1,5 cm. Cette contrainte exclut l'utilisation d'actionneurs tactiles à retour de force, d'actionneurs inertiels et d'actionneurs piézo-électriques, généralement plus volumineux que les actionneurs résonnants linéaires (LRA) et à masse rotative excentrique (ERM).

L'utilisation de LRA est privilégiée, car ils produisent des vibrations à fréquence constante, peu importe leur intensité tout en consommant moins d'énergie que les ERM. La fréquence de vibration constitue un paramètre déterminant, puisqu'elle influence directement la perception vibrotactile. Selon Verrillo (1985), des fréquences d'environ 250 Hz optimisent la perceptibilité vibrotactile tout en minimisant la consommation d'énergie. Il reste que des fréquences entre 150 et 300 Hz demeurent acceptables selon Choi & Kuchenbecker (2013). Compte tenu de ces contraintes, les actionneurs ont ensuite été choisis en fonction de leur disponibilité commerciale, ce qui a conduit au choix des modèles VG1040003D (170 Hz) et VG0832022D (235 Hz).

Les actionneurs plus volumineux (VG1040003D, Vybronic) ont été utilisés pour stimuler le bras et l'avant-bras, où l'espace disponible est plus important que sur les mains. Ces actionneurs sont aussi plus puissants que le VG0832022D. Les actionneurs VG0832022D, de plus petite taille, sont privilégiés pour les stimulations localisées au niveau de la main et du poignet, où l'espace est restreint.

Les LRA doivent être commandés via une carte de contrôle adaptée. Dans les étapes préliminaires de ce travail, le module DRV2605LEVM-MD de Texas permettant de contrôler jusqu'à huit actionneurs simultanément a été utilisé pour la réalisation de la preuve de concept à la section 2.3. Toutefois, un microcontrôleur externe (Arduino Micro) a dû être ajouté via une connexion I2C, l'ordinateur de contrôle étant incapable de détecter le microcontrôleur MSP430 déjà intégré au circuit.

2.3 Preuve de concept

Une preuve de concept a été réalisée en fixant des actionneurs vibrotactiles directement sur la peau afin de former les différentes séries d'actionneurs montrées à la Figure 2.2 (excluant les distances entre les actionneurs). Pour les maintenir en place, un bandage autocollant transparent a été utilisé comme support de fixation initial. Un second bandage a ensuite été ajouté par-dessus afin d'exercer une légère pression sur les actionneurs, empêchant ainsi tout déplacement ou détachement lors des mouvements du corps (Figure 2.3).

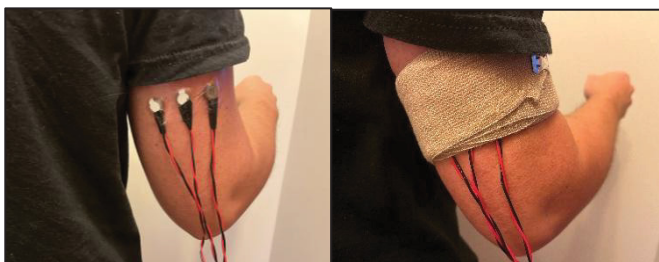


Figure 2.3 Preuve de conception du positionnement des actionneurs

Pour tester les différents actionneurs, chaque actionneur a été soudé à deux fils d'environ 70 cm de long afin de permettre leur installation sur la main ou l'avant-bras, tout en conservant la carte de contrôle dans un sac à dos, au niveau du dos. Les jonctions entre les fils et les actionneurs ont été isolées à l'aide de gaines thermorétractables ou de ruban isolant, dans le but de prévenir tout contact direct avec la peau.

Le bras et l'avant-bras exigent des amplitudes plus élevées que pour la main, puisque la peau est moins sensible. Donc, l'amplitude initiale appliquée au niveau du bras et de l'avant-bras a été définie comme une intensité perçue comme forte à l'extrémité des doigts, déterminé à partir de tests exploratoires préliminaires effectué sur un volontaire. Pour les actionneurs situés au niveau de la main et du poignet, l'amplitude initiale correspond à celle jugée à peine perceptible au niveau des doigts. Des ajustements ont ensuite été réalisés afin d'assurer une meilleure clarté des signaux vibrotactiles.

Afin de favoriser la distinction de la position des vibrations chez les volontaires, les amplitudes ont été augmentées progressivement jusqu'à atteindre un niveau clairement perceptible. Étant donné que le circuit DRV2605LEVM permet de contrôler un maximum de huit actionneurs simultanément, les essais préliminaires ont été réalisés en deux blocs distincts : un premier regroupant les actionneurs situés au bras et à l'avant-bras, et un second regroupant ceux positionnés au niveau de la main.

Chaque série d'actionneurs a été testée de façon informelle auprès de quatre personnes afin de valider le concept, révélant des observations importantes pour orienter le développement du prototype utilisé dans les études des chapitres 3 et 4 :

- La sensibilité des vibrations semble varier selon les personnes ainsi que les zones du corps, ce qui pourrait influencer l'amplitude nécessaire.
- Les indications transmises par les vibrations paraissent généralement intuitives, car une bonne association est faite entre le signal perçu et le mouvement échographique correspondant.

- L'équidistance des actionneurs semble faciliter la compréhension des vibrations. Les différentes séries d'actionneurs semblent être différenciables.
- Un temps d'habituation semble requis pour bien percevoir les signaux vibrotactiles, surtout pour les zones rarement stimulées au quotidien.
- Les fils semblent pouvoir transmettre des vibrations parasites à la peau et ainsi nuire à la clarté du signal.

Ces observations mettent en évidence plusieurs facteurs déterminants de la perception et de l'efficacité des vibrations, tant du point de vue technique qu'au niveau sensoriel. Elles soulignent notamment l'importance du positionnement des actionneurs, non seulement pour assurer une lecture intuitive des signaux, mais aussi pour éviter toute interférence ou confusion perceptive. Dans ce contexte, la question de l'espacement optimal entre les actionneurs d'une série devient centrale. Une réflexion approfondie à ce sujet fait l'objet de la prochaine section.

2.3.1 Espacement entre les actionneurs

Les résultats des tests préliminaires suggèrent que les actionneurs doivent être équidistants pour chaque catégorie de mouvement. Pour que l'illusion haptique de mouvement soit aussi claire que possible, les actionneurs doivent aussi être positionnés de façon à assurer la discrimination spatiale des vibrations. Lorsque la peau subit une vibration ou une pression, plusieurs récepteurs sensoriels situés sous la peau peuvent être activés selon la zone du corps stimulé. Chaque région du corps possède un certain nombre de récepteurs qui varie en taille (Aubin-Horth, 2024). Plus un récepteur a un large champ de réception, moins il sera précis. Si le même récepteur est stimulé à deux endroits différents, le stimulus peut être ressenti comme étant au même endroit. La dimension du champ peut être déterminée par le test de discrimination de deux points distincts. Le Tableau 2.1 résume l'état des connaissances à ce sujet.

Tableau 2.1 Moyennes et écart-types des distances de discrimination de deux points répertoriés

	(Seyyar, Aras, Aras, & Turkmen, 2024)	(Nolan, 1982)	(Erçalık & Özkurt, 2022)
Dos de la main (mm)	19,91 ±3,59	21,0 ± 5,6	13 ±5
Avant-bras (mm)	41,48 ±5,45	35,9 ±11,6	29 ± 6
Bras (mm)		39,8 ± 12,3	31 ± 6

Les résultats de ces recherches présentés au Tableau 2.1, combinés à l'évaluation de l'espace disponible sur le membre selon la position des séries d'actionneurs, ont permis d'estimer des distances possibles entre les actionneurs pour chaque indication. La distance de discrimination au niveau du bras devrait être d'au moins 39,8 mm. Par contre, le groupement d'actionneurs est disposée dans le sens de la largeur du bras. Comme celui-ci présente une forme elliptique, l'espace disponible entre les actionneurs est réduit pour maintenir une illusion de mouvement linéaire et non courbe. Pour respecter la dimension de la surface arrière du bras, une distance de 10 mm entre les actionneurs est idéale.

Au niveau de l'avant-bras, les actionneurs sont placés à 35 mm les uns des autres afin d'éviter toute interférence avec ceux situés près du poignet. Cette valeur se rapproche des distances de discrimination cutanée rapportées dans la littérature (Tableau 2.1).

Pour le poignet, la valeur retenue pour l'espacement des actionneurs est d'environ 30 mm, correspondant à près du quart de la circonférence d'un petit poignet (environ 14 cm (Gordon et al., 2012 ; Mangan & Angel, 2012)). Cette valeur (30 mm) est supérieure à la plus élevée des valeurs moyennes mesurées au dos de la main ($21,0 \pm 5,6$ mm), mais demeure inférieure à la plus élevée des valeurs moyennes observées au niveau de l'avant-bras ($41,48 \pm 5,45$ mm). En revanche, un espacement plus important tend à déplacer la perception des vibrations vers une zone située sous le poignet, plutôt qu'à l'emplacement prévu.

Pour les actionneurs au niveau de la main, la distance dépend de l'espace disponible sur la main et donc de la catégorie de mouvement. Dans le cas de la catégorie *Incliner*, les actionneurs sont espacés de 31 mm. Pour la catégorie *Tourner*, l'espacement atteint 45 mm. Ainsi, l'ensemble des espacements des actionneurs pour les catégories au niveau de la main sont supérieurs à $21,0 \pm 5,6$ mm, englobant l'ensemble des moyennes répertoriées au Tableau 2.1, se rapprochant ainsi d'une stimulation fiable.

Les espacements des LRA ont été ajoutés aux positionnements présentés à la Figure 2.2, et sont résumés à la Figure 2.4.

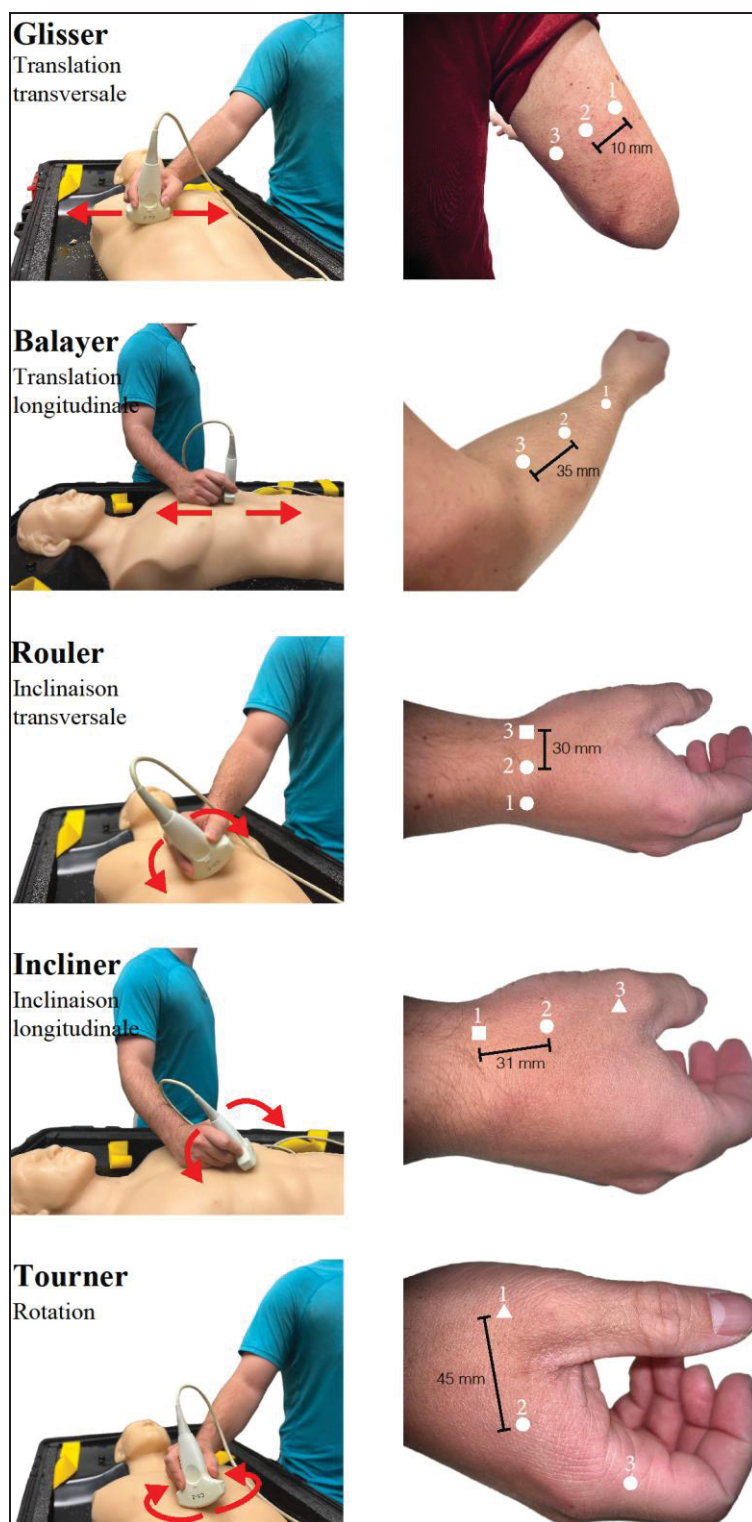


Figure 2.4 Positionnement et distances des actionneurs selon les catégories de mouvements en échographie

2.4 Conception des gants et des manchons

Pour le maintien des actionneurs contre la peau, l'utilisation de bandages autocollants ou en tissu n'a pas été retenue en dehors de la preuve de concept initiale, notamment parce que le dispositif devait être testé sur un plus grand nombre de participants. De plus, la variabilité anatomique rend difficile la reproductibilité précise du positionnement des actionneurs. Par conséquent, un dispositif textile dédié au maintien des actionneurs a été conçu.

Idéalement, ce dispositif doit être ajustable en fonction de l'utilisateur, afin d'optimiser le contact entre les actionneurs et la peau. Une pression excessive pourrait produire un effet équivalent à l'absence de pression, c'est-à-dire rendre les vibrations imperceptibles. Dans ce cas, la perte de sensibilité serait attribuable à une surstimulation. Donc, les matériaux utilisés doivent contraindre une certaine pression des actionneurs contre la peau tout en évitant une compression trop importante.

Par ailleurs, le dispositif ne doit pas restreindre les mouvements de l'utilisateur ni interférer avec les mouvements articulaires liés à la tâche échographique. Par conséquent, tout dispositif entièrement rigide ou limitant l'amplitude articulaire est exclu.

Aucun produit disponible sur le marché à un coût raisonnable ne satisfait l'ensemble des contraintes techniques et fonctionnelles établies. Les dispositifs respectant le plus grand nombre de contraintes ont donc été sélectionnés, puis modifiés afin d'assurer leur adéquation avec les exigences spécifiques du système. Plus précisément, cinq manchons de compression (3 larges, 2 x-larges) pour le coude de la marque *Paramedic* ainsi que cinq gants de compression (3 médiums et 2 larges) destinés au traitement de l'arthrite ont été retenus comme base matérielle.

Afin de rendre ces deux produits ajustables, plusieurs découpes ont été effectuées : certaines permettent l'ajustement, tandis que d'autres servent de passants pour des bandes velcro.

Les manchons ont été découpés sur le côté droit, comme montré à la Figure 2.5.



Figure 2.5 Découpe du manchon

Ce positionnement a été choisi ainsi afin d'offrir une plus grande liberté de mouvement au niveau du coude et d'éviter le frottement des velcros contre l'abdomen, ce qui pourrait endommager les vêtements ou entraîner le détachement du prototype.

Pour ce qui est des gants, plusieurs découpes ont été effectuées afin de faciliter la manipulation de la sonde et de convenir au plus grand nombre d'utilisateurs (Figure 2.6). Dans cette optique, les doigts n'exigeant pas de stimulation vibratoire (majeur, annulaire et auriculaire) ont été retirés du gant. Une ouverture allant du haut du pouce au poignet (Figure 2.6 C)), a été découpée afin de permettre l'ajustement de la pression des actionneurs des catégories *Incliner* et *Rouler*, tout en facilitant l'enfilage du gant. Pour ajuster le serrage des velcros, deux trous ont été percés et renforcés par des points bouttonnière sur la bordure du dos du pouce (face dorsale). Une autre découpe a été effectuée sous l'index, jusqu'à environ un centimètre de sa base, afin de ne pas contraindre son articulation. Une petite ouverture a également été découpée sur l'index afin de permettre l'insertion d'un actionneur vibrotactile. Une ouverture a ensuite été réalisée sur la bordure inférieure de l'index, puis renforcée par des points de bouttonnière, afin de permettre le passage de la bande velcro. Une autre découpe d'environ 1 cm a été

effectuée à la base de l'auriculaire (face palmaire) afin de permettre l'ajustement du gant en fonction de la taille de la main.



Figure 2.6 Découpe du gant A) Vue palmaire, B) Vue dorsale C) Vue latérale

L'ajout de velcro a été privilégié pour rendre le dispositif ajustable. Afin d'assurer un meilleur confort au contact de la peau, les bandes de type femelle ont été utilisées où un contact direct avec la peau est probable, en raison de leur texture plus douce. Cela inclut non seulement la face interne du tissu, mais également les zones de repli où la partie femelle vient se rabattre sur la partie mâle. Pour l'ensemble des velcros servant à l'ajustement, les velcros mâles et femelles ont préalablement été cousus ensemble aux extrémités à l'aide d'un carré de tissu, de manière à offrir une meilleure flexibilité lors du repliement, comme illustré à la Figure 2.7. Dans le reste de ce chapitre, ce type d'assemblage sera désigné sous l'appellation « mâle-femelle ».

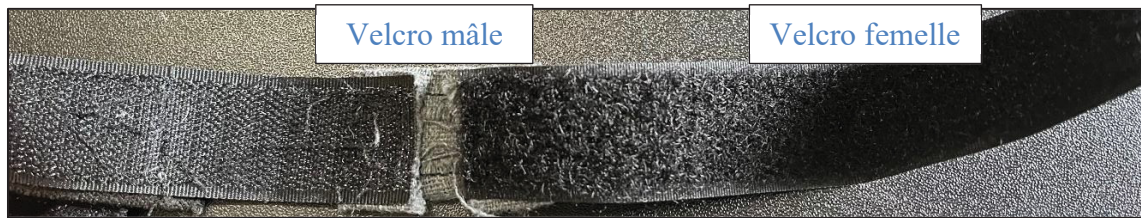


Figure 2.7 Velcros préalablement cousus

Quatre velcros (mâle-femelle) de 33 mm de large ont été fixés au manchon en les cousant du côté mâle (Figure 2.8). Le velcro supérieur ainsi que les deux inférieurs servent à ajuster la pression exercée sur la majorité de la surface soumise aux vibrations. Le deuxième velcro assure un maintien supplémentaire du système au niveau du bras. Aussi, 4 passants en plastique ont été ajoutés à l'aide de bandes de tissus afin de passer les velcros et de refermer le manchon. La longueur de chaque velcro est documentée en annexe (Tableau-A II-1).

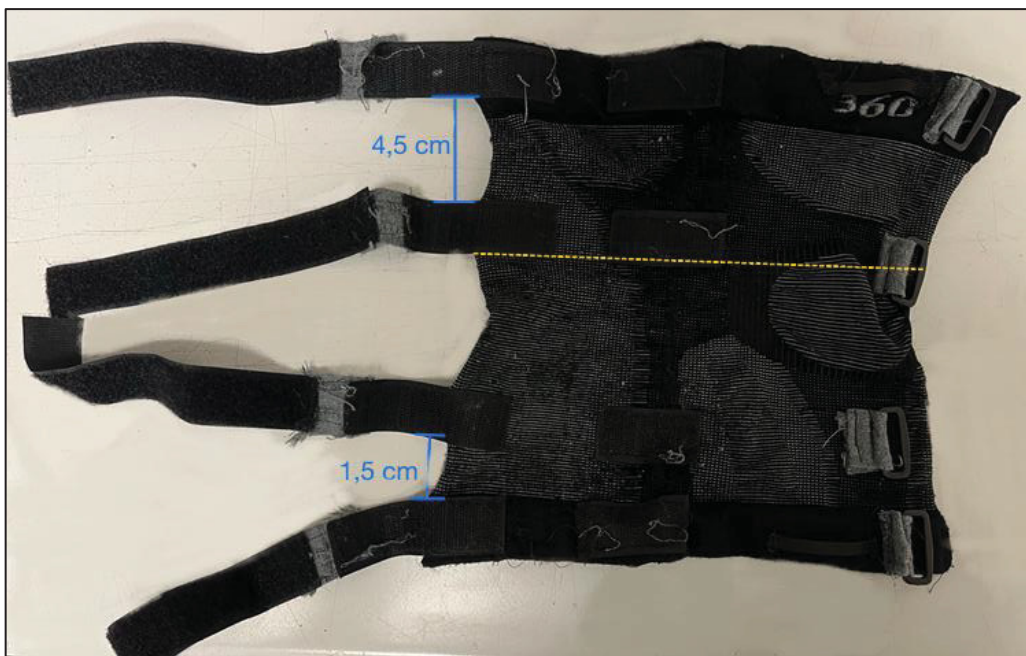


Figure 2.8 Modification externe du manchon

Au niveau du poignet, la section mâle du velcro mâle-femelle a été cousue sur la face externe du gant (Figure 2.9 B)). Afin de permettre le rattachement des deux sections du gant, plus

précisément pour assurer la fermeture du velcro femelle dans le velcro mâle, un passant en plastique a été ajouté à l'aide d'une bande de tissu sur l'extrémité droite de la séparation. Un autre velcro mâle a été ajouté à la suite, pour s'adapter aux différentes dimensions des mains et pour réduire les risques de transmission de vibrations parasites. Au niveau du pouce deux velcros mâle-femelle ont été cousus : l'un à l'extrémité du pouce et l'autre à sa base. Les velcros femelles peuvent s'attacher à la bordure opposée en passant dans les deux trous de la bordure opposée. Un velcro mâle supplémentaire a été ajouté au centre du pouce légèrement en diagonale afin d'améliorer l'ajustement lorsque le pouce est plus étroit. (Figure 2.9 C)).

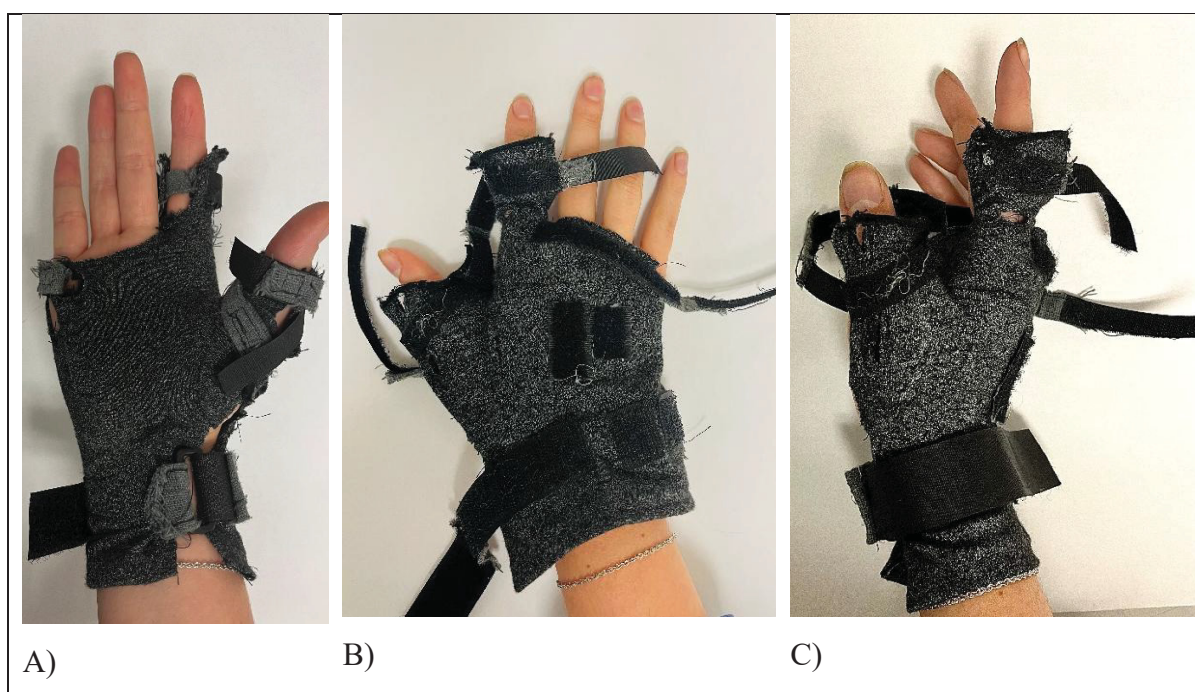


Figure 2.9 Modification externe du gant : A) Vue palmaire, B) Vue dorsale C) Vue latérale

Afin d'éviter l'ajout d'une épaisseur supplémentaire et de préserver la mobilité de l'index, les velcros mâles et femelles ont été cousus ensemble de manière à pouvoir entourer le doigt sans repliement direct. Plus précisément, la face du velcro femelle a été cousue à l'inverse du velcro mâle (Figure 2.9 B)). Le velcro mâle est cousu sur le dessus de l'index (velcro femelle à la droite). Une petite ouverture située sur bordure gauche permet le passage du velcro femelle et

sa fermeture sur le velcro mâle. Par la suite, sur la partie supérieure droite du gant, la section mâle du velcro mâle-femelle a été cousue du côté externe de la main afin que le velcro femelle puisse passer dans l'ouverture de la bordure palmaire renforcée par des points de boutonniers (Figure 2.9 C)).

Des velcros femelles ont aussi été ajoutés à l'intérieur des gants et des manchons afin de faciliter l'ajustement de la position des actionneurs et de permettre leur retrait lors du nettoyage du tissu. Pour cette même raison, le positionnement des actionneurs a été marqué à l'aide de peinture pour textile sur les bandes velcro afin d'améliorer la répétabilité de l'installation. Dans le manchon, des velcros femelles ont été cousus dans le haut horizontalement et dans le bas verticalement, de manière à maintenir et repositionner les actionneurs à l'arrière du bras et sur le dessus de l'avant-bras tel que présenté à la Figure 2.4. Dans le gant, trois velcros ont été cousus parallèlement au pouce, l'un derrière l'autre. L'espacement entre les velcros diminue le risque de transfert des vibrations, particulièrement plus élevé sur des surfaces non élastiques, d'autant plus que certains actionneurs situés sur la main servent à signaler plusieurs catégories de mouvements. Un velcro a été cousu en dessous des velcros de l'index et trois autres ont été cousus horizontalement au niveau du poignet.

Pour permettre le maintien des actionneurs, des velcros mâles ont été collés au dos de chacun d'eux. Enfin, des bandes élastiques très minces ont été cousues à l'extrémité des manchons afin de passer les fils électriques évitant ainsi que l'utilisateur ne s'accroche dans ceux-ci.

2.5 Conception du circuit

Il est essentiel de considérer la liberté de mouvements lors de la conception du dispositif. Les praticiens étant amenés à se déplacer fréquemment durant leur utilisation, toute connexion filaire entre le système et l'ordinateur doit être évitée, tant pour des raisons ergonomiques que de sécurité. La transmission des données doit ainsi s'effectuer sans fil, soit par Bluetooth, soit par réseau Wi-Fi. La connexion Wi-Fi a été retenue en raison de sa meilleure portée, de sa

stabilité accrue et de ses capacités de chiffrement supérieures, garantissant une communication fiable et sécurisée.

Le choix du microcontrôleur Arduino Nano RP2040 Connect découle directement de ces considérations. Ce modèle présente plusieurs avantages, notamment sa compacité, sa légèreté et sa facilité d'intégration dans un dispositif mobile. Il permet également une communication sans fil grâce à l'intégration d'un module Wi-Fi prenant en charge des protocoles sécurisés pour la transmission des données. De plus, la disponibilité d'un grand nombre de bibliothèques logicielles facilite son utilisation et son adaptation à différents contextes d'expérimentation. Le microcontrôleur dispose également d'un système de voyants lumineux intégré, utile pour certaines applications de rétroaction visuelle, et d'une alimentation en 5 V, compatible avec des sources d'énergie portables. L'alimentation est assurée par une batterie externe connectée au microcontrôleur. Cette solution garantit une autonomie énergétique et contribue à la mobilité complète du dispositif sans recours à une alimentation filaire.

Le contrôle des actionneurs est assuré par un circuit spécifiquement conçu à cette fin. Comme mentionné à la section 2.3, le circuit DRV2605LEVM utilisé pour les tests préliminaires permet le contrôle d'un maximum de huit actionneurs. Cette capacité s'est révélée insuffisante pour la réalisation d'un prototype complet, puisque chaque catégorie de mouvement (*Balayer, Glisser, Rouler, Incliner, Tourner*) exige l'utilisation de trois actionneurs. Malgré certaines mutualisations (par exemple entre les catégories Rouler et Incliner, ou Incliner et Tourner), un total de treize actionneurs demeure requis. Le DRV2605LEVM seul ne permet donc pas de satisfaire les exigences fonctionnelles du système.

Afin de pallier cette limitation, un nouveau circuit dérivé du DRV2605LEVM a été conçu sous Altium, intégrant 24 contrôleurs d'actionneurs. Cette configuration assure une marge de flexibilité pour d'éventuelles extensions du dispositif. Des connecteurs modulaires ont été ajoutés à la sortie de chaque contrôleur, permettant un remplacement rapide ou une modification aisée des actionneurs selon les besoins expérimentaux. La batterie ainsi que le

circuit sont mis dans un sac à dos afin de faciliter le transport. Pour protéger le circuit des chocs et des frottements, un boîtier de protection a été conçu sur SolidWorks tel que présenté à ANNEXE I. L'assemblage du boîtier est illustré à la Figure 2.10.

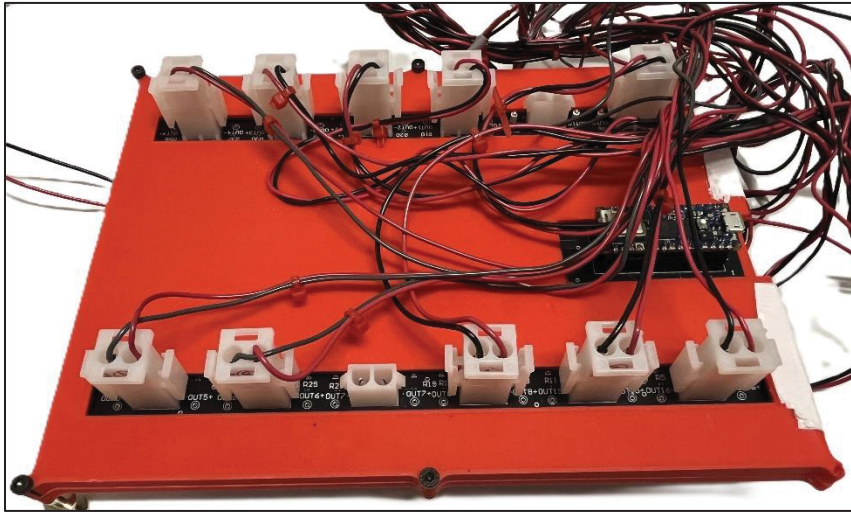


Figure 2.10 Assemblage du boîtier de contrôle

2.6 Conception logicielle

Le circuit de contrôle est accompagné d'un logiciel embarqué assurant la génération des signaux, la gestion des amplitudes et la synchronisation des actionneurs au sein du dispositif via le microcontrôleur Arduino.

Avant de partager des informations, l'ordinateur doit établir une liaison avec le réseau émis par le microcontrôleur, en particulier la puce Nina-W10. Une fois l'authentification acceptée par la puce, une adresse IP est attribuée à l'ordinateur, autorisant ainsi l'échange de données.

Les entrées ainsi que les différents processus du prototype sont schématisés sous forme de diagramme fonctionnel détaillé à la Figure 2.11.

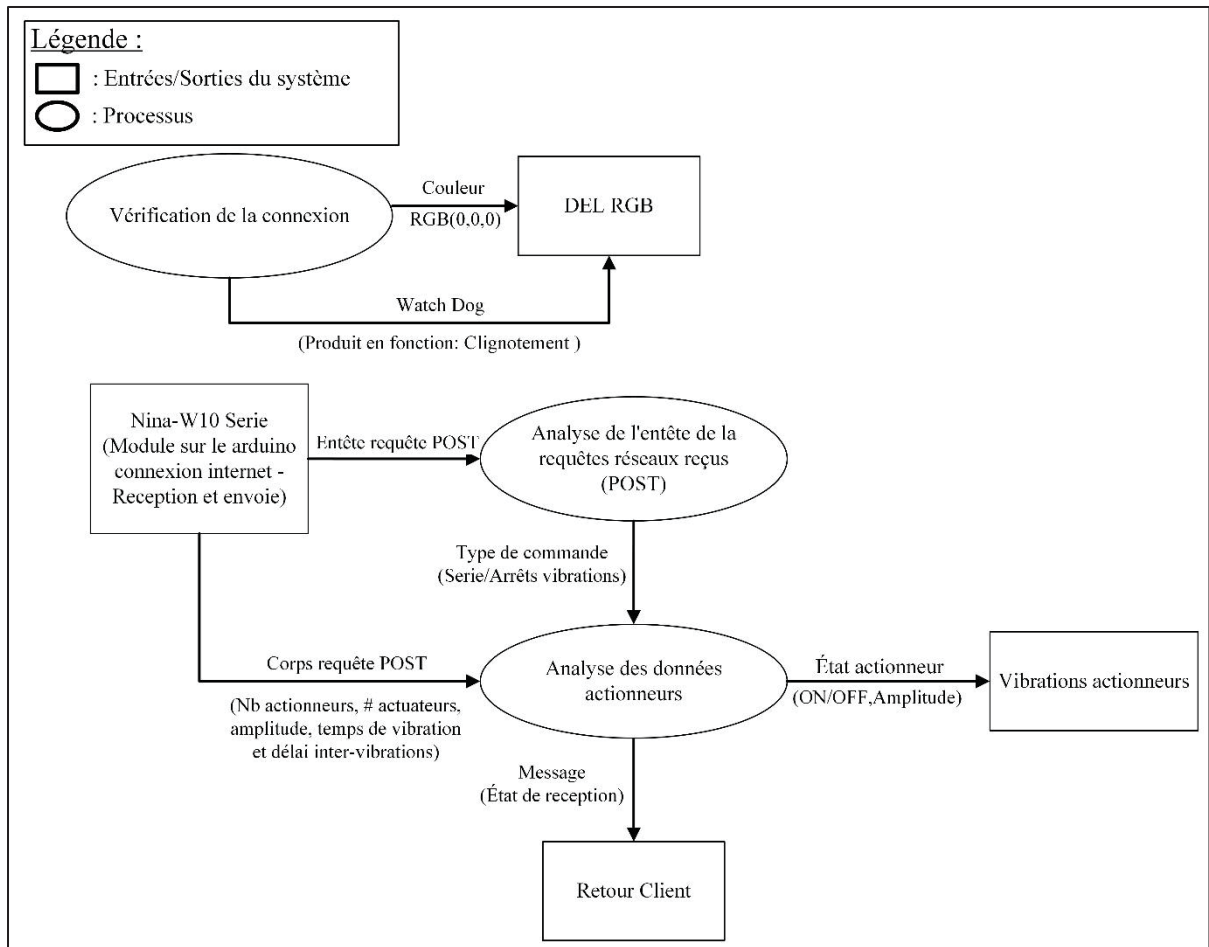


Figure 2.11 Diagramme fonctionnel détaillé du prototype

La connexion établie est régulièrement vérifiée par le microcontrôleur. Une DEL intégrée au circuit sert d'indicateur visuel de l'état de communication. Initialement rouge, elle passe au vert lorsque la connexion est établie et fonctionnelle.

