

Étude comparative de l'insertion de cathéters veineux
périphériques sous guidage échographique en réalité virtuelle
entre la méthode mains libres et la réalité augmentée

par

Zakaria-Meziane SOUADDA

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

MONTRÉAL, LE 14 MAI 2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Zakaria-Meziane Souadda, 2026



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Simon Drouin, directeur de mémoire
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Carlos Vázquez, président du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

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

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

LE 13 MAI 2026

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je souhaite tout d'abord exprimer ma profonde gratitude à mon directeur de recherche, Simon Drouin, pour m'avoir fait confiance et offert l'opportunité de contribuer à un projet de recherche à l'intersection de l'informatique et du domaine médical. Ce projet a une importance particulière pour moi. Travailler en santé ne représente pas seulement un intérêt académique, c'est une conviction personnelle, façonnée par ma propre histoire.

Dès ma naissance, j'ai pu bénéficier des avancées médicales, du dévouement des professionnels de la santé et d'un système qui m'a donné la chance de vivre et de grandir en santé. Depuis toujours, je me suis senti redevable envers cette société qui m'a permis d'être ici aujourd'hui. Ce mémoire représente, à mes yeux, une première contribution concrète pour redonner, à mon tour, à ce domaine qui m'a tant offert.

Choisir le génie n'a jamais été un hasard. J'ai toujours été animé par la volonté de comprendre les problèmes en profondeur et de proposer des solutions structurées, rigoureuses et utiles. L'ingénierie m'a donné les outils pour transformer cette volonté en action de manière à pouvoir unir ma formation scientifique à une dimension humaine qui me tient profondément à cœur.

Je remercie sincèrement mon directeur pour son accompagnement constant. Son encadrement m'a encouragé à dépasser mes limites et à maintenir les standards élevés que je m'impose depuis toujours. Ce mémoire témoigne également de ma conviction qu'avec discipline, détermination et constance, il est possible d'atteindre des objectifs ambitieux.

Je tiens également à remercier les membres du jury pour le temps et l'attention consacrés à l'évaluation de ce travail. Leurs remarques et leurs réflexions ont contribué à renforcer la qualité scientifique de ce projet.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance envers l'École de technologie supérieure (ÉTS) ainsi qu'envers le Centre de recherche du CHUM (CRCHUM), et plus particulièrement le laboratoire LIO, pour les ressources mises à disposition.

Mais encore, je remercie chaleureusement les professionnels de la santé ayant participé à l'étude. Leur engagement et leur collaboration ont été essentiels à la réalisation de ce travail.

Mes remerciements vont aussi à mes collègues et ami(e)s pour leur soutien, leurs échanges et leur présence tout au long de ce parcours. Les discussions, les remises en question et les défis techniques ont été autant d'occasions de grandir, tant sur le plan scientifique qu'humain.

Enfin, je remercie ma famille pour son soutien sans faille, sa patience et sa confiance. Je dédie ce mémoire à mes parents, qui ont toujours cru en moi et m'ont transmis, depuis mon plus jeune âge, des valeurs essentielles, telles que la patience, la persévérance, la discipline et la détermination, qui m'ont permis d'en arriver là où je suis aujourd'hui et de mener à bien ce projet. Je ne leur serai jamais assez reconnaissant pour tout ce qu'ils ont fait pour moi et je leur suis immensément reconnaissant de m'avoir toujours encouragé à aller plus loin, à viser plus haut et à ne jamais me contenter du minimum. Leur présence a été, est et restera une source de motivation constante au fil de ma vie.

Étude comparative de l'insertion de cathéters veineux périphériques sous guidage échographique en réalité virtuelle entre la méthode mains libres et la réalité augmentée

Zakaria-Meziane SOUADDA

RÉSUMÉ

L'insertion échoguidée de cathéters veineux périphériques (CVP) exige une coordination précise entre la manipulation de la sonde et l'orientation de l'aiguille, ce qui peut rendre l'exécution du geste exigeante. L'utilisateur est constamment amené à devoir reconstruire mentalement la relation spatiale entre la sonde, l'aiguille et la veine cible. Pour répondre à ces limites de visualisation, l'intégration d'une interface de réalité augmentée (RA) au sein d'un environnement en réalité virtuelle (RV) constitue une approche prometteuse qui permet de rapprocher l'information échographique du champ opératoire virtuel.

L'objectif de cette recherche est d'évaluer l'impact d'une interface de RA simulée sur la performance et la charge cognitive lors de l'insertion échoguidée de CVP en simulation immersive. L'étude repose sur une comparaison entre deux modes de visualisation à savoir l'échoguidage en mode mains libres reproduisant l'affichage échographique standard, et une procédure assistée par RA dans laquelle l'image échographique est intégrée directement dans l'environnement virtuel. La méthodologie s'appuie sur une étude utilisateur menée auprès de trente professionnels de la santé dans un simulateur adapté pour reproduire les conditions d'un guidage échographique. Les participants ont réalisé dix insertions dans chacune des deux conditions expérimentales. Les mesures recueillies incluaient le temps de procédure, le nombre d'essais nécessaires à la réussite, la distance d'alignement aiguille-faisceau, ainsi que la charge cognitive évaluée à l'aide d'un questionnaire standardisé. Ce protocole a permis d'obtenir des indicateurs de performance permettant de comparer les deux modes de visualisation.

Les résultats montrent que l'interface de RA simulée permet une exécution plus rapide des tâches, réduit le nombre d'essais nécessaires à la réussite et améliore l'alignement aiguille-faisceau. Les participants ont également rapporté une diminution de la charge cognitive perçue dans la condition RA, suggérant que la proximité visuelle entre l'image échographique et l'action motrice facilite la compréhension spatiale du geste. L'étude met ainsi en évidence le potentiel de la RA intégrée à la RV comme outil de soutien aux procédures échoguidées, en offrant une visualisation immersive et interactive susceptible d'améliorer la performance technique dans un contexte simulé.

Mots-clés: réalité augmentée, réalité virtuelle, échoguidage, cathéter veineux périphérique, simulation immersive

Comparative study of peripheral venous catheter insertion under simulated ultrasound guidance in virtual reality between the hands-free method and augmented reality

Zakaria-Meziane SOUADDA

ABSTRACT

Ultrasound-guided insertion of peripheral venous catheters (PVCs) requires precise coordination between probe manipulation and needle orientation, which can make the execution of the gesture demanding. The user is constantly required to mentally reconstruct the spatial relationship between the probe, the needle, and the target vein. To address these visualization limitations, integrating an augmented reality (AR) interface within a virtual reality (VR) environment represents a promising approach that brings ultrasound information closer to the virtual operative field.

The objective of this research is to evaluate the impact of a simulated AR interface on performance and cognitive load during ultrasound-guided PVC insertion in an immersive simulation. The study is based on a comparison between two visualization modes, namely a conventional hands-free procedure reproducing the standard ultrasound display, and an AR-assisted procedure in which the ultrasound image is directly integrated into the virtual environment. The methodology relies on a user study conducted with thirty healthcare professionals in a simulator adapted to reproduce the conditions of ultrasound guidance. Participants performed ten insertions in each of the two experimental conditions. The collected measures included procedure time, number of attempts required for success, needle-beam alignment accuracy, as well as cognitive load assessed using a standardized questionnaire. This protocol made it possible to obtain performance indicators allowing the comparison of the two visualization modes.

The results show that the simulated AR interface enables faster task execution, reduces the number of attempts required for success, and improves needle-beam alignment accuracy. Participants also reported a decrease in perceived cognitive load in the AR condition, suggesting that the visual proximity between the ultrasound image and the motor action facilitates spatial understanding of the gesture. The study thus highlights the potential of AR integrated into VR as a training and support tool for ultrasound-guided procedures, offering an immersive and interactive visualization capable of improving technical performance in a simulated context.

Keywords: augmented reality, virtual reality, ultrasound guidance, peripheral venous catheter, immersive simulation

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Les cathéters veineux périphériques	5
1.1.1 Complications et risques associés	6
1.1.2 Facteurs influençant la réussite	7
1.1.3 Technique d'insertion dans la norme de soins actuelle et ses limites	7
1.2 Échographie	8
1.2.1 Avantages cliniques	9
1.2.2 Apport de l'échographie pour l'insertion de cathéter	10
1.2.3 Techniques de guidage échographique	11
1.2.3.1 Approche dans le plan (In-plane)	12
1.2.3.2 Approche hors plan (Out-of-plane)	13
1.2.4 Difficulté de la procédure d'insertion écho-guidée	14
1.3 Assistance à l'insertion de cathéter écho-guidé	15
1.4 Réalité augmentée	18
1.4.1 Applications de la réalité augmentée à l'échographie	19
1.5 Simulation de la réalité augmentée en réalité virtuelle	24
1.6 Synthèse de la littérature	26
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	27
2.1 Problématique	27
2.2 Objectifs	28
2.3 Hypothèses	28
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	31
3.1 Introduction	31
3.2 Simulateur d'insertion de CVP en réalité virtuelle	31
3.2.1 Architecture matérielle et logicielle	32
3.2.2 Génération et affichage des images échographiques	33
3.2.3 Adaptations apportées	34
3.3 Étude utilisateur	39
3.3.1 Protocole expérimental	39
3.3.2 Déroulement de l'étude	40
3.3.2.1 Accueil et explication	40
3.3.2.2 Tutoriel	41
3.3.2.3 Étude	42
3.3.2.4 Questionnaires post-étude	42
3.3.3 Données collectées et indicateurs de performance	43
3.3.3.1 Questionnaires pré-étude	43

3.3.3.2	Données objectives enregistrées par le simulateur	43
3.3.3.3	Questionnaires post-étude	46
3.3.4	Méthode d'analyse statistique	47
3.3.4.1	Métriques calculées par essai	47
3.3.4.2	Méthodes statistiques utilisées	48
CHAPITRE 4 RÉSULTATS		51
4.1	Statistiques descriptives sociodémographiques et expertise	51
4.2	Statistiques descriptives des performances par participant	52
4.3	Résultats des LMM et des GEE	57
4.3.1	Distance moyenne	58
4.3.2	Efficacité temporelle et essais	60
4.3.2.1	Nombre de perforations jusqu'au succès	61
4.3.2.2	Succès par essai	63
4.4	Résultats pour les questionnaires post-étude	65
4.4.1	System Usability Scale (SUS)	66
4.4.2	NASA-TLX	68
CHAPITRE 5 DISCUSSION		71
5.1	Précision spatiale	71
5.2	Efficacité temporelle	72
5.3	Sécurité et succès des insertions	73
5.3.1	Nombre de perforations jusqu'au succès	73
5.3.2	Succès par essai	74
5.4	Perception subjective : SUS et NASA-TLX	75
5.4.1	Utilisabilité perçue (SUS)	75
5.4.2	Charge de travail perçue (NASA-TLX)	75
5.5	Synthèse générale	76
5.6	Limitations	77
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		79
ANNEXE I QUESTIONNAIRES UTILISÉS		81
RÉFÉRENCES UTILISÉES		87

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Comparaison des modalités d'imagerie médicale 10
Tableau 1.2	Comparaison des approches RA 22
Tableau 4.1	Statistiques descriptives pour le temps total de procédure 52
Tableau 4.2	Statistiques descriptives pour la précision globale 53
Tableau 4.3	Statistiques descriptives pour la distance à la cible 54
Tableau 4.4	Statistiques descriptives pour le nombre de perforations jusqu'au succès 55
Tableau 4.5	Statistiques descriptives pour le taux de succès 56
Tableau 4.6	Statistiques descriptives pour les essais jusqu'à réussite 57
Tableau 4.7	Modèle LMM : effets fixes distance moyenne 58
Tableau 4.8	Effets simples post hoc LMM distance 58
Tableau 4.9	Modèle linéaire mixte (LMM) pour le temps de procédure (transformation logarithmique) 60
Tableau 4.10	Modèle GEE Poisson : nombre de perforations 61
Tableau 4.11	Effets simples post hoc GEE Poisson 62
Tableau 4.12	Modèle GEE Binomial : succès par essai 63
Tableau 4.13	Effets simples post hoc GEE binomial 64
Tableau 4.14	Statistiques descriptives du score SUS 66
Tableau 4.15	Modèle LMM effets fixes score SUS 66
Tableau 4.16	Comparaisons post hoc score SUS 67
Tableau 4.17	Statistiques descriptives NASA-TLX 68
Tableau 4.18	Modèle LMM effets fixes NASA-TLX 68

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Sonde linéaire	9
Figure 1.2	Procédure mains libres	12
Figure 1.3	Approche dans le plan	13
Figure 1.4	Approche hors plan	13
Figure 1.5	Scintillement en Doppler couleur	16
Figure 1.6	Visualisation colorée par ondelettes	17
Figure 1.7	Exemples de guidage d'aiguille sur fantômes en Agar	18
Figure 1.8	Visualisation HoloUS	19
Figure 1.9	Biopsie guidée UltrARsound	20
Figure 1.10	Navigation biopsie en RA	21
Figure 1.11	Visualisation 3D HoloLens 2	22
Figure 1.12	Illustrations des superposition optique du Sonic Flashlight	24
Figure 3.1	Simulateur d'insertion de CVP	32
Figure 3.2	Schéma du pipeline de génération des images échographiques simulées .	33
Figure 3.3	Échoguidage en mode mains libres dans le simulateur	34
Figure 3.4	Retour visuel de l'anneau	35
Figure 3.5	Méthode en RA dans le simulateur	36
Figure 3.6	États du faisceau	37
Figure 3.7	Indicateurs numériques en mode RA	39
Figure 3.8	Bras virtuel transparent	42
Figure 3.9	Représentation de l'angle d'insertion	45
Figure 4.1	Distribution selon expérience RV	51

Figure 4.2	Comparaison du temps total de procédure selon méthodes et expertise ..	53
Figure 4.3	Comparaison de la précision globale selon méthodes et expertise	54
Figure 4.4	Comparaison de la distance à la cible selon méthodes et expertise	55
Figure 4.5	Comparaison du nombre de perforations jusqu'au succès selon méthodes et expertise	56
Figure 4.6	Comparaison du taux de succès selon méthodes et expertise	57
Figure 4.7	Interaction Méthode × Expertise distance moyenne	59
Figure 4.8	Interaction Méthode × Expertise précision	60
Figure 4.9	Effet interaction Méthode × Expertise sur le temps	61
Figure 4.10	Interaction Méthode × Expertise perforations	63
Figure 4.11	Interaction Méthode × Expertise taux de succès	65
Figure 4.12	Distribution des scores SUS	67
Figure 4.13	Distribution des scores NASA-TLX	69

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

LMM	Modèle linéaire mixte
GEE	Équations d'estimation généralisées
SUS	System usability scale
NASA-TLX	NASA task load index
ETS	École de technologie supérieure
CVP	Cathéter veineux périphérique
DIVA	Difficult Intravenous Access (accès veineux difficile)
RA	Réalité augmentée
RV	Réalité virtuelle
POCUS	Point-of-care ultrasound (échographie au point de service)
CVC	Cathéter veineux central
FOV	Field of view (champ de vision)
HMD	Head-mounted display (casque de visualisation)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

ms	Milliseconde
mm	Millimètre
d	Distance entre la pointe de l'aiguille et le centre de la veine (mm)
θ	Angle d'insertion de l'aiguille (degrés)
t	Temps de procédure (s ou min)
v	Vitesse de déplacement de la sonde (mm/s)
Δ	Variation d'une mesure (différence)
β	Coefficient de régression (modèles statistiques)
r	Rayon de la veine (mm)
p	Valeur p (seuil de significativité)
MHz	Mégahertz (fréquence des sondes échographiques)

INTRODUCTION

Lorsqu'un patient doit recevoir des médicaments, des solutions intraveineuses ou des produits sanguins, ou encore lorsqu'un prélèvement doit être réalisé rapidement, on lui insère généralement un cathéter veineux périphérique (CVP), à savoir un dispositif de 20 à 48 mm qui est placé dans une veine du membre supérieur. Ce geste constitue l'un des actes techniques les plus courants en milieu hospitalier et demeure essentiel à de nombreuses interventions cliniques. Malgré sa simplicité apparente, cette procédure repose encore largement sur une approche tactile et visuelle, ce qui la rend particulièrement sensible aux variations anatomiques et aux conditions physiologiques des patients. Pour les patients présentant un accès veineux difficile (DIVA), les taux d'échec au premier essai peuvent chuter jusqu'à 33 %, entraînant des tentatives répétées et une augmentation des complications Ng, Kwok Fai Mark & Fatimah (2022). Ces limites soulignent la nécessité d'optimiser les méthodes de guidage.

L'échographie s'est imposée comme une réponse efficace à ces enjeux, en offrant une visualisation dynamique des structures vasculaires et en améliorant la précision du geste. Plusieurs études ont démontré qu'elle augmente le taux de réussite au premier essai, en particulier chez les patients DIVA Ng *et al.* (2022); Palepu, Deven, Subrahmanyam & Mohan (2009). Toutefois, la manipulation simultanée de la sonde et de l'aiguille, l'interprétation en temps réel d'une image bidimensionnelle et la disjonction visuelle entre l'écran et le site de ponction imposent des exigences élevées en matière de coordination œil-main et de charge cognitive McGraw *et al.* (2019).

Dans ce contexte, des technologies émergentes, telles que la réalité virtuelle (RV) et la réalité augmentée (RA), suscitent un intérêt croissant. La RV permet de recréer des environnements cliniques standardisés et de simuler des gestes techniques sans risque pour le patient, tandis que la RA offre la possibilité de superposer des données visuelles directement dans le champ opératoire, réduisant ainsi l'effet de disjonction attentionnelle. Plusieurs systèmes, tels que HoloUS Nguyen,

Plishker, Matisoff, Sharma & Shekhar (2021), UltrARsound von Haxthausen, Moreta-Martinez, Pose Díez de la Lastra, Pascau & Ernst (2022) ou encore les dispositifs de guidage pour biopsies Li *et al.* (2024), ont montré que la RA peut améliorer l'alignement aiguille-faisceau et réduire les erreurs directionnelles. Cependant, ces travaux demeurent centrés sur des applications très spécifiques, reposent souvent sur des prototypes éloignés d'un usage clinique courant et sont majoritairement évalués sur des modèles fantômes ou en laboratoire. À ce jour, peu d'études ont examiné l'apport de la RA dans le contexte particulier de l'insertion échoguidée de CVP.

À notre connaissance, aucune étude n'a évalué une interface de RA simulée au sein d'un environnement de RV afin de reproduire, dans des conditions idéales et parfaitement contrôlées, une assistance RA pour l'insertion de cathéters. L'originalité de notre approche réside précisément dans l'utilisation de la RV pour simuler la RA sans les contraintes matérielles, les erreurs de suivi ou les limites techniques des dispositifs réels, permettant ainsi d'isoler l'effet propre du mode de visualisation sur la précision gestuelle, la charge de travail mentale et l'expérience utilisateur.

Dans cette perspective, cette étude vise à comparer une procédure échoguidée en mode mains libres à une procédure assistée par une interface de RA simulée, toutes deux réalisées dans un environnement de RV. L'objectif est d'examiner si la RA peut améliorer la perception spatiale, réduire le temps de procédure, diminuer le nombre d'essais nécessaires au succès et alléger la charge cognitive.

Le présent mémoire est structuré en cinq chapitres. Le premier chapitre présente la revue de littérature, incluant les fondements de l'insertion de CVP, les défis liés aux patients DIVA, les principes et limites de l'échoguidage, ainsi que les technologies immersives appliquées à ces procédures. Le deuxième chapitre expose la problématique, les objectifs et les hypothèses. Le troisième détaille la méthodologie, dont les adaptations du simulateur, le protocole expérimental

et les mesures retenues. Le quatrième présente les résultats, et le cinquième propose une discussion critique ainsi que les limites de l'étude.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Cette revue de littérature portera sur l'utilisation de l'échographie et des technologies immersives dans le cadre d'insertion de cathéters veineux périphériques (CVP). Elle présentera dans un premier temps le rôle ainsi que les avantages de l'échographie dans l'optique d'améliorer la visualisation vasculaire et la précision du geste, puis mettra en avant les difficultés et les limites associées aux techniques actuelles. Ensuite, elle examinera les apports potentiels de la RA et de la RV, ainsi que de différentes approches de rendu et de visualisation développée pour optimiser la coordination œil-main et réduire la charge cognitive lors des procédures échoguidées.

Étant donné que peu d'études avaient comme objectifs de comparer directement l'apport de la RA et de la RV pour l'insertion échoguidée de CVP, cette revue vise donc à explorer et présenter les données disponibles afin de mettre en évidence les avantages, les limites et les perspectives associées à chacune de ces approches immersives.

1.1 Les cathéters veineux périphériques

Un cathéter veineux périphérique (CVP) est un dispositif court (20 à 48 mm) inséré dans une veine superficielle des membres supérieurs. Le plus souvent, cela se fait au niveau de la main ou de l'avant-bras et permet l'administration de solutions intraveineuses, de médicaments, de produits sanguins ou la réalisation de prélèvements.

Bien que l'insertion d'un CVP constitue l'un des gestes techniques les plus fréquents en milieu hospitalier, elle repose encore sur une approche non guidée qui est fondée sur la palpation et l'inspection visuelle. Elle demeure ainsi associée à des difficultés importantes chez certaines populations de patients, notamment chez ceux qui présentent un accès veineux difficile, appelés *Difficult Intravenous Access* (DIVA). Le taux de réussite au premier essai varie généralement entre 50 et 70 % avec la technique conventionnelle dite à l'aveugle, mais chute considérablement chez les patients DIVA Ng *et al.* (2022).

1.1.1 Complications et risques associés

L'insertion d'un CVP peut entraîner une variété de complications, qui sont généralement plus fréquentes chez les patients DIVA où les veines sont souvent non palpables ou non visibles, notamment chez les personnes obèses, déshydratées, œdémateuses, hypotendues et celles ayant déjà subi plusieurs ponctions. Ces complications se regroupent en trois grandes catégories, détaillées ci-dessous.

Dans un premier temps, il y a les complications mécaniques, qui surviennent surtout lors de gestes mal contrôlés, en particulier avec des techniques non guidées. Ces gestes entraînent alors des échecs de ponction, des ponctions multiples, un mauvais positionnement du cathéter et encore le déplacement, l'obstruction ou la rupture du matériel Lee, Kim & Kwak (2020).

Dans un second temps, il peut également y avoir des complications tissulaires, qui se produisent quant à elles lors de ponctions répétées ou de pénétrations trop profondes de la paroi vasculaire en raison d'un guidage échographique insuffisant. Cela peut ainsi provoquer la formation d'hématomes, l'infiltration de fluides ou de médicaments dans les tissus ou encore une douleur locale Lee *et al.* (2020).

Finalement, il y a aussi les complications infectieuses, qui, bien que rares, surviennent surtout lorsque la durée de pose est prolongée ou lorsqu'il y a plusieurs tentatives d'insertion. Celles-ci se traduisent par des infections locales pouvant entraîner des conséquences graves Takano *et al.* (2017).