Son clignotement est géré par le code embarqué : si celui-ci s'interrompt, la DEL cesse de clignoter, indiquant un blocage du système. Dans ce cas, une réinitialisation automatique est déclenchée afin de rétablir le fonctionnement normal du dispositif.

Les actionneurs sont contrôlés via des requêtes POST transmis à partir de l'ordinateur. Deux types de requête peuvent être envoyés : *SoftStop* et *Serie*. La requête *SoftStop* permet d'interrompre l'ensemble des vibrations en cours ou prévues. La requête *Serie*, quant à elle, contient un dictionnaire JSON qui est transmis au microcontrôleur. Ce dictionnaire décrit les paramètres nécessaires à l'exécution : nombre d'actionneurs à activer, identifiants des actionneurs concernés, amplitude des vibrations, durée d'activation et délai entre les cycles de vibration. Le microcontrôleur analyse les paramètres et exécute l'indication vibrotactile demandée. L'amplitude des vibrations aussi nommée RTP (*Real-Time Playback*) dans le dictionnaire, est encodée en pourcentage du voltage maximale (tension nominale) appliquée à l'actionneur allant de 0% (0x00) à 100% (0x7F). Donc, pour un même pourcentage, la tension réelle diffère selon la fiche technique des actionneurs utilisés. L'augmentation de l'accélération des actionneurs est proportionnelle à l'augmentation d'amplitude.

2.7 Conclusion

Le prototype développé dans ce chapitre (Figure 2.12) permet ainsi d'implémenter un système haptique fonctionnel indiquant différents mouvements à l'aide d'indications vibrotactiles. Il sera utilisé au CHAPITRE 3 afin d'évaluer si et dans quelles conditions les différentes indications haptiques émises par le système proposé peuvent être distinguées les unes des autres. Cette évaluation permettra de déterminer un ensemble de paramètres haptiques acceptables pour la reconnaissance des indications qui seront ensuite utilisés dans le système de guidage haptique évalué au CHAPITRE 4.

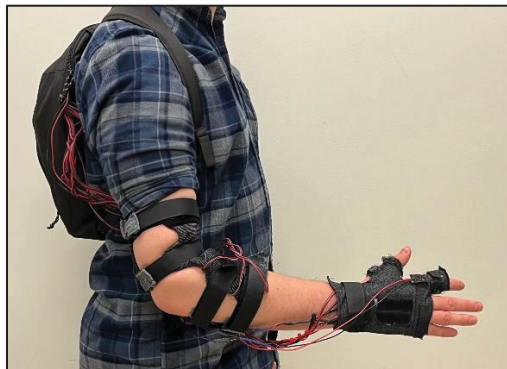


Figure 2.12 Prototype haptique

CHAPITRE 3

ÉTUDE DE FAISABILITÉ ET DE PARAMÉTRAGE DES INDICATIONS HAPTQUES

Ce chapitre constitue une validation du système proposé au CHAPITRE 2 à l'aide d'une expérience visant à évaluer les capacités du système à générer des indications reconnaissables et distinctives les unes des autres à condition d'utiliser un paramétrage adéquat. Étant donné que la perception des stimuli peut être influencée par les paramètres des signaux haptiques (la durée de vibration de chaque actionneur, le délai entre chaque actionneur (délai inter-vibrations et l'amplitude des vibrations), ce chapitre tente également d'examiner l'impact de ces paramètres sur la performance des utilisateurs, afin d'orienter le choix de valeurs de paramètres. Dans ce chapitre, le terme « indications » désigne les différents stimuli haptiques vibrotactiles transmis aux utilisateurs participants, qui devront, les reconnaître sur la base de leur position et de leur direction.

Pour ce faire, des tests préliminaires, présentés à la section 3.1 ont été réalisés sur trois volontaires afin d'identifier sommairement les plages de valeurs et les échelles de variation possiblement acceptables pour chacun des paramètres. Par la suite, une expérience, décrite à la section 3.2 a été réalisée auprès de dix participants. Celle-ci visait à vérifier si les utilisateurs pouvaient distinguer les différents signaux haptiques en fonction des paramètres du système, plus précisément, interpréter correctement la catégorie (position) et la direction indiquée par les vibrations ainsi que leur niveau de confiance par rapport à leur interprétation pour différents paramètres. Les résultats de l'expérience décrite à la section 3.2 sont analysés à la section 3.3.

3.1 Choix des plages de paramètres testés et échelles de variations

En plus du positionnement des actionneurs, d'autres paramètres sont à considérer pour ajuster le système haptique détaillé au CHAPITRE 2, notamment le temps entre chaque indication, la durée de vibration de chaque actionneur, le délai entre chaque actionneur (délai inter-vibrations) et l'amplitude des vibrations. Ces paramètres n'ont pas de valeurs optimales

généralisées jusqu'à présent, surtout que chaque modèle d'actionneur vibrotactile possède des caractéristiques propres, telles que la taille, l'amplitude des vibrations, sa composition, etc. Chacune de ces caractéristiques influence la perception des vibrations par l'utilisateur, ce qui rend difficile la généralisation des paramètres.

Afin de déterminer les plages des différents paramètres à tester (amplitude, durée de vibration et délai inter-vibrations), des tests préliminaires ont été effectués sur trois volontaires.

Pour commencer, il est nécessaire de poser des valeurs minimales pour chaque paramètre. Dans le cas de l'amplitude, la valeur minimale a été suggérée dans le CHAPITRE 2, où l'amplitude de chaque type d'actionneur était augmentée jusqu'à ce que des vibrations soient ressenties sur le bout des doigts.

Pour la durée de vibration, la valeur minimum établie correspond au temps maximal nécessaire pour que les actionneurs atteignent leur valeur d'amplitude, soit 50 ms. Par la suite, pour la valeur minimum du délai inter-vibrations, elle a été obtenue en augmentant par incrément de 1 ms jusqu'à ce qu'il soit possible de ressentir une directionnalité.

Afin d'estimer le seuil différentiel (*Just Noticeable Difference*, JND), c'est-à-dire la variation minimale qui est perceptible, une procédure psychophysique du type méthode des limites (variante séquentielle) a été utilisée pour chaque catégorie et direction (Jones & Tan, 2013). À chaque essai, deux indications vibrotactiles de même catégorie et direction avec un paramètre de valeurs distinctes étaient transmises au participant : une indication standard (paramètres initiaux) et une de comparaison. L'indication de comparaison était augmentée par pas constant (1 ms pour le temps et 0x01 pour l'amplitude) jusqu'à ce que la personne perçoive une différence entre les deux indications. Le plus petit incrément détecté était retenu comme une estimation du JND pour le paramètre considéré. Ce test a été effectué auprès de trois personnes, et répété au moins trois fois pour chacune. Les résultats suggèrent qu'une variation minimale de 50 ms est nécessaire pour distinguer les paramètres temporels, qu'il s'agisse de la durée ou du délai inter-vibrations. En ce qui concerne l'amplitude, les observations indiquent qu'une

variation de $0,05$ soit de $3,94\%$ du voltage maximal, est suffisante pour différencier deux intensités.

Une fois les JND établis, un second test a été effectué en se basant sur ceux-ci. Ce test consiste à comparer la clarté de la sensation tactile pour deux valeurs de paramètre. Pour chaque catégorie de mouvement, deux valeurs étaient comparées : une valeur de référence (A) et une valeur test (B), initialement fixée à $A + \text{JND}$. La valeur A initiale constitue la première valeur où il est possible de distinguer la direction des vibrations. Si la sensation tactile lors de l'utilisation de la valeur test (B) rend la perception de la directionnalité plus évidente que A, alors B devenait la nouvelle référence ($A \leftarrow B$). Ce processus itératif a été répété jusqu'à atteindre les limites où les sensations perdaient en confort ou en clarté. Dans une optique conservatrice, 100 ms (correspondant à une incrémentation de 1 du chiffre le plus significatif) a été ajouté à la valeur maximum. Il en ressort que la plage temporelle acceptable se situe entre 50 ms et 300 ms , afin d'éviter que les vibrations ne paraissent trop brèves ou excessivement longues. Il en est de même pour l'amplitude, dont la valeur maximum a été augmentée de $12,6\%$ ($0,10$). Donc, les valeurs comprises entre $25,2\%$ et $72,4\%$ semblent les plus adéquates, offrant un bon compromis entre perceptibilité directionnelle et confort sensoriel (vibrations d'intensité non intrusive).

Ces tests ont aussi servi à déterminer les valeurs constantes des paramètres fixes qui sont utilisées lorsqu'un paramètre faisant l'objet de tests est varié. La valeur constante choisie pour chaque paramètre correspond à la plus faible valeur limite offrant le meilleur ressenti parmi les trois volontaires. La valeur constante du délai inter-vibrations est fixée à 150 ms . Il en est de même pour la durée de vibration. Concernant l'amplitude, la valeur constante se situe à $50,4\%$.

3.2 Protocole expérimental

L'échantillon était constitué de 10 participants âgés de 20 à 30 ans, comprenant 7 femmes et 3 hommes. Lors de l'expérimentation, les participants étaient équipés du système haptique présenté au CHAPITRE 2 et tenaient une sonde afin de se rapprocher de la position de la main lors des examens échographiques, tel qu'illustré à Figure 3.1. L'expérimentatrice se tient à la droite du participant, tandis qu'un mur est présent à sa gauche.

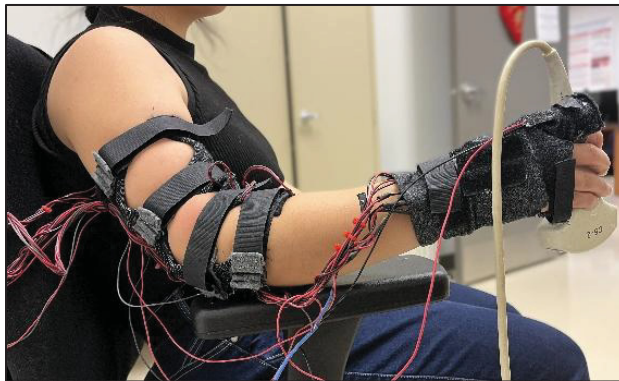


Figure 3.1 Équipement haptique

L'expérience était divisée en deux phases : (1) une phase d'entraînement et (2) une phase de test. L'expérience a duré entre 50 et 100 minutes, selon le participant.

L'entraînement (1) servait à familiariser le participant avec le ressenti des vibrations et les différentes indications possibles afin d'assurer une méthode de communication commune lors de la prise de résultats. Les termes utilisés ont été choisis afin d'éviter toutes erreurs liées à la mémorisation des différentes catégories d'indications et toute ambiguïté dans la communication avec les participants et sont résumés dans le Tableau 3.1. Les indications étaient répétées jusqu'à ce que le participant se sente suffisamment à l'aise de passer à la phase de test (généralement une à trois fois).

Tableau 3.1 Terminologie utilisée pour décrire les différentes indications haptiques dans les interactions avec les participants

Catégorie	Position	Direction
Glisser	Bras	• Vers le mur (vers la gauche) • Vers l'expérimentatrice (vers la droite)
Balayer	Avant-bras	• Vers l'avant • Vers l'arrière
Rouler	Poignet	• Rotation/Tourne vers le mur (vers la gauche) • Rotation/Tourne vers l'expérimentatrice (vers la droite)
Incliner	Main	• Tire vers l'avant / Poignet au pouce • Tire vers l'arrière / Pouce au poignet
Tourner	Main	• Rotation horaire / Index au pouce • Rotation anti-horaire / Pouce à l'index
	Autre	Autre

La phase de test (2) était divisée en trois sections, chacune faisant varier un seul des paramètres vibrotactiles (l'amplitude, la durée de vibration ou le délai inter-vibrations) pour un total de 350 essais. L'ordre des sections était aléatoire pour chaque participant, tout comme l'ordre des essais au sein de chaque section, afin de réduire les biais liés à l'apprentissage ou à la répétition. Cette approche permet de mieux isoler et analyser l'influence spécifique de chaque paramètre sur la perception du participant.

Chaque section comprenait une liste prédéfinie d'essais, couvrant la variation d'un seul paramètre vibrotactile (amplitude, durée de vibration ou délai inter-vibrations), appliquée à l'ensemble des indications (catégorie et direction) selon la terminologie présentée au Tableau 3.1. Lorsqu'un paramètre était modulé, les deux autres étaient maintenus constants afin d'isoler son effet sur les résultats. Lors de chaque essai, le participant devait indiquer la position et la

direction perçue dans la série de vibrations. La majorité des participants verbalisaient la position et la direction, tandis que certains pointaient. Dans le cas où la catégorie estimée ne correspondait pas à la catégorie désirée l'essai était repris à la fin de la liste, afin de discriminer les erreurs de catégories et de direction. En plus d'indiquer la position et la direction perçue, les participants devaient évaluer leur niveau de confiance vis-à-vis de leur réponse. L'autoévaluation de la confiance permet de distinguer les réponses données au hasard de celles appuyées sur une perception claire.

Les plages, les intervalles ainsi que les valeurs constantes utilisées sont justifiés à la section 3.1 et présentés dans le Tableau 3.2.

Tableau 3.2 Valeurs des paramètres vibrotactiles

Paramètre	Plage	Intervalle	Valeurs constantes
Délai inter-vibrations (ms)	[50 ; 300]	25	150
Durée de vibration (ms)	[50 ; 300]	25	150
Amplitude (% du voltage maximal)	[25,2 ; 72,4]	3,9	50,4

Au cours des essais de la première moitié des participants (groupe 1), quatre d'entre eux (sur cinq) ont signalé des difficultés à percevoir les vibrations au niveau du poignet, ce qui a parfois engendré un sentiment de frustration. À la suite de ces résultats, l'amplitude des catégories *Rouler* et *Incliner* ont été augmentées pour la seconde moitié des participants, formant ainsi le groupe 2. La plage d'amplitude a ainsi été modifiée à [63,0% ; 98,4%] lors des variations et fixée à 75,6% du voltage maximal lorsque les tests ciblaient d'autres paramètres.

Les paramètres les plus efficaces devraient idéalement combiner un taux de succès élevé avec un haut niveau de confiance. Un court questionnaire, montré à l'ANNEXE III, a été administré

oralement à la fin de la phase de test afin de recueillir des données supplémentaires sur l'expérience subjective du participant. Les réponses à ce questionnaire ont été données oralement par les participants et transcrites immédiatement après.

Afin de garantir la standardisation des procédures expérimentales et la fiabilité de la cueillette de données, une interface dédiée a été développée (ANNEXE III). Celle-ci n'était pas accessible aux participants, afin d'éviter toute influence sur leurs réponses.

3.3 Résultats

L'analyse des résultats est abordée selon trois angles complémentaires. La sous-section 3.3.1 se concentre sur la performance globale du système, dans le but d'identifier les causes récurrentes d'échec et de mieux comprendre les sources de confusion ou d'ambiguïté. La sous-section 3.3.2 porte sur la fiabilité du niveau de confiance rapporté par les participants. La troisième sous-section 3.3.3 se concentre sur l'influence des paramètres sur la performance des participants pour déterminer les configurations optimales.

3.3.1 Performance globale

La performance globale du système est mesurée selon la fréquence de deux types d'erreurs : erreur de catégorisation des mouvements et erreur de directionnalité. L'erreur de catégorisation de mouvements désigne les cas où la catégorie réelle (ex: *Tourner*) ne correspond pas à la catégorie perçue par le participant (ex: *Incliner*). Les catégories de mouvements sont estimées en fonction de la position du groupe d'actionneurs désigné, tel que documenté au Tableau 3.1. Par exemple, pour la catégorie *Tourner*, les vibrations doivent être ressenties sur la main, plus précisément du pouce à l'index ou inversement. L'erreur directionnelle se définit par le résultat opposé à la direction attendue, par exemple, lorsque le participant perçoit *Tourner Droite* alors que le signal haptique transmis correspond à *Tourner Gauche*. Une erreur de directionnalité n'est prise en considération que lorsque la catégorie a correctement été identifiée. La Figure

3.1 schématise la répartition des taux d'erreurs en fonction des essais. Le taux d'erreur d'un groupe correspond à la moyenne des taux obtenus par les participants, afin que chaque participant ait la même pondération.

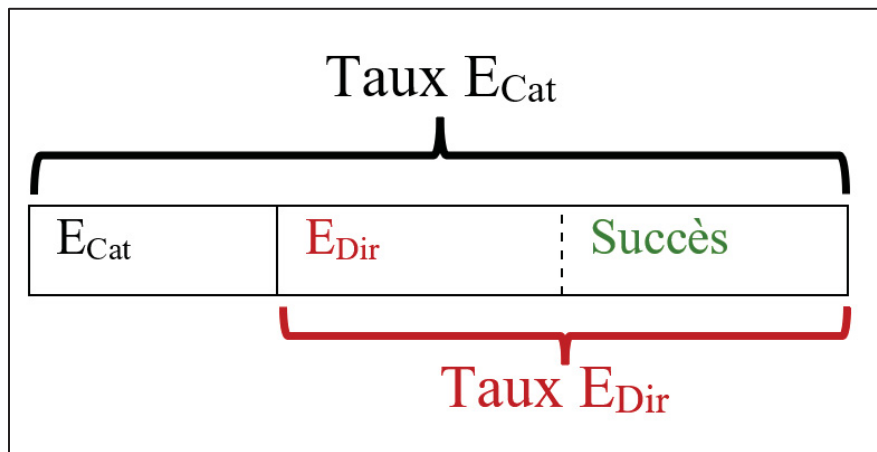


Figure 3.2 Illustration de la répartition des taux d'erreurs en fonction des essais : E_{Cat} – Erreurs de catégorisation et E_{Dir} – Erreurs directionnelles

Le taux d'erreurs de catégorisation moyen est de 8,5%, plus précisément de 7,4 % pour le groupe 1 et de 11,6% pour le groupe 2 pour l'ensemble des catégories. La matrice de confusion à la Figure 3.3, montre la répartition des taux d'erreurs moyens de catégorisation, en mettant en évidence les catégories les mieux reconnues ainsi que celles le plus souvent confondues. La diagonale représente les vrais positifs, soit le ratio des réponses correctes pour chaque catégorie. Les éléments hors diagonale indiquent les erreurs : les lignes correspondent aux faux positifs et les colonnes aux faux négatifs. Ainsi, les cases hors diagonale révèlent quelles catégories sont les plus fréquemment confondues entre elles. Les cas pour lesquels la catégorie ne pouvait pas être estimée, en particulier lorsque les directions ou positions indiquées par le participant ne correspondaient à aucune catégorie définie, ont été exclus de l'analyse. Leur taux compris entre 0,0% et 0,8%, étant négligeable, ces occurrences sont interprétées comme des erreurs individuelles isolées touchant un nombre très limité de participants et d'essais. Des analyses supplémentaires montrant l'influence individuelle des participants sur ces résultats sont disponibles à l'ANNEXE IV.

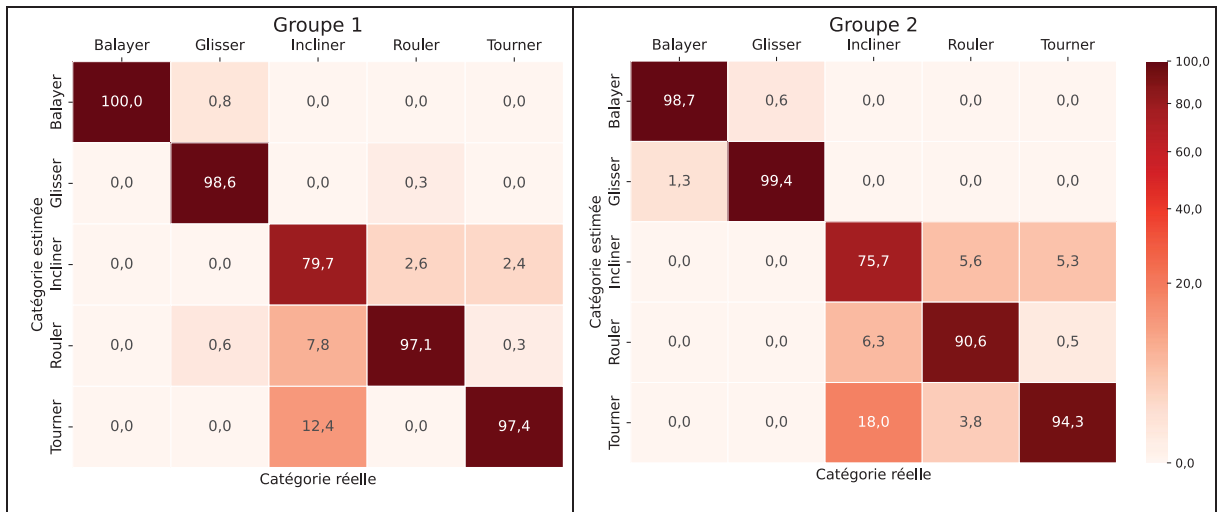


Figure 3.3 Matrice de confusion de catégorisation (Groupe 1 : 5 premiers participants)

L'analyse des matrices de confusion présentées à la Figure 3.3 révèle que les catégories *Balayer* et *Glisser* sont très rarement confondues avec d'autres catégories, et ce, dans les deux groupes. La catégorie *Incliner* présente le plus faible taux de succès de 79,7% pour le groupe 1 et de 75,7% pour le groupe 2, alors que les autres catégories ont un taux de succès de catégorisation au-dessus de 90,0%. La principale source d'erreur est *Incliner/Tourner* (c'est-à-dire le cas où *Incliner* est identifié par le participant comme *Tourner*). La fréquence de cette confusion atteint 12,4% dans le groupe 1 et 18,0% dans le groupe 2. Une autre source d'erreur de cette catégorie est *Incliner/Rouler* avec un taux de 7,8% pour le groupe 1 et 6,3% pour le groupe 2. Ces résultats suggèrent que l'augmentation de l'amplitude des vibrations sur la main et le poignet pour le groupe 2 a possiblement contribué à une diminution des erreurs de type *Incliner/Rouler*, mais au prix d'une augmentation substantielle des confusions *Incliner/Tourner*.

À l'inverse, l'erreur de catégorisation *Rouler/Incliner*, est légèrement moins fréquente que *Incliner/Rouler* pour le groupe 1, à 2,6% et le groupe 2 à 5,6% pour le groupe 2. En revanche, la confusion *Rouler/Tourner* présente une occurrence considérablement plus fréquente dans le groupe 2, avec un taux de 3,8%, alors qu'aucune erreur n'a été observée dans le groupe 1.

La catégorie *Tourner* est principalement confondue avec *Incliner*, avec des taux d'erreur respectifs de 2,3% pour le groupe 1 et de 5,2% pour le groupe 2. En ce qui concerne les erreurs *Tourner/Rouler*, celles-ci peuvent être considérées comme rares, puisqu'elles sont très peu fréquentes. En effet, elles atteignent seulement 0,3% pour le groupe 1 et 0,5% pour le groupe 2.

Le second type d'erreur analysé correspond aux erreurs directionnelles, présenté au Tableau 3.3. Les résultats de la catégorie *Glisser* du participant 5 du groupe 2 ont été exclus des analyses subséquentes en raison d'une inversion des directions observée lors des tests (ANNEXE IV).

Tableau 3.3 Taux d'erreurs directionnelles moyen des catégories par groupe

Catégorie de mouvement	Taux d'erreurs directionnelles (%)	
	Groupe 1	Groupe 2
<i>Balayer</i>	7,8	
<i>Glisser</i>	2,3	
<i>Rouler</i>	19,8	17,4
<i>Incliner</i>	6,9	8,7
<i>Tourner</i>	4,4	6,6
Global	8,1	8,4

Dans l'ensemble, le groupe 1 a un taux d'erreurs directionnelles (8,1%) similaire au groupe 2 (8,4%). *Glisser* présente le taux d'erreurs le plus bas avec une moyenne de 2,3%, ce qui le rend pratiquement négligeables.

Rouler présente le taux d'erreurs directionnelles le plus élevé pour les deux groupes (19,8% et 17,4%). Donc, la directionnalité de *Rouler* semble beaucoup plus difficile à identifier que pour les autres catégories de mouvements, qui ont des taux d'erreurs directionnelles inférieurs à 9%.

Pour les deux autres catégories d'orientation (*Turner* et *Incliner*), le taux d'erreurs directionnelles est semblable pour les deux groupes en plus d'être relativement bas. En effet, *Incliner* à un taux d'erreurs directionnelles de 6,9% pour le groupe 1 et de 8,7 % pour le groupe 2, alors que *Turner* à un taux de 4,4 % pour le groupe 1 et de 6,6% pour le groupe 2. Ces taux d'erreurs sont similaires de celui de la catégorie *Balayer* qui ne présentait quasiment aucune erreur de catégorisation.

La Figure 3.4 présente les taux d'erreurs directionnelles pour chaque direction par catégorie de mouvement.

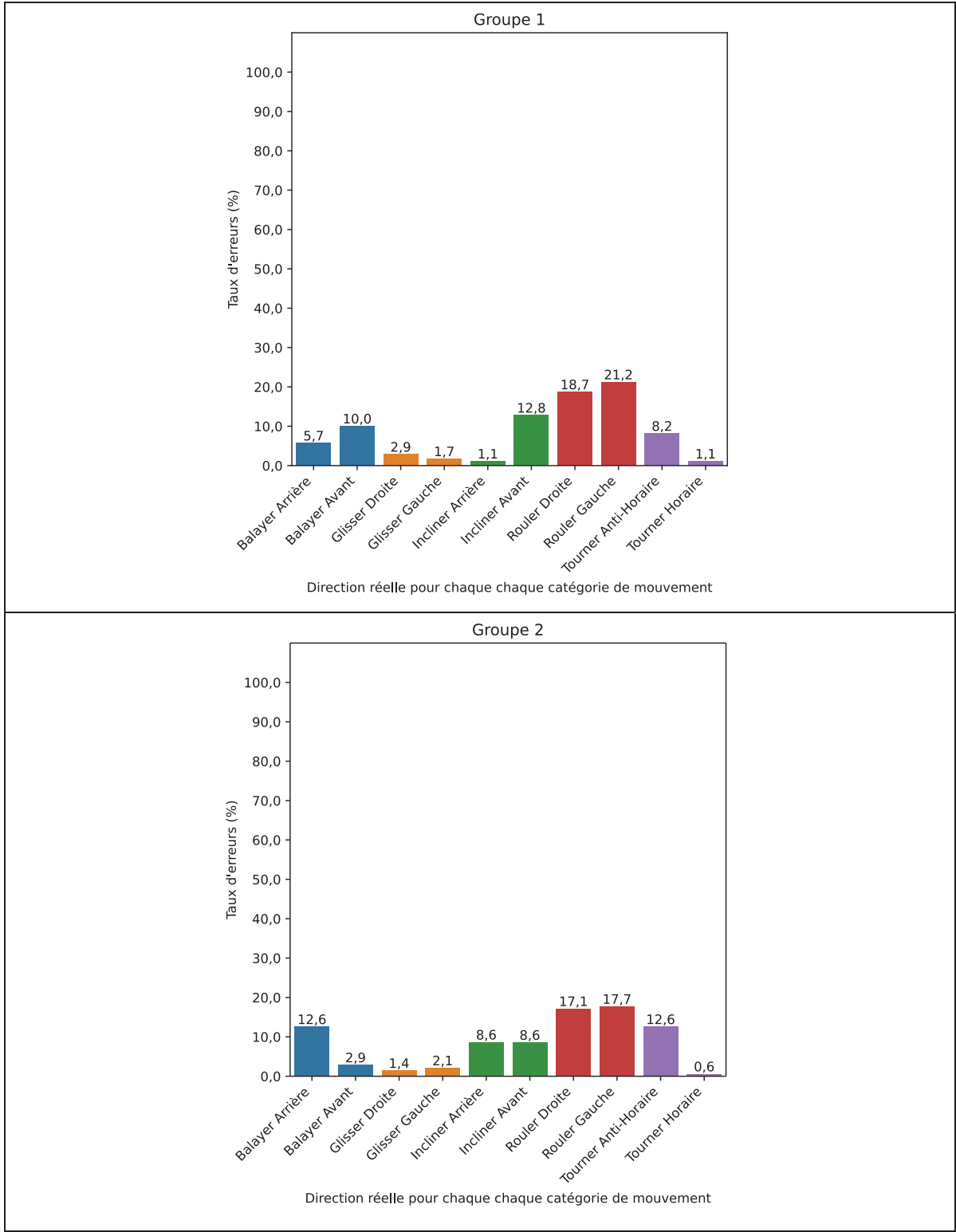


Figure 3.4 Diagramme du taux d'erreurs selon la direction pour chaque catégorie de mouvement (Groupe 1 : 5 premiers participants)

À la Figure 3.4, les directions *Glisser Droite* et *Gauche* sont très peu confondues de part et d'autre. Certaines catégories de mouvements présentent une tendance similaire entre les deux groupes en ce qui concerne la direction associée au taux d'erreurs le plus élevé. C'est le cas de la catégorie *Incliner* où la direction *Arrière* génère plus d'erreurs qu'*Avant*. Une tendance comparable est observée pour la catégorie *Tourner*, où la direction *Anti-horaire* entraîne davantage d'erreurs que la direction *Horaire*. Il demeure difficile de déterminer la cause exacte de ces écarts, d'autant plus que la stratégie utilisée pour interpréter la direction varie entre les participants. Selon, le questionnaire, certains se basent sur la dernière vibration ressentie, la première ou les deux.

Pour ce qui est des autres catégories, soit *Balayer* et *Rouler*, il est impossible de déduire quelle direction est plus problématique que l'autre. Pour la catégorie *Rouler*, il est possible que l'augmentation d'amplitude rende la direction *Tourner Gauche* plus perceptible que celle vers la droite. Ce phénomène pourrait s'expliquer par l'asymétrie anatomique du poignet, qui affecterait la transmission des vibrations. Cela peut aussi être le résultat de différences individuelles entre les participants des deux groupes. Il reste que, dans le cas de la catégorie *Balayer*, les tests sont les mêmes dans les deux groupes, ce qui suggère que l'absence de tendance est causée par des erreurs individuelles, ce qui est en concordance avec la Figure-A IV-2.

En résumé, les taux d'erreurs de catégorisation et de directionnalité observés demeurent relativement faibles, mais ne sont pas négligeables. Dans l'ensemble, le taux de succès est supérieur à 75%. Des taux de succès aux dessus de 90 % sont obtenus pour les catégories *Glisser*, *Balayer* et *Tourner*. Les directives au niveau de la main et du poignet, plus précisément *Incliner* et *Rouler*, sont les plus propices aux erreurs d'interprétation, probablement à cause de la proximité physique des actionneurs correspondants. Les indications répétées pourraient modifier la perception et la réponse des participants au fil du temps.

3.3.2 Fiabilité du niveau de confiance rapporté par les participants

Après avoir examiné le taux d'erreurs afin d'identifier les causes fréquentes d'échec et les principales sources de confusion, l'analyse se poursuit avec l'évaluation de la fiabilité du niveau de confiance rapporté par les participants.

La Figure 3.5 montre le taux de succès en fonction du niveau de confiance rapporté par les participants. Pour cette analyse ainsi que le reste du chapitre un essai est considéré un succès lorsque la catégorie ainsi que la directionnalité sont correctement identifiées.

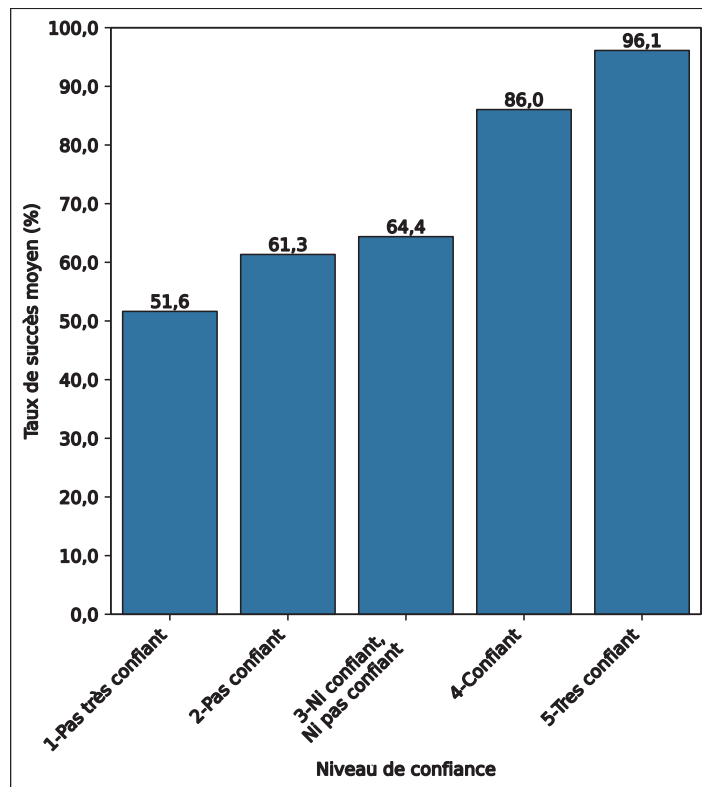


Figure 3.5 Taux de succès moyen selon le niveau de confiance rapporté par les participants

D'après la Figure 3.5, les participants semblent évaluer correctement leur niveau de confiance, puisque le taux de succès global augmente avec le niveau de confiance rapporté. Par contre,

les observations sont plus nuancées lorsque les taux de succès sont séparés par catégorie, comme montré à la Figure 3.6.