La fréquence accrue de ces complications chez les patients DIVA souligne les limites des techniques conventionnelles et l'importance d'opter pour des stratégies visant à améliorer la visualisation des veines, à réduire le nombre de tentatives et à optimiser la précision du geste Ng *et al.* (2022).

1.1.2 Facteurs influençant la réussite

La réussite de l'insertion d'un CVP dépend d'une interaction complexe entre des facteurs anatomiques, techniques et humains. Parmi ces facteurs, on retrouve notamment l'expérience et la formation de l'opérateur qui jouent un rôle déterminant dans la précision du geste et la réduction des complications.

Il y a aussi les facteurs ergonomiques et contextuels, tels que la fatigue, la pression temporelle et le stress clinique, qui peuvent également compromettre la précision du geste, et ce, même sous guidage échographique. Ainsi, une attention particulière est à apporter en ce qui a trait à l'organisation, l'ergonomie du poste de travail et la préparation du site veineux afin d'améliorer les résultats.

1.1.3 Technique d'insertion dans la norme de soins actuelle et ses limites

La méthode la plus courante d'insertion est la technique à l'aveugle, qui repose sur la palpation et l'observation visuelle de la veine. Cette technique présente plusieurs limites, en particulier chez les patients à accès veineux difficile (DIVA). L'absence de guidage visuel rend la localisation et la ponction de la veine plus hasardeuses, ce qui entraîne un taux élevé d'échec initial, des traumatismes tissulaires ainsi qu'une augmentation de la douleur et de la détresse du patient Ng *et al.* (2022). Ces échecs répétés prolongent la procédure, mobilisent davantage de ressources humaines et de temps pour l'équipe soignante, et peuvent également accroître le risque de complications secondaires, en particulier mécaniques et infectieuses Lee *et al.* (2020); Takano *et al.* (2017).

Ces limitations ont alors favorisé l'adoption de méthodes de guidage visuel, telles que l'échographie de point-soin (POCUS), qui permettent d'observer la veine en temps réel et d'optimiser l'angle et la profondeur d'insertion. L'échographie constitue ainsi un outil essentiel, car elle offre non seulement la visualisation dynamique de la veine cible et du trajet de l'aiguille, mais permet également d'estimer la profondeur optimale d'insertion du cathéter.

1.2 Échographie

La technique de l'imagerie par échographie repose sur l'émission et la réception d'ondes ultrasonores par une sonde piézoélectrique Chen *et al.* (2014). Les échos générés par les interfaces entre tissus de différentes impédances acoustiques sont convertis en images bidimensionnelles en temps réel Tole & Who/Diagnostic Imaging and Laboratory Technology (2005). Ce mécanisme permet ainsi d'obtenir une visualisation dynamique des structures anatomiques, avec une résolution spatio-temporelle élevée, et ce, sans avoir recours aux rayonnements ionisants U.S. Food and Drug Administration (2024). La sonde ne capte pas directement les tissus, mais les variations d'impédance acoustique entre deux milieux Thapaliya, Sithole, Welsh & Dana (2024). L'image échographique représente donc principalement des interfaces, dont l'échogénicité, qui désigne la capacité d'un tissu à réfléchir les ultrasons émis, dépendamment de la capacité des structures à réfléchir ou absorber les ultrasons Tole & Who/Diagnostic Imaging and Laboratory Technology (2005).

Bien qu'il existe divers types de sondes (linéaires, convexes, sectorielles), l'insertion de CVP requiert exclusivement l'usage de sondes linéaires à haute fréquence, puisque celles-ci offrent une résolution spatiale superficielle optimale nécessaire pour visualiser des vaisseaux de petite taille (2-5 mm).

Ce type de sonde, comme illustré dans la figure 1.1 où l'on peut y voir un champ d'exploration rectangulaire directement sous la surface émettrice, caractéristique des sondes utilisées pour l'imagerie superficielle. Celle-ci émet des ondes sur une surface plane et produit des images rectangulaires en 2D avec une haute résolution spatiale, ce qui est idéal pour les structures superficielles, comme les veines périphériques, les muscles ou encore les petits organes.

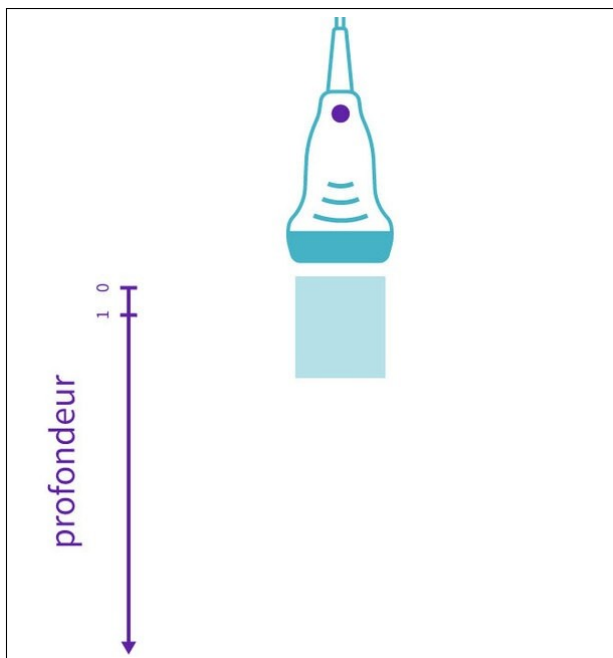


Figure 1.1 Représentation d'une sonde superficielle avec champ d'exploration rectangulaire (sonde linéaire)
Tirée de Echo-Doc (2024)

1.2.1 Avantages cliniques

Les échographes modernes, en particulier les modèles portatifs et ultraportatifs, offrent une grande flexibilité d'utilisation au lit du patient. Cette portabilité est cruciale dans des environnements comme les urgences, les soins intensifs ou les unités de médecine interne, où certains patients, en particulier les patients DIVA, ne peuvent pas toujours être déplacés. Ainsi, la possibilité de réaliser un guidage échographique immédiat au chevet du patient améliore la rapidité de prise en charge.

Aussi, l'échographie repose sur des ultrasons non ionisants, ce qui permet une utilisation répétée sans exposer le patient ou le personnel médical aux risques associés aux rayonnements. Cet avantage est particulièrement important dans les contextes où des tentatives ou évaluations répétées sont nécessaires, comme chez les patients à veines profondes ou peu visibles.

Tableau 1.1 Comparaison des principales modalités d'imagerie médicale
Adapté de Szabo (2014)

Modalité	Ce qui est imagé	Résolution	Sécurité	Portabilité	Coût
Échographie	Structures anatomiques, mouvements	0,2-3 mm	Sans irradiation	Très portable	Faible
Radiographie	Tissus moyen	1 mm	Rayonnements ionisants	Moyenne	Faible
Scanner (CT)	Absorption locale des tissus	1 mm	Rayonnements ionisants	Faible	Moyen
IRM	Biochimie (T1 et T2)	1 mm	Rayonnements non ionisants	Faible	Élevé

Comme le montre le tableau 1.1, comparativement aux modalités d'imagerie avancées, telles que l'IRM, la tomodensitométrie ou la radiographie, l'échographie se distingue par ses coûts d'acquisition, d'entretien et d'utilisation qui sont moindres, ce qui la rend accessible à de nombreuses applications et favorise son adoption massive dans les hôpitaux, les cliniques et milieux à ressources limitées.

Enfin, la visualisation dynamique en temps réel constitue l'un des principaux atouts de l'échographie. En effet, l'opérateur peut suivre simultanément le mouvement des veines, la déformation des tissus et la progression de l'aiguille. Ce retour immédiat permet alors d'adapter en continu l'angle, la profondeur et la trajectoire de la ponction, réduisant ainsi de manière significative les risques d'échec, de perforation de la paroi postérieure et de complications tissulaires.

Au vu de l'ensemble de ces avantages, il est facile de comprendre pourquoi l'échographie est largement utilisée aujourd'hui, tant pour le diagnostic dans des domaines tels que la cardiologie, l'obstétrique et la médecine d'urgence, que pour le guidage de gestes techniques, comme la ponction, biopsie, anesthésie, et désormais, l'insertion de CVP.

1.2.2 Apport de l'échographie pour l'insertion de cathéter

Yamamoto & Schindler (2019) ont montré que, chez les patients pédiatriques, la profondeur idéale d'un cathéter veineux central (CVC) peut être prédite à partir de paramètres simples, tels que la taille du patient, réduisant significativement le risque de placement incorrect. Bien que cette étude concerne principalement les CVC pédiatriques, le principe selon lequel l'échographie

peut être utilisée afin d'adapter la profondeur et l'angle à une anatomie individuelle demeure pertinent dans le cadre de l'insertion de CVP chez l'adulte, où l'imagerie améliore le taux de succès dès la première tentative tout en réduisant le risque de complications mécaniques. La combinaison d'un guidage échographique avec une préparation méthodique des sites veineux et une formation adéquate des opérateurs apparaît donc indispensable pour optimiser la réussite du geste.

Par ailleurs, Takano *et al.* (2017) ont observé que, chez les enfants présentant un accès veineux difficile (DIVA), l'utilisation de l'échographie en temps réel était associée à une réduction des complications mécaniques par rapport à la venographie.

L'échographie en temps réel permet de visualiser simultanément les veines, les artères et la progression de l'aiguille, ce qui contribue à réduire les risques de complications mécaniques, telles que la perforation de la paroi postérieure ou le mauvais positionnement du cathéter.

Ces bénéfices expliquent la mise en place progressive des techniques d'insertion sous échographie, qui seront détaillées dans la section suivante.

1.2.3 Techniques de guidage échographique

Le mode opératoire le plus courant lors des procédures échoguidées est la technique dite mains libres (*free hand*). Il existe deux principales approches à cette procédure qui sont employées en clinique, à savoir l'approche dans le plan (*in-plane*) et l'approche hors plan (*out-of-plane*), qui sont décrites ci-dessous. Comme illustré dans la figure 1.2, l'opérateur tient la sonde d'une main et l'aiguille de l'autre.



Figure 1.2 Exemple de procédure avec la méthode mains libres
Tirée de Saugel *et al.* (2017)

Ce mode opératoire mains libres sert de fondement aux deux principales méthodes d'insertion utilisées en échographie interventionnelle. Celles-ci se distinguent non pas par la manipulation de l'aiguille, mais par la manière dont celle-ci est visualisée à l'écran.

1.2.3.1 Approche dans le plan (In-plane)

Dans l'approche dans le plan (in-plane), l'aiguille est insérée dans le même plan que le faisceau ultrasonore, ce qui permet une visualisation complète et continue de l'ensemble du trajet de l'aiguille sur l'écran en temps réel University of Toronto (n.d.). Cette visualisation longitudinale, illustrée à la figure 1.3 constitue l'un des principaux atouts de la technique et offre plusieurs avantages cliniques significatifs. Elle permet un contrôle précis de l'angle d'insertion et de la profondeur d'avancée de l'aiguille, réduit de manière marquée le risque de perforation accidentelle de la paroi postérieure de la structure cible (veine, nerf ou vaisseau), et offre la possibilité d'ajuster la trajectoire en temps réel tout au long de la procédure, en fonction des informations échographiques instantanées Mistry, Monpara & Gosai (2025).

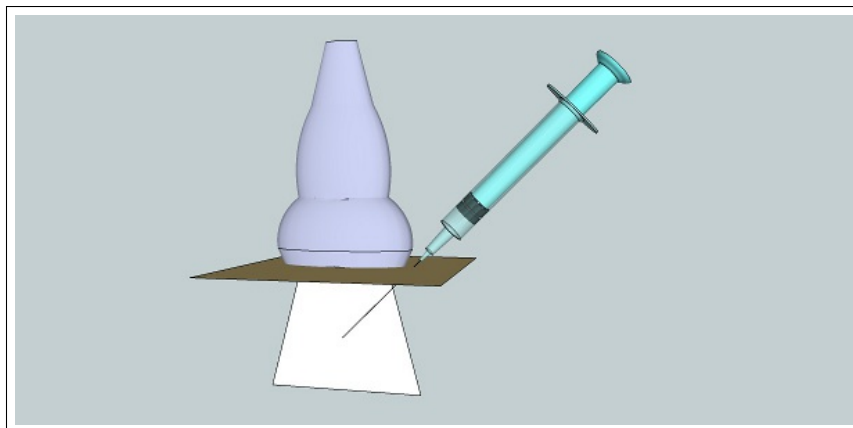


Figure 1.3 Schéma montrant l'approche dans le plan (in-plane)
Tirée de University of Toronto (n.d.)

Cette approche est généralement recommandée pour les opérateurs expérimentés, car elle exige une bonne coordination main-œil et une maîtrise de la manipulation simultanée de la sonde et de l'aiguille Tielens, Damen, Lerou, Scheffer & Bruhn (2014).

1.2.3.2 Approche hors plan (Out-of-plane)

Dans l'approche hors plan (out-of-plane), illustrée à la figure 1.4, l'aiguille est insérée perpendiculairement au plan de balayage ultrasonore.

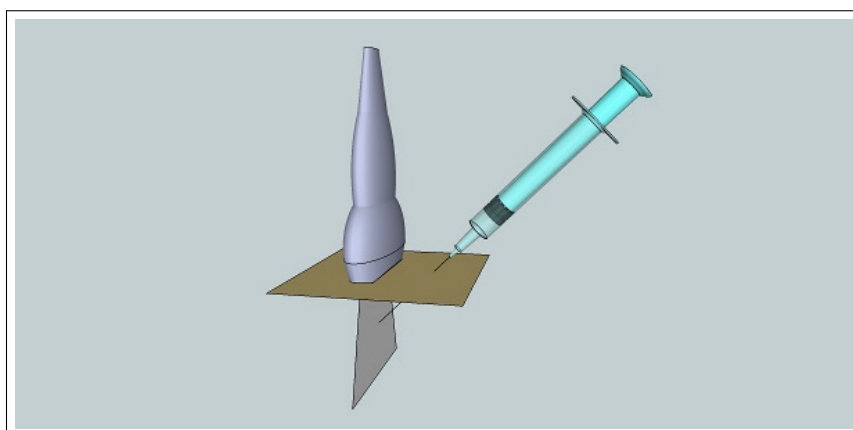


Figure 1.4 Schéma montrant l'approche hors plan (out-of-plane)
Tirée de University of Toronto (n.d.)

Sur l'écran, elle se présente le plus souvent sous la forme d'un point hyperéchogène, ou d'un court segment si l'angle n'est pas parfaitement perpendiculaire, indiquant uniquement sa position au moment où elle traverse le plan du faisceau NYSORA (2022). Cette technique permet un repérage rapide et efficient de la structure cible (veine, artère ou nerf), grâce à une insertion souvent plus ergonomique Forneris, Marciello, Savio & Gallieni (2021), mais la visualisation du trajet complet de l'aiguille reste limitée NYSORA (2022). En conséquence, le suivi complet de la progression peut être difficile, et le risque de perforation de la paroi postérieure ou de structures adjacentes augmente en cas de progression non contrôlée, et ce, en particulier chez les opérateurs moins expérimentés Villa *et al.* (2023).

Ces difficultés techniques sont plus marquées chez les novices. En effet, tel que rapporté par Lee *et al.* (2020), les cliniciens avec peu d'expérience utilisant une approche hors plan sont plus enclins à provoquer une pénétration de la paroi postérieure de la veine. Cela peut entraîner des erreurs de positionnement ou encore la rupture du fil-guide, ce qui renforce l'intérêt de solutions immersives permettant une visualisation plus intuitive et un guidage spatial amélioré.

Les technologies immersives, en particulier la RV, offrent la possibilité de simuler l'environnement opératoire et la perception spatiale nécessaires à l'insertion d'un cathéter. Elles offrent ainsi un cadre sécurisé pour l'entraînement et l'évaluation des performances sans avoir à intervenir sur un patient réel. La RV sera détaillée dans le chapitre consacré à la simulation.

Ces limites justifient l'exploration de solutions immersives capables d'améliorer la visualisation, la précision gestuelle et la coordination œil-main. Elles ouvrent la voie à l'utilisation de la RV et de la RA comme outils permettant de dépasser les contraintes ergonomiques associées au guidage échographique conventionnel.

1.2.4 Difficulté de la procédure d'insertion écho-guidée

L'approche mains libres repose entièrement sur la coordination œil-main et nécessite de maintenir simultanément la visualisation échographique et la trajectoire de l'aiguille. Comme l'ont souligné Lee *et al.* (2020), certaines erreurs persistent, en particulier chez les opérateurs novices ou

lorsque le champ de vision est restreint. Elle oblige alors le clinicien à détourner le regard du site de ponction pour observer l'écran. Ce phénomène, connu sous le nom d'effet de disjonction de l'attention (split-attention effect), augmente la charge cognitive et complique l'apprentissage, particulièrement chez les novices.

Les limites inhérentes aux approches actuelles, davantage visibles dans la méthode hors plan où la visualisation de l'aiguille est partielle et intermittente, motivent ainsi l'exploration de technologies avancées, telles que la RA. En effet, en superposant des informations visuelles directement dans le champ opératoire ou en rapprochant l'image échographique du regard du clinicien, la RA pourrait faciliter la localisation des veines et améliorer la sécurité des procédures. Ces innovations s'inscrivent dans un ensemble plus large de technologies émergentes appliquées à l'échographie, présentées dans la section suivante.

1.3 Assistance à l'insertion de cathéter écho-guidé

Au-delà des solutions immersives, plusieurs méthodes ont été développées pour améliorer la visualisation échographique et le guidage des procédures sans recourir à la réalité augmentée ou virtuelle. Dupere *et al.* (2024) ont proposé Color VISION, un système combinant des vibrations mécaniques appliquées aux aiguilles de curiethérapie et un signal Doppler couleur à contraste élevé. Reposant sur un actuateur monté directement sur l'aiguille, ce système induit des micro-vibrations longitudinales détectées par le mode Doppler couleur. Comme le montre la Figure 1.5, l'activation du scintillement permet de localiser l'aiguille et de suivre sa pointe et son corps, même en coupe sagittale ou axiale, et ce, indépendamment de l'angle d'insertion ou de la profondeur. Cette technique améliore grandement la visibilité des aiguilles sur les images échographiques en niveaux de gris, avec un contraste de Michelson de 100 % par rapport à ≤ 40 % pour l'imagerie B classique.

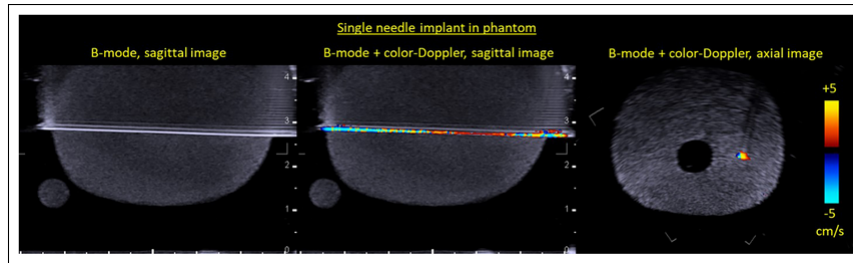


Figure 1.5 Scintillement des aiguilles en Doppler couleur pour améliorer la visibilité sur les images échographiques
Tirée de Dupere *et al.* (2024)

Xie *et al.* (2024) quant à eux, ont développé une approche exploitant les spectres d'ondelettes des signaux ultrasonores pour identifier et différencier les tissus en temps réel. La transformation en ondelettes continue, combinée à une réduction de dimension par analyse en composantes principales et un modèle d'apprentissage automatique LightGBM, permet de générer des images échographiques codées en couleur. Comme illustré à la Figure 1.6, cette méthode transforme une image échographique originale en mode B (Figure 1.6a) en une carte segmentée où chaque couleur correspond à un tissu spécifique (Figure 1.6b). Ce traitement automatique distingue précisément des structures, telles que la peau, les vaisseaux ou les organes, facilitant ainsi la reconnaissance des structures anatomiques, réduisant la dépendance aux compétences de l'opérateur.

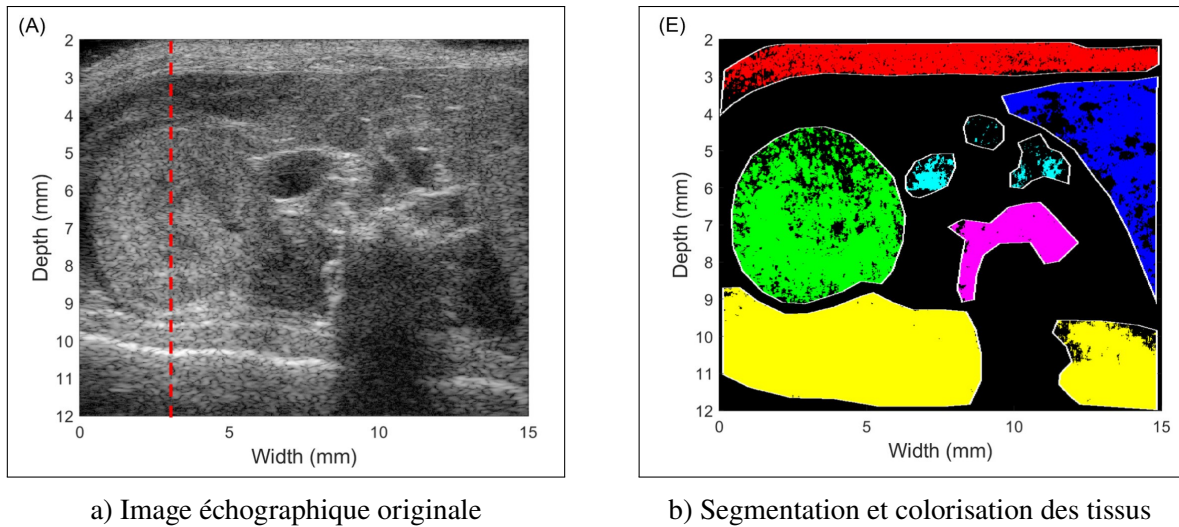


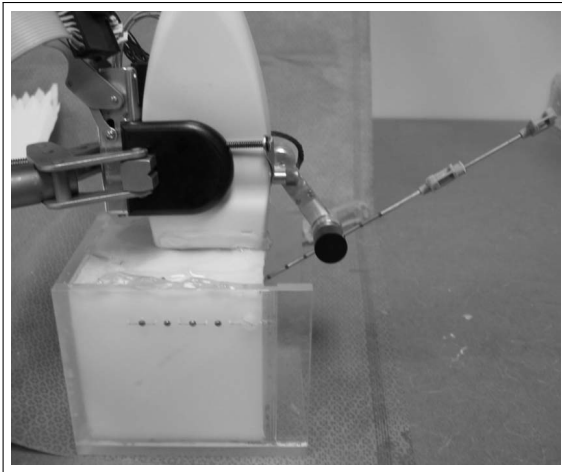
Figure 1.6 Visualisation échographique colorée basée sur les spectres d'ondelettes, permettant la différenciation des tissus en temps réel : (a) image brute et (b) résultat après traitement

Tirée de Xie *et al.* (2024)

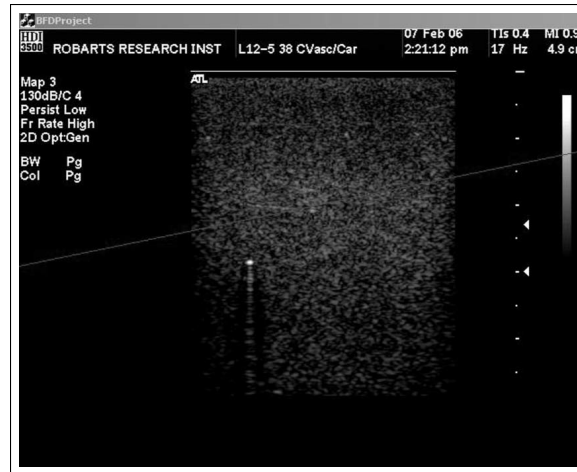
Enfin, Bluvol *et al.* (2008) ont présenté un système de guidage 2D reposant sur un bras mécanique articulé fixé au transducteur, qui superpose en temps réel la trajectoire de l'aiguille sur l'image échographique.

Bien que cette approche améliore la précision et la rapidité des procédures, elle limite la liberté de mouvement et impose de maintenir l'alignement coplanaire entre le plan échographique et l'aiguille.

Dans ce dispositif, le bras mécanique assure une contrainte physique qui maintient l'aiguille dans le plan de balayage du transducteur (UST). Comme illustré dans la Figure 1.7b, le guidage est assisté par une ligne de trajectoire prédictive superposée à l'image échographique, permettant à l'opérateur de visualiser le chemin théorique avant même la pénétration cutanée. Lors des tests sur fantôme, cette méthode a permis d'atteindre des billes cibles de 1,59 mm de diamètre avec une grande reproductibilité, confirmant l'efficacité de la superposition de trajectoires pour les tâches de précision.



a) Système de guidage d'aiguille fixé à une sonde échographique sur un fantôme en Agar



b) Aiguille de biopsie guidée vers une bille cible visible en échographie

Figure 1.7 Exemples de guidage d'aiguille sur fantômes en Agar
Tirée de Bluvol *et al.* (2008)

Ces méthodes alternatives démontrent que l'innovation en échographie ne se limite pas aux dispositifs immersifs. Elles offrent des solutions concrètes pour améliorer la perception spatiale et la précision des gestes, que ce soit par l'enrichissement de l'image via des couleurs ou des scintillements, ou par un guidage mécanique direct. Toutefois, elles restent moins flexibles et adaptables que les systèmes basés sur les casques de RA ou les simulations en RV, particulièrement dans le contexte de procédures en temps réel où la fluidité et la liberté de mouvement sont essentielles, comme l'insertion de CVP simulée dans notre étude.

1.4 Réalité augmentée

La RA consiste à superposer des informations virtuelles à l'environnement réel, ce qui permet d'avoir une interaction simultanée avec le monde physique et des informations simulées. Elle peut être exploitée via des casques semi-transparents, des tablettes ou encore des téléphones intelligents.

1.4.1 Applications de la réalité augmentée à l'échographie

Ces technologies immersives ont été adaptées à l'échographie pour aider à projeter les images échographiques directement sur le patient ou le transducteur. Elles se présentent sous différentes formes, dont des casques de RA et des dispositifs permettant la projection spatiale alignés sur le patient.

Plusieurs systèmes exploitant des casques ont été évalués. Parmi eux, il y a eu notamment le système HoloUS Nguyen *et al.* (2021) qui projette en temps réel des images 2D et 3D échographiques alignées avec le transducteur et le patient via un casque HoloLens. Comme on peut le voir dans la Figure 1.8, deux modes sont disponibles, à savoir un mode suivi, où l'image reste fixée sous le transducteur et suit ses mouvements, et un mode flottant, qui projette l'image au-dessus du transducteur pour dégager la vue du site d'insertion et faciliter la manipulation de l'aiguille. Les résultats ont montré que les novices manipulaient l'aiguille environ 17 % plus rapidement avec HoloUS, avec une erreur moyenne de reprojection de 0,0435 pixel pour le suivi du transducteur, malgré des limitations comme le champ de vision restreint et une latence de 80 ms.



Figure 1.8 Visualisation avec HoloUS : mode suivi (gauche) et mode flottant (droite) sur fantôme

Tirée de Nguyen *et al.* (2021)

Le système UltrARsound von Haxthausen *et al.* (2022), qui, comme illustré dans la Figure 1.9, utilise le HoloLens 2 avec un suivi inside-out de marqueurs attachés à la sonde, projetant les images échographiques in situ avec une latence médiane < 16 ms et une précision de suivi allant

de 1,98 mm en mode statique (sonde immobile) à 2,81 mm en mode dynamique (sonde en mouvement).

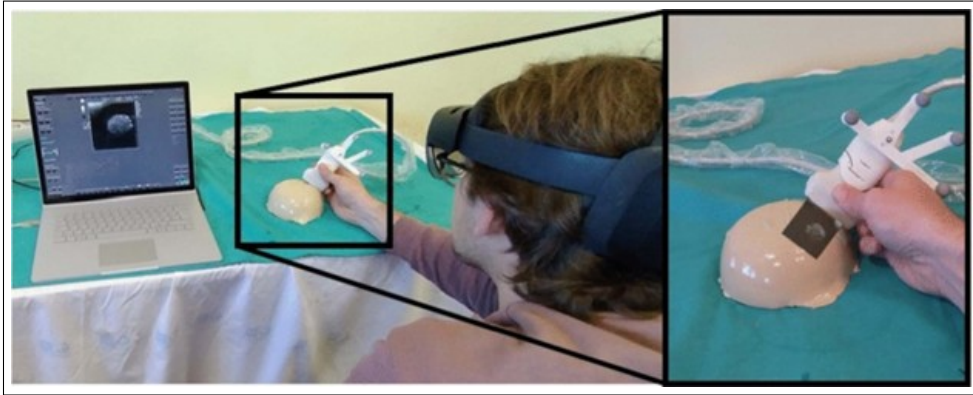


Figure 1.9 Biopsie guidée avec UltrARsound : suivi *inside-out* et superposition in situ
Tirée de von Haxthausen *et al.* (2022)

De leur côté, Li *et al.* (2024) ont développé comme illustré dans la Figure 1.10, un système de RA destiné au guidage des biopsies échoguidée. Il s'agit d'un dispositif qui superpose en temps réel les informations échographiques sur le champ opératoire afin d'optimiser l'alignement aiguille-faisceau. Dans leur étude, la RA a permis de réduire l'erreur directionnelle médiane de 9,02 mm à 2,58 mm en navigation hors-plan, et de 5,76 mm à 3,04 mm en navigation dans le plan. L'erreur en profondeur est passée de 4,49 mm à 1,85 mm hors-plan, tandis que les performances en plan restaient comparables, soit de 2,53 mm vs 3,01 mm. Le temps de procédure hors-plan a été réduit de 20,00 s à 10,06 s, soit d'environ 50 %, démontrant une amélioration nette de la précision et de l'efficacité du geste.

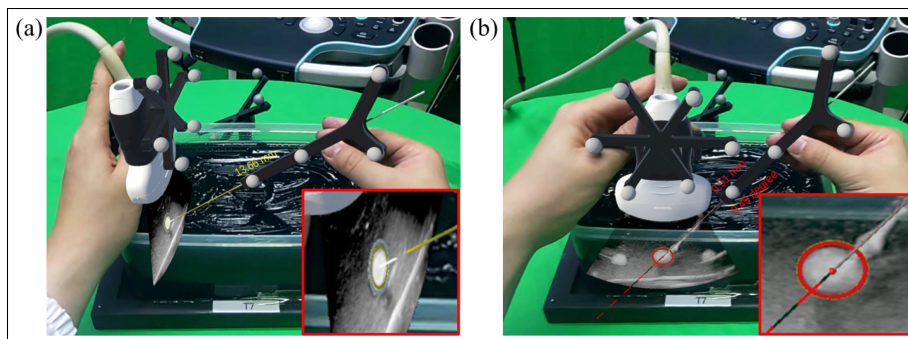


Figure 1.10 Illustration des deux modes de guidage utilisés lors des procédures de biopsie : (a) la navigation hors plan et (b) la navigation dans le plan
Tirée de Li *et al.* (2024)

Enfin, Cattari, Condino, Cutolo, Ferrari & Ferrari (2021) ont présenté un système de visualisation in situ reposant sur un casque hybride vidéo-optique développé dans le cadre du projet VOSTARS. Leur approche permet de superposer un volume échographique 3D segmenté directement sur l'anatomie du patient afin d'assister des gestes de dissection de haute précision. Dans leurs expérimentations, l'erreur moyenne atteignait environ 1,5 mm pour des lésions de 10 mm, suggérant un potentiel intéressant pour améliorer la perception tridimensionnelle et la coordination œil-main. Toutefois, le temps de préparation du système demeure important (20-25 min), en raison des étapes de calibration et d'enregistrement.

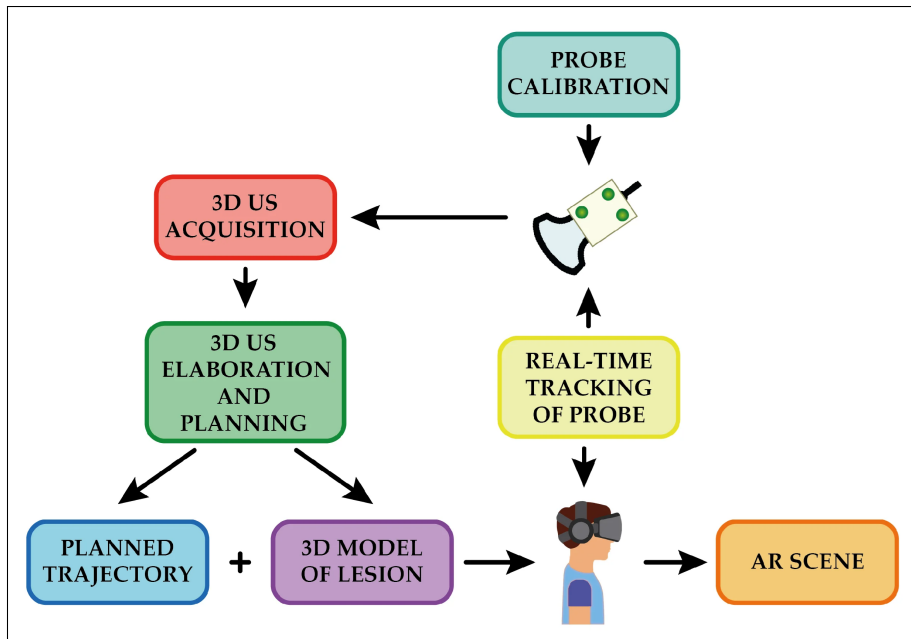


Figure 1.11 Visualisation 3D in situ via HoloLens 2 avec Holographic Remoting
Tirée de Cattari *et al.* (2021)

Ces travaux permettent de conclure que, malgré les avantages pour la coordination œil-main et l'alignement précis, les casques de RA présentent encore des limitations techniques, telles que des problèmes de latence, une calibration complexe ou encore un champ de vision restreint, qui doivent être prises en compte pour une utilisation clinique. Le Tableau 1.2 compare les principales approches.

Tableau 1.2 Comparaison des principales approches de RA en échoguidage vasculaire ou biopsie

Étude	Technologie	Précision	Latence (ms)	Limites
Nguyen <i>et al.</i> (2021)	HoloLens (HoloUS)	0,0435 pixel (reprojection)	80	FOV restreint, latence
von Haxthausen <i>et al.</i> (2022)	HoloLens 2 (UltrARsound)	1,98-2,81 mm	< 16	Dépendance marqueurs
Li <i>et al.</i> (2024)	HoloLens 2 (Biopsie RA)	9,02->2,58 mm / 5,76->3,04 mm	N/D	Calibration, complexité
Cattari <i>et al.</i> (2021)	Casque hybride VST/OST (projet VOSTARS)	1,5 mm (lésions 10 mm)	N/D	Préparation longue (20-25 min)
Saruwatari <i>et al.</i> (2023)	HoloUS amélioré	N/D	N/D	Qualité image, FOV limité

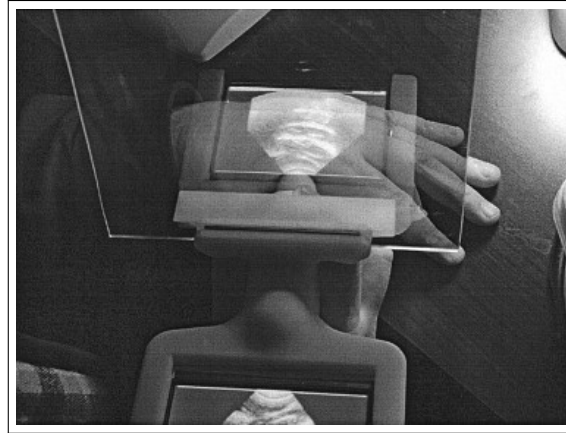
L'intégration de la RA dans les approches dans le plan et hors plan offre un potentiel correctif important. En fournissant une indication visuelle continue de la profondeur restante, de la

distance entre la pointe de l'aiguille et le plan ultrasonore, ainsi que de l'alignement global, la RA permet d'améliorer l'orientation spatiale de l'opérateur. Cette combinaison rend le guidage plus intuitif et sécurisant, même pour les utilisateurs en phase d'apprentissage, et contribue à réduire les erreurs liées à la perte de visualisation du trajet. Mais aussi, elle peut superposer en temps réel le trajet projeté de l'aiguille directement sur le champ opératoire ou sur l'image échographique, diminuant la charge cognitive et facilitant l'apprentissage ainsi que la performance des novices Liao, Shao, Gao & Lai (2024).

Mais encore, des solutions plus simples existent également, comme celles proposées par Stetten & Chib (2001); Stetten *et al.* (2005), qui ont développé successivement plusieurs prototypes du Sonic Flashlight. Dans Stetten & Chib (2001), les auteurs introduisent un premier dispositif utilisant un miroir semi-transparent pour superposer directement l'image échographique sur le site anatomique, comme illustré en Figure 1.12a. Cette configuration permettait déjà de réduire la disjonction visuomotrice en alignant l'image ultrasonore avec la zone examinée. Dans Stetten *et al.* (2005), les travaux ont été approfondis et peaufinés, ce qui a abouti à une version améliorée du système. Comme illustré dans la Figure 1.12b, on peut observer la fusion entre l'image ultrasonore réfléchiée et la main du patient, renforçant l'impression de voir à travers les tissus.



a) Fusion de l'image échographique réfléchie avec la vision directe
Tirée de Stetten & Chib (2001)



b) Superposition par miroir semi-transparent avec Sonic Flashlight
Tirée de Stetten *et al.* (2005)

Figure 1.12 Illustrations du principe de superposition optique du Sonic Flashlight

Bien que cette approche améliore la coordination œil-main chez les novices, elle demeure très limitée en raison de la forte dépendance du dispositif à la position du miroir, ce qui empêche toute stabilisation de l'image dans l'espace.

1.5 Simulation de la réalité augmentée en réalité virtuelle

La RV permet d'immerger complètement l'utilisateur dans un environnement généré par ordinateur, isolé du monde réel. Celle-ci offre ainsi une manipulation complète des objets virtuels et la simulation d'interactions dans un espace tridimensionnel.

Ainsi, la simulation en RV permet de reproduire certains principes de la RA, notamment la superposition d'éléments virtuels dans l'espace et le guidage spatial, sans nécessiter de casque spécialisé. Dans un environnement immersif, les contenus visuels peuvent être affichés directement dans l'espace simulé, offrant un retour interactif permettant d'évaluer de manière sécurisée l'ergonomie, la précision et la coordination œil-main des opérateurs, tout en reproduisant fidèlement les conditions de tâche Abbas, Chu, Jeyarajah *et al.* (2023); Lacoche, Villain & Foulonneau (2022); Yin *et al.* (2020).

Le réalisme de ces simulations repose sur plusieurs facteurs, dont la possibilité de représenter des environnements tridimensionnels cohérents et d'y intégrer des objets virtuels manipulables. L'interaction dynamique avec ces objets offrant un retour visuel immédiat lors des mouvements, renforce l'apprentissage moteur et la coordination œil-main.

De nombreuses plateformes de formation RV ont démontré la faisabilité de ces environnements immersifs. Par exemple, 3D Organon (2024) et CAE Healthcare (2023) proposent des simulateurs interactifs d'échographie permettant de manipuler des transducteurs virtuels et de visualiser les structures anatomiques en temps réel.

L'usage de la RV pour simuler des scénarios de RA présente plusieurs avantages pour l'apprentissage des procédures médicales. Elle offre un environnement d'entraînement sécuritaire, comme démontré dans les travaux sur la RV en simulation clinique Abbas *et al.* (2023). De plus, la RA, lorsqu'elle est simulée en RV, permet de recueillir des mesures objectives, telles que la précision ou le temps d'exécution dans un contexte contrôlé, comme l'illustrent les études évaluant la précision des systèmes de navigation en RA Li *et al.* (2024). Enfin, la RV se distingue par son accessibilité et sa simplicité d'utilisation, alors que les dispositifs de RA nécessitent des étapes de calibration et un suivi spatial plus complexes von Haxthausen *et al.* (2022); Li *et al.* (2024).

Ainsi, la simulation en RV représente une alternative efficace à la RA physique, car elle est capable de reproduire les conditions de tâche. Elle constitue ainsi un outil complémentaire aux simulateurs physiques, tout en offrant un potentiel de standardisation et d'évaluation objective des compétences en vue de leur transfert vers la pratique réelle Iqbal *et al.* (2024); Lauinger *et al.* (2024).

Toutefois, si plusieurs travaux démontrent l'intérêt de la RA ou de la RV, peu d'études comparent directement ces approches dans un environnement contrôlé, bien que certaines analyses montrent déjà que la RV peut reproduire de manière fiable les performances observées en RA Lacoche *et al.* (2022). Ce manque de comparaison systématique limite encore notre compréhension de leur apport respectif dans l'apprentissage des gestes échoguidés.

Dans notre projet, la RV sert de plateforme expérimentale pour simuler une interface de RA et en évaluer le potentiel avant une possible utilisation clinique réelle lors des insertions échoguidées.

1.6 Synthèse de la littérature

L'état de l'art met en évidence l'intérêt croissant de l'échographie, de la RA et de la RV pour améliorer la précision, la sécurité et l'apprentissage des gestes échoguidés. Les études existantes montrent que la RA peut réduire la charge cognitive, améliorer l'alignement aiguille-faisceau et soutenir les opérateurs novices.

Toutefois, malgré ces avancées, à notre connaissance, aucune étude n'a encore comparé, dans un même environnement immersif standardisé, une procédure échoguidée conventionnelle simulée en RV à une procédure assistée par RA simulée en RV. L'environnement immersif que nous proposons offre un avantage important, puisqu'il permet d'évaluer la performance des usagers dans un cadre entièrement contrôlé, sans les imprécisions qui accompagnent l'implantation physique d'un système de RA. En éliminant les erreurs de suivi spatial ou les limites matérielles, il devient possible de mesurer plus précisément les bénéfices réels de l'assistance en RA sur la précision du geste et la compréhension des structures internes. Cet environnement standardisé permet ainsi d'isoler l'apport propre de la RA, sans interférences technologiques.

Ce manque de comparaison directe constitue un vide méthodologique important et positionne le présent travail comme la première étude visant à combler cette lacune.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

2.1 Problématique

L'insertion de CVP est l'un des gestes cliniques les plus fréquemment réalisés en milieu hospitalier. Malgré son apparente simplicité, cette procédure présente un taux d'échec non négligeable, particulièrement chez les patients présentant un accès veineux difficile ou chez les utilisateurs novices. L'échographie s'est imposée comme une méthode de guidage efficace pour améliorer la précision de l'insertion et réduire les complications. Toutefois, son utilisation optimale nécessite une interprétation adéquate des images échographiques, ce qui représente un défi important pour de nombreux cliniciens, notamment en phase d'apprentissage. Les images échographiques possèdent une orientation peu intuitive et offrent peu de repères spatiaux, ce qui rend difficile l'établissement d'une correspondance claire entre l'image et l'anatomie réelle du patient. Cette complexité se traduit alors par une surcharge cognitive, une variabilité de performance et un risque accru d'erreurs techniques.

La littérature met en évidence l'apport croissant des technologies immersives pour le guidage de gestes médicaux. En effet, la RA a montré qu'elle pouvait améliorer la compréhension spatiale et la précision des actions en superposant directement des informations visuelles sur le champ opératoire. De son côté, la RV offre un environnement immersif sécuritaire pour simuler, tester et affiner des stratégies d'interaction avant leur déploiement clinique. Malgré ces avancées, à notre connaissance, aucune étude n'a exploré l'utilisation de la RA pour faciliter le guidage pour l'insertion de CVP. De plus, la relation entre une méthode de rendu conçue pour la RA et son évaluation préalable dans un environnement de RV demeure largement inexplorée dans la littérature scientifique.

Dans ce contexte, le projet proposé vise à évaluer l'apport de la RA pour le guidage en projetant les images échographiques directement sur le patient simulé, avec l'objectif d'améliorer la compréhension spatiale, la précision du geste et l'efficacité globale de la procédure.

2.2 Objectifs

L'objectif général de ce projet de recherche est d'évaluer l'apport d'une méthode de rendu échographique en RA simulée pour l'insertion de CVP, en comparaison avec l'échoguidage en mode mains libres, dans un environnement immersif.

Plus précisément, ce projet vise à :

- évaluer l'impact de la méthode de rendu en RA simulée sur la précision du geste d'insertion, en analysant la capacité des utilisateurs à aligner correctement l'aiguille et à atteindre la veine cible.
- comparer l'efficacité de la procédure entre la méthode en RA simulée et l'échoguidage en mode mains libres, notamment en termes de nombre d'essais nécessaires, de temps requis pour réussir l'insertion et du nombre de perforations cutanées.
- analyser l'influence du niveau d'expérience des utilisateurs (novices versus experts) sur les performances obtenues avec la méthode en RA, afin de déterminer si cette méthode offre un bénéfice particulier pour l'apprentissage.
- évaluer l'expérience utilisateur associée à chaque méthode, en termes de charge cognitive perçue et d'utilisabilité, afin de déterminer si la méthode en RA simulée est jugée acceptable, intuitive et transposable en contexte clinique, en comparaison avec la méthode mains libres sous échoguidage.

2.3 Hypothèses

1. L'affichage en RA des images échographiques directement sous la sonde, combiné à l'usage d'un faisceau représentant le prolongement du cathéter et des indicateurs de distance, réduira la distance entre la pointe de l'aiguille et le centre de la veine simulée, indiquant une meilleure précision de l'insertion.
2. L'utilisation de la méthode en RA, comparée à la méthode d'échoguidage en mode mains libres, réduira le nombre d'essais nécessaires ainsi que le temps requis pour réussir l'insertion du cathéter.