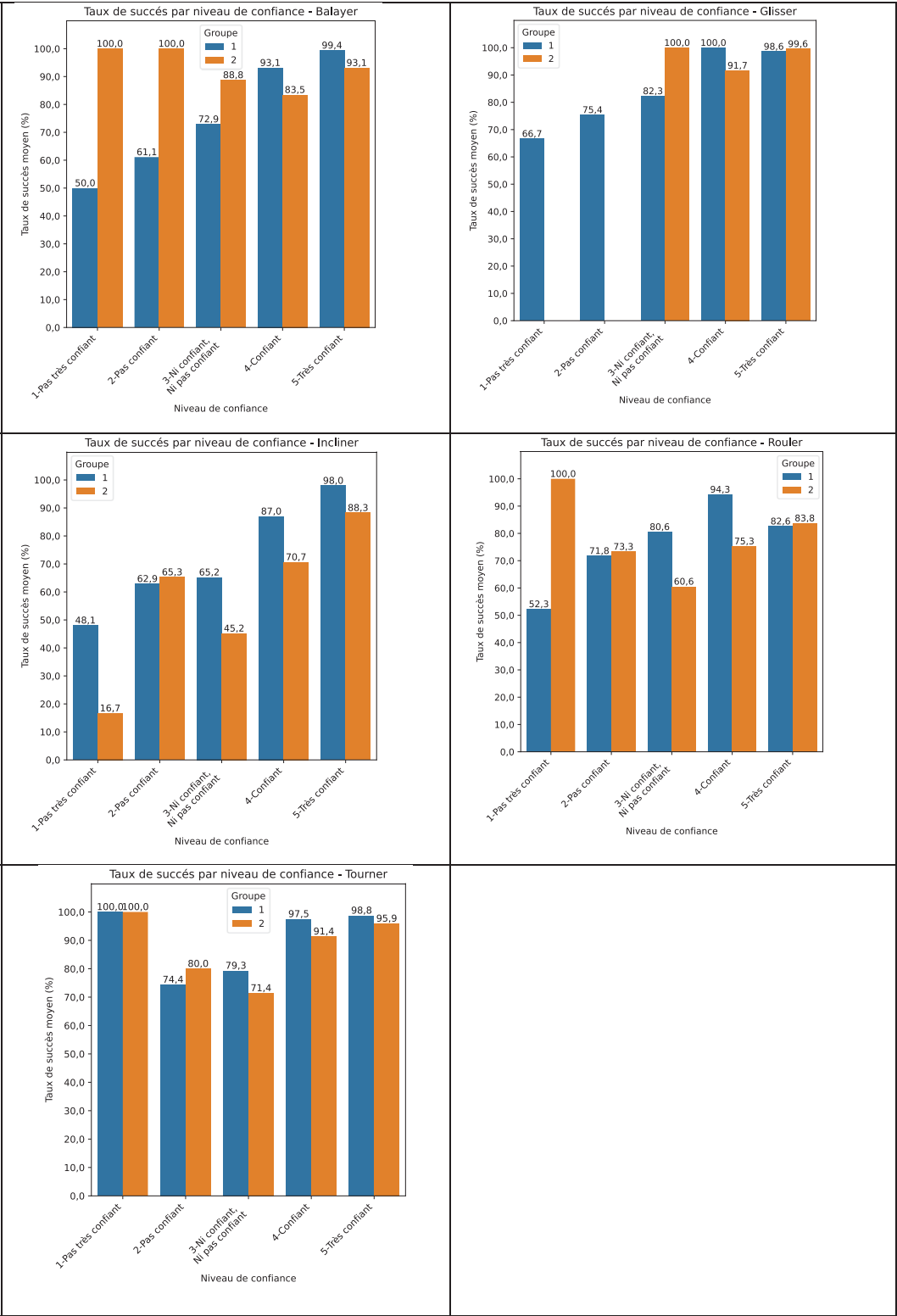


Figure 3.6 Taux de succès moyen selon le niveau de confiance rapporté par les participants pour chaque catégorie

Le diagramme à bandes (Figure 3.6) obtenu avec les données du groupe 1 reflète plus fidèlement la tendance attendue, à savoir qu'une augmentation du niveau de confiance est généralement associée à une hausse du taux de succès. En revanche, les résultats du groupe 2 présentent une variabilité plus importante pour les catégories *Incliner* et *Rouler*. Cette disparité pourrait être attribuable aux participants 2 et 3, qui manifestaient un haut niveau de confiance tout en commettant de nombreuses erreurs. Par ailleurs, des niveaux de réussite relativement élevés sont observés aux faibles niveaux de confiance pour la catégorie *Balayer* dans le groupe 2.

Malgré ces fluctuations, les niveaux de confiance 4 et 5 demeurent globalement associés à des taux de succès élevés pour l'ensemble des catégories.

3.3.3 Influence des paramètres

Cette section analyse l'influence des paramètres expérimentaux sur la performance. Comme mentionné dans la section 3.2, trois paramètres ont été modulés au cours de l'expérimentation : l'amplitude, la durée de vibration et le délai inter-vibrations. Lorsqu'un paramètre était modulé, les deux autres étaient maintenus constants afin d'isoler son effet sur les résultats (Tableau 3.2), tel que décrit à la section 3.2.

Comme montré dans la Figure 3.3 et le Tableau 3.3, les catégories *Glisser* et *Balayer* ont été bien distinguées par les participants dans l'ensemble des essais, autant en termes de catégorie de mouvements que de direction. Par conséquent, la variation des paramètres choisis pour les actionneurs de ces catégories semble avoir eu un impact négligeable sur la perception des indications par les participants. Donc, seules les analyses sur les catégories semblant plus affectées par la variation des paramètres, soient *Incliner*, *Rouler* et *Tourner*, seront présentées en détails dans cette section afin de déterminer les paramètres optimaux. L'analyse détaillée des catégories *Glisser* et *Balayer* est disponible à l'ANNEXE V.

3.3.3.1 Catégorie Incliner

La catégorie *Incliner* est celle qui est le plus fréquemment confondue, généralement avec *Tourner* ou *Rouler*, comme le montre la Figure 3.3.

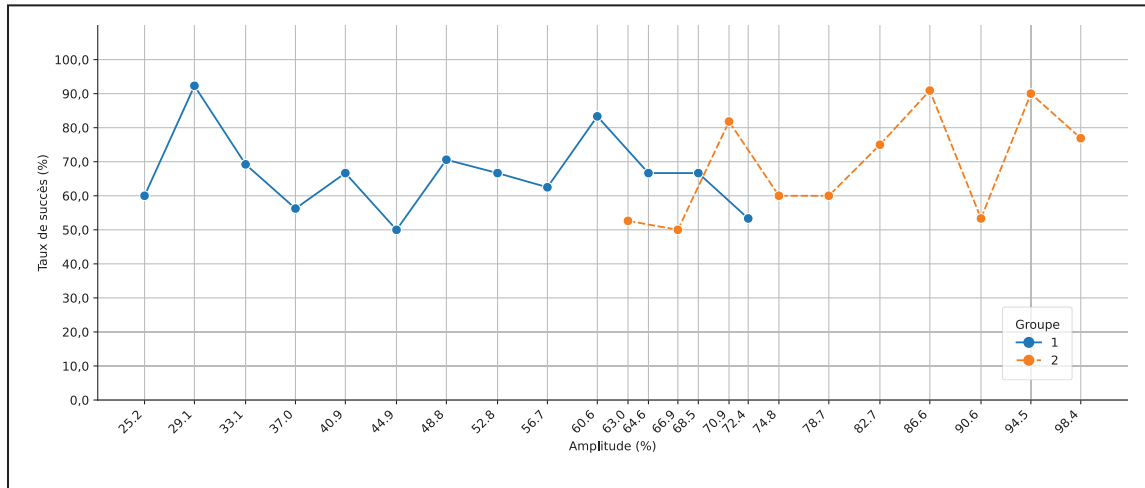


Figure 3.7 Graphique du taux de succès selon l'amplitude pour la catégorie *Incliner* (Groupe 1 : 5 premiers participants)

Dépendant de l'amplitude (Figure 3.7), les taux de succès pour *Incliner* sont entre 40,0% et 100,0%. Même si le minimum est autour de 50,0%, plusieurs taux de succès sont à 80,0% ou plus. Certaines valeurs d'amplitude ont des taux de succès à 90,0% et plus.

Les amplitudes 82,7% et 94,5%, testées uniquement avec le groupe 2, présentent les taux de succès les plus élevés, atteignant environ 90,0%. En revanche, l'amplitude 90,6%, bien qu'intermédiaire entre ces deux valeurs, affiche un taux de succès nettement plus faible (53,3%). Un niveau de performance comparable a également été observé à 29,1% dans le groupe 1.

Compte tenu de cette variabilité, il est difficile d'identifier une valeur optimale d'amplitude. Néanmoins, sur la base des performances observées, un intervalle compris entre 82,7% et 98,4% inclusivement a été retenu pour cette catégorie.

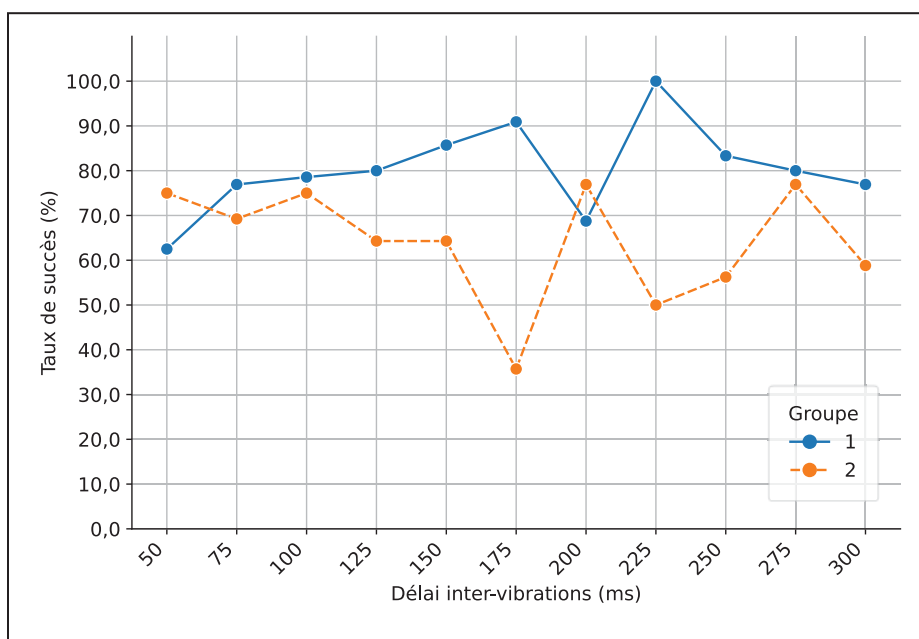


Figure 3.8 Graphique du taux de succès selon le délai inter-vibrations pour la catégorie *Incliner* (Groupe 1: 5 premiers participants)

À la Figure 3.8, qui montre la variation du taux de succès en fonction du délai inter-vibrations, les taux de succès du groupe 2 sont généralement plus faibles que ceux du groupe 1. Le groupe 1 a un taux de succès supérieur à 80,0% pour plusieurs valeurs de délais, incluant 125 ms, 175 ms et 225 ms à 275 ms. Le plus faible taux de succès du groupe 2 pourrait être attribué à une confusion accrue avec la catégorie *Rouler*, en raison de l'amplitude fixe plus élevée utilisée dans le groupe 2 (75,6%), ce qui pourrait brouiller la distinction entre les deux mouvements. Toutefois, les taux de succès les plus élevés dans le groupe 1 correspondent parfois aux plus faibles dans le groupe 2. Ce phénomène semble résulter de l'augmentation de l'amplitude fixe pour le groupe 2 et des erreurs individuelles répétées, rendant difficile l'identification de valeurs optimales. Cela dit, les taux de succès les plus élevés ont été observés pour des valeurs comprises entre 125 ms et 275 ms, ce qui suggère que cette plage constitue le choix à privilégier.

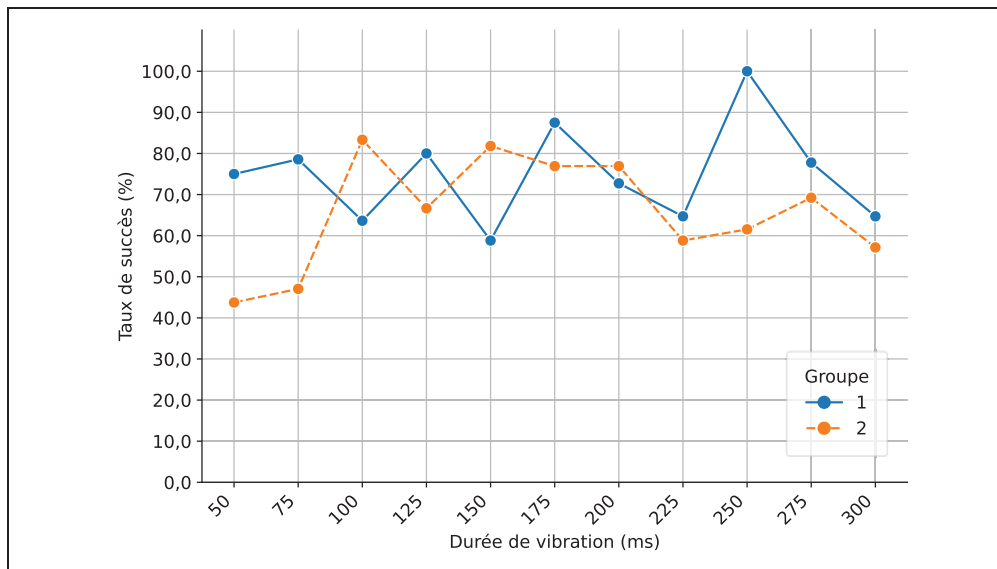


Figure 3.9 Graphique du taux de succès selon la durée de vibration pour la catégorie *Incliner* (Groupe 1 : 5 premiers participants)

À la Figure 3.9, qui montre le taux de succès en fonction la durée de vibration, les taux de succès sont entre 40,0% et 100,0%. Il reste que pour cinq valeurs de la durée de vibration, les taux de succès sont au-dessus de 80,0%. Par ailleurs, le taux de succès du groupe 2 est généralement plus bas que celui du groupe 1, probablement pour la même raison qu'évoquée précédemment, soit la confusion occasionnée par l'augmentation de l'amplitude fixe de la catégorie *Rouler*. De plus, certains participants ont obtenu un taux d'erreurs nettement plus élevé que les autres, ce qui peut affecter significativement l'allure de la courbe (ANNEXE IV). Une durée de vibration de 175 ms semble un bon choix, puisque le taux de succès est relativement élevé dans les deux groupes.

3.3.3.2 Catégorie Rouler

La catégorie *Rouler* est la deuxième la plus fréquemment confondue, et présente également une plus grande difficulté de discrimination directionnelle.

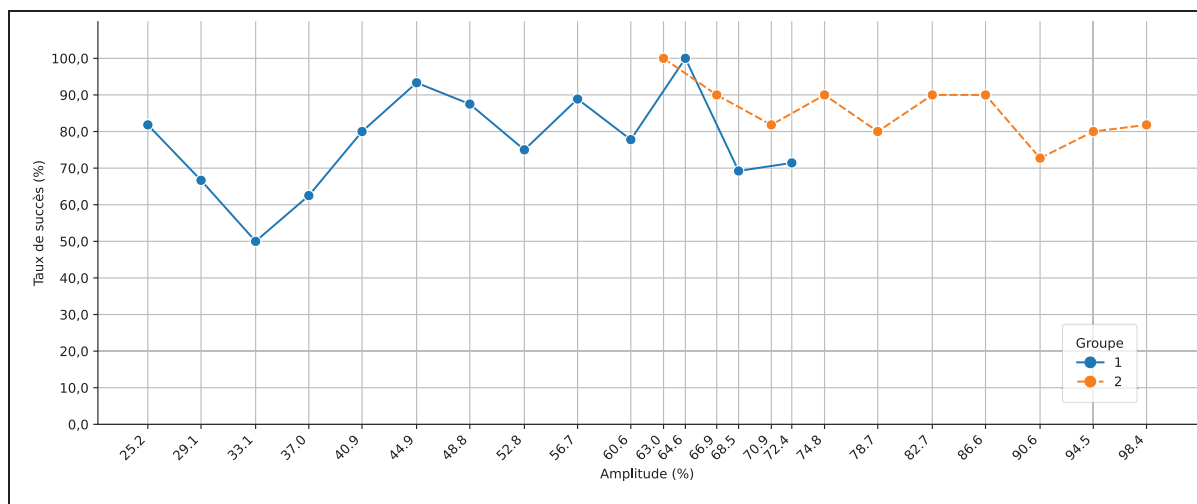


Figure 3.10 Graphique du taux de succès selon l'amplitude pour la catégorie *Rouler* (Groupe 1 : 5 premiers participants)

Pour l'amplitude (Figure 3.10), le taux de succès obtenu ne semble pas avoir de tendance particulière. Il reste qu'un taux de succès de 100% est obtenu pour une amplitude de 64,6% dans le groupe 1 et de 63,03% dans le groupe 2. Il est probable qu'une différence de $\sim 1,60\%$ n'ait pas un impact significatif sur la stimulation tactile. Donc, une plage de 63,0% à 64,6% a été retenue pour cette catégorie.

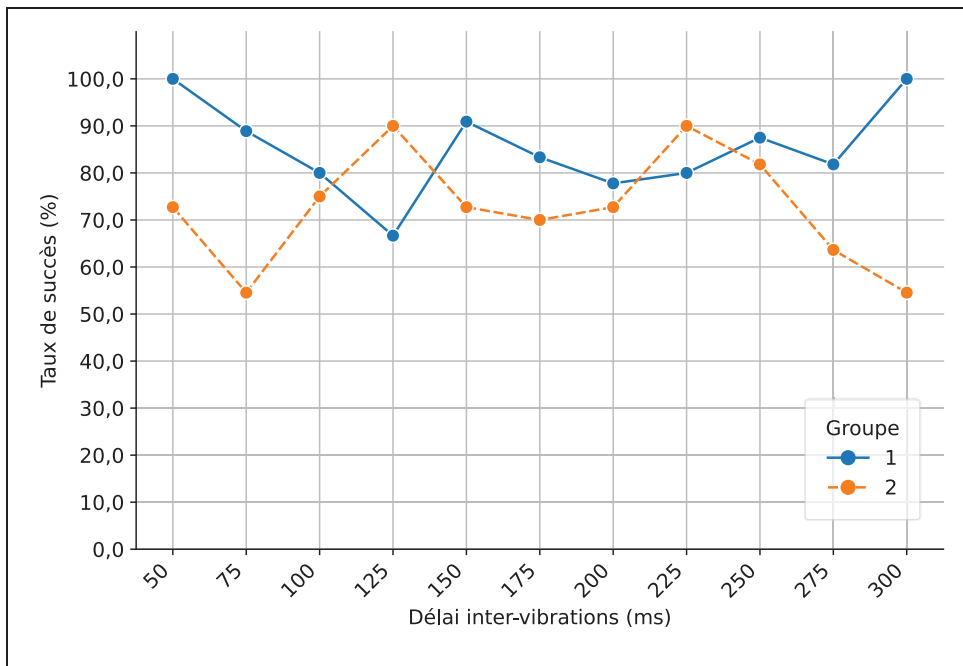


Figure 3.11 Graphique du taux de succès selon le délai inter-vibrations pour la catégorie *Rouler* (Groupe 1 : 5 premiers participants)

À la Figure 3.11, le taux de succès obtenu par le groupe 1 est de 80,0% ou plus pour la majorité des délais inter-vibrations. Un décalage entre la courbe du groupe 1 et celle du groupe 2 est observé, possiblement causé par le changement d'amplitude des actionneurs. Les délais de 225 ms et 250 ms apparaissent comme de bons choix. Pour ces valeurs, le taux de succès se situe entre 80,0% et 90,0% dans les deux groupes.

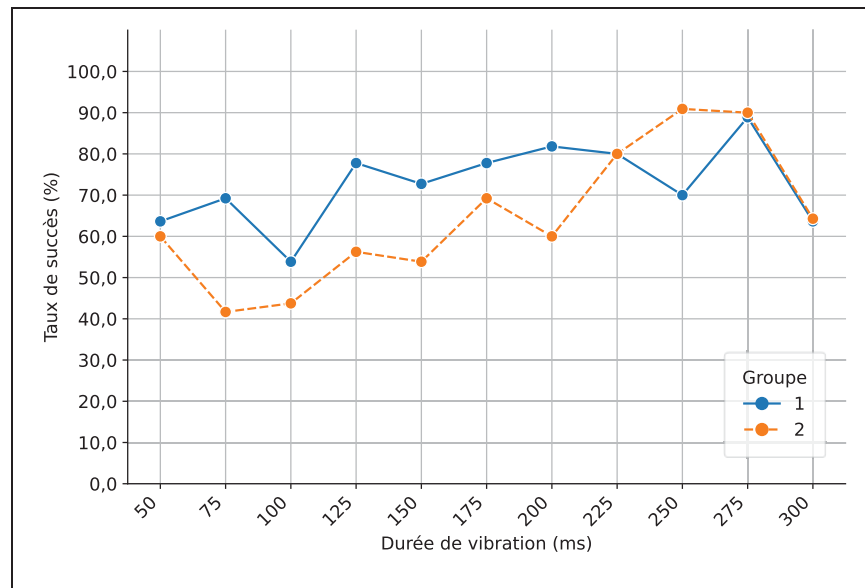


Figure 3.12 Graphique du taux de succès selon la durée de vibration pour la catégorie *Rouler* (Groupe 1: 5 premiers participants)

Selon la durée de vibration (Figure 3.12), le taux de succès peut atteindre un maximum de 90,9%. Il reste que plusieurs durées ont des taux de succès en dessous de 60,0% pour le groupe 2, ce qui montre l'importance du paramètre. De manière générale, la plage de durée de vibration comprise entre 225 ms et 275 ms semble offrir de bonnes performances pour les groupes 1 et 2 avec des taux de succès entre 70,0% et 90,9%.

3.3.3.3 Catégorie Tourner

La catégorie *Tourner* est confondue de façon non-négligeable avec *Incliner*, tel que présenté à la Figure 3.3, ce qui exige d'identifier les paramètres permettant d'optimiser la performance.

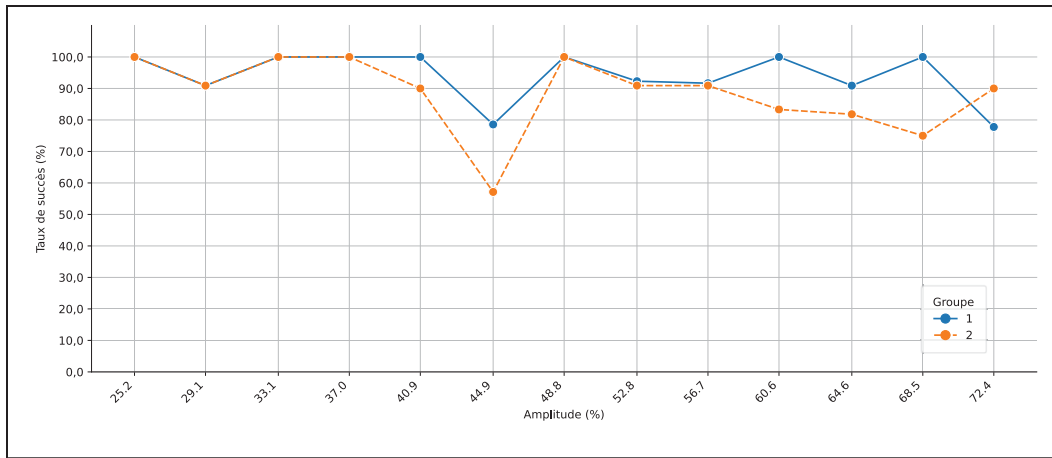


Figure 3.13 Graphique du taux de succès selon l'amplitude pour la catégorie *Tourner* (Groupe 1 : 5 premiers participants)

À la Figure 3.13, qui montre le taux de succès en fonction de l'amplitude, une similitude des hauts taux de succès est observée entre les groupes 1 et 2 aux amplitudes de 25,5% à 56,7% pour la catégorie *Tourner*. Donc, certaines valeurs d'amplitude ont un haut taux de succès dans les deux groupes, notamment 25,2% à 41,9% ainsi que 48,8%. Ces amplitudes sont plus basses que les amplitudes retenues pour le reste de la main (mouvements *Incliner* et *Rouler*), probablement à cause d'une plus grande sensibilité à l'index.

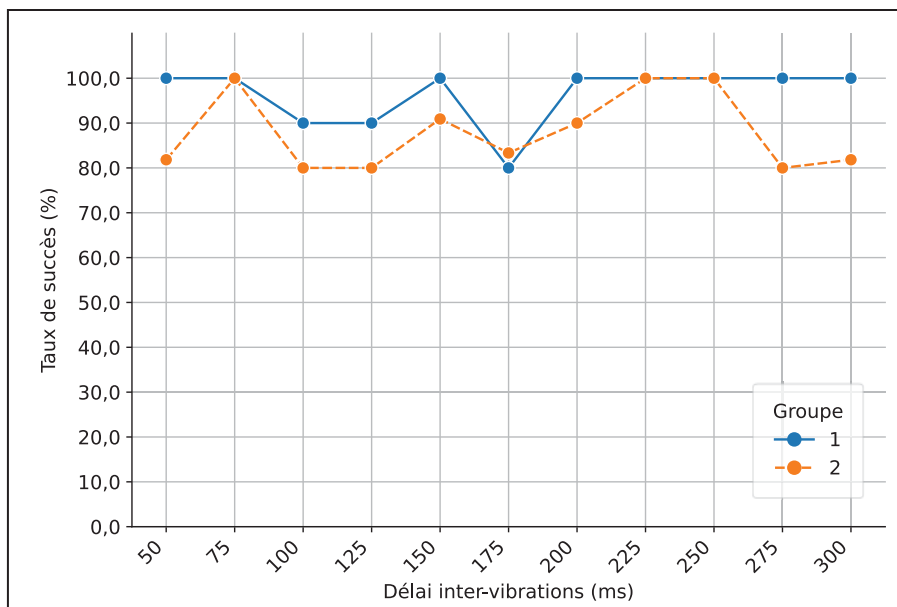


Figure 3.14 Graphique du taux de succès selon le délai inter-vibrations pour la catégorie *Turner* (Groupe 1 : 5 premiers participants)

Un taux de succès minimum de 80% sur l'ensemble des délais inter-vibrations testés est observé à la Figure 3.14. La variation du délai inter-vibrations semble avoir peu d'impact sur le taux de succès. D'après les observations issues du graphique, les valeurs avec des taux de succès de 100 % dans un des groupes sont retenues, plus précisément 50, 75, 150 et de 200 à 300 ms.

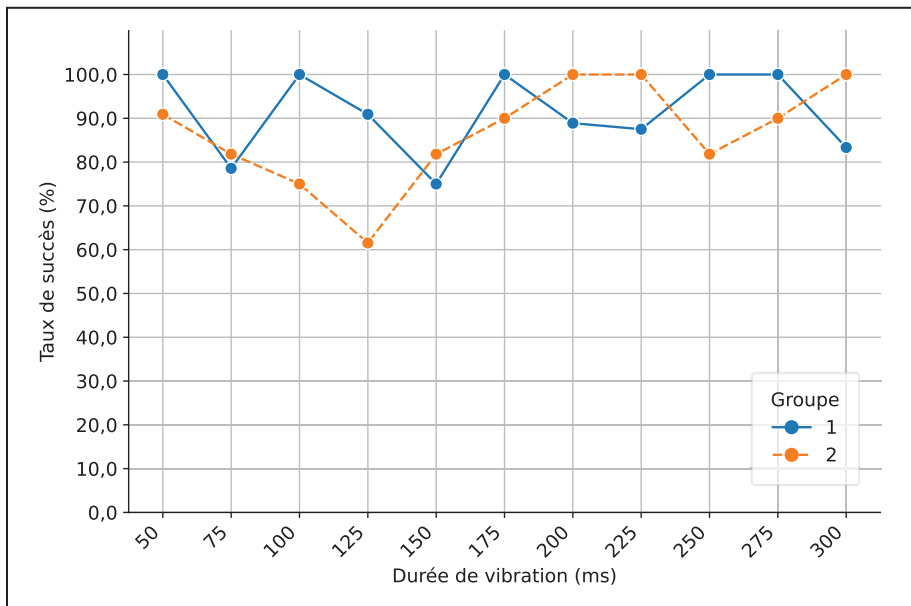


Figure 3.15 Graphique du taux de succès selon la durée de vibration pour la catégorie *Tourner* (Groupe 1 : 5 premiers participants)

La Figure 3.15 montre un taux de succès minimum de 60,0% pour la variation de la durée de vibration, ce qui est inférieur au taux de succès minimum pour le délai inter-vibrations de 80,0%. Il reste que plusieurs taux de succès sont au-dessus de 80,0%. À cause du creux non négligeable obtenu par le groupe 2, la plage optimale pour celui-ci semble être de 175 à 300 ms. Pour le groupe 1, des variations plus faibles sont observées entre les valeurs de 175 et 275 ms. En se basant sur les durées des vibrations associés aux taux de succès les plus élevés pour les deux groupes, des durées comprises entre 175 à 275 ms semblent les plus adaptées.

3.4 Conclusion

En résumé, les participants ont été en mesure d'identifier correctement les catégories et les directions des indications, mais cette performance varie selon les catégories, certaines exigeant un paramétrage plus précis pour être correctement interprétées. Pour l'ensemble des essais, le taux de succès moyen est au-dessus de 75 % et dépasse 90% pour *Glisser*, *Balayer* et *Tourner*. Ce taux de succès élevé montre une bonne distinction des différentes instructions vibrotactiles

pour l'ensemble des erreurs soit de catégorisation ou de directionnalité. Il reste que des taux d'erreurs plus élevés ont été observés au niveau des mouvements impliquant la main et le poignet (*Incliner* et *Rouler*), ce qui reste cohérent avec la concentration des vibrations dans ces zones. Par ailleurs, les participants sont en mesure de s'auto-évaluer de façon cohérente avec leurs erreurs. Plus précisément, un niveau de confiance élevé correspond généralement à un haut taux de succès.

Une analyse plus poussée de l'effet de chacun des paramètres (l'amplitude, le délai inter-vibrations et la durée de vibration) a été nécessaire pour les catégories de mouvements impliquant la main et le poignet pour déterminer leurs valeurs optimales. Toutefois, pour la majorité des paramètres plusieurs valeurs ont montré des taux de succès satisfaisants pour toutes les catégories de mouvements. Pour le bras et l'avant-bras, la variation des paramètres a eu un impact minime sur le taux de succès qui est demeuré très élevé. Donc, la plage acceptable est très étendue. Au contraire, les taux de succès pour la reconnaissance des stimuli au niveau de la main et du poignet sont plus influencés par les paramètres. Les plages acceptables de chaque paramètre pour chaque catégorie de mouvement, résumées dans le Tableau 3.4, constituent une première base pour envisager le développement d'un système de guidage échographique vibrotactile fonctionnel et adapté à une population plus large.

Tableau 3.4 Valeurs retenues des paramètres selon les catégories de mouvements

Catégorie	Amplitude	Délai inter-vibrations (ms)	Durée de vibration (ms)
Balayer	52,8% à 72,4%	175 à 300	150, 225, 275 et 300
Glisser	0% à 100%	100 à 300	100 à 300
Incliner	82,7% à 98,4%	125 à 275	175
Rouler	63,0% à 64,6%.	225 et 250	225, 250 et 275
Tourner	25,20% à 40,95% et 48,82%	200 à 300	175 à 275

L'étude présentée dans ce chapitre comporte plusieurs limites. Tout d'abord, même si des plages acceptables ont pu être identifiées pour chaque paramètre pris isolément, cela ne garantit pas que les indications vibrotactiles seront toujours perçues correctement, car l'influence conjointe des paramètres peut modifier la qualité du ressenti et la distinction des mouvements. De surcroît, l'échantillon étudié est restreint, ce qui limite la portée, la généralisation des résultats ainsi que l'utilité d'une analyse statistique formelle. En effet, aucune analyse statistique n'est effectuée dans ce chapitre à cause du petit nombre de participants ($N=5$) par groupe. De plus, l'âge des participants était compris entre 20 et 30 ans. Bien que ce groupe restreint ne couvre pas l'ensemble de la population, il correspond en bonne partie à la cible, soit les débutants en échographie, souvent des étudiant(e)s ou de jeunes diplômé(e)s.

Des limites importantes de cette étude sont liées à la nature de la tâche exécutée par les participants, qui devaient simplement identifier la position et la direction des vibrations, verbaliser leur perception et évaluer leur niveau de confiance. Contrairement à l'échographie classique qui sollicite fortement la vision, aucune composante visuelle n'a été intégrée au protocole. En outre, les participants n'exécutaient pas réellement les mouvements associés aux vibrations, ce qui diffère du contexte d'utilisation réel où le guidage tactile accompagne une action motrice. Enfin, le protocole n'incluait pas la répétition des vibrations : or, dans un système opérationnel, la même indication est généralement transmise plusieurs fois afin de confirmer la direction à suivre et de guider progressivement l'utilisateur.

Compte tenu des différentes limitations associées à la tâche réalisée, aucun seuil d'erreur acceptable n'a pu être clairement établi. De plus, il demeure difficile de déterminer quelle valeur de taux de succès serait suffisante pour permettre le guidage de la sonde. L'étude présentée au Chapitre 4 va s'affranchir de plusieurs de ces limites en évaluant le système haptique proposé dans un contexte de guidage plus proche d'un cas réel d'utilisation.

CHAPITRE 4

GUIDAGE ÉCHOGRAPHIQUE PAR L'HAPTIQUE

Ce chapitre présente le système de guidage échographique assisté par retour haptique développé dans le cadre de ce travail ainsi que son évaluation expérimentale. Ce système a pour but de guider l'utilisateur vers des objectifs, c'est-à-dire une orientation et un positionnement précis de la sonde échographique, au moyen d'indications vibrotactiles.

La Figure 4.1 illustre le fonctionnement général du système et la boucle d'interactions entre le suivi des mouvements, le traitement des données, l'activation des actionneurs vibrotactiles et l'ajustement du geste par l'utilisateur.

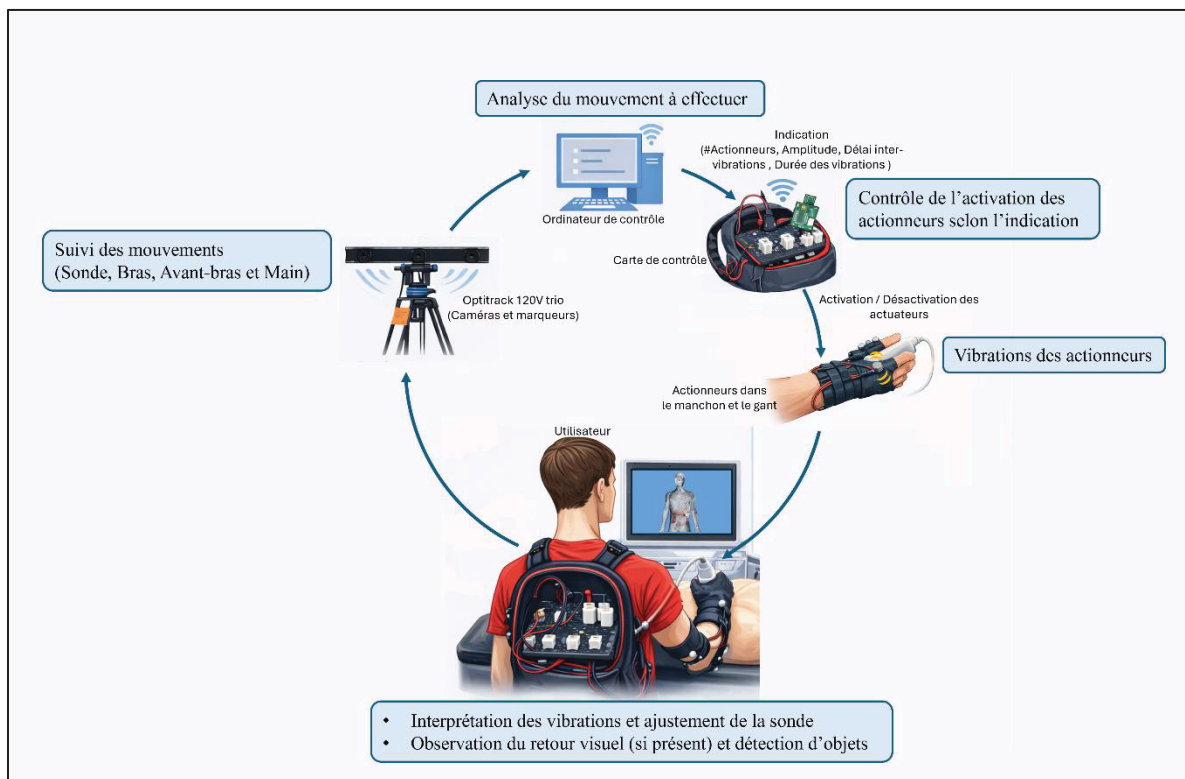


Figure 4.1 Schéma du fonctionnement global du système de guidage échographique par l'haptique

Note : Figure produite avec l'assistance de ChatGPT

Dès le début de la tâche, des indications vibrotactiles sont transmises à l'utilisateur par le système haptique décrit au CHAPITRE 2. Ces vibrations indiquent le mouvement à effectuer (catégorie de mouvements et direction) visant à guider le déplacement et l'orientation de la sonde échographique vers un objectif prédéfini, dont la position et l'orientation sont inconnues de l'utilisateur.