3. L'amélioration des performances associée à l'utilisation de la RA, notamment en termes de temps d'exécution, nombre d'essais et précision de l'insertion sera plus marquée chez les utilisateurs novices que chez les professionnels expérimentés en insertion de CVP échoguidée.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Introduction

Cette étude vise à évaluer l'impact d'une méthode d'affichage échographique en RA, comparativement à l'échoguidage en mode mains libres, lors de l'insertion de cathéters veineux périphériques (CVP) dans un contexte de simulation immersive. L'objectif est ainsi de déterminer si projeter directement l'image échographique sous la sonde, accompagnée d'aides visuelles, améliore la précision du geste clinique.

Pour ce faire un simulateur existant d'insertion de CVP a été adapté afin de proposer deux modes d'utilisation distincts, soit un mode reproduisant la procédure d'échoguidage en mode mains libres et un autre intégrant l'affichage simulant la RA. Ces adaptations permettent ainsi de comparer les deux méthodes dans un environnement identique, en isolant l'effet du mode de visualisation.

Les sections suivantes présentent le simulateur et les adaptations techniques mises en œuvre, le protocole de l'étude utilisateur, ainsi que les méthodes de collecte et d'analyse statistique des données.

3.2 Simulateur d'insertion de CVP en réalité virtuelle

Le simulateur utilisé dans cette étude est un environnement immersif d'insertion de CVP développé par Olivares, Schuhler-Husson, Zine & Drouin (2026) et illustré à la Figure 3.1. Conçu sous Unity et exécuté sur un casque de RV Meta Quest 3, ce simulateur permet de reproduire de manière réaliste la manipulation d'une sonde échographique virtuelle, l'insertion d'un cathéter ainsi que l'interaction avec un bras simulé contenant un modèle tridimensionnel de veine. L'environnement inclut une peau virtuelle, un réseau de vasculaire modélisée en 3D, une aiguille et une sonde, ainsi qu'un ensemble de scripts assurant la détection des interactions et des collisions.

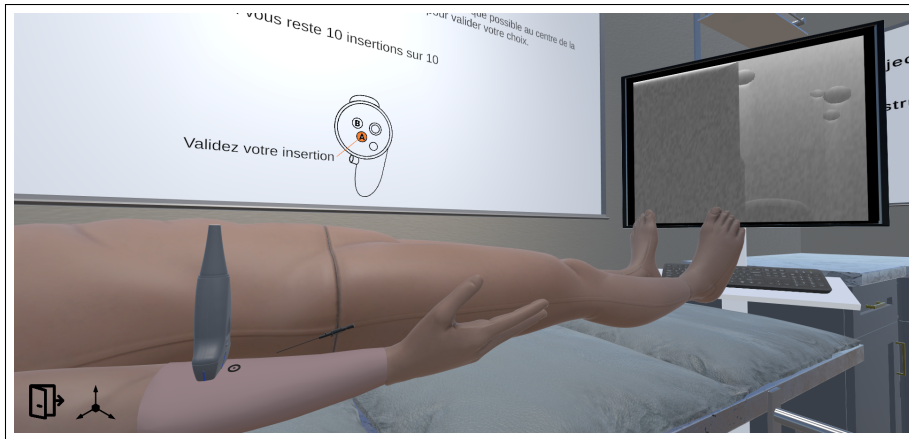


Figure 3.1 Simulateur d'insertion de CVP sous guidage échographique en mode mains libres dans le simulateur

Le simulateur repose sur le moteur Unity (version 2022.3) et intègre le module Ultrasound Simulator de PlusToolkit pour la génération des images échographiques simulées. Il constitue la plateforme expérimentale sur laquelle ont été implémentées les deux méthodes de visualisation comparées dans cette étude, à savoir la méthode en mode mains libres et celle assistée par RA.

3.2.1 Architecture matérielle et logicielle

Les interactions en RV sont gérées à l'aide du plugiciel OpenXR de Unity. Ces contrôleurs sont utilisés pour manipuler la sonde échographique virtuelle, positionner le cathéter et valider les actions durant la procédure.

Le simulateur est structuré autour d'un bras de mannequin virtuel comprenant des modèles tridimensionnels de la peau, d'un réseau veineux et artériel, ainsi que des os de l'avant-bras, dont le radius et l'ulna. Ces éléments anatomiques servent de base à la génération des images échographiques simulées et permettent de reproduire des situations cliniques réalistes, notamment en termes de profondeur et de position des structures vasculaires, tout en constituant les fondements nécessaires à la détection de collisions physiques.

3.2.2 Génération et affichage des images échographiques

Les images échographiques présentées aux participants sont entièrement simulées en temps réel. La position et l'orientation de la sonde échographique virtuelle, ainsi que celles du cathéter, sont transmises depuis Unity vers le simulateur échographique de PlusToolkit à l'aide du protocole OpenIGTLink. Ce protocole assure une communication bidirectionnelle où Unity envoie les données de suivi spatial, tandis que PlusToolkit calcule et retourne l'image échographique correspondante.

Le calcul de l'image échographique repose sur une technique de volume reslicing implémentée dans PlusToolkit. Cette bibliothèque échantillonne un volume de données échographiques de référence selon le plan défini par la position et l'orientation de la sonde virtuelle. L'image générée intègre la simulation des artefacts acoustiques réalistes, tels que le grain de speckle qui est notamment généré par des modèles basés sur du bruit Perlin et l'atténuation en profondeur Lasso *et al.* (2014), avant d'être transmis à Unity tel qu'illustré dans la Figure 3.2. L'image est ensuite affichée dans l'environnement de RV, synchronisée en temps réel avec les mouvements de l'utilisateur.

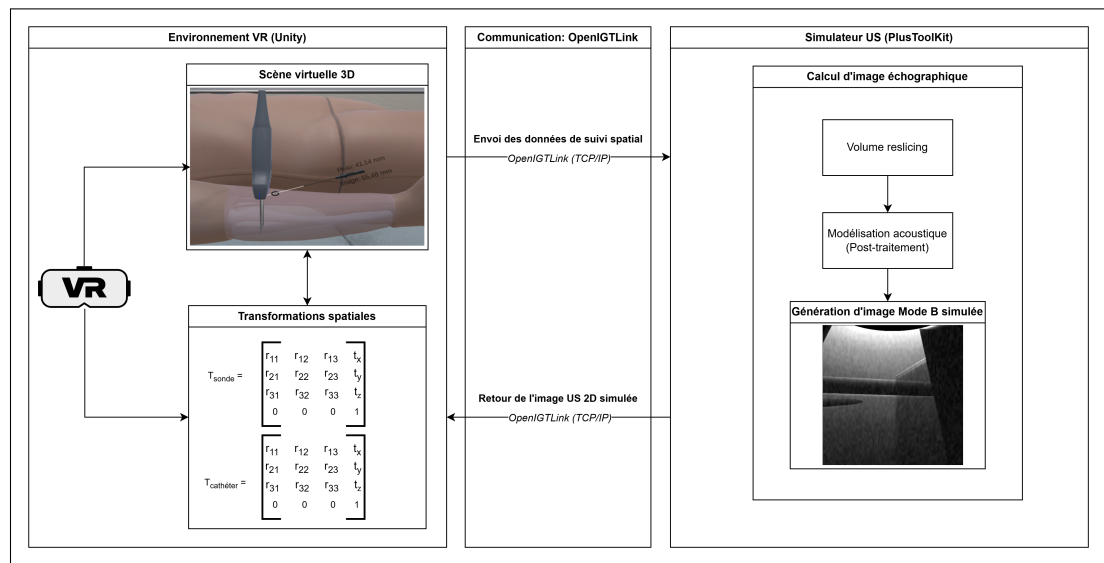


Figure 3.2 Flux de données de la simulation en temps réel à savoir la transmission des coordonnées spatiales vers PlusToolkit et retour de l'image échographique générée vers Unity.

3.2.3 Adaptations apportées

Afin de permettre la comparaison entre les deux approches, la méthode d'échoguidage en mode mains libres a d'abord été reproduite dans le simulateur. L'image échographique y est affichée sur un moniteur virtuel fixe placé à une certaine distance de la zone d'intervention (voir Figure 3.3), reflétant la pratique clinique où l'opérateur doit alterner son regard entre la zone d'insertion et l'écran de l'échographe. Dans cette configuration, l'image est donc présentée sur un écran externe plutôt qu'en surimpression dans l'espace de travail, reproduisant fidèlement les contraintes visuelles du guidage conventionnel.

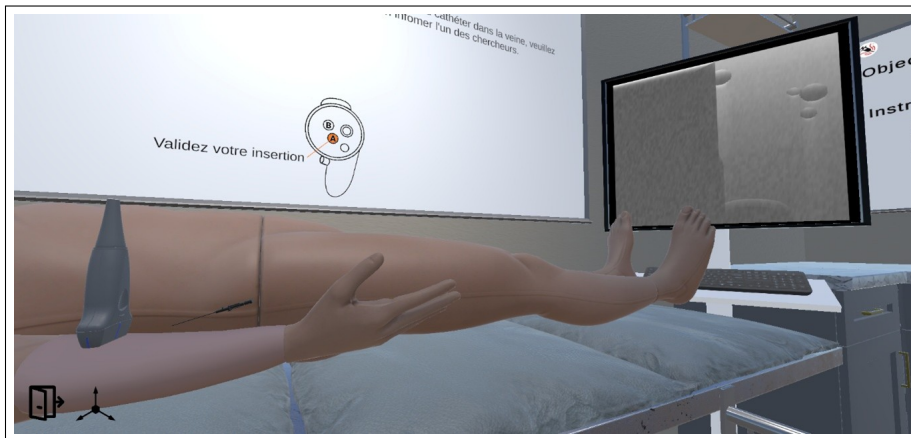
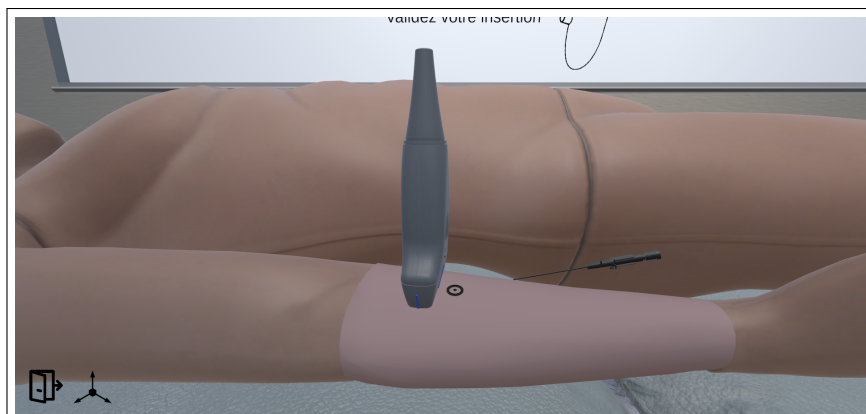
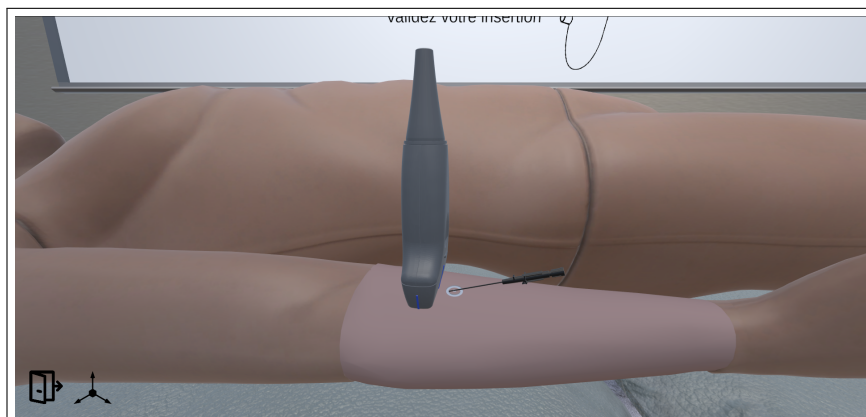


Figure 3.3 Procédure d'insertion de CVP sous guidage échographique en mode mains libres dans le simulateur

Dans un souci de fournir des retours visuels adaptés au contexte de la RV, un anneau visuel a également été ajouté à la surface de la peau virtuelle afin d'indiquer la zone estimée d'entrée de l'aiguille. Cet anneau est affiché en noir lorsque l'aiguille se situe à l'extérieur de la peau comme montré dans la Figure 3.4a et devient blanc dès que la pointe pénètre la surface cutanée comme l'illustre la Figure 3.4b, ce qui permet à l'utilisateur de percevoir clairement l'état de la ponction.



a) Représentation de l'anneau noir hors de la peau



b) Représentation de l'anneau blanc une fois dans la peau

Figure 3.4 Retour visuel de l'anneau : (a) hors de la peau, (b) dans la peau

En ce qui a trait à l'intégration de la méthode en RA, celle-ci a nécessité plusieurs adaptations techniques du simulateur de base. En effet, il aura été question dans un premier temps de projeter directement sous la sonde l'image échographique comme illustrée dans la Figure 3.5 de manière à maintenir une correspondance spatiale cohérente entre la position de la sonde et les structures internes visualisées. Pour ce faire, l'orientation, le positionnement ainsi que l'échelle de l'image ont été ajustés manuellement dans Unity afin de faire correspondre l'image échographique avec la base de la sonde.

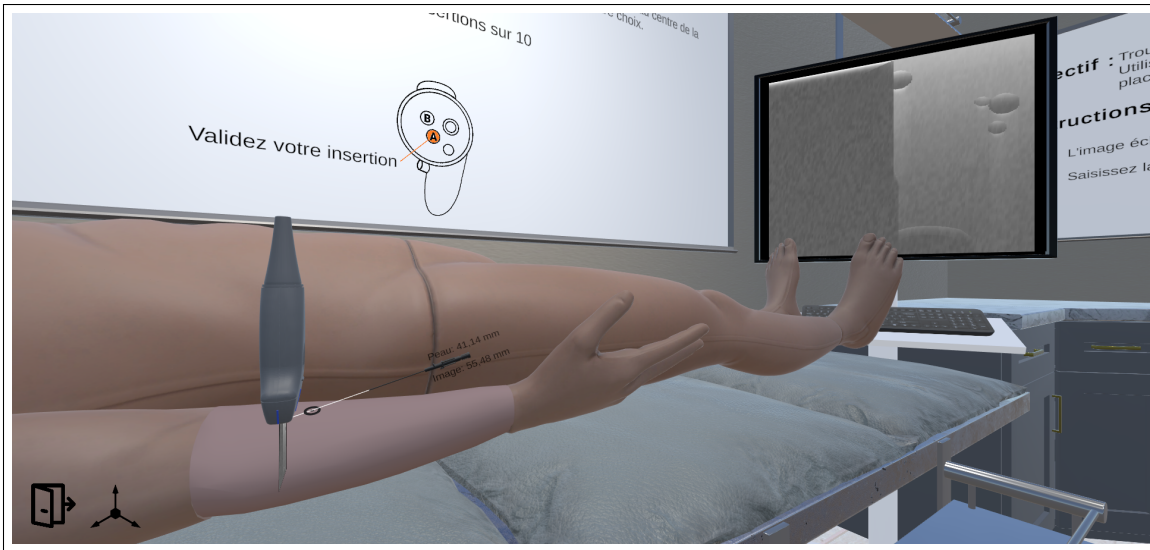
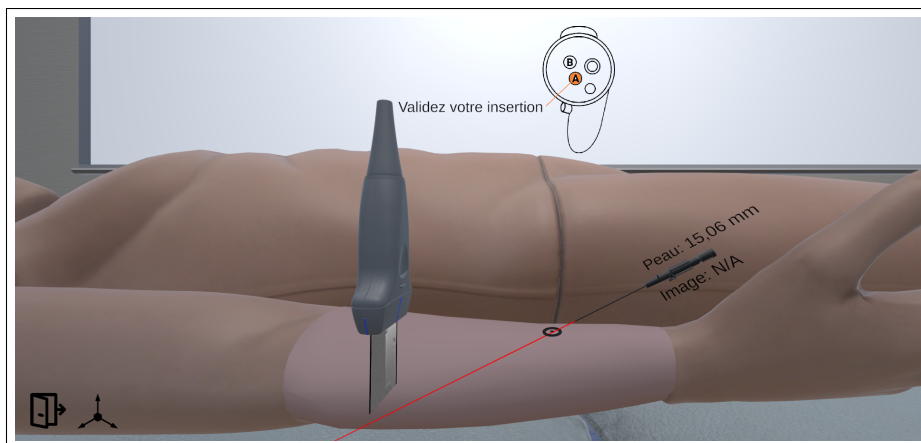
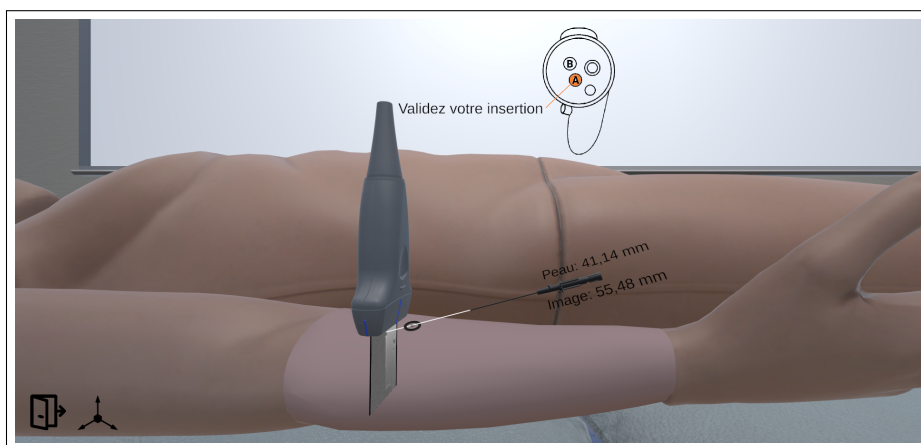


Figure 3.5 Méthode d'insertion de CVP sous guidage échographique en RA simulée dans le simulateur

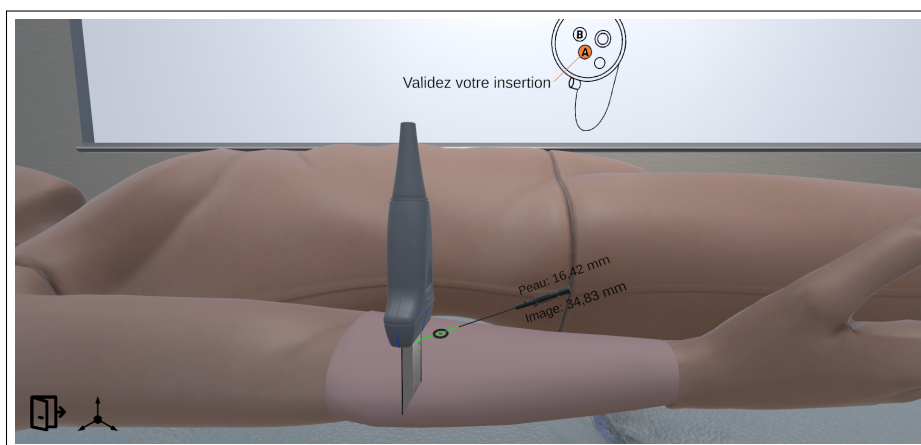
Mais encore, un faisceau représentant le prolongement de l'aiguille du cathéter a été intégré en suivant l'orientation de l'aiguille afin d'aider l'utilisateur à anticiper la trajectoire d'insertion et sa représentation spatiale. Ce faisceau se décline en trois couleurs différentes, chacune indiquant une situation spécifique de l'aiguille dont la représentation se retrouve dans la Figure 3.6.



a) Rouge : L'aiguille n'est pas orientée vers l'image échographique sous la sonde



b) Blanc : L'aiguille est orientée vers l'image échographique, mais sa longueur réelle est insuffisante pour l'atteindre



c) Vert : L'aiguille est orientée vers l'image échographique et sa longueur réelle est suffisante pour l'atteindre

Figure 3.6 Représentation des différents états du faisceau de l'aiguille dans le simulateur

Ce faisceau coloré, présent uniquement dans la condition en RA, constitue un élément central du guidage spatial et contribue à améliorer la compréhension tridimensionnelle de la scène échographique.

Par ailleurs, l'une des décisions méthodologiques les plus délicates a été de déterminer si l'on gardait la possibilité de réorienter l'aiguille après la traversée de la peau virtuelle ou non. Cette fonctionnalité soulevait un véritable dilemme qui opposait, d'un côté, la volonté de préserver la liberté gestuelle, condition essentielle à la reproduction fidèle du geste clinique, et, de l'autre, la nécessité de tenir compte des limitations de retour haptique dans notre dispositif. En effet, en l'absence de retour haptique, toute réorientation se traduisait par un mouvement sans résistance, irréaliste, et susceptible de pouvoir entraîner des trajectoires impossibles en situation réelle. Cette dissociation entre l'intention du participant et le comportement de l'outil aurait introduit un biais majeur, directement lié aux limites matérielles plutôt qu'à la compétence gestuelle.

Après avoir évalué ces deux options, nous avons choisi d'exclure la réorientation post-pénétration afin de préserver la validité des mesures et de limiter l'influence des biais liés à l'absence de contraintes mécaniques. Cette décision a été explicitement présentée aux participants dès l'introduction, et un temps d'adaptation dédié leur a permis de se familiariser avec cette contrainte expérimentale avant le début des essais.

Finalement, pour pallier à la difficulté d'estimation de la profondeur propre à la simulation virtuelle, dans le mode en RA, deux indicateurs numériques flottants ont été ajoutés à proximité du cathéter. Ces mesures se mettent à jour en temps réel et représentent la distance entre la peau et l'aiguille qui affiche la distance euclidienne entre la pointe de l'aiguille et le point de contact le plus proche sur la surface de la peau virtuelle, et aussi la distance entre l'aiguille et l'image échographique qui représente la distance projetée entre la pointe de l'aiguille et le plan de l'image échographique situé sous la sonde tel qu'illustré dans la Figure 3.7. Ces deux mesures ont alors pour objectifs d'aider l'utilisateur à contrôler l'approche avant la ponction.

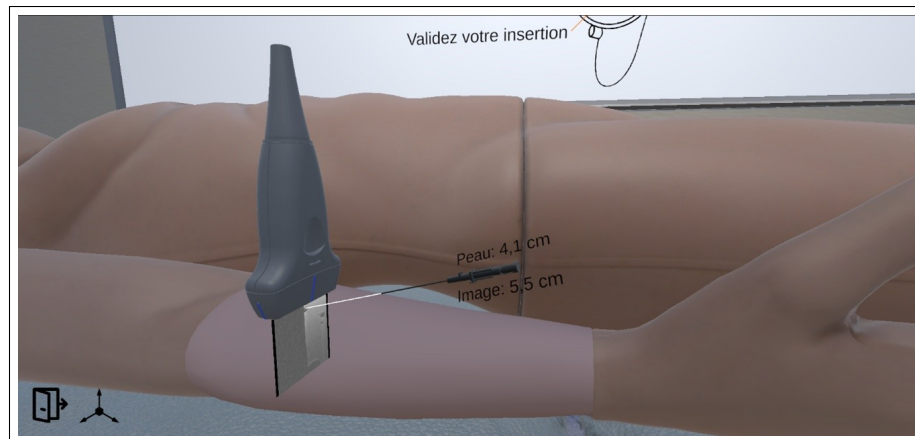


Figure 3.7 Indicateurs numériques flottants affichant en temps réel la distance peau-aiguille et la distance aiguille-image échographique dans le mode de RA simulée

3.3 Étude utilisateur

3.3.1 Protocole expérimental

L'étude repose sur un protocole intrasujets comportant deux séances séparées d'une semaine, chacune étant dédiée à une méthode de rendu échographique distincte. Cet intervalle a été choisi afin de réduire l'effet d'apprentissage immédiat et de limiter la mémorisation motrice entre les conditions. Mais encore, pour des raisons similaires, l'ordre des méthodes a été contrebalancé aléatoirement entre les participants, de manière à éviter les biais liés à l'apprentissage ou encore à la familiarisation progressive.

Étant donné que nos hypothèses prédisaient spécifiquement que la méthode en RA conduirait à de meilleures performances, nous avons réalisé une analyse de puissance en utilisant un test *t* apparié unilatéral, avec une taille d'effet moyenne ($d = 0.5$), un seuil $\alpha = 0.05$ et une puissance souhaitée de 0.8. Cette analyse a indiqué qu'au moins 27 participants étaient nécessaires. Notre échantillon de 30 participants dépasse donc cette exigence.

Trente participants majeurs, issus du domaine de la santé ou en formation en soins infirmiers, ont été recrutés. Tous possédaient une connaissance minimale des procédures d'insertion de

CVP. Chaque participant a réalisé dix insertions par méthode, afin d'avoir assez de données par condition tout en limitant la fatigue et l'inconfort liés à l'exposition prolongée à la RV. Les participants comprenaient à la fois des professionnels expérimentés dans l'insertion de CVP et des novices, afin de pouvoir évaluer l'effet de l'expérience clinique sur les performances. Des informations relatives à l'expérience préalable en RV ont également été recueillies afin de contrôler les facteurs susceptibles d'influencer les résultats.

3.3.2 Déroulement de l'étude

Chaque séance dure environ une heure et suivait une structure identique pour tous les participants. L'étude se déroule sur deux séances distinctes séparées d'une semaine, chacune étant dédiée à l'évaluation d'une méthode distincte.

Lors de la première séance uniquement, les participants ont reçu une présentation détaillée du projet de recherche et ont signé un formulaire de consentement. Ensuite, ils ont rempli des questionnaires de préétude comprenant notamment un questionnaire sociodémographique qui incluait l'âge, la main dominante et l'expérience préalable en RV, ainsi qu'un questionnaire d'expérience en insertion de CVP échoguidée. Ce dernier, validé par un anesthésiste, repose sur une auto-évaluation des compétences et permet de distinguer les participants novices des experts (voir Annexe I).

Outre ces éléments spécifiques et la méthode évaluée, les deux séances partageaient un déroulement commun décrit ci-dessous.

3.3.2.1 Accueil et explication

Les participants sont accueillis et reçoivent une présentation des objectifs de la séance, de son déroulement et des consignes à suivre, à la suite de laquelle un temps est prévu pour répondre aux questions avant le début de l'expérimentation.

3.3.2.2 Tutoriel

Un didacticiel interactif est proposé afin de familiariser les participants avec le simulateur et les outils disponibles dans l'environnement de RV. Cette phase est suivie d'un temps d'entraînement libre, sans limites de durée, permettant aux participants de débiter l'étude uniquement lorsqu'ils se sentent prêts.

Afin de garantir l'accessibilité et la compréhension, lors du tutoriel et de l'expérimentation, toutes les instructions écrites sont accompagnées d'une voix afin de guider les participants.

Pour renforcer le réalisme et faciliter l'interaction, le bras du patient virtuel est repositionné afin de correspondre à la hauteur de la table expérimentale. Concrètement, le participant place sa main gauche sur la table en orientant le contrôleur vers le haut et en appuyant sur un bouton avec son contrôleur droit. Dans la RV, la position de la sonde sert de repère, et le bras du patient virtuel est ajusté pour coïncider avec cette position. Cette manipulation donne ainsi au participant l'impression de poser la sonde directement sur le bras du patient, améliorant ainsi le réalisme et le confort lors de la simulation d'insertion de cathéter.

Pendant une partie du tutoriel, les structures internes du bras virtuel sont rendues visibles comme illustré dans la Figure 3.8, afin de permettre aux participants de mieux comprendre la relation spatiale entre l'aiguille, la sonde et l'anatomie du bras. Une fois la phase d'entraînement libre terminée, les structures internes ne sont plus visibles, obligeant les participants à se baser uniquement sur le rendu échographique et les repères visuels disponibles dans l'environnement.

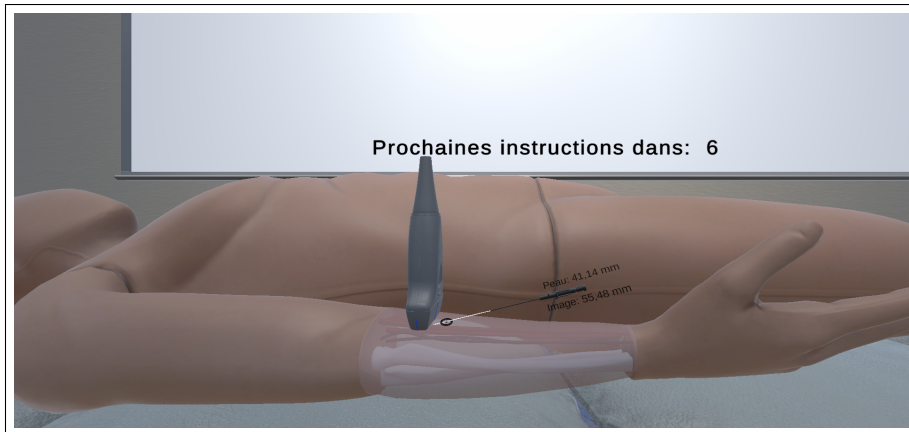


Figure 3.8 Bras virtuel transparent laissant paraître les structures internes lors du tutoriel

3.3.2.3 Étude

La tâche expérimentale consiste en la réalisation de dix insertions de CVP, sans contrainte temporelle. Chaque insertion est validée lorsque le participant relâche le cathéter et appuie sur un bouton du contrôleur droit, ce qui déclenche automatiquement le repositionnement de la sonde échographique et du cathéter pour l'insertion suivante. La procédure est identique pour les deux séances, et seule la méthode de rendu échographique utilisée diffère.

3.3.2.4 Questionnaires post-étude

À l'issue de chaque séance, les participants ont rempli deux questionnaires afin d'évaluer respectivement la charge mentale perçue et l'ergonomie des méthodes testées, à savoir le NASA Task Load Index (NASA-TLX) et le System Usability Scale (SUS).

Le NASA-TLX a été administré dans sa version originale en anglais, considérée comme standard. Cependant, comme il n'existe pas de version française standardisée, une version francophone adaptée a été créée pour cette étude. Cette adaptation s'inspire de la traduction proposée par Bédard, Collin & Poitras (2015) et de traductions littérales, et a été prévalidée auprès de participants volontaires avant le début de l'étude, conformément aux recommandations

pour la traduction et l'adaptation de questionnaires psychométriques Beaton, Bombardier, Guillemin & Ferraz (2017).

Pour le SUS, deux versions validées et standardisées ont été utilisées : la version anglaise de Brooke (1996) et la version française de Gronier & Baudet (2021).

3.3.3 Données collectées et indicateurs de performance

3.3.3.1 Questionnaires pré-étude

Deux questionnaires pré-étude ont été administrés avant le début de l'expérimentation. Le premier était un questionnaire sociodémographique comprenant des questions sur l'âge (en années), la main dominante (droitier ou gaucher) ainsi que l'expérience préalable en RV. Cette dernière était évaluée à l'aide d'une échelle de 0 à 5, où 0 ne correspondait à aucune expérience, 1 à un niveau débutant, 2 à un peu d'expérience, 3 à un niveau jugé compétent, 4 à un niveau avancé et 5 à un niveau expert.

En plus de ces informations sociodémographiques, un second questionnaire portait sur l'expérience clinique en insertion de CVP sous guidage échographique. Validé par un anesthésiste, il reposait sur une auto-évaluation des compétences et permettait de classer les participants en deux groupes selon leur niveau d'expertise. Les participants ayant obtenu un score moyen d'au moins 3 sur 5 et déclarant réaliser au moins 10 insertions de CVP échoguidées par mois ont été classés comme experts. Tous les autres ont été classés comme novices.

Cette classification a été utilisée comme variable catégorielle dans les analyses inférentielles.

3.3.3.2 Données objectives enregistrées par le simulateur

Le simulateur enregistre automatiquement les données expérimentales pour chaque essai, incluant l'identifiant du participant, le numéro d'essai, la méthode utilisée, ainsi que plusieurs mesures permettant d'évaluer les performances lors de l'insertion du CVP.

La réussite de l'insertion est évaluée par la variable *Aiguille dans la veine*, qui indique si la pointe de l'aiguille se trouve effectivement à l'intérieur de la veine simulée. Cette évaluation repose sur le calcul de la distance euclidienne d_{centre} entre la pointe de l'aiguille et le centre de la veine :

$$d_{\text{centre}} = \|\vec{p}_{\text{aiguille}} - \vec{p}_{\text{veine}}\| \quad (3.1)$$

où $\vec{p}_{\text{aiguille}}$ est la position tridimensionnelle de la pointe de l'aiguille et \vec{p}_{veine} celle du centre de la veine simulée. Le centre de la veine, \vec{p}_{veine} , est défini comme le point médian de sa section transversale perpendiculaire à l'axe principal de la veine. Pour les veines modélisées comme des cylindres ou des cônes circulaires, le centre correspond exactement au centre géométrique de la section. Pour des formes plus complexes ou irrégulières, le centre est estimé comme le barycentre des points appartenant à la section de la veine autour de la pointe de l'aiguille. Cette approche permet de garantir que la mesure d reflète fidèlement la proximité de la pointe au cœur de la veine simulée.

Deux mesures de profondeur ont été considérées pour caractériser le geste d'insertion. La profondeur dans la peau correspond à la distance parcourue par la pointe de l'aiguille depuis le point de contact initial avec la peau jusqu'à sa position actuelle, mesurée le long de la trajectoire réelle de l'aiguille pour tenir compte des variations angulaires. La profondeur dans la veine notée $\text{Profondeur}_{\text{veine}}$, correspond quant à elle à la distance parcourue par la pointe à l'intérieur de la veine le long de l'axe de l'aiguille. Elle est déterminée par la projection du vecteur reliant le point d'entrée dans la veine à la position actuelle de la pointe sur le vecteur directeur de l'aiguille :

$$\text{Profondeur}_{\text{veine}} = (\vec{p}_{\text{pointe}} - \vec{p}_{\text{entrée}}) \cdot \vec{u}_{\text{aiguille}} \quad (3.2)$$

où :

- \vec{p}_{pointe} est la position 3D de la pointe de l'aiguille.
- $\vec{p}_{\text{entrée}}$ est la position 3D du point d'entrée de l'aiguille dans la peau.
- $\vec{u}_{\text{aiguille}}$ est le vecteur unitaire indiquant la direction de l'aiguille.

Cette méthode distingue la distance réellement parcourue à l'intérieur de la veine de la distance linéaire directe entre le point d'entrée et le centre de la veine, offrant ainsi un indicateur précis de l'insertion effective.

L'angle d'insertion de l'aiguille, noté θ , permet d'évaluer la qualité et la sécurité du geste. Comme illustré dans la Figure 3.9, il correspond à l'angle formé entre le vecteur directeur de l'aiguille $\vec{v}_{\text{aiguille}}$ et le plan tangent à la peau au point d'insertion. Le plan tangent est défini par le vecteur normal à la peau \vec{n}_{peau} au point d'entrée. L'angle θ est calculé via la projection \vec{v}_{proj} du vecteur aiguille sur le plan tangent :

$$\theta = \arccos \left(\frac{\vec{v}_{\text{aiguille}} \cdot \vec{v}_{\text{proj}}}{\|\vec{v}_{\text{aiguille}}\| \|\vec{v}_{\text{proj}}\|} \right), \quad \text{où } \vec{v}_{\text{proj}} = \vec{v}_{\text{aiguille}} - (\vec{v}_{\text{aiguille}} \cdot \vec{n}_{\text{peau}}) \vec{n}_{\text{peau}}. \quad (3.3)$$

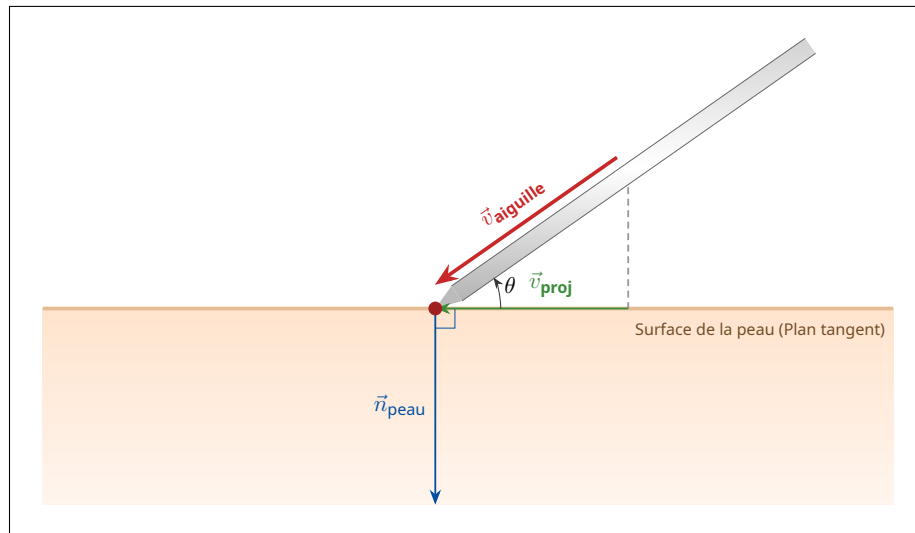


Figure 3.9 Schéma représentant l'angle d'insertion θ ainsi que de ces vecteurs associés

Par convention, θ est défini dans l'intervalle $[0^\circ, 90^\circ]$. Même si la géométrie peut produire un angle obtus, l'orientation imposée de l'aiguille (de la gauche vers la droite) permet toujours de ramener la mesure à un angle aigu équivalent, cohérent avec l'interprétation clinique de l'angle d'insertion.

Un angle trop horizontal (θ proche de 0°) augmente le risque de transfixion, tandis qu'un angle trop vertical (θ proche de 90°) réduit la probabilité d'atteindre la veine, ce qui en fait un indicateur critique de précision et de sécurité.

En complément, le simulateur capture des informations temporelles et spatiales détaillées permettant de reconstruire la trajectoire exacte de l'aiguille et les mouvements de la sonde échographique, ainsi que la posture et l'alignement visuel du participant. Ces données sont utiles pour l'analyse qualitative et exploratoire des gestes, mais ne sont pas utilisées comme variables principales pour la comparaison statistique des méthodes.

L'ensemble de ces mesures constitue les principaux indicateurs de performance. La précision de l'insertion est évaluée à partir de la réussite de l'insertion (Aiguille dans la veine) et de la proximité de la pointe au centre de la veine, mesurée par la distance d_{centre} . La profondeur de pénétration dans la veine, notée $\text{Profondeur}_{\text{veine}}$, permet de quantifier la distance parcourue à l'intérieur de la veine. L'angle d'insertion θ évalue la qualité et la sécurité du geste. D'autres indicateurs, tels que le temps nécessaire pour atteindre la veine, le nombre de perforations cutanées et le nombre de manipulations de la sonde et du cathéter, reflètent respectivement l'efficacité, la précision et la fluidité du geste.

3.3.3.3 Questionnaires post-étude

À l'issue de chaque séance, deux questionnaires standardisés ont été administrés afin d'évaluer respectivement la charge de travail perçue et l'utilisabilité de la méthode testée.

Le NASA-TLX a été utilisé pour mesurer la charge mentale perçue. Il comprend six dimensions (exigence mentale, exigence physique, exigence temporelle, performance perçue, effort et frustration), chacune évaluée sur une échelle de 0 à 100. La version anglaise originale a été utilisée, accompagnée d'une traduction francophone adaptée pour faciliter la compréhension.

L'utilisabilité perçue a été évaluée à l'aide du SUS, un questionnaire en 10 items notés sur une échelle de Likert à 5 niveaux. Les versions anglaise et française validées ont été utilisées selon la préférence linguistique du participant.

Ces questionnaires ont été administrés à la fin de chaque séance, indépendamment des hypothèses principales de l'étude.

3.3.4 Méthode d'analyse statistique

3.3.4.1 Métriques calculées par essai

Les analyses ont été réalisées sur les données collectées à chacun des dix essais, c'est-à-dire pour chaque insertion individuelle de CVP. Pour chaque essai, les métriques suivantes ont été enregistrées :

1. Précision (%):

$$\text{Précision} = \max\left(0, \min\left(100, \left(1 - \frac{d_{\text{centre}}}{r}\right) \times 100\right)\right) \quad (3.4)$$

où d_{centre} représente la distance entre la pointe de l'aiguille et le centre de la veine, et r le rayon de la veine.

2. Distance à la veine (mm) : distance euclidienne entre la pointe de l'aiguille et le centre de la veine.
3. Nombre de perforations cutanées.
4. Nombre de prises de la sonde et de la seringue.
5. Profondeur de pénétration mesurée par la sonde (mm).
6. Angle d'insertion du bras par rapport à l'horizontale (θ , entre 0° et 90°).
7. Temps total par insertion (s).
8. Première tentative réussie (succès en nombre et en %).
9. Nombre total de tentatives avant succès (moyenne, écart-type et coefficient de variation).

Pour chacune de ces métriques, un tableau récapitulatif présente la moyenne, l'écart-type et le coefficient de variation calculés sur les dix essais.

Pour chaque participant, les métriques ont été moyennées sur les dix essais réalisés pour chaque méthode. Les statistiques descriptives présentées dans la section Résultats ont ensuite été calculées à partir de ces moyennes individuelles.

3.3.4.2 Méthodes statistiques utilisées

Pour ce qui est du questionnaire sociodémographique, les variables sociodémographiques (âge, main dominante, expérience préalable en RV, niveau d'expertise) ont été résumées à l'aide de statistiques descriptives. L'âge, seule variable quantitative du questionnaire, a été décrit par la moyenne, l'écart-type et l'étendue (min-max). Les autres variables, de nature catégorielle, ont quant à elles été présentées sous forme d'effectifs et de proportions. Ces variables n'ont été utilisées que pour décrire l'échantillon, à l'exception du niveau d'expertise qui a servi à classifier les participants en novices ou experts dans les analyses inférentielles.

En ce qui a trait aux statistiques descriptives des métriques objectives, celles-ci ont été recueillies pour chaque participant sur les dix essais. Pour l'ensemble des métriques (temps de procédure, précision, distance à la cible, nombre de perforations, essais jusqu'à réussite et taux de succès), les statistiques descriptives rapportées incluent la moyenne, l'écart-type et le coefficient de variation (CV). Un CV supérieur à 15 % est considéré comme indicateur d'une variabilité élevée dans le domaine médical Reed, Lynn & Meade (2002); Bland (2015). Les variables présentant une distribution asymétrique ont été transformées logarithmiquement lorsque nécessaire afin de satisfaire les hypothèses des modèles linéaires.

La variable indépendante principale de l'étude est la méthode d'échoguidage utilisée, comportant deux modalités à savoir l'échoguidage en mode mains libres et la méthode avec affichage échographique simulée en RA. Les variables dépendantes correspondent aux performances des utilisateurs lors de l'insertion du CVP (précision, distance à la cible, perforations, temps de procédure, taux de succès, essais jusqu'à réussite). Plusieurs autres mesures liées à la

cinématique du geste et à la géométrie de l'insertion (orientation de l'aiguille, profondeur de pénétration, trajectoires instrumentales) ont également été enregistrées, mais uniquement à des fins exploratoires et n'ont pas été incluses dans les modèles statistiques.

En ce qui a trait aux métriques principales recueillies lors de l'étude, étant donné la structure répétée des données (10 essais par participant) et la corrélation intrasujet attendu, les analyses reposent sur l'utilisation de modèles linéaires mixtes (LMM) pour les variables continues et des équations d'estimation généralisées (GEE) pour les variables de comptage (distribution de Poisson) et binaires (logistique). Pour les LMM, plusieurs structures de corrélation ont été évaluées afin de tenir compte de la corrélation intra-sujets associée aux mesures répétées. La structure la plus appropriée a été sélectionnée à l'aide du critère d'information d'Akaike (AIC), le modèle présentant la plus faible valeur d'AIC étant retenu Akaike (1974). Pour les modèles estimés à l'aide des GEE, une structure de corrélation de type échangeable a été spécifiée afin de modéliser la corrélation entre les observations répétées d'un même participant.

Pour les variables continues présentant une distribution fortement asymétrique, une transformation logarithmique a été appliquée afin d'améliorer l'adéquation du modèle. Bien que les modèles linéaires mixtes soient généralement robustes à des violations modérées de la normalité des résidus, cette transformation permettait d'obtenir des résidus plus homogènes et une variance stabilisée. Lorsque l'interaction Méthode \times Expertise est significative, les effets principaux n'ont pas été interprétés individuellement. Dans ce cas, des tests post hoc ont été réalisés pour les comparaisons multiples, à savoir l'effet de la méthode pour chaque niveau d'expertise et l'effet de l'expertise pour chaque méthode. Les comparaisons post hoc ont été effectuées à l'aide des moyennes marginales estimées (emmeans) et rapportées avec leurs valeurs de p associées.

À l'inverse, lorsque l'interaction n'est pas significative, les effets principaux sont interprétés directement et aucun test post hoc ne sera effectué.

Enfin, pour les mesures subjectives, les questionnaires SUS et NASA-TLX ont été administrés à la fin de l'étude. Le SUS a été résumé à l'aide de la moyenne, de l'écart-type et du coefficient de variation. Le NASA-TLX a également été administré afin d'évaluer la charge cognitive perçue.

Les scores ont été analysés de manière descriptive et comparative pour examiner les différences entre les deux méthodes et entre les niveaux d'expérience.

Le seuil de signification statistique a été fixé à $\alpha = 0,05$.

Toutes les analyses portant sur les LMM et les GEE ont été réalisées en Python, avec appel à R pour l'estimation des modèles mixtes.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Un total de n=30 participants ont été inclus dans l'étude. Cette section présente les résultats principaux en comparant la méthode assistée par RA à la méthode d'échoguidage en mode mains libres.