Les indications évoluent dynamiquement en fonction des mouvements réalisés. La direction change de façon à assurer la convergence vers la cible tel que montré à la Figure 4.2. Si le mouvement effectué est dans la mauvaise direction par rapport à l'indication, les vibrations s'accroissent (mode Erreur). Lorsque la cible de la catégorie est atteinte, l'indication change de catégorie ou arrête si l'objectif de la sonde est atteint.

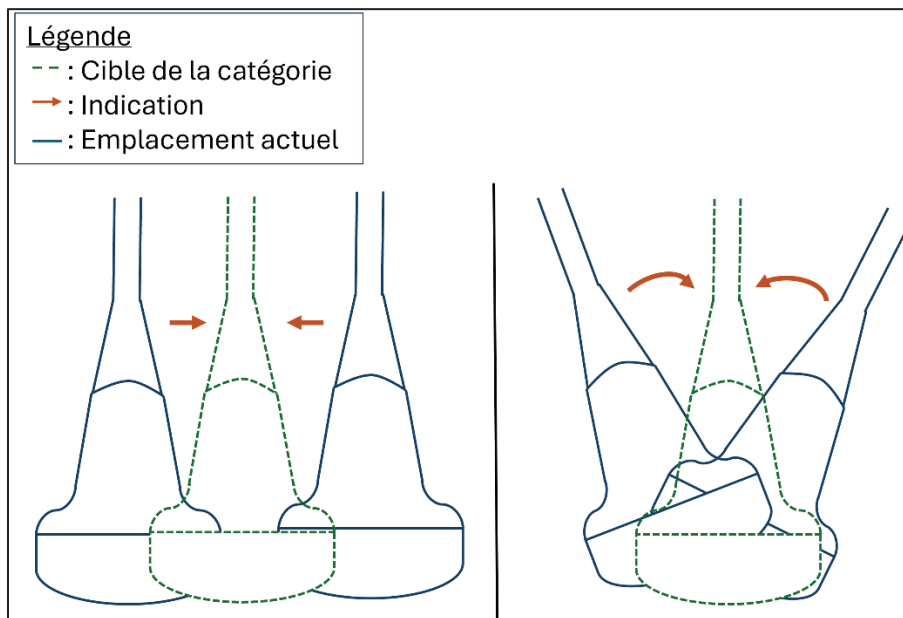


Figure 4.2 Évolution de la directionnalité des indications

Les catégories de mouvements se distinguent en deux types :

Les mouvements de translation : *Glisser* et *Balayer*.

Les mouvements d'orientation : *Rouler*, *Tourner* et *Incliner*.

Ce chapitre décrit d'abord plus en détails de l'architecture du dispositif ainsi que le rôle et l'interaction de ses différentes composantes (section 4.1). La section 4.2 expose ensuite le protocole expérimental mis en place pour évaluer les performances du système et analyse les résultats obtenus quant à l'efficacité du guidage haptique.

4.1 Fonctionnement du système

Pour que le système transmette des indications selon les mouvements de l'utilisateur, un suivi des mouvements doit être effectué. Dans le cadre de cette recherche, le suivi des mouvements est assuré par le suivi optique en raison de sa simplicité et de son efficacité tel que présenté à la section 1.4. Le système de capture optique OptiTrack est composé des caméras infrarouges du OptiTrack Trio V120 et de marqueurs réfléchissants, lesquels offrent une précision spatiale de l'ordre de $\pm 0,5$ mm. Ces marqueurs sont fixés sur des corps rigides (voir section 4.1.1) localisés au niveau du bras, de l'avant-bras, de la main et de la sonde échographique. Les caméras captent la lumière infrarouge réfléchiée par les marqueurs et en extraient leurs coordonnées bidimensionnelles (2D) pour chacune des caméras. Ces informations sont transmises de manière filaire à l'ordinateur central, où le logiciel Motive effectue le traitement des données. Plus précisément, Motive réalise la reconstruction tridimensionnelle (3D) des marqueurs à partir des vues multiples et en déduit les paramètres de suivi du mouvement, tels que la position des marqueurs ainsi que leur orientation.

Les données de suivi de mouvements sont par la suite transmises via le réseau NatNet (protocole UDP) au logiciel de guidage. Le logiciel utilise une structure multithreads pour traiter simultanément plusieurs tâches en se basant sur les données les plus récentes reçues toutes les 10 millisecondes.

Lorsque les données du suivi de mouvements sont traitées, les données du corps rigide de la sonde sont transformées en fonction du corps rigide de référence. Le calcul de ces transformations est présenté à la section 4.1.1.

Par ailleurs, les angles articulaires du coude et du poignet sont calculés à partir des données cinématiques acquises et exprimées par rapport à une position de référence neutre préalablement définie. Cette position de référence correspond à une élévation de l'épaule à 90°, avec le dos de la main orienté vers les caméras. Le calcul des angles est réalisé en se basant sur la méthode proposée par (Pocratsky et al., 2014). Les angles obtenus représentent ainsi les variations articulaires relatives à cette configuration initiale. Bien que ces paramètres ne soient pas analysés dans le cadre du présent mémoire, ils pourraient faire l'objet d'études ultérieures portant sur les contraintes musculosquelettiques associées aux mouvements réalisés lors d'échographies guidées, notamment dans une perspective de prévention des troubles musculosquelettiques.

L'ensemble des données générées au cours du traitement, incluant les données brutes issues du suivi des corps rigides, les données transformées par rapport au repère de référence ainsi que les angles articulaires calculés, est enregistré sous forme de fichiers au format CSV afin d'en assurer la conservation et de permettre leur analyse ultérieure.

Les positions et les orientations, obtenues à la suite des transformations des données de la sonde, sont traitées afin d'obtenir les écarts positionnels et angulaires de la sonde par rapport à l'objectif préalablement défini par l'expérimentatrice (position et angle de la sonde). Ces écarts sont analysés afin de déterminer quelle indication doit être transmise, ce qui inclut la catégorie de mouvement, la direction (aller/retour) et le mode (Normal/Erreur) de l'indication. De plus amples informations sont données à la section 4.1.2.

La composante visuelle du système qui apparaît dans la Figure 4.1 n'est pas nécessaire à son fonctionnement et demeure optionnelle. Elle a été développée afin de reproduire la charge cognitive supplémentaire généralement associée à l'interprétation d'une image échographique et est décrite en détail à la section 4.1.3.

4.1.1 Suivi des mouvements détaillé

Le suivi des mouvements a deux buts principaux. Connaître la position et l'orientation de la sonde permet (1) un guidage adaptatif en continu et (2) l'analyse des mouvements réalisés par les participants en réponse aux indications du système de guidage à des fins d'évaluation. Accessoirement, le suivi des mouvements des articulations du haut du corps (angles des articulations) lors de l'utilisation du système dans un contexte échographique permet une analyse plus fine et se prête à une étude préliminaire des aspects ergonomiques du système.

Pour réaliser le suivi des mouvements de la sonde et des articulations, plusieurs marqueurs doivent être fixés à des endroits stratégiques. Idéalement un minimum de trois marqueurs doivent être positionnés pour former un segment (corps rigide), afin d'éviter les risques d'occlusion tel que mentionné dans la revue de littérature (section 1.4.2). Les différents corps rigides sont définis dans le logiciel Motive qui les reconnaît d'après la géométrie de leurs marqueurs. Donc, le maintien des distances entre les différents marqueurs est crucial pour la reconnaissance des corps rigides par l'application Motive. Pour chaque corps rigide, des supports en plastique ont été modélisés et imprimés, afin de maintenir des distances fixes entre les différents marqueurs le composant.

Toutefois, le suivi de l'épaule et du dos n'a pas été effectué en raison du positionnement de la caméra, choisi afin de réduire l'occlusion lors du suivi de la sonde. De plus, aucun marqueur n'a été positionné directement sur les articulations, le port du gant et du manchon limitant l'accès à ces zones. Il demeure néanmoins possible de calculer les angles articulaires. Pour estimer les angles du poignet, deux corps rigides doivent être suivis : la main et l'avant-bras. Quatre marqueurs sont positionnés sur le gant (corps rigide de la main) et trois marqueurs sur le manchon au niveau de l'avant-bras. En ce qui concerne l'angle du coude, trois marqueurs doivent être placés sur l'avant-bras et trois autres sur le bras.

En ce qui concerne la sonde échographique, cinq marqueurs sont placés sur celle-ci afin de pallier l'occlusion éventuelle de certains d'entre eux en fonction de l'orientation de la sonde. Afin d'assurer une bonne répétabilité expérimentale, un corps rigide de référence composé de quatre marqueurs a été fixé sur l'étui du mannequin. Les marqueurs positionnés sur cet étui permettent de définir un repère fixe lié au mannequin. Les objectifs à atteindre par les participants sont définis dans ce repère. Les cibles correspondent donc toujours à une position précise sur le mannequin et à une orientation spécifique de la sonde par rapport à ce même repère. Cette approche garantit la cohérence des objectifs, même en cas de déplacement accidentel de la table du mannequin ou du système OptiTrack. Le positionnement de l'ensemble des corps rigides et des marqueurs est illustré à la Figure 4.3.

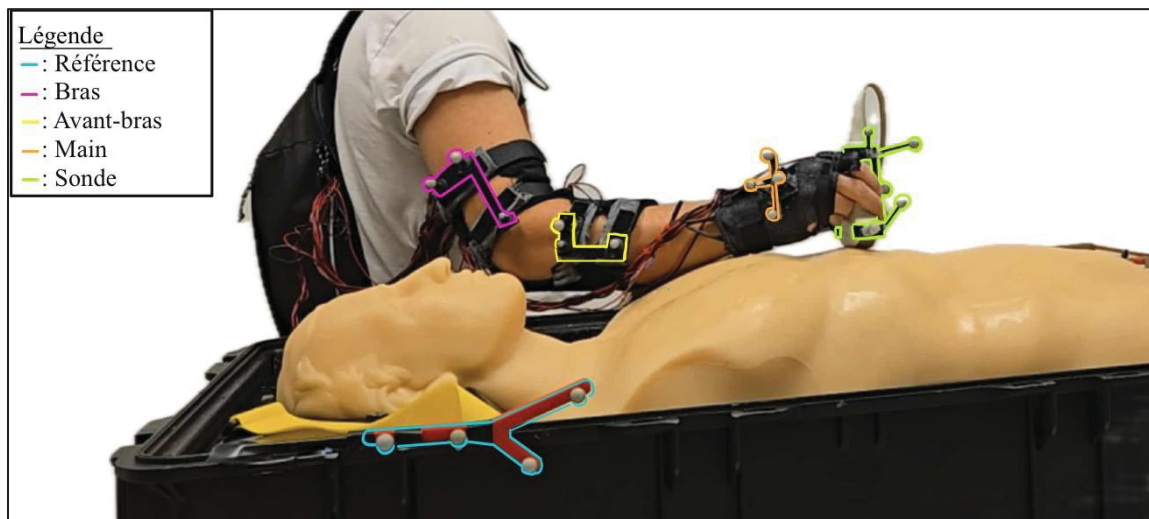


Figure 4.3 Positionnement des corps rigides

Le système de capture optique a été installé à une distance d'environ un mètre du corps rigide de référence, correspondant à la distance minimale requise pour assurer une mise au point optimale. La hauteur du dispositif a d'abord été réglée de manière à couvrir une plage verticale allant jusqu'à au moins 103 cm à partir du marqueur inférieur du corps rigide de référence, ce qui a permis d'englober la hauteur des épaules pour la majorité de la population. L'OptiTrack a ensuite été légèrement incliné vers le bas afin de surplomber le mannequin, améliorant ainsi la visibilité des marqueurs, en particulier ceux associés à la sonde, pour un large éventail

d'angulations. Enfin, le cadrage a été ajusté de manière que le système demeure parallèle à la boîte du mannequin, tout en positionnant le corps rigide de référence (quatre marqueurs blancs) dans le coin inférieur gauche de la zone de capture connexe aux trois caméras de l'OptiTrack, tel qu'affiché dans l'application Motive (Figure 4.4).

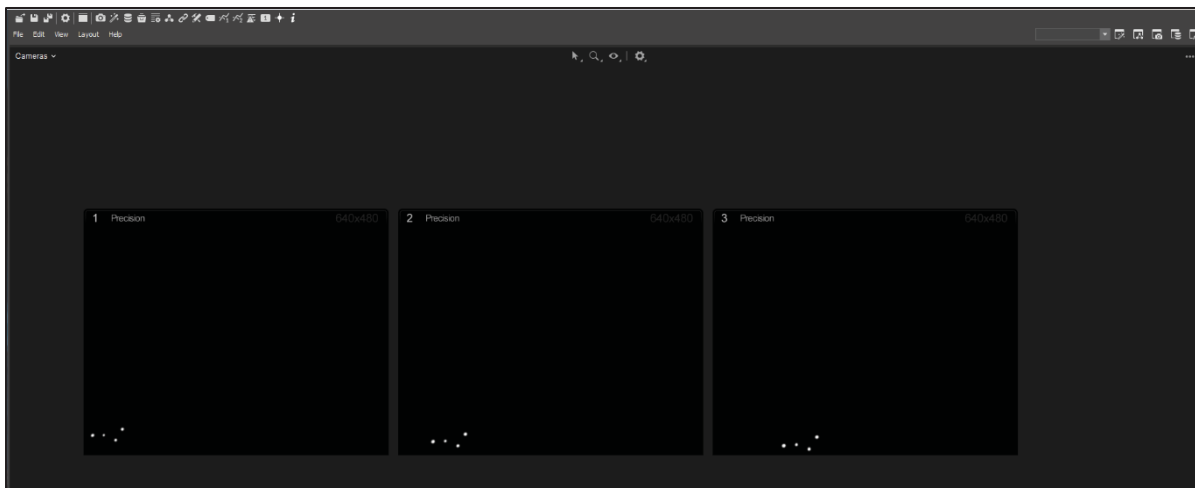


Figure 4.4 Capture à partir des trois caméras du corps rigide de référence à partir de Motive

Par la suite, les paramètres d'acquisition ont également été ajustés dans le logiciel Motive, notamment le temps d'exposition à $250 \mu s$ et le seuil de luminosité à 160 sur une échelle de niveaux de gris de 0 à 255, afin d'optimiser la visibilité des marqueurs et d'assurer une détection avec bruit minimal tout au long de la capture. Les corps rigides sont ensuite définis dans le logiciel Motive.

4.1.1 Transformation des données de la sonde échographique dans le plan de référence

Le corps rigide de la sonde exige une calibration, plus précisément la modification de son point pivot pour être à la pointe, c'est-à-dire au centre de la sonde échographique. Cette calibration est faite en positionnant un marqueur au point pivot souhaité et en sélectionnant la fonction

Align to.. marker dans Motive. Donc, les données du corps rigide transmises sont exprimées par rapport au point pivot.

Les données positionnelles de la sonde sont initialement exprimées dans le repère de l'Optitrack (Figure 4.5). L'application de transformations spatiales permet de ré-exprimer ces données dans un repère de référence, rendant leur interprétation indépendante de la position et de l'orientation du mannequin, et assurant une signification cohérente des données entre utilisateurs.

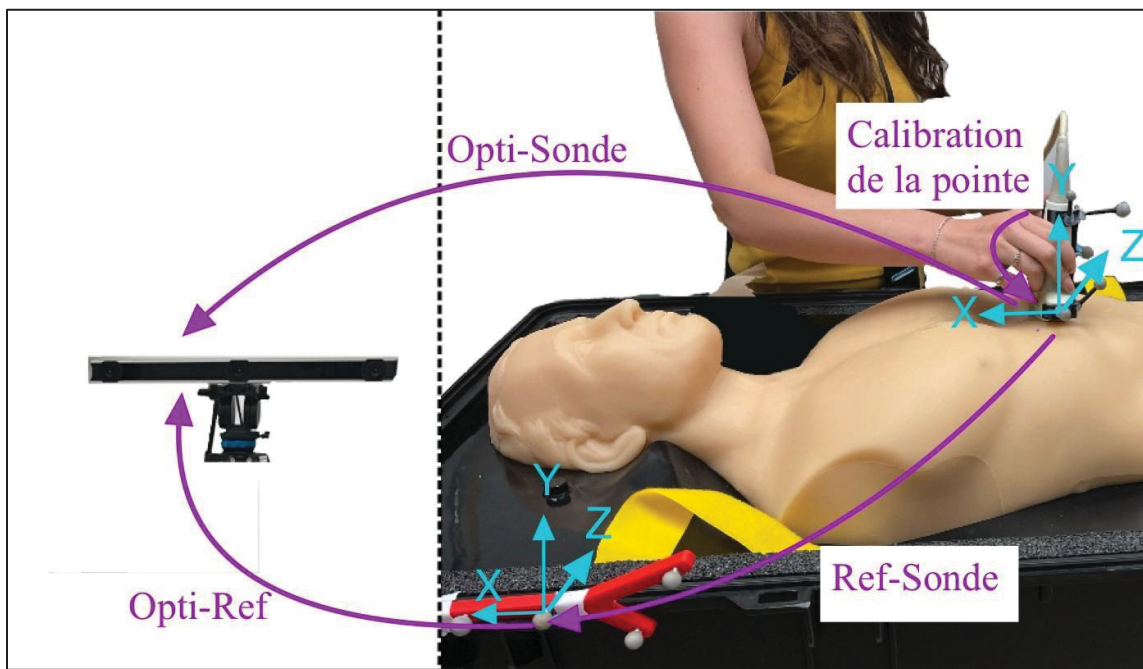


Figure 4.5 Illustration du repère de référence et des transformations

Pour cette transformation, deux matrices de rotation sont nécessaires : la matrice des données de la sonde selon l'Optitrack ($R_{\text{opti-sonde}}$) et la matrice des données de la référence selon l'Optitrack ($R_{\text{opti-ref}}$). La transformation fait également intervenir deux vecteurs de position, qui seront définis plus en détails par la suite. Ces matrices sont construites à partir des quaternions ($q=[q_w, q_x, q_y, q_z]$) fournis par Motive. La matrice de rotation de la sonde selon la référence ($R_{\text{ref-sonde}}$) est obtenue à partir de l'équation (4.1) (Čepon et al., 2024).

$$R_{ref-sonde} = R_{opti-ref}^T R_{opti-sonde} \quad (4.1)$$

La matrice $R_{ref-sonde}$ est ensuite convertie en quaternions ($q_{ref-sonde}$).

Pour calculer la position de la sonde dans le repère de référence ($P_{ref-sonde}$), les positions du corps rigide de référence et de la sonde, exprimées dans le repère OptiTrack et reçues du logiciel Motive, sont d'abord représentées sous forme vectorielle, soit $P_{opti-ref}$ et $P_{opti-sonde}$. La position de la sonde dans le repère de référence est ensuite obtenue à l'aide de l'équation (4.2) :

$$P_{ref-sonde} = -R_{opti-ref}^T P_{opti-ref} + R_{opti-ref}^T P_{opti-sonde} \quad (4.2)$$

4.1.2 Gestionnaire des indications

Tel que mentionné au préambule de la section 4.1, les indications vibrotactiles évoluent dynamiquement en fonction de la position et de l'orientation de la sonde actuelles pour atteindre l'objectif désiré. Le guidage s'effectue de manière séquentielle en commençant par indiquer des mouvements de translation (*Balayer* et *Glisser*) suivis des mouvements d'orientation (*Rouler*, *Tourner* et *Incliner*). La séquence recommence si nécessaire. L'algorithme est décrit plus en détails dans l'ANNEXE VI.

La première catégorie de translation (*Balayer* ou *Glisser*) est sélectionnée en fonction de l'axe montrant le plus grand écart positionnel, correspondant au mouvement exigeant le déplacement le plus important. Pour les catégories d'orientation, les indications sont systématiquement traitées dans l'ordre *Rouler*, *Tourner*, *Incliner*.

Un mouvement est jugé nécessaire lorsque l'écart entre la position actuelle et la cible excède 2 cm en translation selon l'axe concerné (*Balayer* : X et *Glisser* : Z), ou lorsque l'écart d'angulation excède 3° (*Rouler* : X, *Tourner* : Y et *Incliner* : Z). Une fois la catégorie *Incliner*

complétée, le système vérifie si les conditions globales de réussite sont respectées et recommence la séquence si nécessaire. Les axes sont définis selon le repère de référence.

Le passage d'une catégorie de translation à une autre, ou d'une catégorie de translation vers une catégorie d'orientation est effectué lorsque l'écart positionnel de l'axe ou des axes sont inférieurs à 2 cm pendant au moins 700 ms. De manière similaire, le passage à la catégorie suivante après une indication d'orientation exige que l'écart angulaire soit maintenu sous le seuil de 3° pendant un minimum de 200 ms. Ces délais visent à s'assurer que la position ou l'orientation cible est atteinte et maintenue. Par exemple, lors d'un dépassement rapide de la cible ou en présence de données momentanément incohérentes issues du suivi du mouvement, le gestionnaire d'indication maintient la catégorie de mouvement actuellement en cours d'indication. Des essais impliquant des mouvements de translation et d'orientation à des vitesses variables ont été effectués afin de déterminer des délais appropriés.

Les seuils de précision retenus (2 cm, 3°) s'appuient sur des données issues de la littérature. Selon Dhutia et al., (2014), la variabilité du déplacement de la sonde pendant l'acquisition échocardiographique par des experts serait de $0,97 \pm 0,87$ cm, sur la base des différences inter et intra-observateurs pour atteindre une vue précise du cœur. Considérant que le mannequin utilisé représente une version idéalisée du corps humain et présente une rigidité plus élevée, la sonde a tendance à glisser plus facilement à sa surface. Pour accommoder cette source de variabilité supplémentaire, la valeur moyenne tirée de la littérature a été multipliée par 2 et arrondie, donnant 2 cm de précision. Cette valeur est inférieure à celles rapportées chez des novices en échographie, qui varient entre 3,6 cm et 6,4 cm pour l'acquisition d'une vue standard du rein (Nishi et al., 2022). Le seuil angulaire de 3° repose quant à lui sur les niveaux de précision rapportés chez des volontaires expérimentés en échographie dans l'étude de Jiang et al., (2020).

Tel que mentionné au préambule de la section 4.1 la direction de l'indication vibrotactiles s'ajuste de manière à assurer la convergence vers la cible (Aller/Retour). En cas de mouvement

effectué dans une direction opposée à celle indiquée, les vibrations s'accroissent activant ainsi un mode Erreur.

Les paramètres des indications haptiques associées à chaque catégorie de mouvement sont présentés en fonction des modes d'opération (Normal ou Erreur) dans le Tableau 4.1. Ces paramètres sont fixés à partir des plages acceptables documentées au Tableau 3.4.

Tableau 4.1 Paramètres de différentes catégories selon le mode

	Mode	Amplitude (%)	Durée de vibration (ms)	Délai inter-vibrations (ms)
<i>Glisser</i>	Normal	56,7	225	175
	Erreur		125	125
<i>Balayer</i>	Normal	52,8	250	250
	Erreur		150	175
<i>Rouler</i>	Normal	64,6	250	250
	Erreur		125	250
<i>Incliner</i>	Normal	82,7	175	275
	Erreur		175	125
<i>Tourner</i>	Normal	40,9	200	250
	Erreur		175	125

Les délais entre les indications consécutives ont été déterminés à partir de tests pilotes réalisés auprès de cinq participants, soit 250 ms pour le mode Normal et 150 ms pour le mode Erreur, auxquels s'ajoute le délai inter-vibrations.

4.1.3 Tâche visuelle

Le dispositif visuel consiste en une représentation tridimensionnelle similaire au mannequin, affichant une estimation de la position et de l'orientation de la sonde ainsi que de la zone

d'observation approximative qui serait normalement visualisée à l'écran lors d'un examen réel (Figure 4.6). Il est important de préciser que ce rendu 3D ne respecte pas fidèlement les proportions anatomiques du mannequin. Afin de rendre l'observation pertinente et d'inciter les participants à regarder l'écran, des rendus 3D d'aliments, découvrables lorsqu'ils sont dans le champ de vision estimé de la sonde, ont été placés à l'intérieur du mannequin virtuel.

L'interface visuelle a été développée sur Unity à partir de l'atlas anatomique BodyParts3D (modèle humain), le paquetage Food Free et la librairie OptiTrack pour Unity. La calibration de la sonde virtuelle a été effectuée en alignant le repère de la référence local Unity avec le repère de référence mesuré par OptiTrack, assurant ainsi une correspondance spatiale directe entre l'environnement réel et l'environnement virtuel. La zone d'observation ultrasonore est simulée par un ensemble de rayons (*raycasting*) projetés depuis la sonde virtuelle. La détection d'une intersection avec un organe ou un aliment entraîne une modification visuelle des rayons (passage du rouge au vert) ainsi que l'apparition conditionnelle de l'organe cible ou de l'aliment, tel qu'illustré à la Figure 4.6.

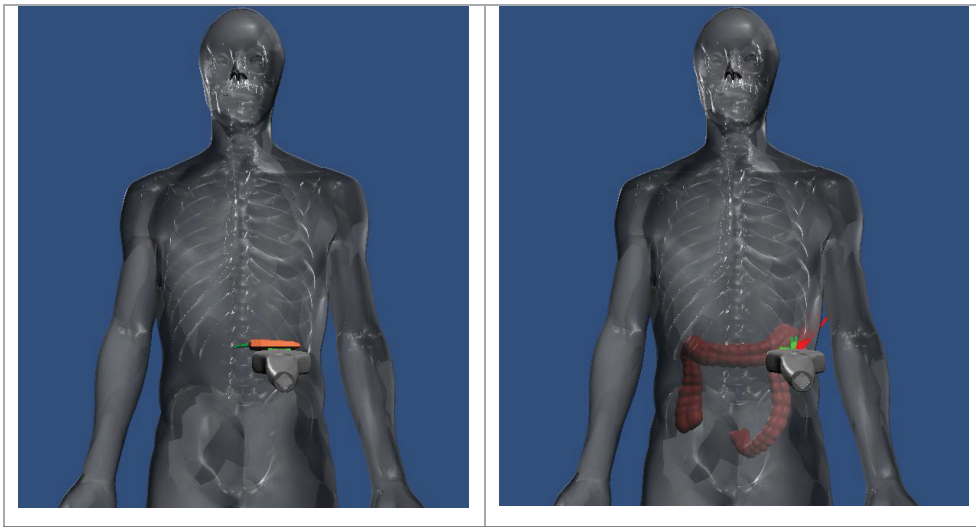


Figure 4.6 Tâche visuelle

4.2 Expérimentation du guidage échographique par l'haptique

L'échantillon était composé de 24 participants, soient 14 hommes et 10 femmes entre 20 et 30 ans, tous droitiers et sans expérience en échographie. Toutefois, trois de ces participants ont été exclus de l'analyse des résultats : l'un a interrompu l'expérimentation avant son terme, tandis que les deux autres présentaient des erreurs continues de translation, se traduisant par des sorties répétées de la zone de suivi des mouvements. Parmi ces derniers, l'un a également indiqué prendre une médication susceptible d'altérer les sensations.

La Figure 4.7 présente le contexte expérimental et l'installation utilisée en laboratoire. L'expérimentation s'est déroulée dans un environnement contrôlé où un participant utilisait le système de guidage échographique décrit à la section 4.1. Le participant portait l'équipement haptique et manipulait une sonde échographique en contact avec le mannequin. Le système guidait ses mouvements vers une position et une orientation prédéfinies de la sonde au moyen d'indications vibrotactiles. Les mouvements du membre supérieur et de la sonde étaient captés en temps réel par le système OptiTrack, à l'aide de corps rigides instrumentés, tandis qu'une caméra vidéo enregistrerait le déroulement des essais à des fins de documentation et de vérification qualitative. L'ordinateur de contrôle assurait le traitement des données de suivi de mouvement et la génération des indications haptiques. Une tâche visuelle optionnelle (section 4.1.3) pouvait être présentée à l'écran afin d'introduire une charge attentionnelle supplémentaire.

Il est important de préciser qu'aucune imagerie échographique réelle n'était utilisée durant l'expérimentation. Même si le participant manipulait une sonde échographique, la tâche correspondait à un guidage à l'aveugle : aucune image médicale n'était fournie et le participant n'était pas informé de l'objectif à atteindre. Cette approche diffère du contexte clinique réel, dans lequel l'utilisateur dispose d'un retour visuel échographique et connaît généralement l'objectif anatomique recherché, et vise à évaluer de manière isolée la capacité du système de guidage haptique à communiquer les mouvements à réaliser.

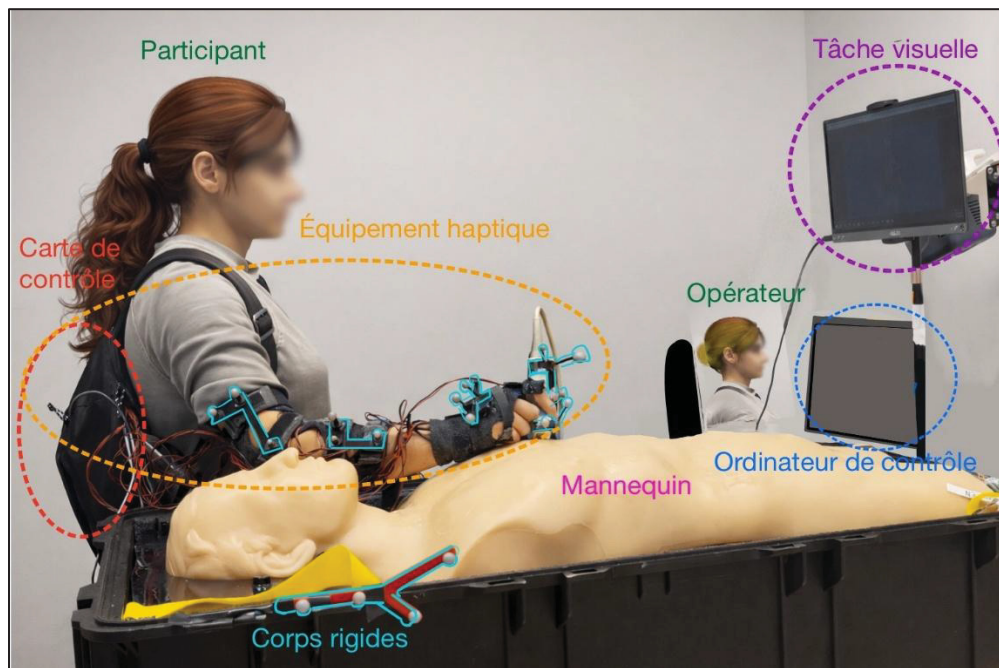


Figure 4.7 Environnement d'expérimentation

Note : Figure produite avec l'assistance de ChatGPT

L'expérimentation était divisée en trois phases : (1) l'entraînement, (2) les tests de guidage et (3) le questionnaire (ANNEXE VII). Avant le début de la phase d'entraînement, l'expérimentatrice expliquait aux participants les principes généraux du guidage haptique. Il leur était précisé qu'il était important d'effectuer les mouvements selon un seul axe à la fois, conformément aux indications transmises par le système, et de maintenir les épaules parallèles à l'écran. Les participants étaient également informés que les vibrations étaient appliquées sur le segment du membre supérieur effectuant le plus grand mouvement, afin de faciliter l'interprétation des indications. De plus, il leur était expliqué que chaque indication vibrotactile se composait d'une séquence de trois vibrations consécutives, constituant un signal unique correspondant à une direction donnée. Il était par ailleurs clairement mentionné que l'objectif de l'étude était d'évaluer le fonctionnement du système de guidage et non la performance des participants. Cette précision visait à réduire la pression de performance et à encourager une interaction naturelle avec le dispositif.

La phase d'entraînement était ensuite réalisée afin de familiariser les participants avec le système d'indications vibrotactiles. Dans un premier temps, une image explicative était présentée afin d'illustrer la séquence d'activation des actionneurs, leur localisation ainsi que la direction associée à chaque indication. Cette présentation visuelle était suivie d'une courte vidéo démontrant le mouvement correspondant pour chaque catégorie et chaque direction. À la suite de chaque vidéo, les indications vibrotactiles en mode normal étaient transmises au participant, lui permettant d'associer concrètement la stimulation ressentie au mouvement montré. Une fois les deux directions d'une même catégorie de mouvement présentées, le mode Erreur était introduit afin d'illustrer l'accélération des vibrations lorsque le mouvement était exécuté dans la mauvaise direction. La transmission des indications pouvait être répétée selon les besoins du participant, entre une et quatre fois. La phase d'entraînement se terminait avec un bref essai du système, avant lequel du gel échographique était étendu sur le mannequin, afin de faciliter les déplacements de la sonde. Pour l'essai, le système de guidage a été modifié afin de permettre au participant de ressentir chaque catégorie d'indication dans les 3 minutes que durait l'essai. À la fin de l'essai, certaines indications étaient remontrées selon les besoins du participant avant de passer à la phase de test.

La phase de test consistait à atteindre huit objectifs (positions et orientations de la sonde, dont les quatre premiers sans tâche visuelle et les quatre suivants avec la tâche visuelle, à l'aide des indications vibrotactiles transmises par le système de guidage. Si l'objectif n'était pas atteint après 10 min, l'essai était considéré échoué. À chaque objectif, les participants commençaient avec la sonde au même emplacement (un marqueur bleu situé sur le sternum du mannequin représenté par la sonde de départ à la Figure 4.8). Une pause était offerte après chaque objectif.

Les huit objectifs, notés A à H, étaient les mêmes pour chaque participant, mais étaient présentés dans un ordre aléatoire pour réduire les biais liés à l'apprentissage et la fatigue. Ces huit objectifs ont été définis préalablement afin d'assurer une certaine diversité dans les manipulations requises tout en permettant au système de suivi des mouvements de détecter la sonde avec le moins d'occlusion possible (Figure 4.8). L'occlusion des marqueurs restait tout

de même possible, surtout en raison de l'accumulation de gel échographique sur ceux-ci durant le déroulement de l'expérience. Dans le cas de longues périodes d'occlusion ou lorsque le participant retirait la sonde du mannequin, l'objectif était repris.

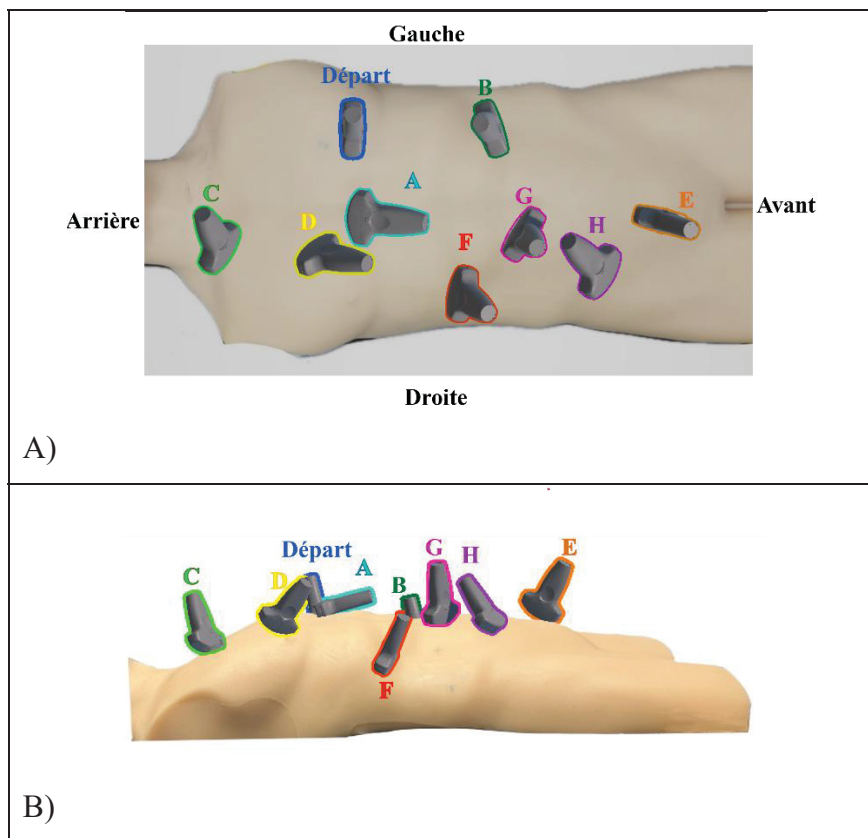


Figure 4.8 Point de départ et objectifs à atteindre par les participants : A) Vue de dessus B) Vue de côté

La tâche visuelle décrite à la section 4.1.3 a été introduite dans la seconde moitié de l'expérimentation afin d'évaluer l'influence d'une charge cognitive additionnelle sur la performance du guidage haptique. Plus précisément, cette composante visait à reproduire en partie les exigences attentionnelles généralement associées à l'interprétation d'une image échographique en contexte clinique, où l'utilisateur doit simultanément manipuler la sonde et analyser l'information visuelle affichée à l'écran. L'ajout de la tâche visuelle a été introduit uniquement à partir du cinquième objectif, afin d'éviter de surcharger le participant avec un trop grand nombre de nouvelles informations dès le début et de lui permettre de se familiariser

progressivement avec le système. Lorsque la tâche visuelle était présentée, le participant était encouragé à signaler la présence des organes et aliments virtuels cachés dans le rendu du mannequin lorsqu'ils devenaient visibles à l'écran, rendant ainsi l'observation de l'écran pertinente et utile au déroulement de la tâche.

Afin de garantir la standardisation des procédures expérimentales et la fiabilité de la cueillette de données, une interface dédiée a été développée (ANNEXE VII). Celle-ci n'était pas accessible aux participants, afin d'éviter toute influence sur leurs réponses.

Après la phase de test, les participants ont complété un questionnaire. Ce questionnaire visait à recueillir une rétroaction qualitative et préliminaire sur l'utilisabilité et l'acceptabilité du système plus complet basé sur le prototype évalué ici. Les données subjectives obtenues permettent d'identifier les éléments exigeant des ajustements afin d'améliorer la conception du système.

4.3 Résultats

L'analyse des résultats vise à déterminer dans quelle mesure le système permet de guider efficacement la sonde échographique pour atteindre un objectif (position et angles), et où se situent les principales difficultés. Pour évaluer l'efficacité du système dans son ensemble, la performance, définie en termes de l'atteinte des différents objectifs par les participants, est analysée d'abord de manière globale, puis en fonction des différents facteurs d'influence présents lors de l'expérimentation (section 4.3.1). Par la suite, la section 4.3.2 présente divers scénarios de cas de succès et d'échec pour différents objectifs et participants, afin d'illustrer la manière dont les participants répondent à des indications haptiques individuelles et de mieux comprendre le déroulement des tests. Sur la base de cette compréhension, la section 4.3.3 propose une analyse de la distribution du temps en fonction des indications et des mouvements effectués. Pour finir, la section 4.3.4 porte sur l'analyse des réponses aux questionnaires.

4.3.1 Performance globale

Afin de caractériser la performance globale des participants, la Figure 4.9 illustre la distribution du nombre de tests réussis. Cette représentation permet d'identifier la proportion de participants ayant réussi peu, partiellement ou l'ensemble des tests.

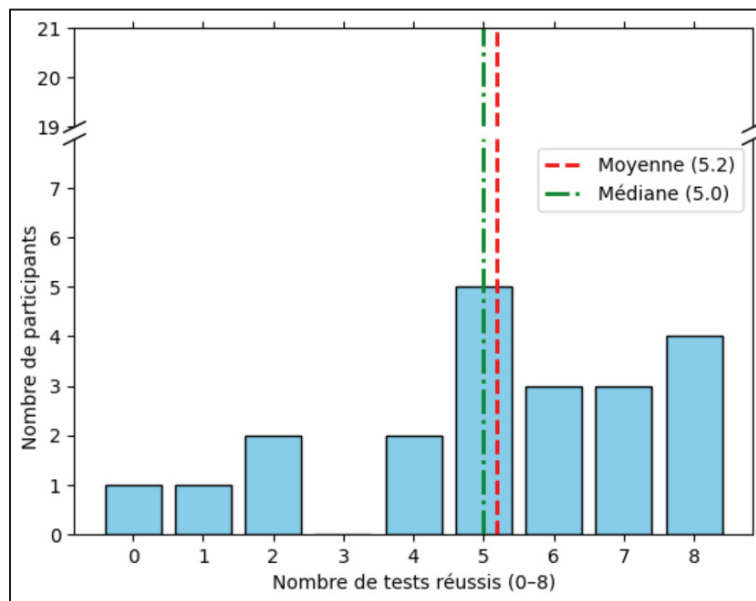


Figure 4.9 Répartition du nombre de tests réussis

En moyenne, les participants ont réussi 5,2/8 tests. De plus, 17 participants (80,9 %) ont atteint au moins la moitié des objectifs, tandis que 10 participants (47,6 %) en ont atteint six ou plus. Cette répartition suggère une performance globale relativement élevée, malgré l'absence de tout retour visuel échographique et l'absence de connaissances a priori sur l'objectif à atteindre. Contrairement à un contexte clinique réel, les participants ne disposaient d'aucune image médicale leur permettant d'ajuster volontairement la sonde afin de rechercher une vue adéquate. L'atteinte des cibles reposait donc exclusivement sur l'interprétation des indications vibrotactiles transmises par le système.

Il reste que la totalité des participants ont réussi à compléter les premiers mouvements de translation et à se rendre aux premières indications de type orientation pour l'ensemble des

tests. Donc, les participants réussissent tous au moins partiellement l'ensemble des tests. Les échecs surviennent principalement dans les phases caractérisées par une forte présence d'indications d'orientation ce qui s'aligne avec les résultats du CHAPITRE 3 où les indications liées à l'orientation étaient les moins bien reconnues.

Les participants prenaient en moyenne $3,34 \pm 2,34$ minutes pour atteindre l'objectif dans le cas d'une réussite, soit environ 0,68 minutes en translation et 2,63 minutes en orientation. Le temps restant correspond notamment aux périodes de latence, incluant le temps d'analyse avant la première indication, après la dernière indication, ainsi que les périodes de perte du suivi de la sonde. Les participants ont interprété en moyenne 141 indications. Selon l'étude de McDaniel et al. (2011), le temps de réponse requis pour effectuer correctement une indication vibrotactile est d'environ 2,9 s. En appliquant cette valeur au nombre moyen d'indications observées, le temps total consacré à l'interprétation des indications atteindrait 6,82 minutes par objectif. Cette durée est plus de deux fois supérieure au temps moyen nécessaire pour atteindre un objectif dans notre expérimentation.

À l'inverse, Scalera et al. (2018) rapportent un temps de réaction de 1,03 s pour la condition présentant les indications les plus lentes. En utilisant cette valeur, le temps total associé à l'interprétation des 141 indications serait de 2,42 minutes par objectif. Cette estimation semble davantage correspondre à la situation observée, puisqu'elle demeure inférieure au temps moyen requis pour atteindre un objectif. Les résultats de Scalera et al. (2018) paraissent donc plus représentatifs du comportement des participants dans le contexte de cette étude.

La performance des participants a pu être influencée par différents facteurs, tel que l'ajout de la tâche visuelle, le temps, et la nature de l'objectif à atteindre.

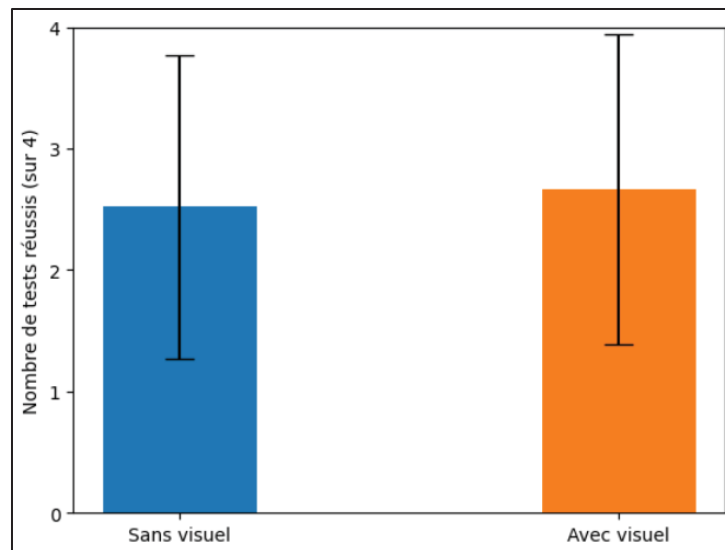


Figure 4.10 Influence de la tâche visuelle sur le nombre de tests moyen réussi

La Figure 4.10 montre que la moyenne de tests réussis est de 2.5/4 sans la tâche visuelle, similairement à 2,7/4 avec la tâche visuelle. Ces résultats suggèrent un impact négligeable de l'ajout de la tâche visuelle dans l'ensemble. Dans leurs commentaires en fin de questionnaire, certains participants ont mentionné qu'il était plus facile de se déplacer dans un seul axe en se fiant à ce qu'ils voyaient à l'écran alors que d'autres semblaient éprouver plus de difficulté à rester concentrés.

L'analyse des performances des participants au fil du temps vise à évaluer s'il existe un effet d'apprentissage ou un effet de fatigue. La Figure 4.11 illustre l'évolution du taux du succès au cours du temps.

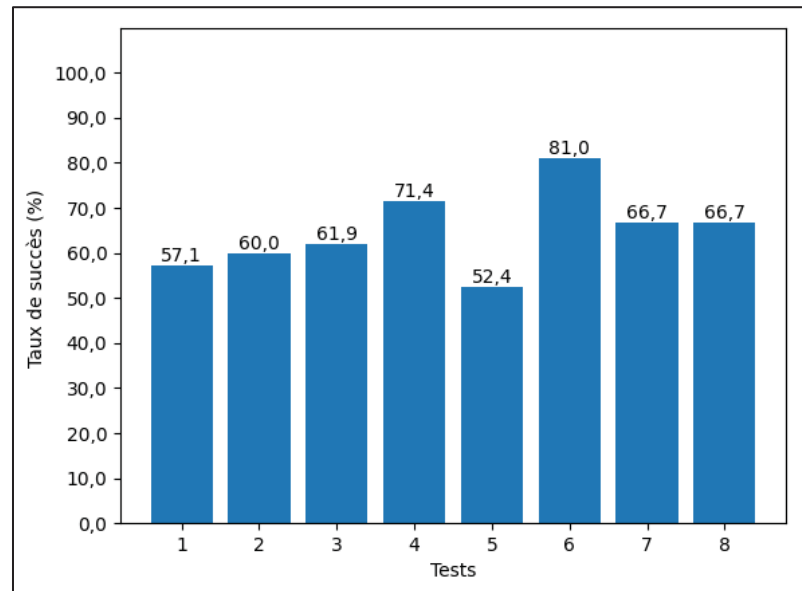


Figure 4.11 Taux de succès au fil du temps

À la Figure 4.11, le taux de succès au sein de l'échantillon croît jusqu'au Test 4 montant de 57,1% à 71,4% exclusivement, correspondant au moment où la tâche visuelle est ajoutée. Cette tendance pourrait témoigner d'un apprentissage progressif. Au Test 6 le taux de succès atteint sa valeur la plus élevée de 81,0% et diminue jusqu'au Test 8 (66,7%). La diminution pourrait potentiellement être expliquée par la fatigue. Par contre, il est impossible de conclure avec certitude quant à la présence d'un effet réel d'apprentissage ou de fatigue, compte tenu de la taille limitée de l'échantillon. Aussi, les résultats peuvent avoir été influencés par les caractéristiques des différents objectifs plus précisément leur niveau de difficulté lié à leur position et à leur orientation, ainsi que par la séquence des objectifs, définie aléatoirement pour chaque participant. Par exemple, il est possible que l'objectif le plus facile à atteindre ait été plus fréquemment présenté au 6ème test.

Donc, une évaluation du taux de succès par objectif est nécessaire, c'est d'ailleurs ce que permet la Figure 4.12.

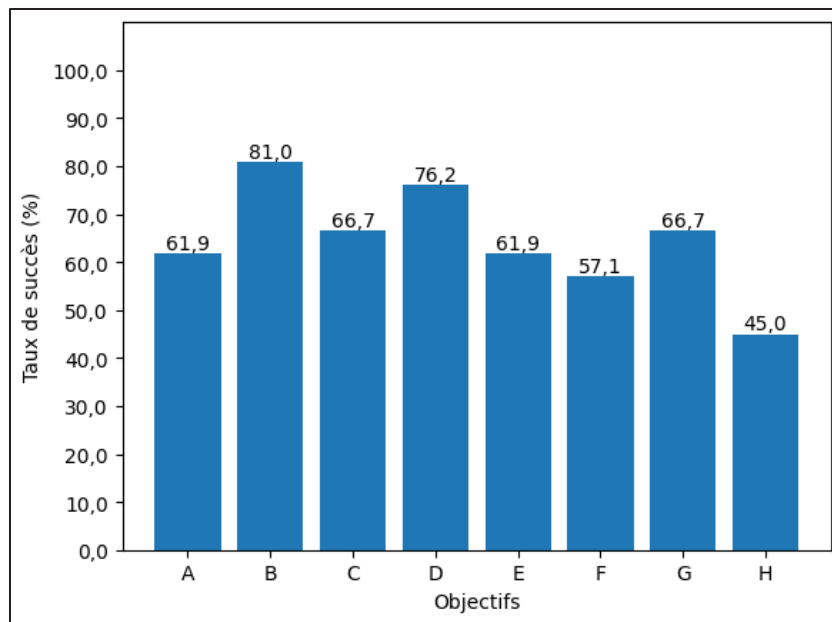


Figure 4.12 Taux de succès par objectif

La disparité des taux de succès selon les objectifs suggère que certains objectifs sont effectivement plus difficiles à atteindre que d'autres. En effet, les objectifs A, C, E, F et G ont un taux de succès autour de 60%, tandis que B et D présentent un taux de succès plus élevé, avoisinant 80%. À l'inverse l'objectif H apparaît plus difficile, avec un taux de réussite de 45%.

Afin d'évaluer si les différences de taux de succès entre les objectifs sont statistiquement significatives, un test de Cochran a été réalisé. Ce test, non paramétrique et adapté aux données binaires appariées, compare les proportions de réussite entre les différents objectifs. Le test a donné une p-value de 0,20.

Puisque cette valeur est supérieure au seuil de significativité de 0,05, les différences observées entre les niveaux de difficulté des objectifs ne sont pas statistiquement significatives. Toutefois, en raison de la taille limitée de l'échantillon, il demeure possible que certaines différences entre les objectifs aient influencé les résultats de la Figure 4.11. Afin d'examiner

cette hypothèse, les objectifs situés aux extrémités de la distribution des taux de succès ont été retirés, et le graphique du taux de succès au fil du temps retracé à la Figure 4.13.

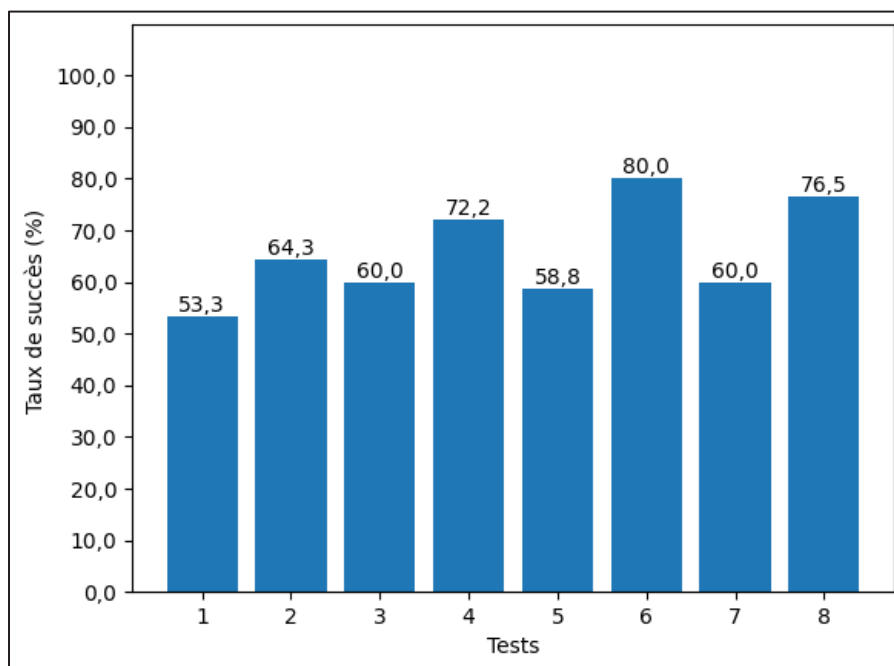


Figure 4.13 Taux de succès au fil du temps sans les objectifs B et H

Les tendances observées à Figure 4.11 sont moins marquées à la Figure 4.13, en ce qui concerne l'apprentissage et l'effet momentané de l'ajout du stimulus visuel, en raison des fluctuations du taux de succès. Par ailleurs, la tendance décroissante observée entre les Tests 6 et 8, qui pourrait être attribuée à la fatigue, ne semble pas se manifester dans ce cas. Ainsi, les différences entre la Figure 4.11 et la Figure 4.13 suggèrent que l'identification d'effets significatifs d'apprentissage ou de fatigue, s'ils existent, exigerait un plus grand nombre de participants.

4.3.2 Analyse qualitative de parcours individuels de participants

Afin de mieux comprendre comment les participants réagissent aux indications haptiques lors d'un essai de guidage, cette section présente et compare des parcours individuels de

participants. Une comparaison de parcours est principalement effectuée entre un participant qui a réussi tous les tests (8/8) et un autre qui a eu moins de succès (5/8). Cette comparaison vise à analyser la nature des erreurs commises. Les scénarios d'un troisième participant avec un taux de succès de 7/8 sont également présentés.

L'identification des mouvements réalisés par les participants est nécessaire pour comprendre si les indications vibrotactiles sont bien exécutées. Les parcours individuels de participants seront présentés dans des graphiques montrant les écarts positionnels (X et Z) et aux écarts angulaires (X, Y et Z) de la sonde par rapport à l'objectif.

Puisque les participants distinguent bien les indications de translation de celles d'orientation tel que montré au CHAPITRE 3 et que les observations faites au cours de cette expérimentation concordent avec ce résultat, l'identification des mouvements est faite en deux parties. Les écarts positionnels X et Z sont associés aux catégories *Balayer* et *Glisser* respectivement. Un exemple est illustré à la Figure 4.14 comparant les parcours de deux participants vers le même objectif: un ayant réussi 5/8 tests (sur la moyenne) et l'autre tous les tests. Pour chaque catégorie d'indication, la variation des écarts positionnels devrait être plus importante dans son axe respectif. Les couleurs représentent les différentes catégories d'indications reçues par le participant.

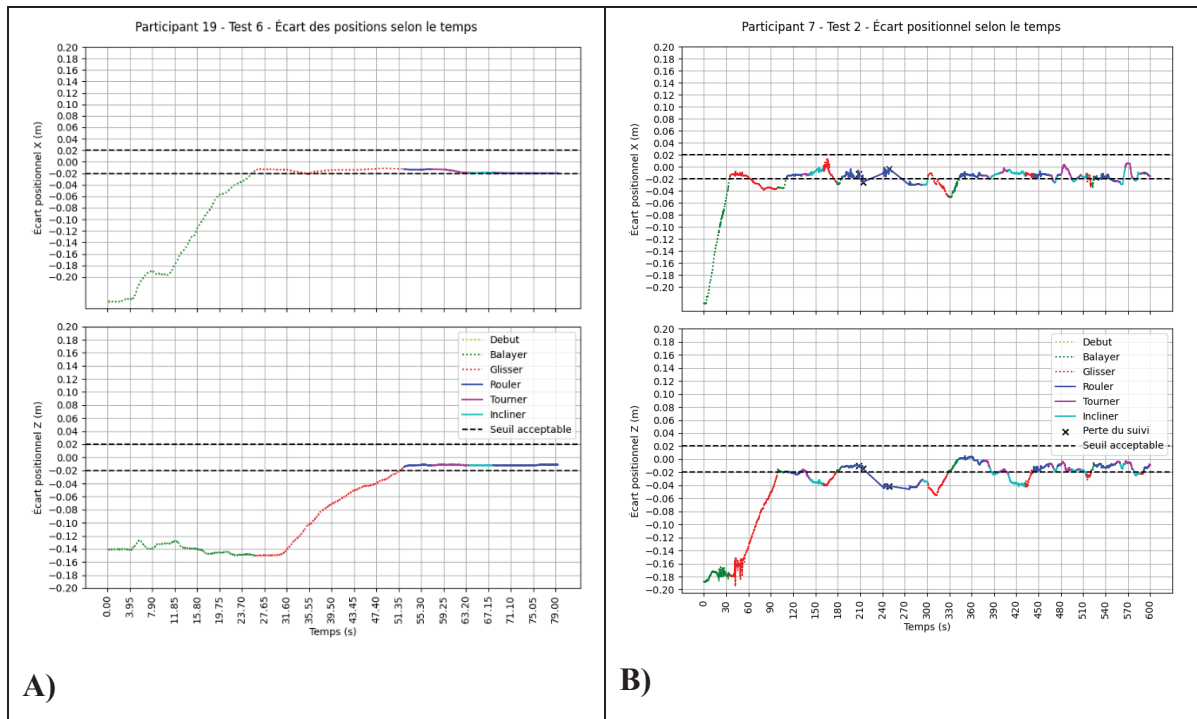


Figure 4.14 Comparaison des écarts de position de l'objectif G entre deux participants : A) Participant 19 avec 8/8 tests réussis B) Participant 7 avec 5/8 tests réussis - Échec de l'objectif. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant

La Figure 4.14 montre qu'il est facile de distinguer les mouvements translatifs, car l'axe ayant la plus grande variation correspond bien à l'indication reçue par le participant. Aussi, il y a très peu d'oscillations, puisque ces catégories exigent généralement de plus amples mouvements, donc demandent moins de dextérité que les mouvements d'orientation.

Les écarts angulaires X, Y et Z sont associées aux catégories *Rouler*, *Tourner* et *Incliner* respectivement. Donc, pour chaque catégorie, la variation d'écart angulaire devrait être plus importante dans son axe respectif. La Figure 4.15 compare les écarts angulaires dans les parcours des deux mêmes participants vers un autre objectif.

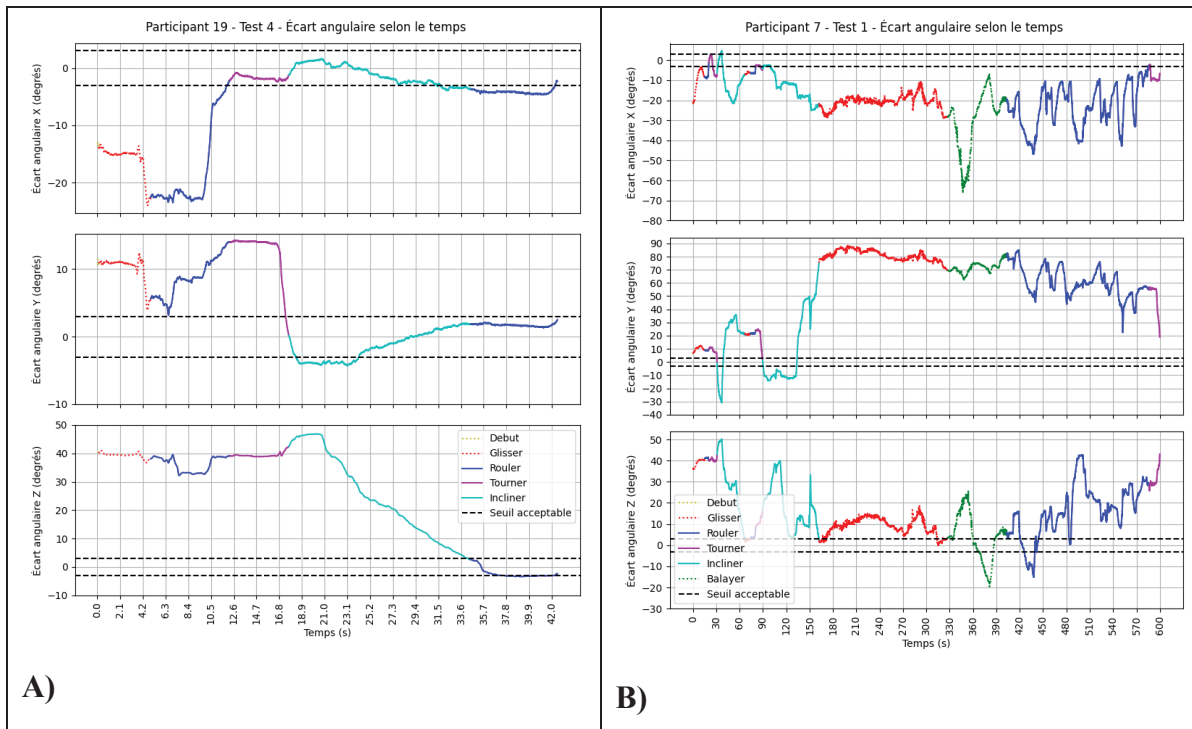


Figure 4.15 Comparaison des distances d'angle de l'objectif A entre deux participants : A) Participant 19 avec 8/8 tests réussis B) Participant 7 avec 5/8 tests réussis - Échec de l'objectif. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant

En observant les écarts angulaires du participant ayant bien réussi à la Figure 4.15 A) (participant 19), il est possible d'estimer quel mouvement est effectué par le participant. Par exemple, pour la première section d'indication *Rouler*, la variation d'écart est plus importante en X (très faible en Y et Z) montrant que la personne effectue un mouvement de catégorie *Rouler*. Il en est de même pour *Incliner* où la variation est plus importante en Z et pour *Tourner* où la variation est plus importante en Y tel qu'attendu. Aussi, l'écart angulaire selon les axes ne correspondant pas au mouvement indiqué varie relativement peu. Lors d'un changement d'indication, un certain délai est généralement observé avant la prise en compte de la nouvelle consigne, période durant laquelle le mouvement semble se poursuivre légèrement. Cette phase est ensuite suivie d'une stabilisation de l'écart pendant environ 4 à 6 secondes. Ces deux phases (poursuite du mouvement et stabilisation) correspondent au temps d'interprétation de l'indication. Pour que la direction du mouvement effectué soit correcte, l'écart angulaire doit évoluer vers 0 dans l'axe de la catégorie indiquée.

Dans le cas d'un participant qui n'a pas réussi à atteindre l'objectif (Figure 4.15 B)) (participant 7), le participant semble suivre le même parcours que le participant 19, jusqu'à 30 s où il reçoit les premières indications *Incliner*. À ce moment, le mouvement ne semble pas être effectué dans un seul axe, puisque l'écart varie de plusieurs dizaines de degrés en X, Y et Z, donc il est plus difficile de déterminer si les indications ont été bien comprises. Il en est de même pour les indications suivantes: les catégories *Incliner* et *Rouler* ne forment pas des pentes distinctives, les écarts angulaires oscillent. Il est difficile d'en connaître la cause exacte puisqu'elle pourrait être engendrée par une difficulté à exécuter la rotation dans un seul axe, une incompréhension, une instabilité, un tremblement, un repositionnement de la main, etc.

Afin de mieux comprendre la nature des erreurs observées chez le participant 7, initialement moins performant, il est pertinent d'analyser l'évolution de sa performance au fil des essais. Un exemple d'amélioration est illustré à la Figure 4.16 pour les deux mêmes participants pour l'objectif D, représentant le premier succès du participant 7.

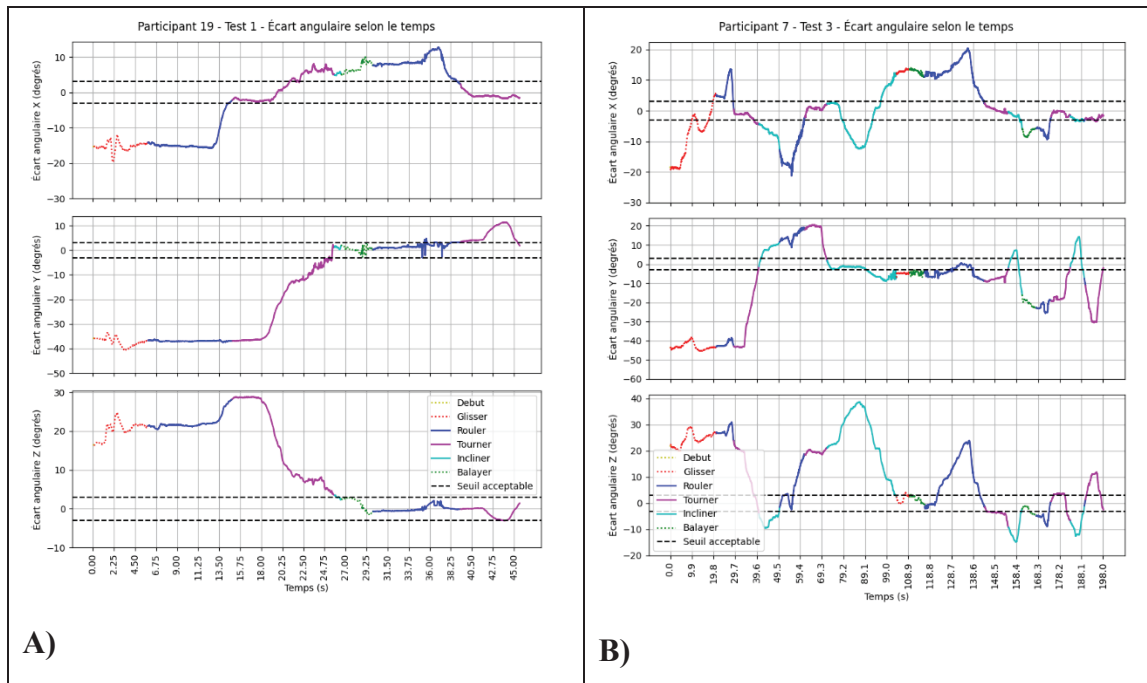


Figure 4.16 Comparaison des écarts angulaires de l'objectifs D entre deux participants : A) Participant 19 avec 8/8 tests réussis B) Participant 7 avec 5/8 tests réussis – Premier objectif réussi. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant

Même si ce test a été réussi par le participant 7, les mouvements semblent être effectués dans plusieurs axes à partir de la première indication *Incliner*, comme dans l'exemple précédent. Cette observation pourrait expliquer le temps plus élevé (198,0 s) nécessaire au participant 7 pour réussir l'objectif, comparativement au participant 19, qui l'a complété en 45,0 s. L'observation détaillée des enregistrements du suivi du mouvement révèle que pour effectuer le mouvement *Tourner*, le participant 7 a tourné l'ensemble de son bras au lieu de manipuler la sonde avec ses doigts pour la faire tourner. En effectuant le mouvement *Tourner* de cette manière, les indications vibrotactiles se retrouvent dans les mauvais axes, les rendant potentiellement moins utiles. De plus, la position du bras rend plus difficile l'exécution des mouvements *Incliner* ou *Rouler* dans leurs axes correspondants.

Après avoir mis en évidence l'influence de la posture sur la manipulation de la sonde, un exemple d'instabilité est montré à la Figure 4.17. Contrairement aux exemples précédents, il

s'agit ici d'un autre participant. Les deux graphiques correspondent à deux tests distincts réalisés par ce même participant, illustrant l'impact d'une modification de sa technique de manipulation de la sonde. Lors du premier test, la main du participant n'était pas appuyée sur le mannequin, tandis que lors du second test, la main était en appui sur la surface.

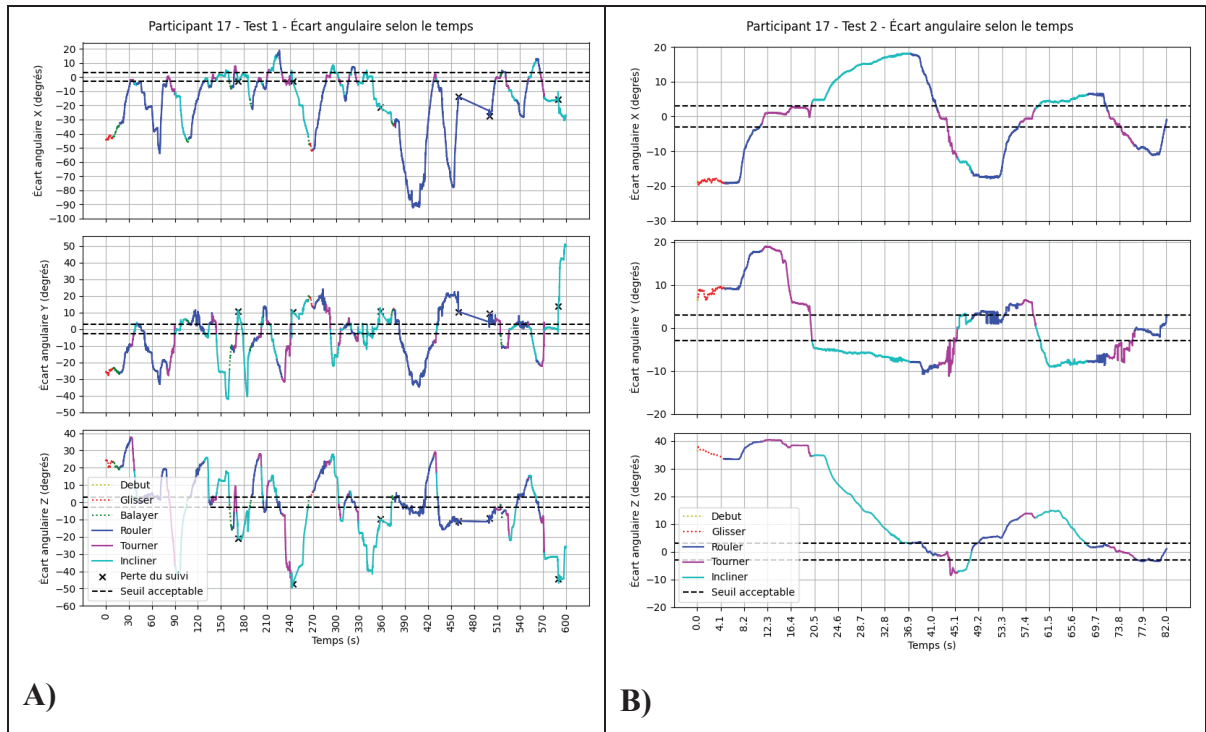


Figure 4.17 Comparaison de tests pour le participant 17 avec 7/8 tests réussis : A) sans appui - Échec de l'objectif F B) avec appui de la main – Réussite de l'objectif A. Les couleurs correspondent aux différentes indications reçues par le participant

Comme illustré à la Figure 4.17, il y a beaucoup d'instabilité dans les mouvements d'orientation durant le premier test A). De plus, les mouvements d'orientation semblent être faits dans plusieurs axes, contrairement à ce qui est remarqué en B) où la variation d'écart semble être plus flagrante dans un seul axe. Ce changement coïncide avec l'appui de la main sur le mannequin qui lui a été suggéré à la suite du premier test pour augmenter sa stabilité. Donc, la technique de manipulation de la sonde peut avoir un impact important sur la réussite. Ce participant en particulier a réussi l'ensemble des tests à la suite au conseil.