4.1 Statistiques descriptives sociodémographiques et expertise

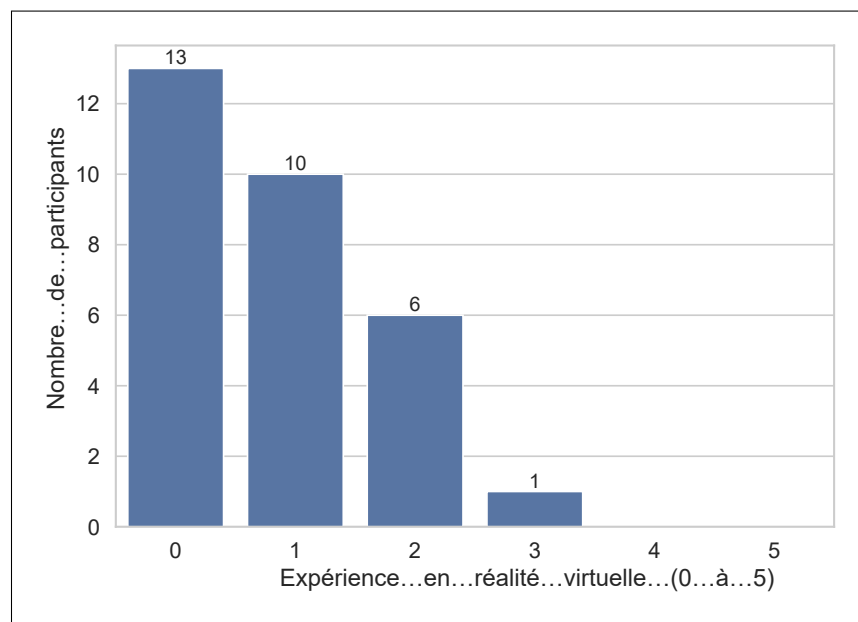


Figure 4.1 Distribution des n=30 participants selon leur expérience préalable en RV

La figure 4.1 présente la répartition des participants selon l'expérience préalable en RV.

L'âge moyen des participants était de $35,17 \pm 10,34$ ans, avec une étendue comprise entre 22 et 63 ans.

La majorité des participants étaient droitiers (28 sur 30, soit 93 %). Concernant l'expérience en RV, 16 participants (53 %) avaient déjà utilisé la RV, tandis que 14 (47 %) n'avaient aucune

expérience préalable. Enfin, 21 participants (70 %) étaient considérés comme novices en insertion de CVP, tandis que 9 (30 %) étaient classés comme experts.

4.2 Statistiques descriptives des performances par participant

Les statistiques descriptives présentées ci-dessous reflètent les moyennes individuelles obtenues pour chaque participant, calculées à partir de leurs dix essais.

Les tableaux 4.1 à 4.6 présentent les statistiques descriptives des principales métriques, incluant les moyennes, écarts-types et coefficients de variation selon la méthode et l'expertise.

Tableau 4.1 Moyennes \pm écarts-types et coefficients de variation (CV %) pour le temps total de procédure

Méthode	Expertise	Temps total (s)	CV Temps (%)
RA	Expert ($n = 9$)	524, 2 \pm 153, 9	29,4
	Novice ($n = 21$)	745, 8 \pm 410, 4	55,0
	Tous ($n = 30$)	679, 3 \pm 365, 18	52,0
Mains libres	Expert ($n = 9$)	1125, 7 \pm 472, 2	42,0
	Novice ($n = 21$)	1164, 8 \pm 596, 8	51,2
	Tous ($n = 30$)	1153, 1 \pm 562, 3	48,8

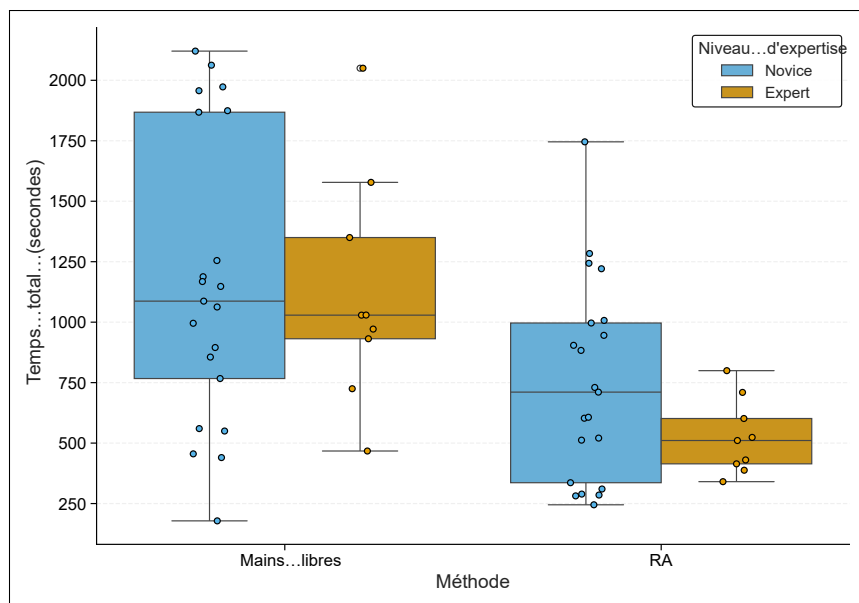


Figure 4.2 Comparaison du temps total de procédure entre les méthodes RA et mains libres selon l'expertise

Tableau 4.2 Moyennes \pm écarts-types et coefficients de variation (CV %) pour la précision globale

Méthode	Expertise	Précision globale (%)	CV Précision (%)
RA	Expert ($n = 9$)	$63,6 \pm 14,2$	22,4
	Novice ($n = 21$)	$65,9 \pm 13,6$	20,6
	Tous ($n = 30$)	$65,2 \pm 13,8$	21,1
Mains libres	Expert ($n = 9$)	$61,1 \pm 12,2$	20,0
	Novice ($n = 21$)	$50,6 \pm 8,2$	16,2
	Tous ($n = 30$)	$53,7 \pm 9,6$	17,8

Il est important de noter que la précision (%) est présentée ici à titre descriptif. L'analyse inférentielle repose exclusivement sur la distance moyenne (mm), utilisée comme mesure principale de précision spatiale dans les modèles LMM.

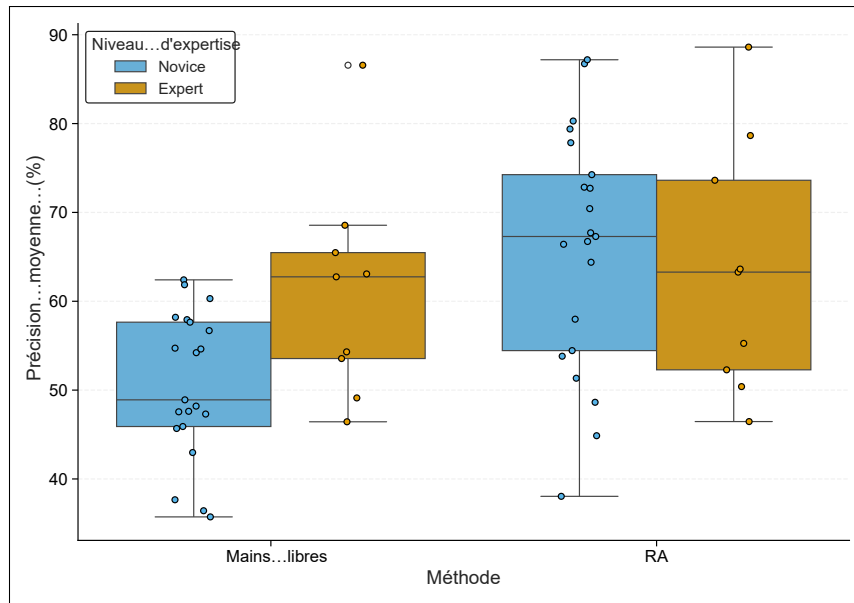


Figure 4.3 Comparaison de la précision globale entre les méthodes RA et mains libres selon l'expertise

Tableau 4.3 Moyennes \pm écarts-types et coefficients de variation (CV %) pour la distance à la cible

Méthode	Expertise	Distance à la cible (mm)	CV Distance (%)
RA	Expert ($n = 9$)	$0,861 \pm 0,404$	46,9
	Novice ($n = 21$)	$0,794 \pm 0,433$	54,6
	Tous ($n = 30$)	$0,814 \pm 0,425$	52,2
Mains libres	Expert ($n = 9$)	$0,792 \pm 0,327$	41,2
	Novice ($n = 21$)	$1,259 \pm 0,498$	39,6
	Tous ($n = 30$)	$1,119 \pm 0,454$	40,5

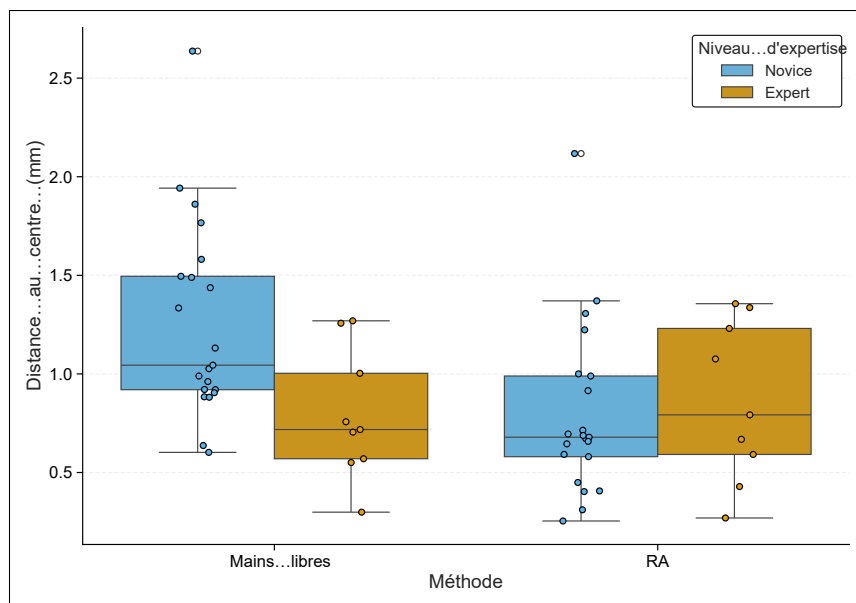


Figure 4.4 Comparaison de la distance à la cible entre les méthodes RA et mains libres selon l'expertise

Tableau 4.4 Moyennes \pm écarts-types et coefficients de variation (CV %) pour le nombre de perforations jusqu'au succès

Méthode	Expertise	Perforations	CV (%)
RA	Expert ($n = 9$)	4,78 \pm 4,63	96,9
	Novice ($n = 21$)	3,05 \pm 2,65	87,1
	Tous ($n = 30$)	3,567 \pm 3,371	94,5
Mains libres	Expert ($n = 9$)	14,56 \pm 11,37	78,1
	Novice ($n = 21$)	29,38 \pm 45,59	155,2
	Tous ($n = 30$)	24,933 \pm 38,649	155,0

Pour améliorer la lisibilité graphique, les valeurs aberrantes extrêmes ont été retirées exclusivement pour l'échoguidage en mode mains libres dans la figure 4.5 étant donné que la présence de ces valeurs comprimait fortement l'échelle verticale et rendait les boîtes à moustaches difficilement interprétables. Les analyses statistiques incluent toutefois l'ensemble des données.

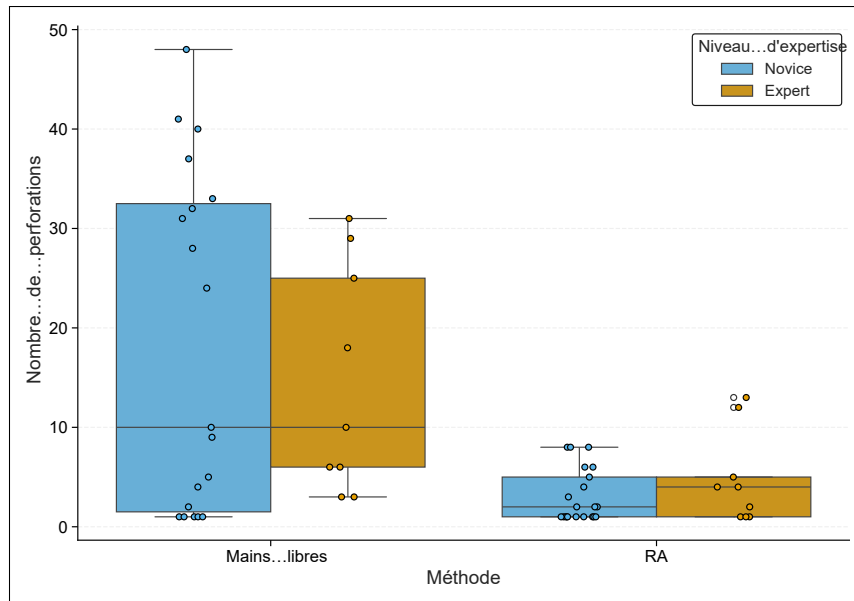


Figure 4.5 Comparaison du nombre de perforations jusqu'au succès entre les méthodes RA et mains libres selon l'expertise (sans valeurs extrêmes)

Tableau 4.5 Moyennes \pm écarts-types et coefficients de variation (CV %) pour le taux de succès selon la méthode et l'expertise

Méthode	Expertise	Taux de succès (%)	CV (%)
RA	Expert ($n = 9$)	73,3 \pm 29,2	39,8
	Novice ($n = 21$)	80,0 \pm 26,5	33,1
	Tous ($n = 30$)	78,0 \pm 27,01	34,6
Mains libres	Expert ($n = 9$)	70,0 \pm 35,7	51,0
	Novice ($n = 21$)	41,0 \pm 24,9	60,8
	Tous ($n = 30$)	49,7 \pm 31,01	57,5

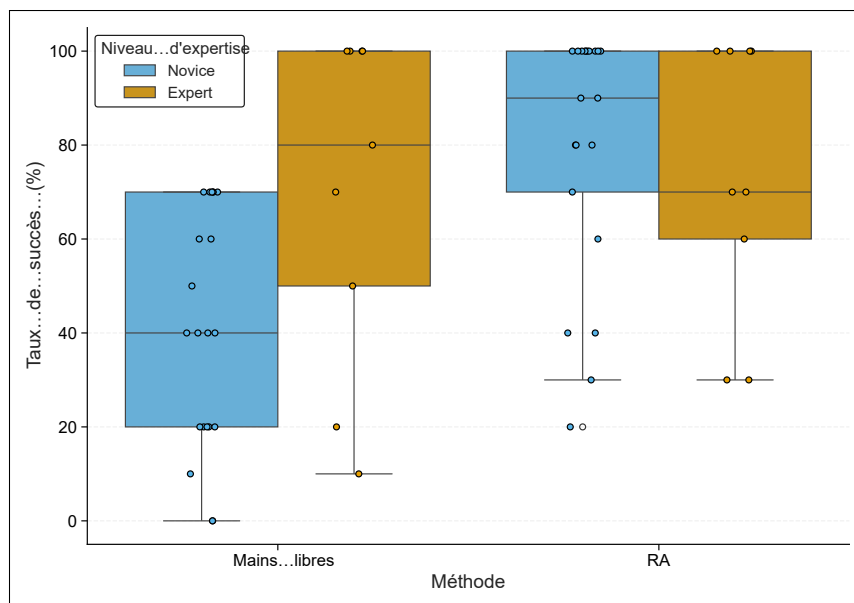


Figure 4.6 Comparaison du taux de succès entre les méthodes RA et mains libres selon l'expertise

Tableau 4.6 Moyennes \pm écarts-types et coefficients de variation (CV %) pour les essais jusqu'à réussite selon la méthode et l'expertise

Méthode	Expertise	Essais jusqu'à réussite	CV (%)
RA	Expert ($n = 9$)	$1,56 \pm 1,33$	85,7
	Novice ($n = 21$)	$1,38 \pm 0,86$	62,6
	Tous ($n = 30$)	$1,43 \pm 1,003$	71,7
Mains libres	Expert ($n = 9$)	$1,44 \pm 0,73$	50,3
	Novice ($n = 21$)	$3,19 \pm 3,19$	99,9
	Tous ($n = 30$)	$2,67 \pm 2,70$	101,0

4.3 Résultats des LMM et des GEE

Cette section présente les résultats des LMM et des GEE, organisés par métrique principale, à savoir la distance moyenne au centre de la veine ainsi que l'efficacité temporelle et la sécurité, correspondant aux hypothèses 1 et 2. L'hypothèse 3, portant sur l'effet différentiel selon le

niveau d'expertise, est quant à elle évaluée directement via les termes d'interaction Méthode \times Expertise dans chacun des modèles.

4.3.1 Distance moyenne

Tableau 4.7 Modèle LMM : effets fixes pour la distance moyenne (mm)

Terme	Coef. (β)	Erreur std.	t	p-valeur	IC 95% inf.	IC 95% sup.
Intercept (Mains libres, Expert)	0,792	0,147	5,39	< 0,001	0,504	1,080
Méthode [RA]	0,069	0,176	0,39	0,698	-0,276	0,414
Expertise [Novice]	0,467	0,176	2,66	0,010	0,123	0,811
Interaction Méthode \times Expertise	-0,534	0,210	-2,54	0,017	-0,946	-0,122

Le tableau 4.7 présente les effets fixes du modèle LMM appliqué à la distance moyenne (mm) entre la pointe de l'aiguille et le centre de la veine. Le modèle révèle un effet principal significatif de l'expertise où les novices présentent une distance moyenne plus élevée que les experts ($p = 0,010$), indiquant une précision spatiale plus faible. L'effet principal de la méthode n'est pas significatif ($p = 0,698$). Une interaction significative Méthode \times Expertise est observée ($p = 0,017$), indiquant que l'effet de la méthode dépend du niveau d'expérience.

Compte tenu de cette interaction, des comparaisons post hoc ont été réalisées (Tableau 4.8).

Tableau 4.8 Effets simples (post hoc) du modèle LMM pour la distance moyenne (mm)

Comparaison	Différence	SE	t	p-valeur
Effet de la méthode pour chaque niveau d'expertise				
Mains libres vs RA (Experts)	-0,069	0,176	-0,39	0,698
Mains libres vs RA (Novices)	0,466	0,115	4,04	0,0004
Effet de l'expertise pour chaque méthode				
Expert vs Novice (Mains libres)	-0,467	0,176	-2,66	0,010
Expert vs Novice (RA)	0,067	0,176	0,38	0,704

Les analyses post hoc montrent que chez les novices, la méthode en RA réduit significativement la distance moyenne par rapport à l'échoguidage en mode mains libres ($p = 0,0004$), indiquant une meilleure précision spatiale. Chez les experts, aucune différence significative n'est observée ($p = 0,698$).

La figure 4.7 illustre l'interaction entre la méthode et l'expertise pour la distance au centre de la cible. On observe que chez les novices, la distance moyenne est nettement plus faible en RA, alors que, chez les experts, les performances sont similaires entre les deux méthodes.

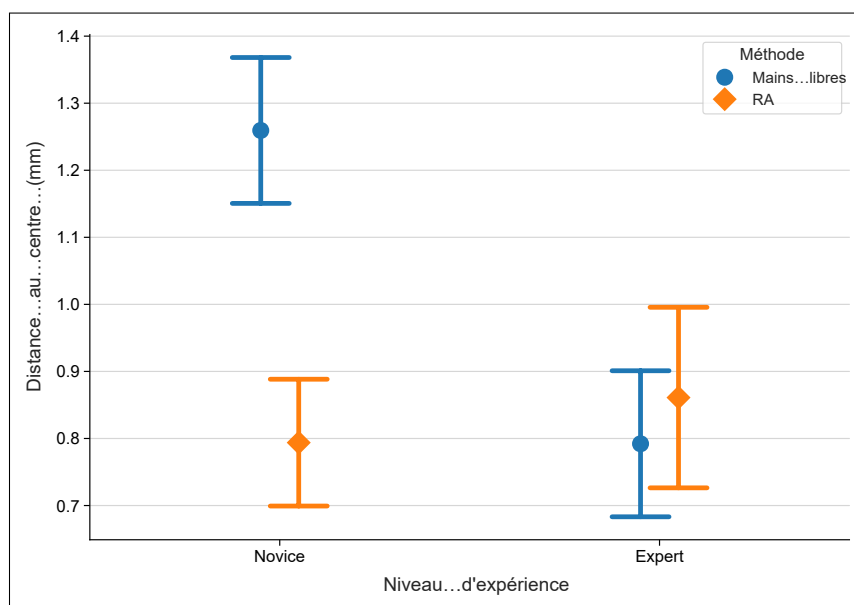


Figure 4.7 Interaction Méthode \times Expertise pour la distance moyenne (mm)

Bien que le modèle LMM ait été appliqué à la distance moyenne (mm), la figure 4.8 est présentée à titre complémentaire afin d'illustrer la même tendance sous un autre angle, en utilisant la précision exprimée en pourcentage. Cette représentation alternative permet de visualiser la cohérence entre les deux métriques, tout en rappelant que l'analyse inférentielle repose exclusivement sur la distance moyenne.

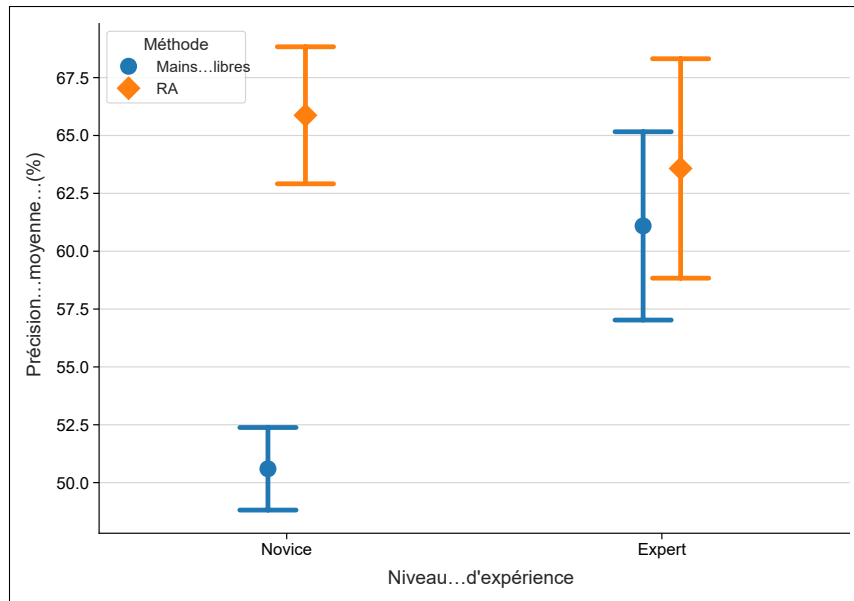


Figure 4.8 Représentation complémentaire de l'interaction Méthode × Expertise basée sur la précision (%)

4.3.2 Efficacité temporelle et essais

Tableau 4.9 Modèle linéaire mixte (LMM) pour le temps de procédure (transformation logarithmique)

Terme	Coef. (β)	Erreur std.	t	p-valeur	IC 95% inf.	IC 95% sup.
Intercept	6,948	0,184	37,68	< 0,001	6,586	7,309
Méthode [RA]	-0,720	0,181	-3,98	< 0,001	-1,075	-0,365
Expertise [Novice]	-0,045	0,220	-0,20	0,840	-0,477	0,387
Interaction Méthode × Expertise	0,276	0,216	1,28	0,212	-0,148	0,701

Le tableau 4.9 présente les résultats du modèle linéaire mixte appliqué au temps de procédure, incluant les effets principaux de la méthode et de l'expertise ainsi que leur interaction.