En résumé, les différents parcours de participants individuels présentés dans cette section suggèrent qu'une partie des échecs pourrait être attribuable à la technique motrice, notamment en raison d'une posture inadéquate compromettant la manipulation de la sonde. Il reste que les indications d'orientation, principalement *Incliner* et *Tourner* peuvent être mal discriminées, ces deux catégories étant celles qui ont été le plus fréquemment confondues au CHAPITRE 3. Toutefois, cette confusion ne paraît pas se maintenir sur de longues périodes, ce qui pourrait s'expliquer par la répétition des signaux ainsi que par la présence de signaux d'erreur facilitant l'ajustement progressif de l'exécution.

4.3.3 Analyse des performances groupées par indication

En s'appuyant sur le type de catégorie (déplacement et orientation) ainsi que sur les plus grandes variations observées dans les écarts de position et les écarts angulaires par rapport à l'objectif après l'application d'un lissage (moyenne glissante), il est possible d'estimer les mouvements effectués (catégorie et direction) et de les comparer à l'indication transmise.

Pour cette analyse, de nouveaux termes sont introduits. Le temps d'attente (temps d'interprétation) est défini comme l'intervalle de temps précédant la première correspondance entre le mouvement effectué et l'indication reçue, période durant laquelle il est impossible de conclure avec certitude à un échec ou à un maintien volontaire de la sonde. Le temps de succès est défini comme la durée pendant laquelle le mouvement effectué correspond à l'indication à l'indication reçue. Finalement, le temps d'échec est défini par les intervalles de temps où le mouvement effectué ne correspond plus à l'indication après qu'un succès initial ait été observé.

Avant d'entrer dans les détails de la distribution de ces différents usages du temps par catégorie, il est nécessaire d'identifier les catégories de mouvements qui exigent le plus de temps lors des tests et celles avec un temps d'échec plus grand que temps de succès (Figure 4.18).

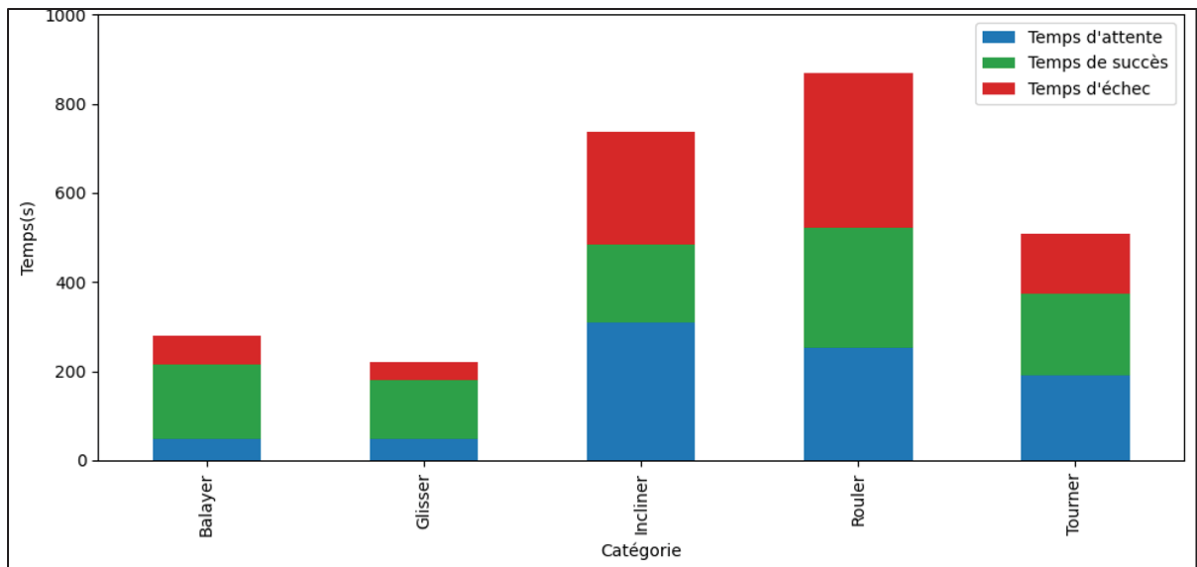


Figure 4.18 Distribution du temps moyen de l'expérimentation par catégorie

La Figure 4.18 montre que les participants consacrent plus de temps en général, et plus de temps d'attente en particulier, aux indications d'orientation, ce qui rejoint les résultats discutés au CHAPITRE 3. Il est normal que le temps total consacré à orienter la sonde soit plus élevé, considérant que changer l'orientation de la sonde dans un seul axe demande plus de dextérité que de la translater.

Il reste que *Tourner* a une proportion du temps d'échec par rapport au temps de succès et un temps total de 508 s moins élevé que pour *Incliner* (738 s) et *Rouler* (870 s). Même si *Rouler* a un temps total plus élevé qu'*Incliner*, son temps d'attente demeure moins élevé de 58 s. De plus, le temps d'attente de la catégorie *Incliner* est généralement plus élevé que pour les autres catégories, suggérant plus d'incertitude dans l'interprétation de l'indication chez les participants.

4.3.4 Réponses des participants au questionnaire

Le questionnaire portait sur l'évaluation du système haptique, principalement les indications vibrotactiles. La majorité des participants (86 %) considèrent les indications vibrotactiles comme étant intuitives ou très intuitives. 14 % les évaluent comme n'étant ni intuitives ni contre-intuitives. Les résultats indiquent que 57 % des participants considèrent certaines instructions comme difficiles à distinguer, principalement celles liées aux indications d'orientation, alors que 43% les jugent ni difficiles ni faciles à distinguer, ou faciles à distinguer.

Parmi les commentaires laissés en fin de questionnaire, certains participants ont mentionné éprouver des difficultés à percevoir les vibrations au niveau du poignet. La position des actionneurs variait légèrement en fonction de la morphologie et de la taille des mains, ce qui a semblé poser un problème au cours de l'expérimentation. Selon ces variations morphologiques, les actionneurs associés à la catégorie *Rouler* pouvaient se retrouver au niveau de l'articulation du poignet ou sur le dessus de la main, plutôt qu'à l'emplacement prévu. Dans ces situations, le gant était ajusté en le repositionnant le plus bas possible sur le poignet.

Certains participants ont aussi soulevé des difficultés avec *Tourner* ou *Incliner*, mais, pour plusieurs d'entre eux, le parcours des différents tests ne semble pas refléter cette difficulté.

Ces résultats suggèrent que, malgré une difficulté perçue dans la distinction de certaines catégories, en particulier les indications d'orientation, les signaux sont globalement bien compris et perçus comme intuitifs. De plus, comme observé au chapitre 3, le niveau de confiance rapporté par les participants est en adéquation avec leur performance dans la tâche de reconnaissance. Ainsi, bien que certaines confusions subsistent entre des indications proches, les difficultés observées dans l'utilisation du système de guidage ne semblent pas attribuables uniquement à un problème d'interprétation des signaux. Ces difficultés pourraient également être liées à des enjeux d'exécution motrice ou de stabilité du mouvement, comme le suggèrent certains parcours individuels présentés à la section 4.3.2.

4.4 Conclusion

Le système de guidage proposé a démontré une performance notable (5,2/8), compte tenu du fait que les participants n'avaient pratiquement aucune expérience dans la manœuvre d'une sonde échographique et qu'ils ignoraient l'objectif à atteindre. De plus, l'ensemble des participants a réussi au moins partiellement tous les tests, avec un taux de réussite de 100 % pour l'atteinte de la position à la fin des premières indications de translation.

À la moitié des tests, une tâche visuelle a été ajoutée. Cet ajout ne semble pas avoir eu d'impact à long terme sur la performance, mais possiblement un effet ponctuel, observé principalement au moment de son introduction. Aussi, une tendance à l'apprentissage semble se dégager, bien qu'elle puisse être influencée par la variabilité de la difficulté des objectifs. Néanmoins, l'analyse statistique n'a pas permis de mettre en évidence de différences significatives de difficulté entre les différents objectifs.

L'analyse de parcours individuels réalisés par des participants révèle que l'orientation de la sonde constitue l'aspect le plus problématique. Toutefois, les erreurs semblent principalement liées à la stratégie motrice utilisée par les participants pour manipuler la sonde, par exemple, la hauteur de la main sur la sonde influençait le niveau de support et la stabilité du mouvement, tandis que certaines rotations du haut du corps pouvaient induire une interprétation erronée des indications même s'il a été mentionné de garder les épaules parallèles à l'écran. De plus, un manque de contrôle lors des ajustements d'orientation pouvait entraîner des translations involontaires de la sonde, possiblement liées à la dextérité ou aux stratégies motrices adoptées par les participants. Il reste que ce n'est pas toujours possible d'identifier quel mouvement est réellement effectué par le participant, car plusieurs axes varient, ce qui exigerait une analyse plus poussée des données cinématiques acquises par l'Optitrak. Donc, les erreurs d'interprétation des indications ne peuvent être totalement exclues. Ces confusions ne

persistent généralement pas sur de longues périodes, probablement en raison de la répétition des vibrations.

L'analyse de la répartition du temps montre que l'indication *Tourner* semble mieux exécutée que les indications *Rouler* et *Incliner*. En revanche, l'indication *Incliner* semble générer davantage d'incertitudes chez les participants que *Rouler*. Dans l'ensemble, les participants considèrent les indications comme intuitives, mais parfois difficiles à distinguer. Les signaux haptiques apparaissent donc globalement bien compris et relativement intuitifs.

Certaines limites de l'étude doivent être prises en considération lors de l'interprétation des résultats. Tout d'abord, les participants recrutés étaient âgés entre 20 et 30 ans. Bien que cette tranche d'âge corresponde généralement au profil des échographistes novices, elle ne représente pas l'ensemble des utilisateurs potentiels, ce qui peut limiter la généralisation des résultats. Les participants étaient tous droitiers.

De plus, l'expérimentation a été réalisée à l'aide d'un mannequin dont la forme et la texture peuvent différer de celles rencontrées dans des situations réelles. Ces caractéristiques peuvent influencer la manière dont les participants manipulent la sonde et interagissent avec la surface synthétique, d'autant plus que la technique de manipulation de la sonde semble être un enjeu. Les indications vibrotactiles transmises sont définies en considérant que les épaules sont parallèles à l'écran puisqu'un spécialiste regarderait l'échographe. Donc, les indications peuvent être plus difficiles à interpréter dans le cas d'une rotation du corps. Il arrivait que certains participants se désorientent par rapport à l'écran lors de certains tests, en particulier en l'absence de tâche visuelle. Aussi, l'impact des indications d'erreurs exigerait une analyse approfondie pour évaluer son influence sur les performances.

Bien que le gant soit ajustable, les actionneurs, particulièrement ceux situés au niveau du poignet, ne se positionnent pas toujours exactement au bon endroit selon la morphologie de l'utilisateur. Ce décalage potentiel pourrait avoir influencé la perception des indications

haptiques et, par conséquent, les résultats obtenus principalement pour les indications d'orientation.

Par contre, il est difficile de savoir dans quelle mesure la rotation du haut du corps se produira dans un réel contexte médical où les professionnels ont besoin de regarder l'écran pour vérifier les images échographiques, car aucun test n'a été effectué avec des échographistes. Bien que l'ajout de la tâche visuelle ait eu pour objectif de reproduire plus fidèlement les exigences d'une tâche échographique, son effet sur la charge cognitive des participants n'a pas été mesuré. Il demeure donc impossible de déterminer dans quelle mesure cette condition a augmenté les demandes cognitives associées à la tâche. Aussi, contrairement au contexte médical, les participants ne connaissaient pas l'objectif à atteindre, ce qui a un impact sur le temps.

Par ailleurs, l'étude ne permet pas d'évaluer l'efficacité du système sur le long terme. Les expérimentations ayant été réalisées sur une courte période, il n'est pas possible de déterminer si l'utilisation prolongée du système permettrait une amélioration durable des performances.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La manipulation d'une sonde échographique représente un défi important pour les utilisateurs novices, puisqu'elle exige une coordination précise et une expérience significative afin d'obtenir des images adéquates. Dans ce contexte, ce mémoire visait à explorer une approche qui facilite l'apprentissage de ces mouvements sans augmenter la charge visuelle des utilisateurs. Pour ce faire, un système de guidage vibrotactile a été développé et évalué afin d'assister les utilisateurs dans la manipulation de la sonde.

Ce travail a d'abord mené à la conception d'un système haptique vibrotactile capable d'indiquer les mouvements à effectuer pour manipuler la sonde en position et en orientation en se basant sur la méthode « *Follow Me* ». Une première expérience, présentée au CHAPITRE 3, a permis d'évaluer la capacité d'utilisateurs à reconnaître les indications vibrotactiles selon différents paramétrages des signaux haptiques. Une seconde expérience, présentée au Chapitre 4, a ensuite évalué la capacité du système à guider les participants vers des objectifs de position et d'orientation de la sonde.

Les résultats obtenus montrent que le système de guidage vibrotactile permet de guider les utilisateurs vers une position et une orientation cibles de la sonde, avec un taux de succès global supérieur à 60 %, et de 100 % pour les indications de translation. Les résultats suggèrent que les indications sont suffisamment intuitives pour être interprétées et exécutées sans avoir eu un long entraînement. Aussi, la répétition des indications a un impact positif sur la compréhension des indications d'orientation, qui sont plus difficiles à distinguer que les indications liées à la translation.

Même si les gants du système haptique sont ajustables et faits dans différentes grandeurs, les actionneurs peuvent se retrouver à des endroits moins propices à la perception tactile selon la morphologie de la main de l'utilisateur. Par exemple, les actionneurs au niveau du poignet pouvaient se déplacer vers l'articulation, diminuant davantage les sensations.

Il serait possible d'adapter le système de guidage développé dans ce mémoire pour une utilisation comme outil de formation pour les échographistes novices. Par exemple, un instructeur pourrait définir des objectifs correspondant à des positions et orientations de la sonde nécessaires à l'obtention de vues échographiques spécifiques sur un mannequin d'entraînement. Les apprenants pourraient alors s'entraîner à atteindre ces objectifs à l'aide du guidage vibrotactile, ce qui leur permettrait de pratiquer la manipulation de la sonde de manière autonome.

Certaines améliorations techniques pourraient être apportées au dispositif afin d'améliorer la qualité du guidage. Par exemple, les actionneurs situés au niveau du poignet pourraient être repositionnés afin d'éviter qu'ils se retrouvent trop haut sur le bras. L'utilisation de gants plus longs ou d'un système permettant d'ajuster la hauteur de la section du poignet pourrait améliorer le ressenti. De plus, un repositionnement des moteurs, notamment un décalage des actionneurs, pour en avoir un sur la surface interne du poignet, pourrait réduire la confusion entre certaines indications d'orientation.

Le processus d'apprentissage des indications vibrotactiles pourrait également être amélioré. Par exemple, l'ajout d'indications visuelles en cas d'erreur lors de l'entraînement par guidage, comme des flèches ou des animations illustrant les mouvements attendus, pourrait aider les utilisateurs à mieux comprendre les indications et à distinguer les différentes catégories de mouvements. De plus, il serait pertinent d'ajouter certaines indications afin de signaler des comportements spécifiques, comme la hauteur de la main sur la sonde, la pression ou une rotation excessive du tronc.

Une autre piste d'amélioration consisterait à modifier l'ordre des indications de guidage lors des mouvements d'orientation. Par exemple, commencer par les ajustements de *Tourner* ou guider les utilisateurs selon l'écart angulaire le plus faible pourrait faciliter la manipulation de la sonde et réduire la tendance à effectuer des mouvements dans plusieurs axes pour atteindre une orientation.

Une autre direction de recherche consisterait à combiner le système haptique du CHAPITRE 3 et du CHAPITRE 4 avec des méthodes d'intelligence artificielle capables d'estimer automatiquement, à partir du flux d'image échographiques, la position et l'orientation de la sonde requises pour acquérir l'image échographique cible et de générer des indications haptiques permettant de s'en rapprocher. Une telle approche est en cours de développement au laboratoire LATIS de l'ETS et pourrait éventuellement soutenir l'apprentissage de l'échographie directement en contexte clinique.

Une autre piste de recherche intéressante serait d'analyser les mouvements des utilisateurs lors du guidage haptique afin de déterminer si les angles des articulations sont sécuritaires et ergonomiques pour l'échographiste. Certains standards de mouvements sécuritaires ont été établis afin de diminuer les postures excessives (Harrison & Harris, 2015 ; Pocratsky et al., 2014).

Cette analyse permettrait de modifier le système pour éviter l'apprentissage de mouvements risqués. Au besoin, un second prototype pourrait être conçu en tenant compte des normes ergonomiques existantes. La plupart du temps, les échographistes s'efforcent de rendre l'examen aussi confortable que possible pour le patient tout en minimisant sa durée, ce qui peut compromettre l'ergonomie de leur propre posture et conduire au développement de blessures musculosquelettiques. Selon une étude menée par Hogan (2022) aux États-Unis sur 7 993 échographistes, plus de 66% d'entre eux souffriraient de blessures musculosquelettiques. Six facteurs peuvent favoriser le développement de ces blessures : la force exercée, le nombre de répétitions, une posture incorrecte ou contraignantes de certains membres du corps, le durée de repos entre les interventions et de maintien d'une pression sur la sonde (Murphey, 2017). Par conséquent, les membres du corps les plus à risque sont la main, le coude, le cou, le dos et les épaules (Murphey, 2017).

Une analyse préliminaire des mouvements musculosquelettiques en échographie pourrait être réalisée à partir des données de suivi des mouvements de la main, de l'avant-bras et du bras

qui ont été recueillies, telles que mentionnées dans le CHAPITRE 4. Ces données n'ont pas été analysées dans le cadre de ce mémoire.

ANNEXE I

BOÎTIER SOLIDWORKS

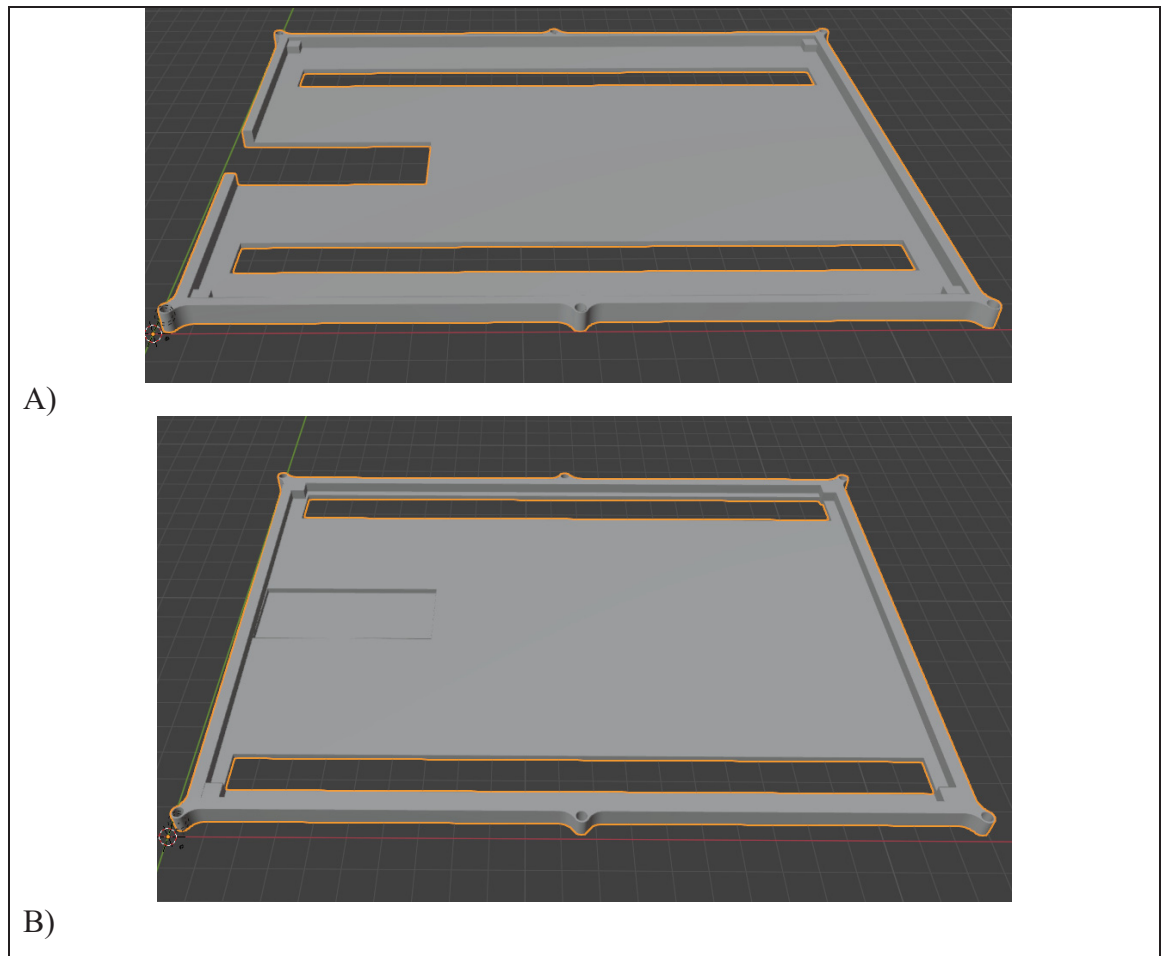


Figure-A I-1 Modélisation 3D du boîtier: A) Dessus B) Dessous

ANNEXE II

DIMENSION DES VELCROS

Tableau-A II-1 Dimension des velcros

Membre	Largeurs (mm)	Longueurs (mm)	
		Mâles	Femelles
Bras et Avant-bras	• 33	• 80 ou 85 • 50	• 130 ou 150
Poignet	• 33	• 80 (attaché au velcro femelle) • 53	• 130
Pouce	• 13	Bas : • 50 (attaché au velcro femelle) • 40 Haut : • 34	Bas : • 94 Haut : • 40
Index	• 13	• 44	• 64

ANNEXE III

INTERFACE ET QUESTIONNAIRE DU PARMÉTRAGE DES ACTIONNEURS

III.1 Interface

La première page de l'interface (Figure-A III-1) permet à l'expérimentateur d'entrer l'identifiant du participant et de créer ou de charger son profil. Cette opération déclenche automatiquement la génération d'un ordre aléatoire des paramètres à tester ainsi que l'ordre des essais associés, chaque paramètre recevant un numéro unique. Cette même page permet également de réaliser la phase d'entraînement conformément à la procédure décrite précédemment à la section 3.2.

The screenshot displays the 'Application de test des moteurs' interface. At the top, there is a header 'Application de test des moteurs'. Below it, a form for 'Nom du participant' contains the text 'Gabrielle Roy'. A large button labeled 'Charger ou créer un test' is positioned below the form. Underneath this button, there are three tabs: 'Entraînement' (which is active and highlighted in orange), 'Test 1: Serie', and 'Test 2: Délai série'. The 'Entraînement' tab contains two sections: 'Type de mouvement' and 'Direction du mouvement'. The 'Type de mouvement' section has five radio buttons: 'Glisser' (selected), 'Balayer', 'Rouler', 'Incliner', and 'Tourner'. The 'Direction du mouvement' section has two radio buttons: 'Aller' (selected) and 'Retour'. To the right of these sections is a table titled 'Status d'entraînement'. The table has three columns: 'Type', 'Aller', and 'Retour'. The rows correspond to the movement types: 'Glisser', 'Balayer', 'Rouler', 'Incliner', and 'Tourner'. Each cell in the 'Aller' and 'Retour' columns contains 'X Non commencé'. At the bottom of the interface, there is a large orange button labeled 'Démarrer l'entraînement'.

Type	Aller	Retour
Glisser	X Non commencé	X Non commencé
Balayer	X Non commencé	X Non commencé
Rouler	X Non commencé	X Non commencé
Incliner	X Non commencé	X Non commencé
Tourner	X Non commencé	X Non commencé

Figure-A III-1 Interface de l'expérience de paramétrages des actionneurs: section entraînement

La deuxième page de l'interface (Figure-A III-2) est utilisée pour sélectionner et amorcer le test suivant. Une fois le test lancé, le premier essai débute automatiquement. L'expérimentateur consigne les réponses (direction, localisation et niveau de confiance) du participant dans l'interface. L'enregistrement de l'essai entraîne automatiquement le passage au suivant, jusqu'à la complétion du test.

Application de test des moteurs

Nom du participant

Gabrielle Roy

Charger ou créer un test

Entraînement

Test 1: Serie

Test 2: Défilé serie

Type de paramètre

Temps de vibration

Stimuli visuel

☒ Avec visuel

☐ Sans visuel

Lancer le test

Charger un test

Statut des tests

Tests	Avec visuel	Sans visuel	Ordre
Amplitude	X Non commencé	X Non commencé	1
Temps de vibration	X Non commencé	X Non commencé	0
Délai entre les vibrations	X Non commencé	X Non commencé	2

Direction requise

☒ ←

☐ →

☐ ↑

☐ ↓

☐ ↶

☐ ↷

☐ ↺

☐ ↻

☐ Autre

Localisation

☒ Bras

☐ Avant-bras

☐ Poignet

☐ Main

☐ Main

☐ Autre

Niveau de confiance

☐ 1-Tres pas confiant

☐ 2-Pas confiant

☒ 3-Ni confiant, Ni pas confiant

☐ 4-Confiant

☐ 5-Tres confiant

Commentaires

Commentaires sur le test

Progression du test

0%

Temps

00:00

Sauvegarder le test

Données du test

ID moteur 1	ID moteur 2	ID moteur 3	Amplitude	Temps de vibrat..	Délai entre les..	T Direction mou..	T Membre	Niveau de confi..	E Direction mou..	E Membre	Commentaire
-------------	-------------	-------------	-----------	-------------------	-------------------	-------------------	----------	-------------------	-------------------	----------	-------------

Figure-A III-2 Interface de l’expérimentation de paramétrages des actionneurs: section test des indications

III.2 Questionnaire

Expérience 1 : Questions ouverte écho

* Obligatoire

Section : Identification

1. ID du participant *

Figure-A III-3 Section identification du questionnaire

2. Nom du test 1

☐ Amplitude

☐ Temps de vibration

☐ Délai entre les vibrations

3. Quelles étaient vos stratégies pour déterminer la série de vibration en cours ou terminé (direction et localisation) ?

4. Qu'est-ce que vous avez remarqué lors du test ?

5. Commentaires:

Figure-A III-4 Questions pour chaque section de la phase de test

Appréciation

14. Est-ce que le système vous causaient des inconforts ? Si oui à quels endroits ?

15. Quel est votre niveau d'appréciation globale ? *

☐ 1 - Pas apprécié

☐ 2 - Peu apprécié

☐ 3 - Moyennement apprécié

☐ 4 - Apprécié

☐ 5 - Très apprécié

16. Reviendriez-vous faire l'expérience? *

☐ 1 - Jamais

☐ 2 - Peut-être

☐ 3 - Certainement

17. Commentaires:

Figure-A III-5 Section appréciation du questionnaire

ANNEXE IV

PERFORMANCE GLOBAL DÉTAILLÉE DU PARAMÉTRAGE

Cette annexe présente certains détails et graphique qui n'ont pas été mis dans le corps du mémoire.

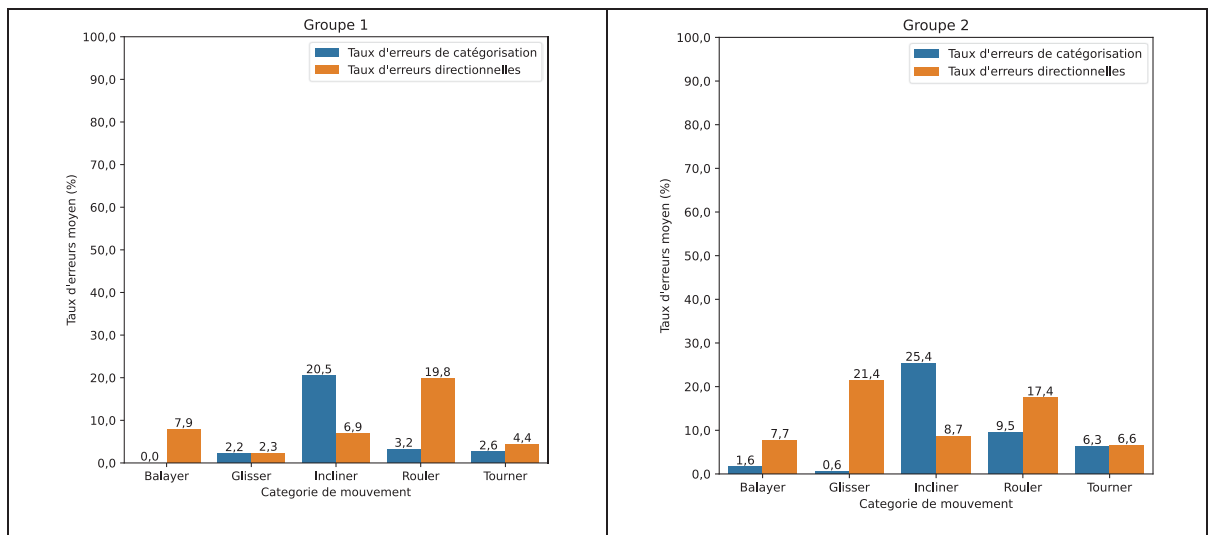


Figure-A IV-1 Taux d'erreurs moyen par catégorie de mouvement
(Groupe 1 : 5 premiers participants)

La Figure-A V-1 met en évidence des taux d'erreurs plus élevés au niveau de la main et du poignet (*Rouler* et *Incliner*) ce qui demeure plausible, en raison d'une plus grande variabilité des indications dans cette région. Il reste que le taux d'erreurs pour la catégorie *Tourner* est faible.

À première vue, l'augmentation de l'amplitude pour les catégories *Rouler* et *Incliner* semble avoir peu d'impacts, mis à part le taux d'erreurs de catégorisation observé pour le mouvement *Rouler* du groupe 2. Comme mentionné précédemment, les participants du groupe 1 rapportaient percevoir très peu les vibrations de la catégorie *Rouler*. Ils avaient ainsi possiblement tendance à associer ces faibles vibrations au mouvement *Rouler*, ce qui facilitait potentiellement la distinction par rapport aux autres catégories de mouvement localisées au niveau de la main.

Contrairement aux autres catégories, la catégorie *Incliner* présente une grande différence entre les deux types d'erreurs en plus d'avoir le taux d'erreurs de catégorisation le plus élevé. Ces résultats suggèrent que la distinction de la catégorie *Incliner* est plus difficile, mais qu'une fois correctement identifiée, il est relativement simple de reconnaître la direction.

Il est également observé que le taux d'erreurs directionnelles pour la catégorie *Glisser* est supérieur de 19,0% dans le groupe 2 par rapport au groupe 1, alors que les paramètres testés demeuraient identiques. Cette différence est expliquée par Figure-A IV-2, qui montre que la majorité de ces erreurs provient du participant 5 du groupe 2. En excluant les données de ce participant, le taux d'erreurs directionnelles s'élève à 1,0%, ce qui est similaire au résultat du groupe 1.

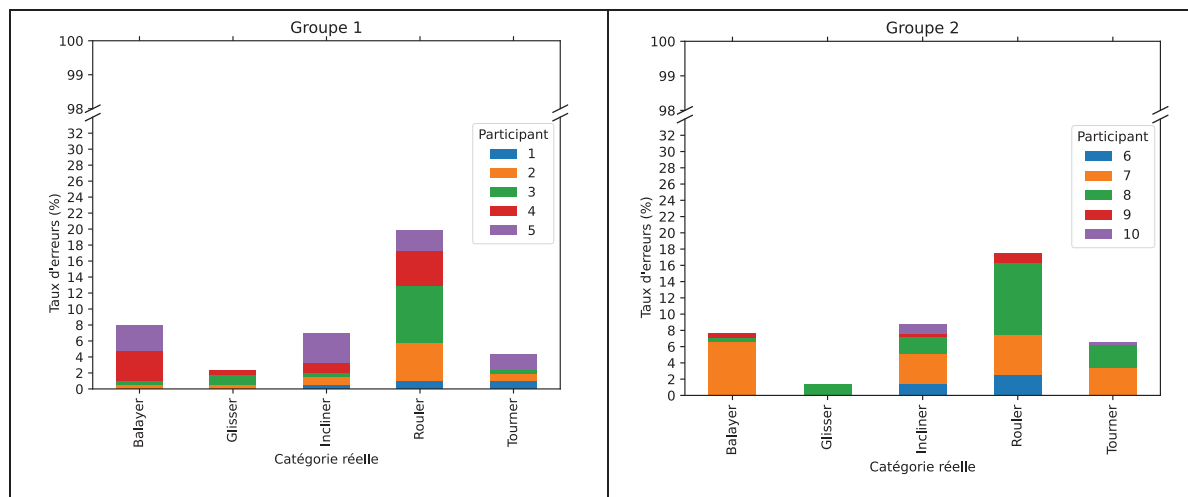


Figure-A IV-2 Diagramme du taux d'erreurs directionnelles par participant (Groupe 1 : 5 premiers participants)

À la Figure-A IV-2, le taux d'erreurs maximal par participant et par catégorie est de 0,2, ce qui confirme la confusion du participant 5 du groupe 2 pour *Glisser*. Donc, le taux d'erreurs de 22% de la catégorie *Glisser* provient majoritairement de ce participant. La plupart des erreurs de directionnalité pour les catégories d'orientation (*Incliner*, *Rouler* et *Tourner*) ont été obtenues par les participants 2 et 3 du groupe 2, similairement aux erreurs de catégorisation.

Le participant 5 du groupe 1 a un taux d'erreurs directionnelles similaire pour les catégories *Balayer*, *Incliner*, *Rouler* et *Tourner*.

Pour ce qui est des autres catégories, c'est-à-dire *Balayer* et *Tourner*, les taux d'erreurs de directionnalité sont relativement faibles et similaires pour les deux groupes.

Aussi, une analyse fine de l'impact individuel sur les taux d'erreurs de catégorisation est requise afin de mieux caractériser les différences observées entre les deux groupes, c'est d'ailleurs ce qui est représenté à la Figure-A IV-3.

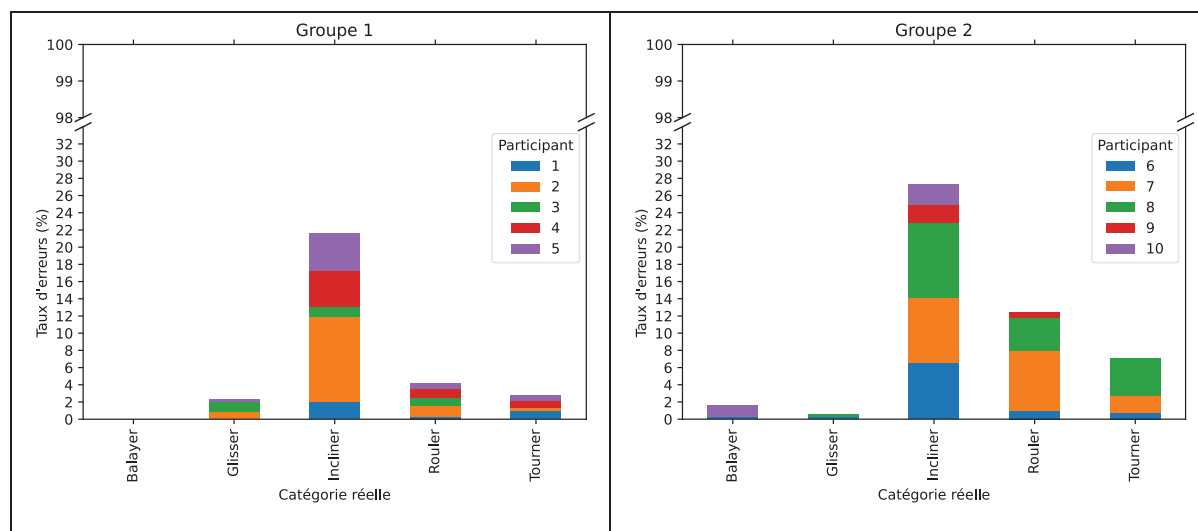


Figure-A IV-3 Diagramme du taux d'erreurs de catégorisation par participant (Groupe 1: 5 premiers participants)

La Figure-A IV-3 met en évidence l'impact significatif des participants 2 et 3 du groupe 2 sur les taux d'erreurs de catégorisation observés pour les catégories *Incliner*, *Rouler* et *Tourner*. Aussi, le participant 2 du groupe 2 a un taux d'erreurs élevé pour la catégorie *Tourner*. Ces participants semblaient éprouver des difficultés à verbaliser le ressenti au niveau de la main, possiblement en raison du fait que le français n'était pas leur langue première. Cette situation pourrait avoir accru la charge cognitive pendant l'expérimentation et, ainsi, affecter la précision de leurs réponses. Cette hypothèse permet également d'expliquer l'absence d'erreurs

pour les catégories *Balayer* et *Glisser*, dont les termes associés (comme *bras*) sont généralement plus accessibles que ceux relatifs à des segments plus fins, tels que le poignet, le pouce ou l'index. Si de telles difficultés de verbalisation sont possiblement en cause ici, elles ne devraient pas influencer la prochaine expérimentation (l'évaluation du système de guidage dans son ensemble), où aucune verbalisation du ressenti ne sera exigée des participants, qui devront plutôt répondre par des mouvements de leur bras et de leur main.

Concernant les erreurs de classification, entre *Rouler* et *Tourner* dans le groupe 2, une répartition plus équilibrée des taux d'erreurs entre les participants, comparable à celle observée dans le groupe 1, était attendue. L'asymétrie relevée pourrait ainsi résulter d'effets individuels propres aux participants mentionnés ci-dessus.

Pour le groupe 1, et plus particulièrement pour la catégorie *Incliner*, le participant 2 a eu une influence notable sur l'élévation du taux d'erreurs. Lors du premier type de test, ce participant ne se souvenait plus du mouvement *Incliner*, ce qui expliquerait la fréquence accrue d'erreurs associées à cette catégorie. Toutefois, dans le cadre de la prochaine expérimentation, qui consistera à manipuler une sonde en effectuant les mouvements de base en échographie, le risque d'oubli est estimé comme plus faible, dans la mesure où les participants seront préalablement familiarisés avec les gestes échographiques par une phase d'entraînement plus exhaustive.

ANNEXE V

INFLUENCE DES PARAMÈTRES DES CATÉGORIES *BALAYER* ET *GLISSER*

V.1 Catégorie *Balayer* (Translation sagittale)

Tel que mentionné dans les sections précédentes, les vibrations de la catégorie *Balayer* sont situées sur le dessus de l'avant-bras et sont parallèles à celui-ci. Donc, elles permettent d'indiquer une translation vers l'avant ou vers l'arrière.

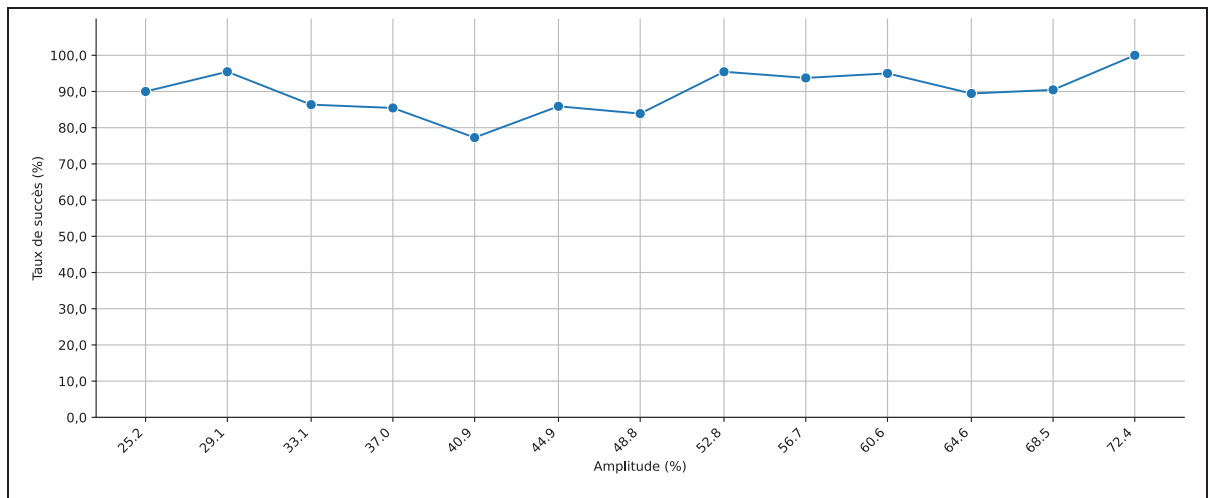


Figure-A V-1 Graphique du taux de succès en fonction de l'amplitude pour la catégorie *Balayer*

À la Figure-A V-1 Graphique du taux de succès en fonction de l'amplitude pour la catégorie *Balayer*, les taux de succès sont généralement élevés, soit au-dessus de 80,0%. La mise en commun des données du groupe 1 et du groupe 2 permet d'observer une augmentation du taux de succès à partir de l'amplitude 45,0%, jusqu'à 52,8%, où le taux de succès varie autour de 90,0% et 100,0%. Ainsi, les amplitudes comprises entre 52,8% et 72,4% semblent être les plus optimales pour la catégorie *Balayer*.

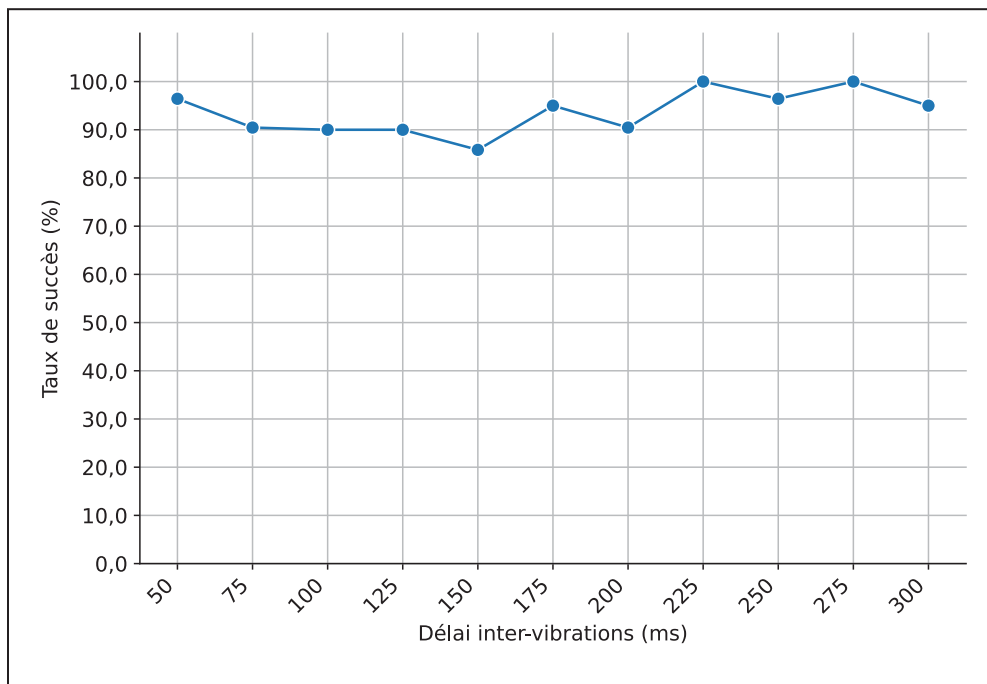


Figure-A V-2 Graphique du taux de succès en fonction du délai inter-vibrations pour la catégorie *Balayer*

À la Figure-A V-3, le taux de succès est supérieur à 80,0% pour l'ensemble des délais inter-vibrations. Une oscillation entre 90,0% et 100,0% semble prendre forme à partir de 175 ms jusqu'à 300 ms. Cette oscillation pourrait être causée par l'influence individuelle importante engendrée par le petit nombre de participants. Il reste que le taux de succès est plus élevé entre 175 ms et 300 ms.

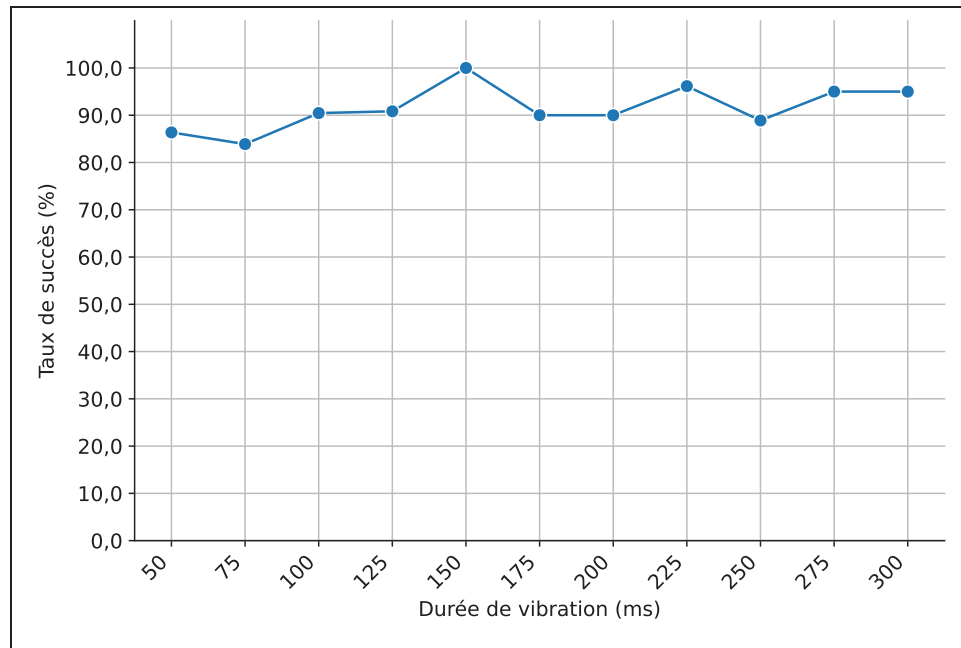


Figure-A V-4 Graphique du taux de succès en fonction de la durée de vibration pour la catégorie *Balayer*

À la Figure-A V-4, le taux de succès est relativement élevé, puisqu'il est supérieur à 80,0% pour l'ensemble des durées de vibrations. La courbe de la catégorie *Balayer* à la Figure-A V-4 présente des taux de succès plus élevés pour une durée de vibration de 150, 225, 275 et 300 ms, soit entre 95,0% et 100,0%.

V.2 Catégorie *Glisser* (Translation transversale)

En guise de rappel, cette catégorie est formée de vibrations situées à l'arrière du bras. L'orientation de ces vibrations est tangentielle à la circonférence du bras, plus précisément, elle indique un déplacement sous forme de translation sagittale vers la gauche ou vers la droite.

Lors des tests de la catégorie *Glisser*, certains participants ressentaient à quelque reprise des vibrations parallèles au bras au début des tests, alors qu'il n'y aucune série d'actionneur ou fils qui pourrait occasionner un transfert de vibration.

Pour la catégorie *Glisser* le participant 3 du groupe 2 a été retiré des données, car ce participant a inversé la direction (confusion droite/gauche) pour la majorité des stimuli de cette catégorie.

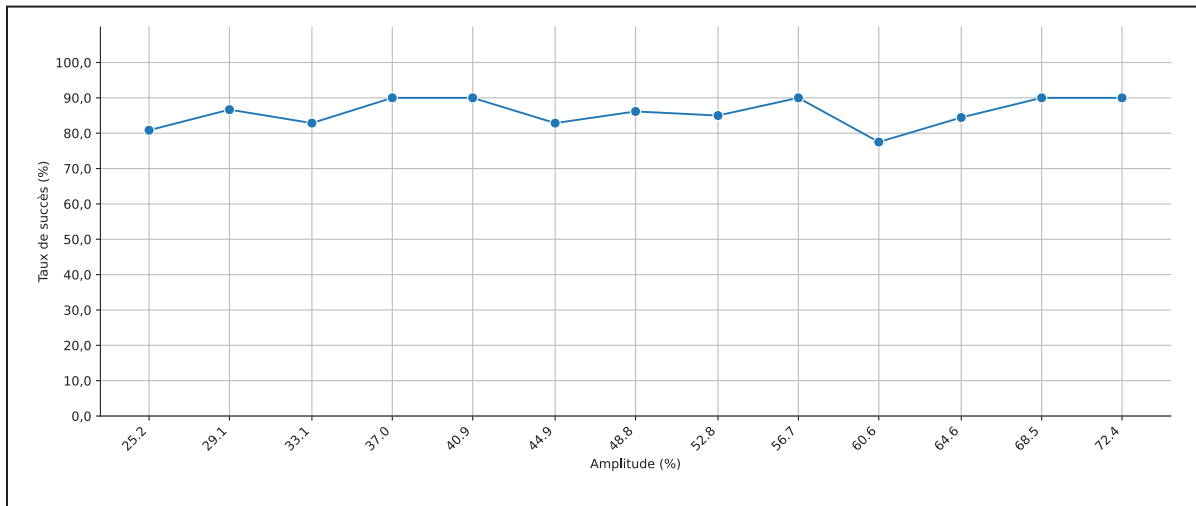


Figure-A V-5 Graphique du taux de succès en fonction de l'Amplitude pour la catégorie *Glisser*

Pour la catégorie *Glisser*, plus précisément l'amplitude (Figure-A V-5), les taux de succès varient de 90,0% à 100,0% ce qui ne permet pas de déduire des valeurs d'amplitude optimales. Il est donc difficile d'analyser l'influence de l'amplitude sur le taux de succès, puisqu'aucune tendance n'est perceptible.

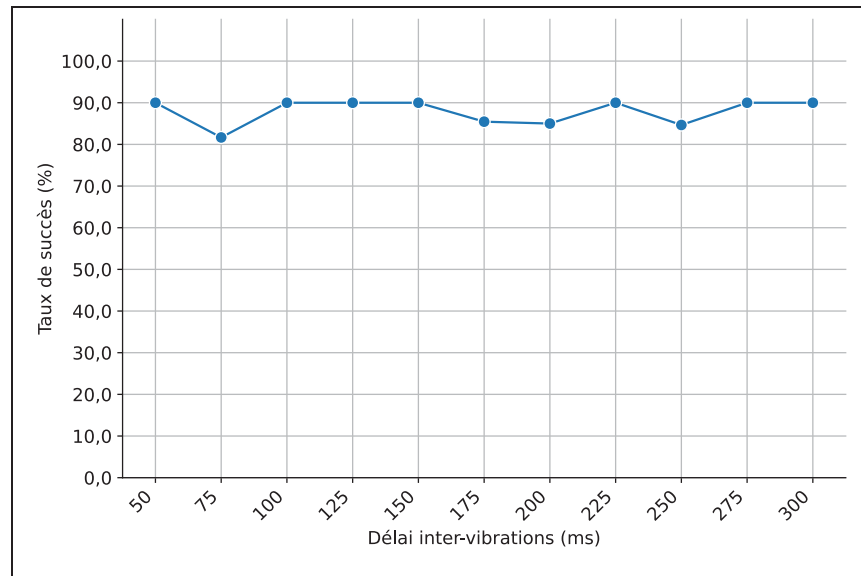


Figure-A V-6 Graphique du taux de succès en fonction du délai inter-vibrations pour la catégorie *Glisser*

À la Figure-A V-6, les taux de succès sont élevés pour l'ensemble des délais inter-vibrations testées. Ils sont entre 90% et 100% ce qui est idéale et acceptable. Aussi, on observe une certaine stabilité principalement de 100 ms à 175 ms ayant un taux de succès proche de 1. À partir de 200 ms, le taux de succès oscille entre 0,95 et 1 ce qui n'est pas une variation significative, puisqu'il suffit qu'un seul participant commette une erreur. Donc, la plage optimale est de 100 ms à 300 ms.

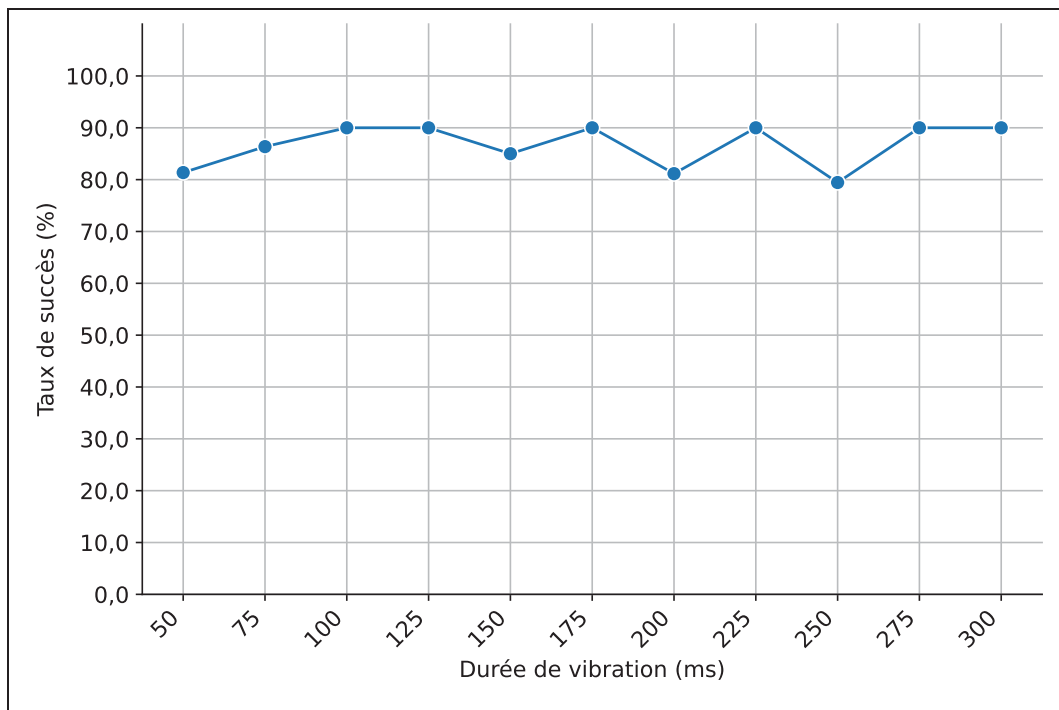


Figure-A V-7 Graphique du taux de succès en fonction de la durée de vibration pour la catégorie *Glisser*

À la Figure-A V-7, les taux de succès observés sont entre 90,0% et 100,0%, ce qui est élevé et souhaité. Donc, l'ensemble des valeurs de durée de vibration sont acceptables.

La courbe atteint un taux de succès stable entre 100 et 125 ms de 100,0% et oscille par la suite. L'oscillation entre 150 et 175 ms est vraisemblablement le résultat de différences individuelles. Il semble probable qu'avec un plus grand nombre de participants, un plateau soit atteint à partir de 100ms.

ANNEXE VI

DESCRIPTION DU CODE DU GESTIONNAIRE D'ÉCARTS ET D'INDICATIONS

Le fonctionnement du gestionnaire d'écarts et d'indications est schématisé à la Figure-A VI-1. Les étapes seront décrites davantage dans les prochaines figures. Le gestionnaire d'écarts et d'indications (Figure-A VI-1) est appelé à chaque transmission de données de positions ou d'orientations. Par conséquent, le gestionnaire peut rester pendant plusieurs appels (réception de données) dans le même état.

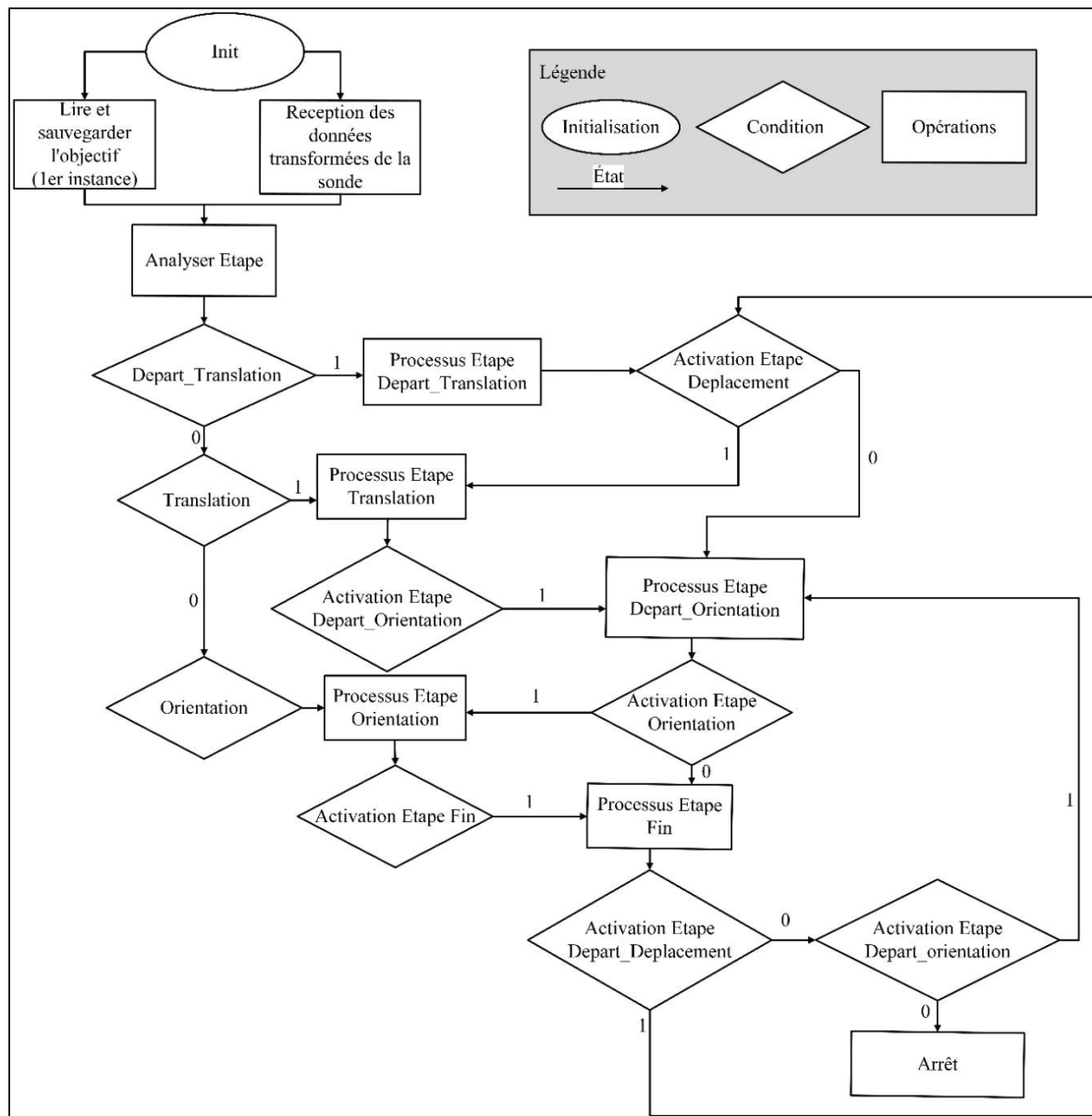


Figure-A VI-1 Organigramme du gestionnaire des écarts et d'indications

Lors de la première réception de données transformées, le Gestionnaire commence systématiquement à l'étape *Depart_Translation* (Figure-A VI-1). Cette étape permet de déterminer si une translation est requise sur l'axe X ou Y et d'identifier laquelle doit être effectuée en premier (*Glisser* ou *Balayer*). Dans le cas où une translation a lieu, l'étape de *Translation* est enclenchée. Cette étape calcule les écarts positionnels X et Z (si nécessaire), analyse la catégorie de translation et l'indication à transmettre. Elle est effectuée jusqu'à

l'activation de la prochaine étape, plus précisément que la position X et Z soit atteinte. Dans le cas où des translations ne sont pas nécessaires ou sont terminées, l'étape *Depart_orientation* est enclenchée. Cette étape sert à déterminer si l'orientation est nécessaire et d'identifier quelle catégorie d'orientation (*Rouler*, *Incliner*, *Tourner*) doit être effectuée pour la corriger. Dans le cas où une orientation a lieu, l'étape *Orientation* est enclenchée. Cette étape calcule les écarts d'angulation X, Y et Z (si nécessaire), analyse la catégorie d'orientation et l'indication à transmettre. Dans le cas où les orientations ne sont pas nécessaires ou sont terminées, l'étape *Fin* est enclenchée. Cette étape vérifie que les positions (X et Z) et les angles (X,Y,Z) respectent les écarts acceptables pour clore le processus. Si les écarts sont trop grands par rapport au minimum acceptable, un retour vers *Depart_Translation* ou *Depart_Orientation* est effectué selon le type d'écart (positionnel / angulaire) devant être corrigé.

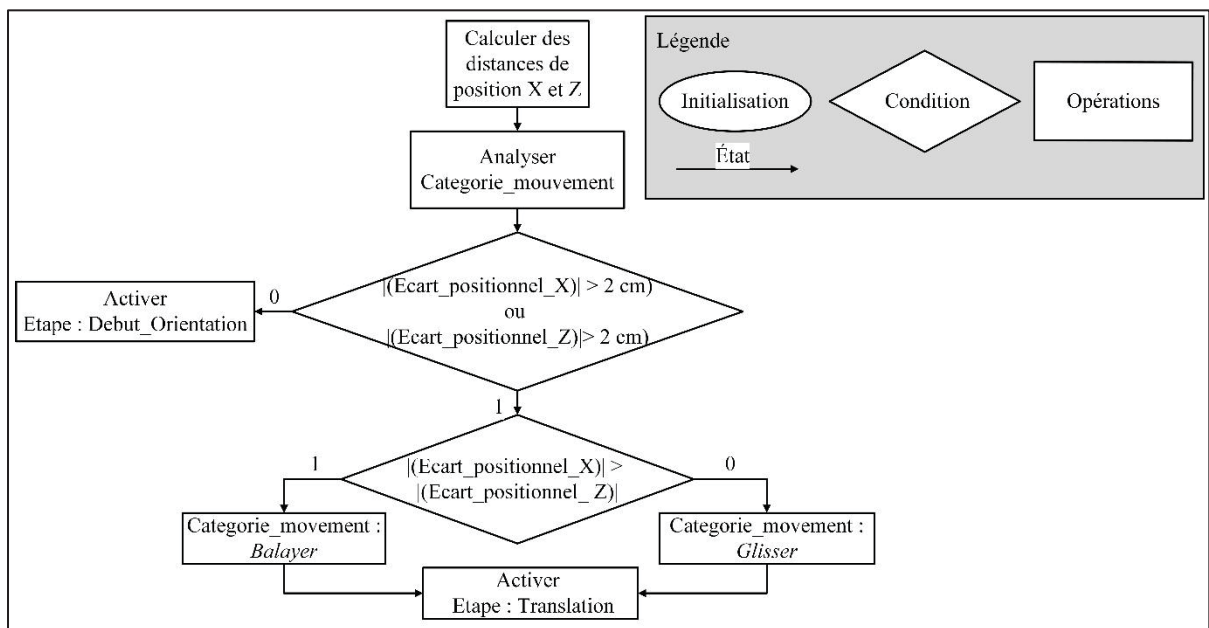


Figure-A VI-2 Organigramme étape *Debut_Translation*

Les valeurs de position de la sonde, obtenues à la suite des transformations, sont traitées afin de sélectionner la catégorie de déplacement nécessaire, tel qu'illustré à la Figure-A VI-2.

Pour ce faire, des calculs d'écarts positionnels (X et Z) entre l'objectif et la sonde sont effectués.

Pour qu'une catégorie de translation soit sélectionnée, les écarts absolus doivent être supérieurs à 2 cm (0,02). La catégorie ayant le plus grand écart est sélectionnée. Cette catégorie ainsi que les écarts calculés sont par la suite transmis à l'étape de Translation. Si aucun des deux écarts n'est supérieur à 2 cm (Ecart_min), alors l'étape Debut_orientation est enclenchée. Selon un article de Dhutia et al., (2014), la différence moyenne entre les valeurs de translation de la sonde entre les spécialistes échographique serait de $0,97 \pm 0,87$ cm. Ainsi, compte tenu du fait que le mannequin utilisé représente une version idéalisée du corps humain et présente une rigidité plus élevée, la sonde a tendance à glisser plus facilement à sa surface. En considérant ces éléments, la valeur a ainsi été multipliée par 2 et arrondie donnant 2 cm de précision.

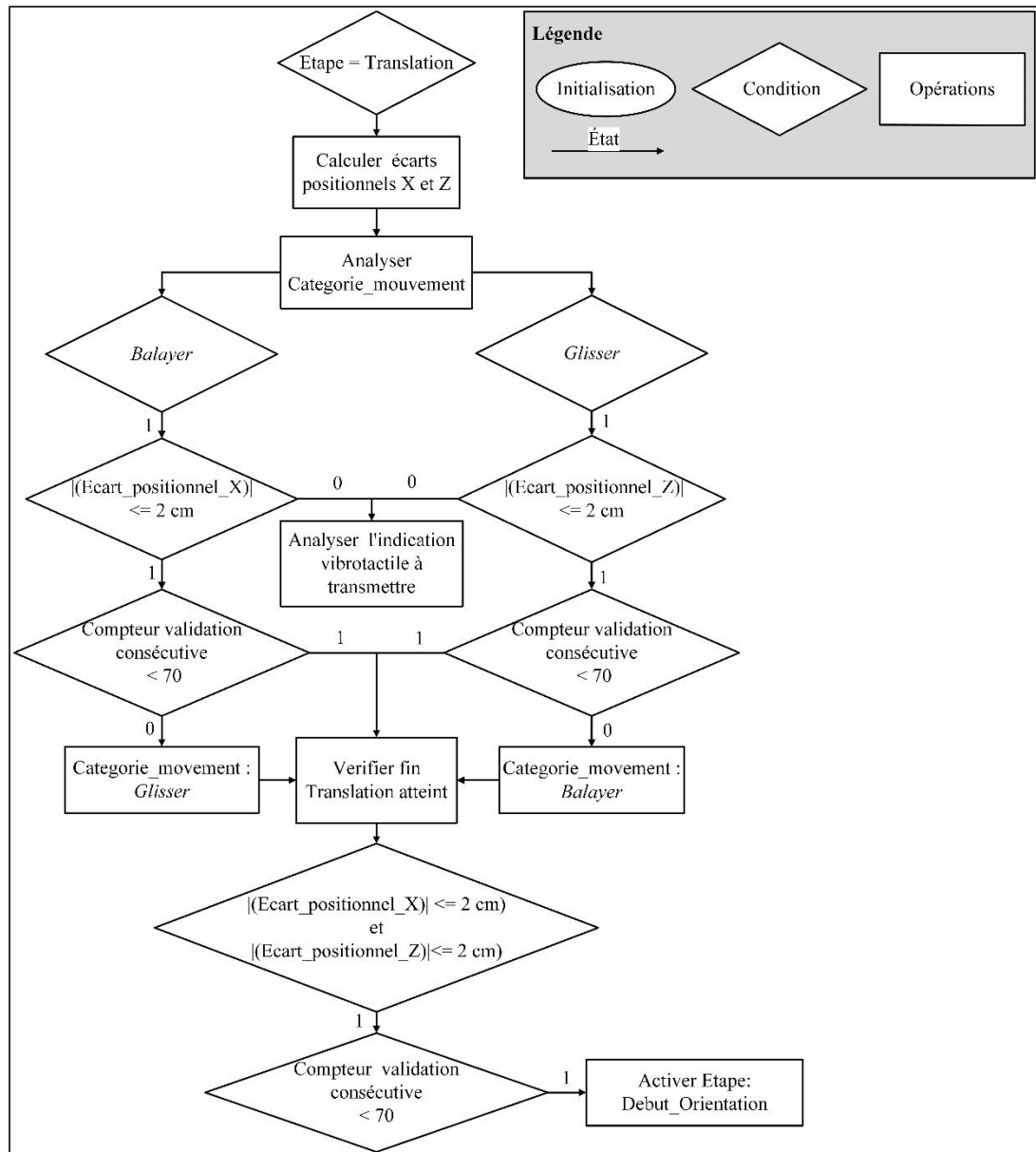


Figure-A VI-3 Organigramme étape Translation

Les valeurs de position de la sonde, obtenues à la suite des transformations, sont traitées afin de valider la catégorie de translation à transmettre ou de la modifier telles qu'illustrer à Figure-A VI-3. Si l'étape debut_Translation n'a pas eu lieu durant le même cycle, les écarts positionnels sont calculés. La vérification des catégories permet d'enclencher l'analyse de l'indication (Figure-A VI-6) pour la catégorie de translation (*Balayer*, *Glisser*) correspondante

si l'écart positionnel (X, Z) est plus grand que l'écart minimum de 2 cm et les deux compteurs (Validation de position et Validation de déplacement) sont mis à zéro. Dans le cas contraire, un compteur (Validation de position) s'active afin de s'assurer que la position est maintenue et n'est pas atteinte de façon aléatoire. Par exemple, si la sonde est translatée rapidement jusqu'à passer par-dessus la position désirée ou en cas de données incohérentes du suivi des mouvements. Une fois le compteur ayant atteint 70, la catégorie de déplacement change. Si les deux écarts positionnels sont plus petits ou égalent 2 cm depuis 70 réceptions de données (compteur de validation déplacement) alors l'étape Debut_orientation est enclenchée.