Le modèle indique un effet principal significatif de la méthode RA ($\beta = -0,720$, $p < 0,001$). L'effet de l'expertise seule n'est pas significatif ($\beta = -0,045$, $p = 0,840$), et l'interaction Méthode × Expertise n'est pas significative ($\beta = 0,276$, $p = 0,212$).

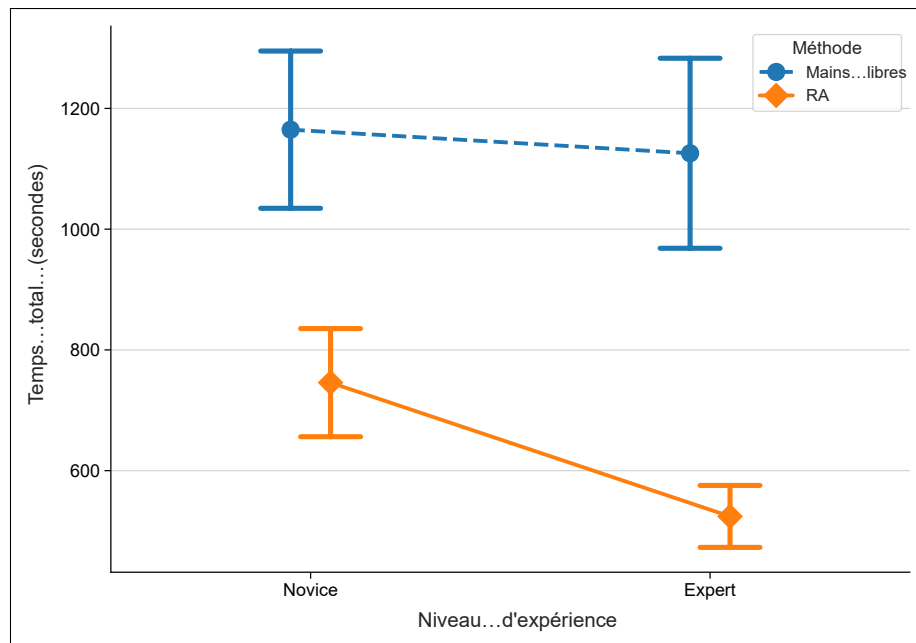


Figure 4.9 Effet de l'interaction Méthode × Expertise sur le temps de procédure

La figure 4.9 présente l'interaction entre la méthode et l'expertise pour le temps total de procédure. Les temps sont plus courts avec la méthode RA qu'avec l'échoguidage en mode mains libres, et ce, tant chez les novices que chez les experts.

4.3.2.1 Nombre de perforations jusqu'au succès

Tableau 4.10 Modèle GEE Poisson : effets fixes pour le nombre de perforations

Terme	Coef. (β)	Erreur std.	z	p-valeur	IC 95% inf.	IC 95% sup.
Intercept (Mains libres, Expert)	2,678	0,245	10,908	< 0,001	2,197	3,159
Méthode [RA]	-1,114	0,354	-3,147	0,0017	-1,808	-0,420
Expertise [Novice]	0,702	0,412	1,706	0,0880	-0,104	1,509
Interaction Méthode × Expertise	-1,152	0,535	-2,153	0,0313	-2,201	-0,103

Le tableau 4.10 présente les effets fixes du modèle GEE Poisson appliqué au nombre de perforations, incluant les effets principaux de la méthode et de l'expertise ainsi que leur interaction.

L'interaction significative observée ($\beta = -1,152$, $p = 0,031$) nécessite une analyse des effets simples. Ainsi, elles ont été examinées à l'aide des comparaisons post hoc dans le tableau 4.11.

Tableau 4.11 Effets simples (post hoc) du modèle GEE Poisson pour le nombre de perforations

Comparaison	Ratio (RR)	SE	IC 95% inf.	IC 95% sup.	p-valeur
Effet de la méthode pour chaque niveau d'expertise					
Mains libres vs RA (Experts)	3,05	1,08	1,48	6,30	0,0026
Mains libres vs RA (Novices)	9,64	3,87	4,40	21,10	< 0,0001
Effet de l'expertise pour chaque méthode					
Expert vs Novice (Mains libres)	0,495	0,204	0,21	1,05	0,0935
Expert vs Novice (RA)	1,568	0,559	0,74	3,32	0,2127

Les comparaisons post hoc montrent que, chez les experts, l'échoguidage en mode mains libres entraîne un nombre de perforations environ trois fois plus élevé que la méthode en RA (RR = 3,05, $p = 0,0026$). Chez les novices, cet écart est encore plus marqué, avec un taux de perforations environ 9,6 fois supérieur en échoguidage en mode mains libres (RR = 9,64, $p < 0,0001$). Aucune différence significative n'est observée entre experts et novices au sein d'une même méthode.

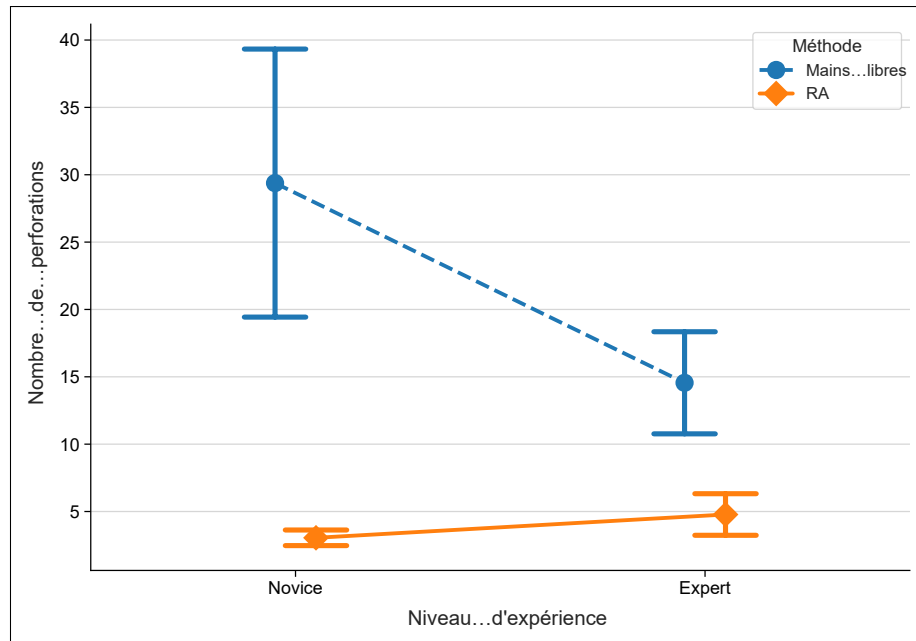


Figure 4.10 Effet de l'interaction Méthode \times Expertise sur le nombre de perforations tissulaires

La figure 4.10 présente l'interaction entre la méthode et l'expertise pour le nombre de perforations tissulaires jusqu'au succès.

4.3.2.2 Succès par essai

Tableau 4.12 Modèle GEE Binomial : effets fixes pour le succès par essai

Terme	Coef. (β)	Erreur std.	z	p-valeur	IC 95% inf.	IC 95% sup.
Intercept (Mains libres, Expert)	0,847	0,534	1,59	0,113	-0,200	1,895
Méthode [RA]	0,164	0,663	0,25	0,804	-1,134	1,463
Expertise [Novice]	-1,213	0,578	-2,10	0,036	-2,345	-0,081
Interaction Méthode \times Expertise	1,588	0,760	2,09	0,037	0,099	3,077

Le tableau 4.12 présente les effets fixes du modèle GEE binomial appliqué au succès par essai, incluant les effets principaux de la méthode et de l'expertise ainsi que leur interaction.

Cette interaction Méthode \times Expertise significative ($\beta = 1,588$, $p = 0,037$), demande à ce que des comparaisons post hoc soient effectuées afin de pouvoir en examiner les effets simples, comme montré dans le tableau 4.13.

Tableau 4.13 Effets simples (post hoc) du modèle GEE binomial pour le succès par essai

Comparaison	Odds Ratio (OR)	SE	IC 95% inf.	IC 95% sup.	p-valeur
Effet de la méthode pour chaque niveau d'expertise					
Mains libres vs RA (Experts)	0,814	0,299	0,37	1,79	0,5747
Mains libres vs RA (Novices)	0,118	0,031	0,06	0,22	< 0,0001
Effet de l'expertise pour chaque méthode					
Expert vs Novice (Mains libres)	5,065	2,760	1,74	14,70	0,0029
Expert vs Novice (RA)	0,732	0,408	0,30	1,77	0,5751

Les comparaisons post hoc montrent que chez les novices, la méthode en RA augmente nettement la probabilité de succès par essai par rapport à l'échoguidage en mode mains libres (OR = 0,118, $p < 0,0001$). Chez les experts, aucune différence significative n'est observée entre les deux méthodes (OR = 0,814, $p = 0,575$).

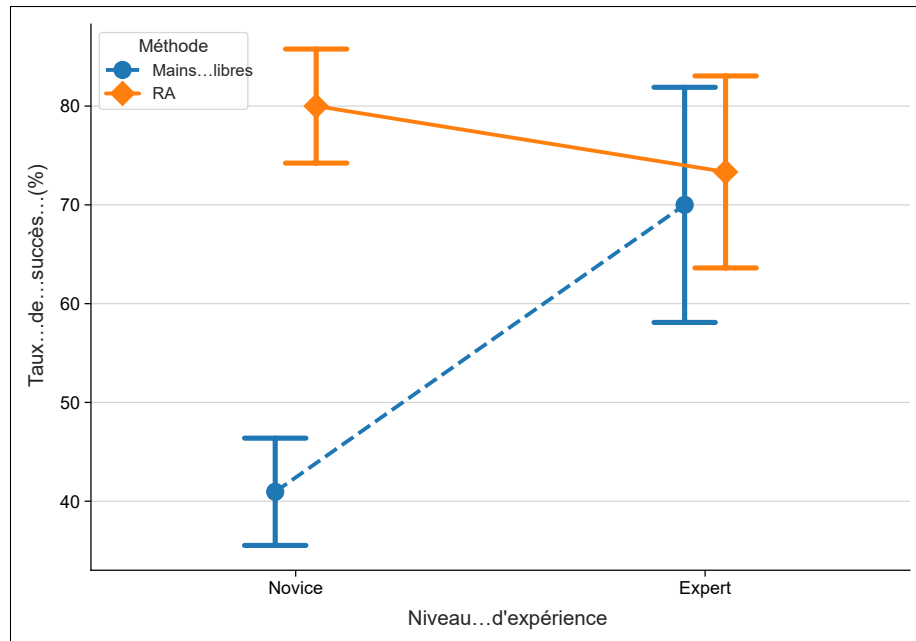


Figure 4.11 Interaction Méthode × Expertise sur le taux de succès global

La figure 4.11 présente l'interaction entre la méthode et l'expertise pour le taux de succès global.

Dans l'ensemble, les analyses inférentielles mettent en évidence des effets significatifs de la méthode, et aussi des interactions Méthode × Expertise pour certaines métriques. Les résultats des mesures subjectives sont présentés dans la section suivante.

4.4 Résultats pour les questionnaires post-étude

Les analyses suivantes portent sur les mesures subjectives d'utilisabilité et de charge de travail, évaluées indépendamment des hypothèses principales.

4.4.1 System Usability Scale (SUS)

Tableau 4.14 Statistiques descriptives du score SUS (échelle normalisée 0-100) selon la méthode et le niveau d'expertise

Méthode	Niveau d'expertise	Moyenne	Écart-type	CV (%)
RA	Expert ($n = 9$)	63,89	14,26	22,32
	Novice ($n = 21$)	71,31	15,08	21,14
	Total ($n = 30$)	69,08	14,99	21,70
Mains libres	Expert ($n = 9$)	51,11	11,19	21,89
	Novice ($n = 21$)	43,81	20,07	45,82
	Total ($n = 30$)	46,00	18,00	39,13

Le tableau 4.14 présente les statistiques descriptives du score SUS selon la méthode et le niveau d'expertise.

Tableau 4.15 Modèle linéaire mixte : effets fixes sur le score SUS

Terme	Coef. (β)	Erreur std.	t	p-valeur	IC 95% inf.	IC 95% sup.
Intercept (Mains libres, Expert)	51,11	5,50	9,30	< 0,001	40,34	61,89
Méthode [RA]	12,78	5,99	2,14	0,0417	1,04	24,51
Expertise [Novice]	-7,30	6,57	-1,11	0,2720	-20,18	5,58
Interaction Méthode \times Expertise	14,72	7,16	2,06	0,0490	0,70	28,75

Le tableau 4.15 présente les effets fixes du modèle linéaire mixte appliqué au score SUS.

Étant donné que l'interaction Méthode \times Expertise est significative ($p = 0,049$), les effets principaux ne peuvent pas être interprétés isolément. Les effets simples ont donc été examinés à l'aide des comparaisons post hoc dans le tableau 4.16.

Tableau 4.16 Comparaisons post hoc du score SUS (Mains libres vs RA) selon le niveau d'expertise

Expertise	Contraste	Estimation	SE	t	p-valeur
Expert	Mains libres - RA	-12,8	5,99	-2,14	0,0417
Novice	Mains libres - RA	-27,5	3,92	-7,02	< 0,0001

Le tableau 4.16 présente les comparaisons post hoc du score SUS selon le niveau d'expertise.

Les comparaisons post-hoc montrent que les scores SUS sont plus élevés en RA qu'en échoguidage en mode mains libres, particulièrement chez les novices. Chez les experts, la méthode en RA obtient également un score SUS supérieur à l'échoguidage en mode mains libres, mais l'écart est moins marqué avec une différence de 12,8 points. Chez les novices, l'écart est beaucoup plus important avec 27,5 points, indiquant une meilleure perception de l'utilisabilité en RA.

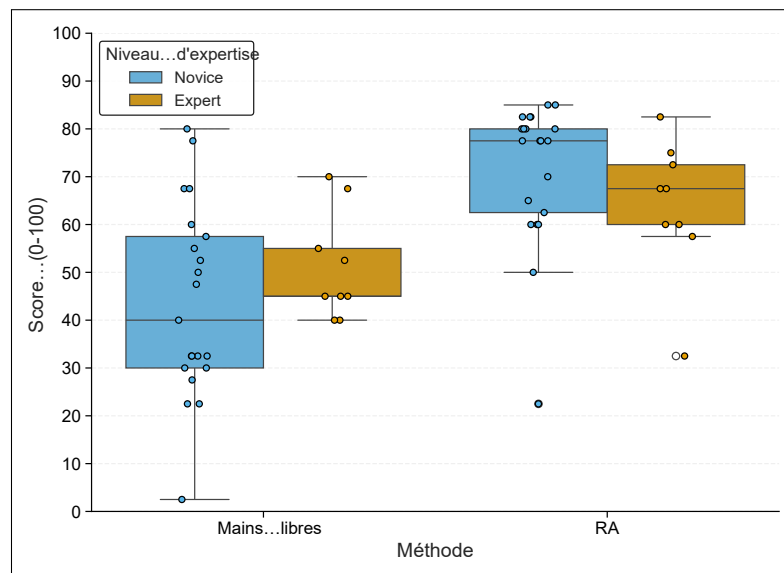


Figure 4.12 Distribution des scores SUS par méthode et expertise

La figure 4.12 présente la distribution des scores SUS selon la méthode et le niveau d'expertise, où l'on observe visuellement que les scores SUS sont systématiquement plus élevés en RA, avec une dispersion plus faible chez les experts que chez les novices.

4.4.2 NASA-TLX

Tableau 4.17 Statistiques descriptives du score NASA-TLX (échelle pondérée 0-100) selon la méthode et le niveau d'expertise

Méthode	Niveau d'expertise	Moyenne	Écart-type	CV (%)
RA	Expert ($n = 9$)	51,15	9,63	18,83
	Novice ($n = 21$)	44,10	19,15	43,43
	Total ($n = 30$)	44,94	15,94	35,46
Mains libres	Expert ($n = 9$)	59,15	8,22	13,90
	Novice ($n = 21$)	62,44	15,54	24,89
	Total ($n = 30$)	56,03	13,47	24,04

Le tableau 4.17 présente les statistiques descriptives du score NASA-TLX selon la méthode et le niveau d'expertise.

Tableau 4.18 Modèle linéaire mixte (LMM) : effets fixes sur le score NASA-TLX

Terme	Coef. (β)	Erreur std.	t	p-valeur	IC 95% inf.	IC 95% sup.
Intercept (Mains libres, Expert)	58,24	4,94	11,80	< 0,001	48,57	67,91
Méthode [RA]	-8,52	5,15	-1,65	0,110	-18,62	1,58
Expertise [Novice]	-3,16	5,90	-0,54	0,595	-14,72	8,40
Interaction Méthode \times Expertise	-3,66	6,16	-0,60	0,557	-15,74	8,41

Le tableau 4.18 présente les effets fixes du modèle linéaire mixte appliqué au score NASA-TLX.

Le modèle ne met en évidence aucun effet principal significatif de la méthode ($\beta = -8,52$, $p = 0,110$), du niveau d'expertise ($\beta = -3,16$, $p = 0,595$) ni d'interaction Méthode \times Expertise ($\beta = -3,66$, $p = 0,557$). Les moyennes descriptives sont présentées dans le tableau 4.17 et la figure 4.13.

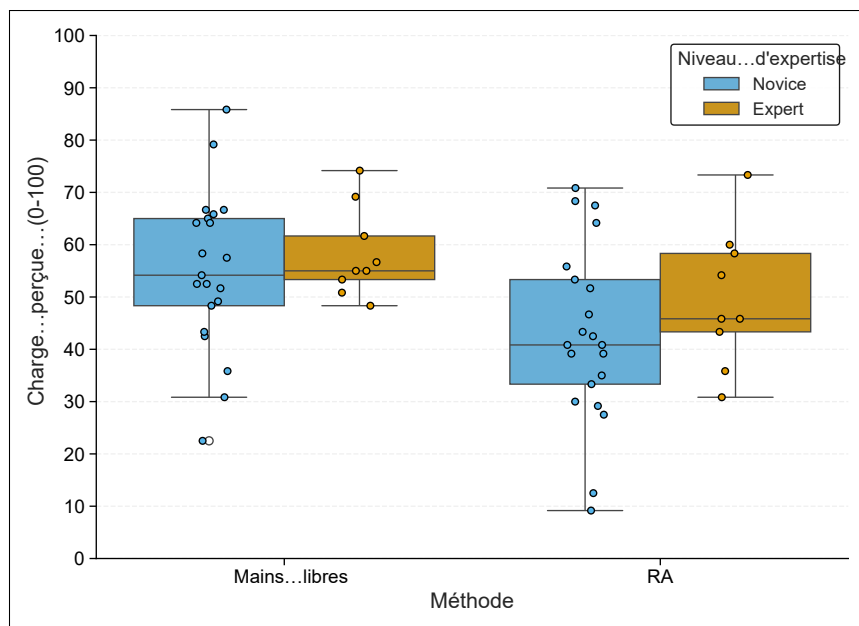


Figure 4.13 Distribution des scores NASA-TLX selon la méthode et le niveau d'expertise

La figure 4.13 présente quant à elle la distribution des scores NASA-TLX selon la méthode et le niveau d'expertise où l'on observe que les scores sont plus faibles en RA, et ce, particulièrement chez les novices.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Cette étude visait à évaluer l'impact d'une assistance en RA sur l'insertion de CVP en simulation immersive, en comparaison avec l'échoguidage en mode mains libres, et à déterminer si cet impact variait selon le niveau d'expertise. Les résultats confirment globalement les trois hypothèses formulées, avec un bénéfice particulièrement marqué chez les novices.

Les trois hypothèses initiales étaient les suivantes :

1. L'assistance en RA réduirait la distance entre la pointe de l'aiguille et le centre de la veine, améliorant ainsi la précision spatiale de l'insertion.
2. La méthode en RA réduirait le temps d'exécution et le nombre d'essais nécessaires au succès, augmentant l'efficacité et la sécurité globale.
3. Ces améliorations seraient plus marquées chez les novices que chez les experts, confirmant un rôle pédagogique et compensatoire de la RA.

5.1 Précision spatiale

Le modèle LMM appliqué à la distance moyenne (mm) révèle une interaction significative Méthode \times Expertise. Chez les novices, la méthode RA réduit significativement la distance moyenne par rapport à l'échoguidage en mode mains libres ($p = 0,0004$), indiquant une meilleure précision spatiale. À l'inverse, chez les experts, aucune différence significative n'est observée entre les deux méthodes ($p = 0,698$).

Ce résultat confirme que la RA joue un rôle d'amplificateur de compétence chez les novices, en compensant leur manque d'expérience dans le guidage spatial et la coordination œil-main Nguyen *et al.* (2021). Du côté des experts, l'absence de différence suggère que leur précision est déjà proche du niveau optimal atteignable avec l'échoguidage en mode mains libres, ce qui met en évidence la valeur ajoutée de la RA principalement pour les novices.

Ce phénomène illustre la manière dont la RA permet aux novices d'atteindre rapidement un niveau de performance plus élevé. En fournissant des repères spatiaux explicites, la RA réduit la nécessité de reconstruire mentalement la structure anatomique tridimensionnelle à partir d'images échographiques 2D, une compétence que les experts ont développée au fil des années. Ainsi, la technologie permet aux novices d'atteindre une précision spatiale qui se rapproche de celle d'un expert, autrement difficile à atteindre à ce stade d'apprentissage.

Bien que l'analyse inférentielle repose exclusivement sur la distance moyenne (mm), la figure complémentaire basée sur la précision exprimée en pourcentage montre une tendance similaire, renforçant la cohérence entre les deux métriques.

5.2 Efficacité temporelle

Le modèle linéaire mixte appliqué au temps total de procédure à l'aide de transformation logarithmique révèle un effet principal significatif de la méthode en RA, qui réduit le temps requis par rapport à l'échoguidage en mode mains libres. L'effet de l'expertise n'est pas significatif et l'interaction Méthode \times Expertise ne l'est pas non plus, ce qui indique que le gain de temps est indépendant du niveau d'expérience.

Ce résultat est cohérent avec les études antérieures qui exploraient les interfaces immersives en échoguidage assisté Nguyen *et al.* (2021); Li *et al.* (2024). En effet, la superposition visuelle directe sous la sonde en RA minimise les alternances de regard entre l'écran et le site d'insertion, réduisant ainsi le phénomène dû à l'effet de disjonction attentionnelle et permettant une exécution plus fluide et rapide.