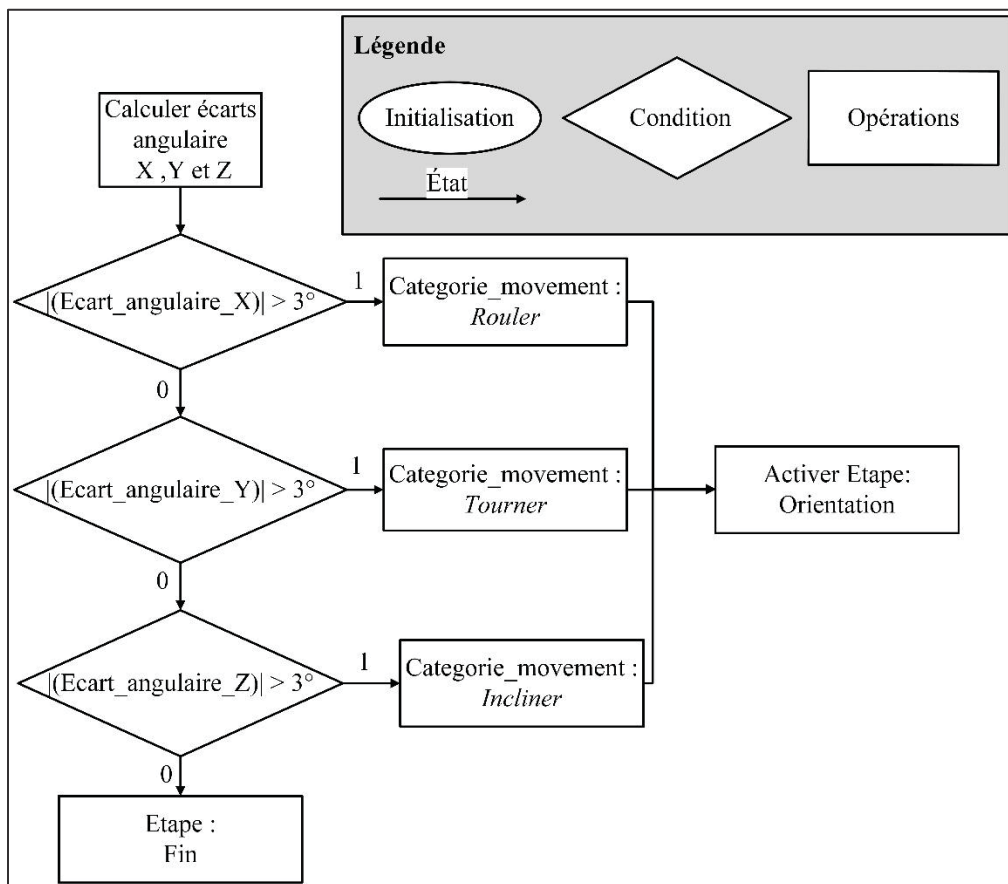


Figure-A VI-4 Organigramme étape Debut_Orientation

Les valeurs d'angles, obtenues à la suite des transformations, sont traitées afin de sélectionner la catégorie d'orientation nécessaire, telles qu'illustrées à la Figure-A VI-4. Les écarts

angulaires (X,Y,Z) sont calculés à partir des quaternions (Younes & Mortari, 2019) de la sonde.

Par la suite, les quaternions sont transformés en vecteur de rotation ($\hat{r}$), car ils sont uniques contrairement aux angles d'Euler (Siciliano, Sciavicco, Villani, & Oriolo, 2008/2009). Lors de la première itération du système, l'écart angulaire était transformé en angle d'Euler, afin de définir les indications d'où l'ordre de sélection des catégories d'orientation.

Les écarts sont analysés pour déterminer quelle catégorie va être transmise en premier. Ils sont analysés dans l'ordre (X,Y,Z) et dès qu'un écart est plus grand que 3° , cette catégorie d'orientation sera sélectionnée. La sélection de la catégorie mène à l'activation de l'étape d'Orientation. Si l'ensemble des écarts angulaires sont inférieurs ou égaux à 3° , alors l'étape de Fin est enclenchée.

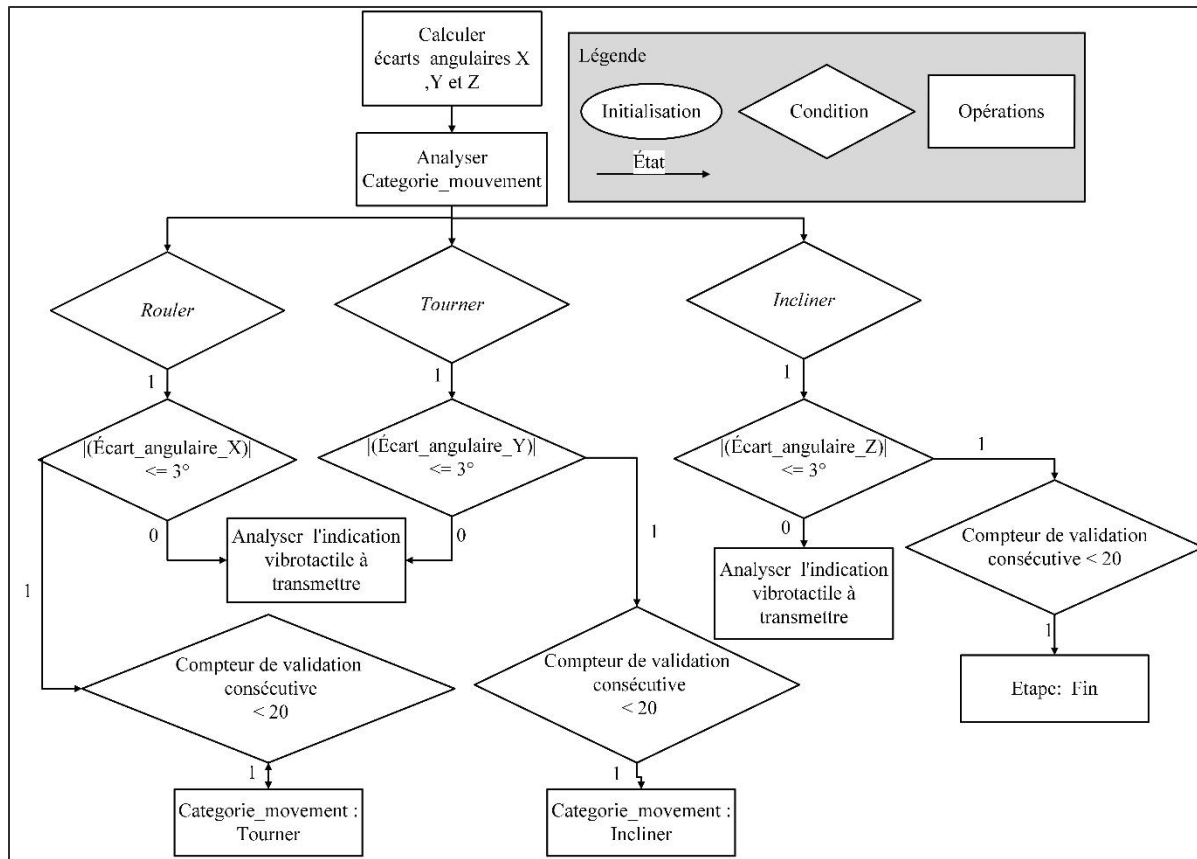


Figure-A VI-5 Organigramme étape Orientation

Les valeurs d'angles, obtenues à la suite des transformations, sont traitées afin de valider la catégorie d'orientation à transmettre ou de la modifier telles qu'illustrées à Figure-A VI-5. Si l'étape debut_Orientation n'a pas eu lieu pour la même réception de données de la sonde, les écarts angulaires sont calculés. La vérification des catégories permet d'enclencher l'analyse de l'indication (Figure-A VI-6) pour la catégorie d'orientation (*Rouler*, *Tourner* et *Incliner*) correspondante, si l'écart (X,Y,Z) est plus grand que 3° et le compteur (Validation d'orientation) est mis à zéro. Dans le cas contraire, le compteur (Validation d'orientation) s'active afin de s'assurer que l'orientation est maintenue et n'est pas atteinte de façon aléatoire. Une fois le compteur ayant atteint 20, la catégorie d'orientation change. Des mouvements d'orientation à vitesses variables ont été effectués pour déterminer le nombre d'appels du bloc idéal. Il est normal que le nombre de répétitions nécessaire soit inférieur à celui de la translation, puisque le niveau de précision est supérieur. Une fois la validation de l'orientation

en Z terminée (20 répétitions en dessous de 3°). Le système active l'étape Fin et lui transmet les écarts angulaires calculés. Le choix de 3° de précision vient de la précision obtenue par des volontaires expérimentés en échographie dans l'article de Jiang et al., (2020).

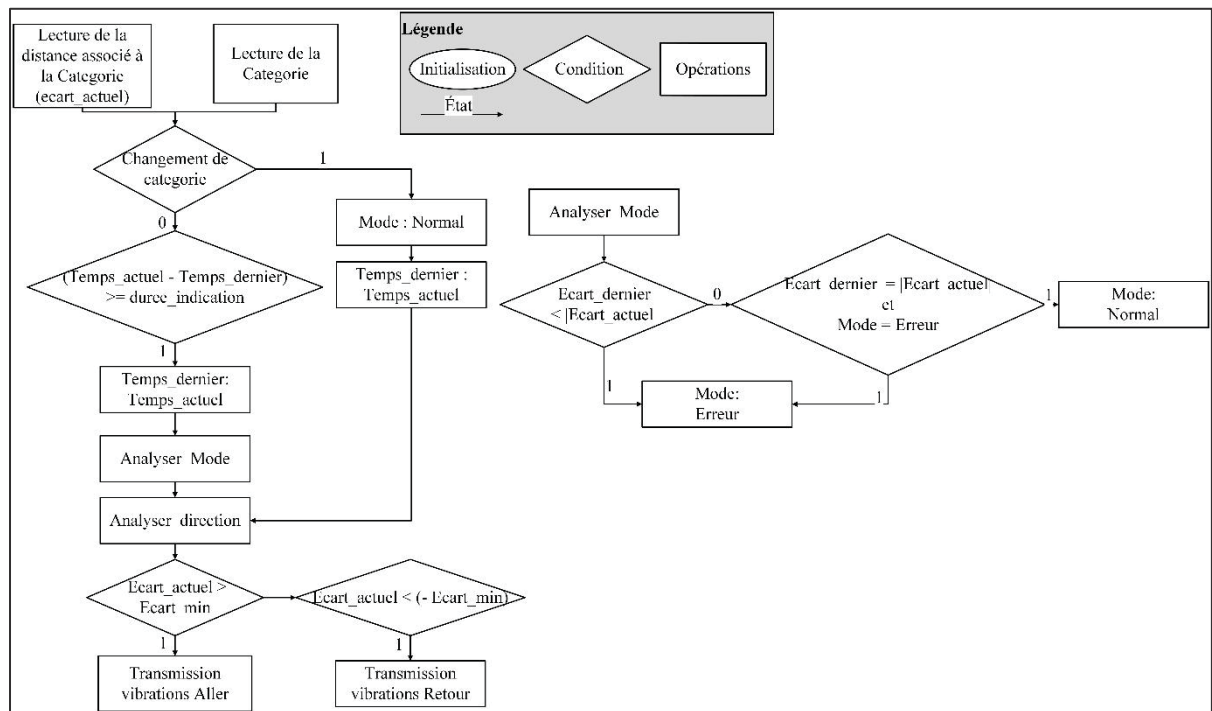


Figure-A VI-6 Organigramme bloc analyse de l'indication vibrotactile à transmettre

Ce module est enclenché soit dans l'étape de Translation ou d'Orientation afin d'analyser l'indication à transmettre pour la catégorie désirée. Plus précisément, il sélectionne le mode (normal ou erreur) ainsi que la direction selon la catégorie et transmet l'indication si nécessaire. La première vérification consiste à vérifier si la catégorie a été modifiée afin d'initialiser le mode (normal) et le temps de la dernière indication ($Temps_dernier$). Dans le cas contraire, l'intervalle de temps depuis la dernière vibration est vérifié, afin d'assurer que l'indication est terminée, incluant le temps entre les vibrations et une analyse de la période est effectuée. Pour définir le mode, le dernier écart et l'écart actuel sont comparés en valeur absolue. Dans le cas, où l'écart actuel est plus grand que le dernier écart, alors le mode est mis en Erreur jusqu'à ce

que le dernier écart devienne plus grand que l'écart actuel (normal). Donc, le mode indique une erreur dans la directionnalité du mouvement.

Une fois le mode analysé, l'écart actuel est comparé à l'écart minimum dépendamment du type de catégorie (déplacement : 2 cm et orientation : 3°) afin de déterminer la directionnalité de l'indication à transmettre (Aller/Retour).

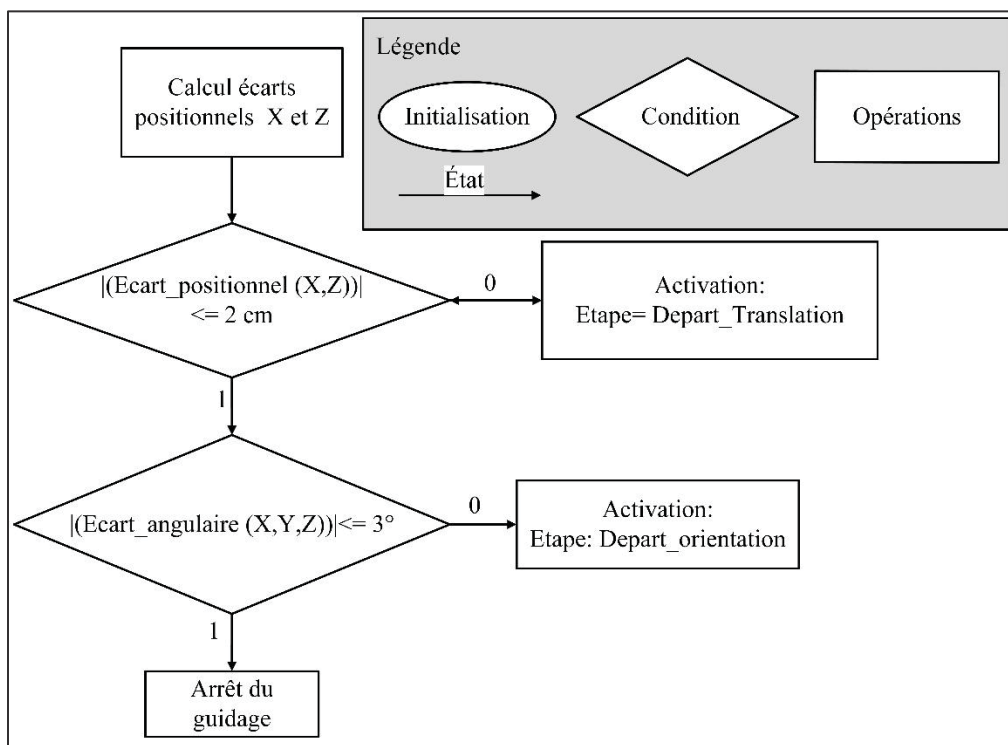


Figure-A VI-7 Organigramme étape Fin

L'étape de fin vérifie que l'objectif est atteint définitivement. Les écarts positionnels sont calculés afin de vérifier qu'il respecte l'écart minimum nécessaire (2 cm). Si un des écarts ne respecte pas la contrainte, alors l'étape Depart_Translation est enclenchée. Dans le cas contraire, les écarts angulaires sont vérifiés ($\leq 3^\circ$), si la contrainte d'écart angulaire n'est pas respectée, alors l'étape Depart_Orientation est enclenchée. Sinon, l'objectif a été atteint et le système de guidage arrête.

ANNEXE VII

INTERFACE ET QUESTIONNAIRE DE L'EXPÉRIENCE DE GUIDAGE ÉCHOGRAPHIE

VII.1 Interface

The interface is titled "Enregistrement des références de la sondes", "Entraînement", and "Tests de guidage". It contains the following elements:

- Participant ID:** A text input field.
- Charger ou créer un test:** A button.
- Capture du positionnement neutre:** A button.
- Débuter l'entraînement:** A button.
- Arrêter l'entraînement:** A button.
- Étape 1:**
 - Buttons: Balayer, Glisser, Rouler, Incliner, Tourner.
 - Radio buttons: ☐ Retour (indirecte), ☐ Mode erreur.
- Étape 2:**
 - Text: "Entraînement guidage" followed by a text input field.
- État entraînement:**
 - Buttons: Type mouvement, Sans erreur, Retour, Erreur.
 - Text: "Entraînement guidage :" followed by a text input field.

Figure-A VII-1 Interface de l'expérience de guidage: section entraînement

Enregistrement des références de la sondes
Entrainement
Tests de guidage

Participant ID:

Charger ou créer un test

Choisir un test

Test 1

Démarrer

Temps

Statut des tests

Stop

Indication selon la position et l'orientation

Temps	Distance (x,y,z)	Distance angle (x,y,z)	Type d'indication	Periode

Données des marqueurs

Type	Angle(X,Y,Z)	Position(x,y,z)	Model Id	Visible marker ID

Figure-A VII-2 Interface de l'expérience de guidage: section tests

VII.2 Questionnaire

Questionnaire de participation de guidage échographique (Finale)

* Obligatoire

Section : Identification

1. ID du participant *

Figure-A VII-3 Section identification du questionnaire de guidage

Section: Instructions initiales

2. Les instructions d'entraînement étaient-elles suffisantes pour accomplir la tâche demandée ? *

☐ 1- Très insuffisantes

☐ 2 - Insuffisantes

☐ 3- Ni insuffisant , Ni suffisant

☐ 4 - Suffisantes

☐ 5 - Très suffisantes

Figure-A VII-4 Section instruction initiales du questionnaire de guidage

Section: Expérimentation du système

4. À quel point il est facile de distinguer les instructions tactiles les unes des autres pendant l'expérience? *

- ☐ 1 - Très difficile
- ☐ 2 - Difficile
- ☐ 3 - Ni difficile, Ni facile
- ☐ 4 - Facile
- ☐ 5 - Très facile

5. Les instructions données par les vibrations vous semblaient-elles intuitives ? *

- ☐ 1 - Très contre-intuitives
- ☐ 2 - Contre-intuitives
- ☐ 3 - Ni contre-intuitives, Ni intuitives
- ☐ 4 - Intuitives
- ☐ 5 - Très intuitives

6. Les instructions données semblent-elles compréhensibles ? *

- ☐ 1 - Très incompréhensibles
- ☐ 2 - Incompréhensibles
- ☐ 3 - Ni incompréhensible, Ni compréhensible
- ☐ 4 - Compréhensibles
- ☐ 5 - Très compréhensibles

Figure-A VII-5 Section expérience du système du questionnaire de guidage

7. Comment évaluez vous le niveau de confort du système ? *

☐ 1 - Très inconfortable

☐ 2 - Inconfortable

☐ 3 - Ni inconfortable, Ni confortable

☐ 4 - Confortable

☐ 5 - Très confortable

8. Si vous avez évalué le niveau de confort moins que 4: Quels sont les type d'inconfort ?

☐ Irritation de la peau

☐ Pression

☐ Picotement

☐ Sensation de tirement sur la peau

☐ Engourdissement

☐ Limitation des mouvements

☐ Autre...

Figure-A VII-6 Section confort du système du questionnaire de guidage

9. Quel est votre niveau d'appréciation globale ? *

☐ 1 - Très détesté

☐ 2 - Détester

☐ 3 - Ni détester , Ni apprécié

☐ 4 - Apprécie

☐ 5 - Très apprécié

10. Reviendriez-vous faire l'expérience? *

☐ 1 - Jamais

☐ 2 - Peut-être

☐ 3 - Certainement

11. Commentaires:

Figure-A VII-7 Section appréciation du système du questionnaire de guidage

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abdi, A. H., Swift, J., Luong, C., Tsang, T., Allan, G., Nouranian, S., ... Abolmaesumi, P. (2017). Automatic quality assessment of apical four-chamber echocardiograms using deep convolutional neural networks (p. 101330S). Communication présentée au SPIE Medical Imaging, Orlando, Florida, United States. <https://doi.org/10.1117/12.2254585>
- Adams, R. B. (2022). Ultrasound scanning techniques. *Surgery Open Science*, 10, 182-207. <https://doi.org/10.1016/j.sopen.2022.09.002>
- Alberta Sono. (2023, 1 février). *Manipulation du transducteur : Alberta Sono*. Repéré à <https://www.youtube.com/watch?v=umvvB1aBS7U>
- Aubin-Horth, N. (2024). 16. Le système sensoriel. Dans *Écophysiologie évolutive*. (S.l.) : Université Laval. Repéré à <https://pressbooks.etsmtl.ca/ecoevolutive/chapter/16-le-systeme-sensoriel/>
- Bark, K., Hyman, E., Tan, F., Cha, E., Jax, S. A., Buxbaum, L. J., & Kuchenbecker, K. J. (2015). Effects of Vibrotactile Feedback on Human Learning of Arm Motions. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(1), 51-63. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2327229>
- Bell, C. R., McKaigney, C. J., Holden, M., Fichtinger, G., & Rang, L. (2017). Sonographic Accuracy as a Novel Tool for Point-of-care Ultrasound Competency Assessment. *AEM Education and Training*, pp. 316-324. <https://doi.org/10.1002/aet2.10064>
- Birlo, M., Edwards, P. J. E., Yoo, S., Dromey, B., Vasconcelos, F., Clarkson, M. J., & Stoyanov, D. (2023). CAL-Tutor: A HoloLens 2 Application for Training in Obstetric Sonography and User Motion Data Recording. *Journal of Imaging*, p. 6. <https://doi.org/10.3390/jimaging9010006>

- Bouhanna, P. (2011). Comment je fais... une échographie fœtale ? Manipulation de la sonde et du fœtus pour un examen plus précis. *Gynécologie Obstétrique & Fertilité*, pp. 106-113. <https://doi.org/10.1016/j.gyobfe.2010.12.002>.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, Jr, E. M., & Boone, J. M. (2002). *The essential physics of medical imaging* (2nd ed). Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.
- Čepon, G., Ocepek, D., Kodrič, M., Demšar, M., Bregar, T., & Boltežar, M. (2024, 1 avril). Impact-Pose Estimation Using ArUco Markers in Structural Dynamics. *Experimental Techniques*, pp. 369-380. <https://doi.org/10.1007/s40799-023-00646-0>
- Cerveri, P., De Momi, E., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R. M. L., & Ferrigno, G. (2007). Finger kinematic modeling and real-time hand motion estimation. *Annals of Biomedical Engineering*, pp. 1989-2002. <https://doi.org/10.1007/s10439-007-9364-0>
- Chapman, E., Hagen, S., & Gallagher, H. (2016). Is there a relationship between ultrasound scanning ability (sonography) and visuospatial perception or psychomotor ability? *Ultrasound*, pp. 214-221. <https://doi.org/10.1177/1742271X16674039>
- Choi, S., & Kuchenbecker, K. J. (2013). Vibrotactile Display: Perception, Technology, and Applications. *Proceedings of the IEEE*, pp. 2093-2104. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2012.2221071>
- Culbertson, H., Schorr, S. B., & Okamura, A. M. (2018). Haptics: The Present and Future of Artificial Touch Sensation. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems, 1*. <https://doi.org/10.1146/annurev-control-060117-105043>
- Delmas, V., Bremond-Gignac, D., Clément, O., Douard, R., Dupont, S., Latrémouille, C., ... Yiou, R. (2019). Système articulaire. Dans *Paces, UE 5, anatomie : organisation des appareils et des systèmes : aspects morphologiques et fonctionnels* (p. 536). (S.l.) : Elsevier Masson.

- Dhutia, N. M., Cole, G. D., Zolgharni, M., Manisty, C. H., Willson, K., Parker, K. H., ... Francis, D. P. (2014). Automated speckle tracking algorithm to aid on-axis imaging in echocardiography. *Journal of Medical Imaging*, p. 037001. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.1.3.037001>
- Dillenseger, J.-P., & Moerschel, E. (2009). *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie: quand la théorie éclaire la pratique*. (S.l.) : Elsevier Masson.
- Erçalık, C., & Özkurt, S. (2022). Two-point discrimination assessment of the upper extremities of healthy young Turkish individuals. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 136-141. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2022.6263>
- Fattahi Sani, M., Abeywardena, S., Psomopoulou, E., Ascione, R., & Dogramadzi, S. (2019). Towards Finger Motion Tracking and Analyses for Cardiac Surgery. Dans J. Henriques, N. Neves, & P. de Carvalho (Éds), *XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing – MEDICON 2019* (pp. 1515-1525). Cham : Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-31635-8_188
- Gordon, C. C., Blackwell, C. L., Bradtmiller, B., Parham, J. L., Barrientos, P., Paquette, S., ... Kristensen, S. (2014). 2012 Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics. Repéré à <https://www.semanticscholar.org/paper/2012-Anthropometric-Survey-of-U.S.-Army-Personnel%3A-Gordon-Blackwell/c3f79d5a157ed8955edb44eedec2666eb73c0251>
- Grangé, G., & Bargy, F. (2013). Guide pratique de l'échographie obstétricale et gynécologique. *Revue de médecine périnatale*, 5(1), 69-70. <https://doi.org/10.1007/s12611-012-0200-x>
- Harrison, G., & Harris, A. (2015). Work-related musculoskeletal disorders in ultrasound: Can you reduce risk? *Ultrasound*, 23(4), 224-230. <https://doi.org/10.1177/1742271X15593575>

- Herbst, M. K., Velasquez, J., Adnan, G., & O'Rourke, M. C. (2022). Cardiac Ultrasound. Dans *StatPearls*. Treasure Island (FL) : StatPearls Publishing. Repéré à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470584/>
- Hogan, A. (2022). Pain Levels and Injuries by Sonographic Specialty: A Research Study. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, pp. 53-58. <https://doi.org/10.1177/87564793211044122>
- Hsieh, Y.-T., Jylhä, A., Orso, V., Andolina, S., Hoggan, E., Gamberini, L., & Jacucci, G. (2019). Developing hand-worn input and haptic support for real-world target finding. *Personal and Ubiquitous Computing*, 23(1), 117-132. <https://doi.org/10.1007/s00779-018-1180-z>
- Jiang, Z., Grimm, M., Zhou, M., Esteban, J., Simson, W., Zahnd, G., & Navab, N. (2020). Automatic Normal Positioning of Robotic Ultrasound Probe Based Only on Confidence Map Optimization and Force Measurement. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(2), 1342-1349. <https://doi.org/10.1109/LRA.2020.2967682>
- Jones, L. A., & Tan, H. Z. (2013, juillet). Application of Psychophysical Techniques to Haptic Research. *IEEE Transactions on Haptics*, pp. 268-284. <https://doi.org/10.1109/TOH.2012.74>
- Kavathekar, P. A. (2011). *Assisting human motion-tasks with minimal, real-time feedback*. Thèse de doctorat. Dartmouth College, New Hampshire. Repéré à <https://www.proquest.com/advancedtechaerospace/docview/901124879/abstract/AB79C07D1761492EPQ/1>
- Kilian, J., Neugebauer, A., Scherffig, L., & Wahl, S. (2022, 26 février). The Unfolding Space Glove: A Wearable Spatio-Visual to Haptic Sensory Substitution Device for Blind People. *Sensors (Basel)*, p. 1859. <https://doi.org/10.3390/s22051859>
- Kremkau, F. W. (2011). *Sonography Principles and Instruments* (8^e éd.). (S.l.) : Elsevier/Saunders.
- Lee, V., Dinh, V., Ahn, J., Deschamps, J., Genobaga, S., Lang, A., ... Krause, R. (s.d.). Cardiac Ultrasound (Echocardiography) Made Easy: Step-By-Step Guide. *POCUS 101*. Repéré

à <https://www.pocus101.com/cardiac-ultrasound-echocardiography-made-easy-step-by-step-guide/>

Mangan, B., & Angel, H. (2012). Human Factors Plan : 2012 Canadian Forces Anthropometric Survey. Repéré à <https://publications.gc.ca/site/eng/9.880939/publication.html>

Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2019). *Anatomie et physiologie humaines* (6^e éd.). (S.l.) : ERPI.

McDaniel, T., Goldberg, M., Villanueva, D., Viswanathan, L. N., & Panchanathan, S. (2011). Motor learning using a kinematic-vibrotactile mapping targeting fundamental movements. Dans *Proceedings of the 19th ACM international conference on Multimedia* (pp. 543-552). Scottsdale, Arizona, USA : Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/2072298.2072369>

Murphey, S. (2017, septembre). Work Related Musculoskeletal Disorders in Sonography. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, pp. 354-369. <https://doi.org/10.1177/8756479317726767>

Nasser, A., Keng, K.-N., & Zhu, K. (2020). ThermalCane: Exploring Thermotactile Directional Cues on Cane-Grip for Non-Visual Navigation. Dans *Proceedings of the 22nd International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility* (pp. 1-12). Virtual Event, Greece : Association for Computing Machinery. <https://doi.org/10.1145/3373625.3417004>

Nishi, H., Mizuno, S., Fujino, K., Loe, I. A., Wang, Y., Ishide, T., ... Kotani, K. (2022, 1 août). Motion-capture technique-based interface screen displaying real-time probe position and angle in kidney ultrasonography. *Clinical and Experimental Nephrology*, pp. 735-740. <https://doi.org/10.1007/s10157-022-02213-0>

Nolan, M. F. (1982, juillet). Two-point discrimination assessment in the upper limb in young adult men and women. *Physical Therapy*, pp. 965-969. <https://doi.org/https://doi.org/10.1093/ptj/62.7.965>

Pacchierotti, C., Sinclair, S., Solazzi, M., Frisoli, A., Hayward, V., & Prattichizzo, D. (2017). Wearable Haptic Systems for the Fingertip and the Hand: Taxonomy, Review, and

- Perspectives. *IEEE Transactions on Haptics*, 10(4), 580-600.
<https://doi.org/10.1109/TOH.2017.2689006>
- Peng, C., Cai, Q., Chen, M., & Jiang, X. (2022, 29 octobre). Recent Advances in Tracking Devices for Biomedical Ultrasound Imaging Applications. *Micromachines*, p. 1855.
<https://doi.org/10.3390/mi13111855>
- Pocratsky, J., Ashby, B., & Beasley, J. (2014). Upper Extremity Kinematics in Sonographers During Kidney Scanning. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, 30(2), 67-76.
<https://doi.org/10.1177/8756479313517767>
- Quader, N., Hodgson, A. J., Mulpuri, K., Schaeffer, E., & Abugharbieh, R. (2017). Automatic Evaluation of Scan Adequacy and Dysplasia Metrics in 2-D Ultrasound Images of the Neonatal Hip. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 43(6), 1252-1262.
<https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.01.012>
- Raitor, M., Nunez, C. M., Stolka, P. J., Okamura, A. M., & Culbertson, H. (2024). Design and Evaluation of Haptic Guidance in Ultrasound-Based Needle-Insertion Procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 71(1), 26-35.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2023.3290919>
- Rousseau, T., Mottet, N., Mace, G., Franceschini, C., & Sagot, P. (2013). Practice Guidelines for Prevention of Musculoskeletal Disorders in Obstetric Sonography. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 32(1), 157-164. <https://doi.org/10.7863/jum.2013.32.1.157>
- Rowland-Fisher, A., & F. Reardon, R. (2021). E-FAST (Extended Focused Assessment with Sonography in Trauma). *Sonoguide*. Repéré à <https://www.acep.org/sonoguide/basic/fast>
- Sato, I., & Nakamura, R. (2013). Positioning error evaluation of GPU-based 3D ultrasound surgical navigation system for moving targets by using optical tracking system. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 8(3), 379-393.
<https://doi.org/10.1007/s11548-012-0789-z>
- Scalera, L., Seriani, S., Gallina, P., Di Luca, M., & Gasparetto, A. (2018). Experimental Evaluation of Vibrotactile Training Mappings for Dual-Joystick Directional Guidance. Dans D. Prattichizzo, H. Shinoda, H. Z. Tan, E. Ruffaldi, & A. Frisoli (Éds), *Haptics:*

Science, Technology, and Applications (Vol. 10894, pp. 575-586). Cham : Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-93399-3_49

Seyyar, G. K., Aras, O., Aras, B., & Turkmen, U. (2024). Two-Point Discrimination for Upper Extremity and Face in Healthy Young Adults: A Cross-Sectional Study. *Neurology India*, 72(3), 540-545. https://doi.org/10.4103/ni.ni_1286_21

Siciliano, B., Sciavicco, L., Villani, L., & Oriolo, G. (2009). *Robotics: Modelling, Planning and Control* (1^{re} éd.). London : Springer London. <https://doi.org/10.1007/978-1-84628-642-1> (Ouvrage original publié en 2008).

Song, Z., Cao, Z., Li, Z., Wang, J., & Liu, Y. (2021). Inertial motion tracking on mobile and wearable devices: Recent advancements and challenges. *Tsinghua Science and Technology*, 26(5), 692-705. <https://doi.org/10.26599/TST.2021.9010017>

Sorriento, A., Porfido, M. B., Mazzoleni, S., Calvosa, G., Tenucci, M., Ciuti, G., & Dario, P. (2020). Optical and Electromagnetic Tracking Systems for Biomedical Applications: A Critical Review on Potentialities and Limitations. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, pp. 212-232. <https://doi.org/10.1109/RBME.2019.2939091>

van der Linden, J., Schoonderwaldt, E., Bird, J., & Johnson, R. (2010). MusicJacket—Combining Motion Capture and Vibrotactile Feedback to Teach Violin Bowing. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 60(1), 104-113. <https://doi.org/10.1109/TIM.2010.2065770>

Van Erp, J. B. F., & Van Veen, H. A. H. C. (2004). Vibrotactile in-vehicle navigation system. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 7(4-5), 247-256. <https://doi.org/10.1016/j.trf.2004.09.003>

Verrillo, R. T. (1985). Psychophysics of vibrotactile stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 77(1), 225-232. <https://doi.org/10.1121/1.392263>

Wang, Y., Fujino, K., Tsuchimoto, N., Semba, H., Sugino, M., Okuyama, H., ... Kotani, K. (2024). A Novel Ultrasound Imaging Assistance UI: Using Marker-Based Coordinate System for Real-Time Breathing Monitoring and Probe Positioning. *IEEJ Transactions*

on *Electrical and Electronic Engineering*, pp. 690-699.
<https://doi.org/10.1002/tee.24010>

Wickens, C. D. (2002). Multiple resources and performance prediction. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 3(2), 159-177. <https://doi.org/10.1080/14639220210123806>

Younes, A. B., & Mortari, D. (2019). Derivation of All Attitude Error Governing Equations for Attitude Filtering and Control. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(21), 4682. <https://doi.org/10.3390/s19214682>