Au-delà de cette fluidification du geste, la réduction du temps de procédure reflète également une diminution de la charge cognitive extrinsèque. En effet, selon la théorie de la charge cognitive, une tâche dont les exigences dépassent la capacité de la mémoire de travail entraîne une réduction de la performance, en particulier chez les novices McGraw *et al.* (2019). Dans les procédures échoguidées, la nécessité de manipuler simultanément la sonde, l'aiguille et l'image peut submerger la mémoire de travail d'un utilisateur novice McGraw *et al.* (2019), ce qui

illustre la charge extrinsèque générée par la dissociation entre l'espace d'action et l'espace de perception. En fusionnant ces deux référentiels, la RA vient pallier cette contrainte en éliminant une grande partie de cette charge extrinsèque, permettant ainsi de libérer des ressources mentales requises à l'exécution du geste. Cela peut expliquer pourquoi les novices bénéficient d'un gain temporel comparable à celui des experts.

De surcroît, le fait que cette amélioration temporelle soit observée autant chez les novices que chez les experts suggère un avantage opérationnel potentiel en contexte clinique, où le temps est souvent critique et où une réduction de la charge cognitive pourrait limiter plusieurs types d'erreurs, dont celles associées à la fatigue.

5.3 Sécurité et succès des insertions

5.3.1 Nombre de perforations jusqu'au succès

Le modèle GEE Poisson met en évidence un effet principal significatif de la méthode en RA, qui réduit fortement le nombre de perforations nécessaires avant d'atteindre le succès. L'interaction Méthode \times Expertise est significative, ce qui indique que la portée du bénéfice dépend du niveau d'expérience.

De plus, les analyses post hoc montrent que, chez les experts, la RA réduit significativement le nombre de perforations d'un facteur d'environ 3 (RR = 3,05, $p = 0,0026$), alors que chez les novices, la réduction est encore plus prononcée, atteignant un facteur d'environ 9,6 (RR = 9,64, $p < 0,0001$).

Ces résultats confirment ainsi que la RA diminue significativement le traumatisme tissulaire, en particulier chez les novices, qui bénéficient d'un guidage spatial plus intuitif qui repose sur une orientation directe du geste, d'une meilleure anticipation de la trajectoire et d'une réduction de la surcharge cognitive.

En effet, n'ayant souvent pas encore une maîtrise claire de l'interprétation des images échographiques, les novices doivent normalement fournir un effort mental plus exigeant afin de transformer une image 2D en une représentation mentale 3D des structures internes dans l'optique de guider leur geste. La méthode en RA, simplifie ainsi ce processus en rendant plus explicites des relations anatomiques qu'ils ne maîtrisent pas encore parfaitement, ce qui se traduit en une exécution plus précise et moins traumatique.

Cette réduction du nombre de perforations s'explique aussi par le fait que la RA permet de prévoir plus facilement la trajectoire de l'aiguille. En effet, en affichant cette trajectoire à l'avance, elle permet à l'opérateur d'ajuster son geste avant même que l'erreur ne survienne. Autrement dit, la RA permet de passer d'une correction réactive qui est effectuée après l'apparition d'une erreur, à une correction proactive, qui est quant à elle réalisée en amont.

Chez les experts, le bénéfice existe également, mais sa portée demeure limitée, sans doute parce qu'ils sont habitués à exécuter la procédure d'une certaine façon et qu'ils perdent certains repères et automatismes lorsqu'ils sont amenés à utiliser une nouvelle méthode. Ce constat rejoint les travaux portant sur les aides visuelles en simulation médicale, où les outils immersifs, tels que ceux décrits par von Haxthausen, Rüger, Sieren, Kloeckner & Ernst (2023) réduisent les erreurs liées à l'orientation spatiale chez les novices.

5.3.2 Succès par essai

Le modèle GEE binomial montre une interaction significative Méthode \times Expertise. Ainsi, chez les novices, la méthode en RA augmente fortement la probabilité de succès par essai par rapport à l'échoguidage en mode mains libres (OR = 0,118, $p < 0,0001$). Cependant, chez les experts, aucune différence significative n'est observée (OR = 0,814, $p = 0,575$).

Ce résultat suggère ainsi que la RA agit comme une aide efficace pour les novices, en atténuant et compensant leurs lacunes actuelles en facilitant notamment la coordination visuomotrice et la compréhension tridimensionnelle de l'anatomie, comme observée dans des systèmes similaires, telle que UltrARsound Li *et al.* (2024). De surcroît, chez les experts, l'absence d'effet significatif

est cohérente avec un effet plafond où leur maîtrise déjà élevée limite le gain potentiel, soulignant le rôle pédagogique de la RA pour accélérer l'apprentissage.

5.4 Perception subjective : SUS et NASA-TLX

5.4.1 Utilisabilité perçue (SUS)

Le modèle LMM montre un effet principal significatif de la méthode en faveur de la RA, ainsi qu'une interaction significative Méthode × Expertise. Les analyses post hoc indiquent que, chez les experts, la RA est perçue comme plus utilisable que l'échoguidage en mode mains libres ($p = 0,0417$), et que cet avantage est encore plus marqué chez les novices ($p < 0,0001$).

La RA est donc perçue comme plus intuitive et ergonomique, particulièrement pour les novices, qui bénéficient d'une interface plus alignée sur leur niveau de compétence. Ce gain perçu en utilisabilité s'aligne sur les études utilisant des casques de RA pour l'échoguidage, où la superposition in situ réduit la charge cognitive liée à la désorientation spatiale von Haxthausen *et al.* (2023).

5.4.2 Charge de travail perçue (NASA-TLX)

En ce qui a trait à la charge de travail perçue, le modèle LMM ne met en évidence aucun effet principal significatif, ni d'interaction significative. Toutefois, les moyennes descriptives suggèrent des valeurs plus faibles en RA chez les novices, sans pour autant atteindre le seuil de significativité globale.

Ce résultat indique que la RA améliore la performance objective sans imposer de surcharge cognitive supplémentaire, ce qui constitue un avantage important pour les personnes en formation. Bien que non significatif, cette tendance à une charge réduite est cohérente avec la littérature sur les outils immersifs, où la diminution de l'effet de disjonction attentionnelle allège la perception de l'effort mental Li *et al.* (2024).

5.5 Synthèse générale

Dans l'ensemble, les résultats montrent clairement que la RA simulée améliore l'efficacité temporelle, la sécurité, la précision et l'utilisabilité perçue, avec un effet particulièrement prononcé chez les novices. En ce qui a trait aux experts, le gain est limité, voire absent, ce qui est aussi cohérent avec un effet plafond lié à leur maîtrise déjà élevée.

Un autre aspect notable est la réduction de la variabilité interopérateur observée sous RA. Alors que l'échoguidage en mode mains libres laisse apparaître des différences marquées entre individus et niveaux d'habileté, la RA tend au contraire à homogénéiser les performances, ce qui laisse prévoir un potentiel d'uniformisation de la qualité technique. Dans une perspective clinique, cette diminution de variance pourrait grandement contribuer à former un plus grand nombre d'opérateurs compétents en moins de temps et avec moins de ressources, tout en réduisant la dépendance à l'habileté individuelle.

Mais encore, notre approche immersive nous donne la possibilité de capturer des données cinématiques précises, qui sont rarement accessibles dans les études menées avec des casques de RA réels. Dans notre cas, nous avons enregistré en continu la position et l'orientation du casque, la position des contrôleurs, ainsi que l'angle d'insertion de l'aiguille. Bien que ces informations n'aient pas été exploitées dans le cadre des analyses présentées ici, elles offrent un potentiel considérable pour caractériser plus finement le geste, notamment en étudiant la stabilité de la posture, la fluidité du mouvement, ou encore la précision de l'alignement initial. Ces mesures sont difficiles, voire impossibles à obtenir avec des dispositifs OST actuels, en raison des limites matérielles liées au suivi, à la latence ou au champ de vision. Cette capacité de la RV à capturer des données détaillées constitue ainsi un avantage méthodologique majeur, permettant d'envisager des analyses futures plus détaillées du geste échoguidé et d'identifier avec plus de précision les processus impliqués dans la perception et le geste influencés par la RA.

Les bénéfices observés dans notre étude doivent également être interprétés en connaissance des travaux utilisant des dispositifs de RA réels. Même si ces études ne concernent pas directement l'insertion de CVP, elles examinent des éléments essentiels du guidage échoguidé, tels que

l'alignement, la précision ou encore le temps d'exécution, ce qui rend la comparaison pertinente pour évaluer l'effet propre de la RA. Les systèmes existants, tels que HoloUS Nguyen *et al.* (2021), UltrARsound von Haxthausen *et al.* (2022) ou l'interface de biopsie de Li *et al.* (2024), rapportent généralement des améliorations modestes de l'alignement aiguille-faisceau, du temps d'exécution ou du taux de réussite. Par exemple, HoloUS décrit une réduction d'environ 17 % du temps de manipulation chez les novices, alors que notre condition en RA immersive montre des gains nettement supérieurs, atteignant 36 % chez les novices et 53 % chez les experts. De plus, aucune de ces études ne met en évidence une diminution des perforations comparable à celle observée ici, où les novices passent de 29,4 à 3,0 perforations.

Cette étude se distingue ainsi par sa méthodologie originale, qui simule une interface de RA au sein d'un environnement de RV contrôlé, sans casque de RA physique, permettant ainsi d'isoler l'effet du mode de visualisation. Ces résultats soulignent le potentiel de la RA comme outil pédagogique puissant, capable d'accélérer la courbe d'apprentissage et de réduire les risques liés à la formation sur patients réels.

5.6 Limitations

Parmi les limitations de l'étude, il y a notamment la contrainte commune aux deux conditions expérimentales, qui limitait la réorientation de l'aiguille après la pénétration cutanée, ce qui empêche de refaire les ajustements d'angle habituels. D'une part, elle peut influencer la performance dans la condition d'échoguidage en mode mains libres, en particulier chez les opérateurs expérimentés qui ajustent normalement l'angle de leur aiguille une fois dans la peau. D'autre part, elle renforce la portée des améliorations observées avec l'interface de RA, puisque celles-ci reposent en grande partie sur une meilleure anticipation et une bonne orientation initiale du geste, plutôt que sur une motricité fine.

Néanmoins, cette limitation n'affecte pas les objectifs principaux de l'étude. Ainsi, le simulateur demeure donc pertinent pour examiner la manière dont les opérateurs perçoivent, interprètent et anticipent le geste, même si la manipulation de l'aiguille n'est pas totalement reproduite.

Mais encore, la taille réduite du groupe d'experts ($n = 9$) limite la puissance statistique pour détecter de petits effets dans cette sous-population.

De surcroît, la généralisabilité des résultats demeure restreinte par l'utilisation exclusive d'un environnement de simulation RV, qui ne reproduit pas l'ensemble de la variabilité anatomique réelle, dont la pulsation des artères.

Enfin, bien que les modèles mixtes tiennent compte de la variabilité interindividuelle, la dispersion élevée des mesures subjectives, atteignant jusqu'à 46 %, réduit la sensibilité de ces indicateurs et peut atténuer la détection d'effets plus subtils entre les conditions.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif principal de cette recherche était d'évaluer l'apport d'une méthode de rendu échographique en RA simulée pour l'insertion de CVP, en comparaison avec l'échoguidage en mode mains libres, dans un environnement immersif contrôlé. Plus précisément, elle visait à mesurer l'impact de cette assistance sur la précision spatiale du geste, l'efficacité de la procédure par rapport au temps et au nombre d'essais, l'influence du niveau d'expérience des utilisateurs, ainsi que l'expérience perçue en termes d'utilisabilité et de charge cognitive.

Afin de répondre à cet objectif, deux modes distincts ont été implémentés au sein du simulateur. Le premier étant l'échoguidage en mode mains libres, avec l'affichage de l'image échographique sur un moniteur virtuel, et le second, le mode RA avec la superposition directe de l'image sous la sonde, accompagnée d'un faisceau de trajectoire et d'indicateurs de distance.

Les résultats obtenus confirment globalement les trois hypothèses formulées. La méthode RA simulée améliore significativement la précision spatiale, en réduisant la distance moyenne (mm) entre la pointe de l'aiguille et la veine chez les novices, tandis que les experts ne présentent pas de différence notable entre les deux méthodes. La RA réduit également le temps de procédure et le nombre d'essais nécessaires au succès, avec un bénéfice particulièrement marqué chez les novices. Ainsi, la superposition visuelle directe sous la sonde, combinée aux aides spatiales, réduit efficacement la charge cognitive liée à l'effet de disjonction attentionnelle et facilite la transformation d'une image 2D en représentation mentale 3D.

Au vu des limitations identifiées dans la section 5.6, plusieurs recommandations en découlent. Dans un premier temps, il serait pertinent de tester la méthode en RA réelle, à l'aide de fantômes ou de modèles anatomiques physiques, afin d'évaluer sa performance dans un contexte plus proche de la pratique clinique. Mais encore, dans l'optique d'obtenir une meilleure représentativité du niveau d'expertise, il serait essentiel d'inclure un plus grand nombre de professionnels de la santé expérimentés. De surcroît, appliquer cette approche à d'autres procédures d'insertion de

cathéter, permettrait d'évaluer dans quelle mesure le guidage en RA peut être généralisé à des gestes invasifs variés. Enfin, il serait également pertinent d'exploiter les données cinématiques enregistrées par le simulateur qui n'ont pas été exploitées dans cette étude, telles que la position du casque, la trajectoire des contrôleurs ou l'angle d'insertion afin d'analyser plus finement la dynamique du geste échoguidé.

Au-delà des résultats immédiats, cette étude met en évidence l'intérêt de la RV comme banc d'essai méthodologique pour l'évaluation des interfaces de guidage en RA. En effet, en éliminant les contraintes matérielles propres aux casques OST à savoir la latence, le champ de vision restreint, ou encore l'instabilité du suivi et de la calibration, notre approche permet d'isoler les bénéfices propres à la visualisation in situ et d'en offrir une estimation plus juste. Cette démarche offre alors une base méthodologique solide afin d'orienter la conception des futurs dispositifs et identifier les conditions dans lesquelles la RA peut réellement amplifier les compétences des opérateurs.

ANNEXE I
QUESTIONNAIRES UTILISÉS

1. Questionnaire sociodémographique

Questionnaire Démographique

Nom et prénom:

Âge:

Adresse courriel:

Comment évalueriez-vous votre expérience avec la réalité virtuelle/augmentée ?
(0 = Aucune expérience, 1 = Débutant, 2 = Un peu d'expérience, 3 = Compétent, 4 = Avancé, 5 = Expert) :

Profession:

Main dominante:

a) Version française du questionnaire sociodémographique

Demographic Questionnaire

Full Name:

Age:

Email Address:

How would you rate your experience with VR/AR?
(0 = No Experience, 1 = Beginner, 2 = Some Experience, 3 = Competent, 4 = Advanced, 5 = Expert):

Profession:

Dominant Hand:

b) Version anglaise du questionnaire sociodémographique

Figure-A I-1 Questionnaires sociodémographiques utilisés dans l'étude

2. Questionnaire d'expertise

Questionnaire d'auto-évaluation d'expertise en insertion de cathéter veineux périphérique (CVP)

1. Je parviens généralement à réaliser l'insertion du cathéter dès le premier essai, sans avoir besoin de multiples tentatives.

Pas du tout d'accord 1 2 3 4 5 Tout à fait d'accord

2. Je suis capable d'identifier rapidement une veine adaptée, même dans des situations difficiles (veines petites, tortueuses ou en vasoconstriction).

Pas du tout d'accord 1 2 3 4 5 Tout à fait d'accord

3. Je maîtrise parfaitement les gestes techniques de l'insertion, notamment pour ce qui est du positionnement.

Pas du tout d'accord 1 2 3 4 5 Tout à fait d'accord

4. Je maîtrise parfaitement les gestes techniques de l'insertion, notamment pour ce qui est de l'angle d'insertion.

Pas du tout d'accord 1 2 3 4 5 Tout à fait d'accord

Combien d'insertion(s) par échoguidage réalisez-vous par mois ?

Enregistrer les réponses

a) Version française du questionnaire d'expertise

Self-Assessment Questionnaire on Expertise in Peripheral Venous Catheter (PVC) Insertion

1. I am usually able to insert the catheter on the first attempt without needing multiple tries.

Strongly Disagree 1 2 3 4 5 Strongly Agree

2. I can quickly identify a suitable vein, even in challenging situations (small, tortuous, or vasoconstricted veins).

Strongly Disagree 1 2 3 4 5 Strongly Agree

3. I have mastered the technical skills of insertion for the positioning.

Strongly Disagree 1 2 3 4 5 Strongly Agree

4. I have mastered the technical skills of insertion for the insertion angle.

Strongly Disagree 1 2 3 4 5 Strongly Agree

How many insertions under ultrasound guidance do you perform per month?

Save Responses

b) Version anglaise du questionnaire d'expertise

Figure-A I-2 Questionnaire d'expertise utilisé pour évaluer l'expérience des participants

3. NASA-TLX (NASA Task Load Index)

Comparaison 1 sur 15

Exigence mentale

Cela fait référence à la quantité d'activité mentale et perceptive qui a été requise afin de compléter la tâche.

Exigence physique

Cela fait référence à la quantité d'activité physique qui a été requise afin de compléter la tâche.

Suivant

a) Version française de la comparaison pondérée des tâches

Notez ce qui suit (0 à 20)

Exigence mentale
Quelle a été la charge mentale et perpétuelle de la tâche ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20

Faible Élevée

Exigence physique
Quelle a été l'exigence physique de la tâche ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20

Faible Élevée

Exigence temporelle
Quelle était l'urgence ou la rapidité requise pour accomplir la tâche ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20

Faible Élevée

Performance
Comment évaluez-vous votre réussite dans l'accomplissement des objectifs de la tâche ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20

Bonne Mauvaise

Effort
Quel niveau d'effort avez-vous dû fournir pour accomplir votre niveau de performance ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20

Faible Élevée

Frustration
Quel niveau de stress ou de frustration avez-vous ressenti pendant la tâche ?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20

Faible Élevée

Soumettre

b) Version française du questionnaire NASA-TLX

Figure-A I-3 Comparaison des tâches et du questionnaire NASA-TLX en version française

Comparison 1 of 15

Mental Demand

This refers to how much mental and perceptual activity was required to complete the task.

Physical Demand

This refers how much physical activity was required to complete the task.

a) Version anglaise de la comparaison pondérée des tâches

Rate the Following (0 to 20)

Mental Demand

How much mental and perceptual activity was required (e.g., thinking, deciding, calculating, remembering, looking, searching, etc.)? Was the task easy or demanding, simple or complex, exacting or forgiving?

Low High

Physical Demand

How much physical activity was required (e.g., pushing, pulling, turning, controlling, activating, etc.)? Was the task easy or demanding, slow or brisk, slack or strenuous, restful or laborious?

Low High

Temporal Demand

How much time pressure did you feel due to the rate or pace at which the tasks or task elements occurred? Was the pace slow and leisurely or rapid and frantic?

Low High

Performance

How successful do you think you were in accomplishing the goals of the task set by the experimenter (or yourself)? How satisfied were you with your performance in accomplishing these goals?

Good Bad

Effort

How hard did you have to work (mentally and physically) to accomplish your level of performance?

Low High

Frustration

How insecure, discouraged, irritated, stressed, and annoyed did you feel during the task versus secure, gratified, content, relaxed, and complacent?

Low High

b) Version anglaise du questionnaire NASA-TLX

Figure-A I-4 Questionnaires NASA-TLX utilisé dans l'étude

4. SUS (System Usability Scale)

Échelle de facilité d'utilisation du système (SUS)

1. Je voudrais utiliser ce système fréquemment.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

2. Ce système est inutilement complexe.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

3. Ce système est facile à utiliser.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

4. J'aurais besoin du soutien d'un technicien pour être capable d'utiliser ce système.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

5. Les différentes fonctionnalités de ce système sont bien intégrées.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

6. Il y a trop d'incohérences dans ce système.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

7. La plupart des gens apprendront à utiliser ce système très rapidement.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

8. Ce système est très lourd à utiliser.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

9. Je me suis senti(e) très en confiance en utilisant ce système.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

10. J'ai eu besoin d'apprendre beaucoup de choses avant de pouvoir utiliser ce système.

Pas du tout d'accord Tout à fait d'accord
1 2 3 4 5

[Enregistrer les réponses](#)

Figure-A I-5 Version française validée du questionnaire SUS

System Usability Scale (SUS)

1. I think that I would like to use this system frequently.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

2. I found the system unnecessarily complex.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

3. I thought this system was easy to use.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

4. I think that I would need the support of a technical person to be able to use this system.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

5. I found the various functions in this system were well integrated.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

6. I thought there was too much inconsistency in this system.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

7. I would imagine that most people would learn to use this system very quickly.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

8. I found this system very cumbersome to use.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

9. I felt very confident using this system.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

10. I needed to learn a lot of things before I could get going with this system.

Strongly Disagree Strongly Agree
1 2 3 4 5

[Save Responses](#)

Figure-A I-6 Version anglaise validée du questionnaire SUS

BIBLIOGRAPHIE

- 3D Organon. (2024). 3D Organon Ultrasound Simulator. Repéré à <https://www.3dorganon.com/ultrasound-simulator/>.
- Abbas, J. R., Chu, M. M. H., Jeyarajah, C. et al. (2023). Virtual reality in simulation-based emergency skills training : A systematic review with a narrative synthesis. *Resuscitation Plus*, 16, 100484. doi : 10.1016/j.resplu.2023.100484.
- Akaike, H. (1974). A new look at the statistical model identification. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 19(6), 716-723. doi : 10.1109/TAC.1974.1100705.
- Beaton, D., Bombardier, C., Guillemin, F. & Ferraz, M. (2017). Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. *Spine Journal*, 37(6), 1025–1032. doi : 10.1097/BRS.0000000000002050.
- Bland, M. (2015). *An Introduction to Medical Statistics* (éd. 4). Oxford University Press.
- Bluvol, N., Sheikh, A., Kornecki, A., Del Rey Fernandez, D., Downey, D. & Fenster, A. (2008). A needle guidance system for biopsy and therapy using two-dimensional ultrasound. *Medical Physics*, 35(2), 617–628. doi : 10.1118/1.2829864.
- Brooke, J. (1996). SUS : A quick and dirty usability scale. *Usability Evaluation in Industry*, 189–194. Repéré à https://scholar.google.de/citations?view_op=view_citation&hl=de&user=qjAGPUcAAAAJ&citation_for_view=qjAGPUcAAAAJ:u5HHmVD_uO8C.
- Bédard, S., Collin, V. & Poitras, J. (2015). Étude des propriétés de la version francophone du NASA-TLX. *Revue de Neuropsychologie*, 7(3), 143–155. doi : 10.1016/j.rnp.2015.01.003.
- CAE Healthcare. (2023). VimedixAR Ultrasound Simulator. Repéré à <https://www.cae.com/healthcare/simulation/ultrasound-simulators/>.
- Cattari, N., Condino, S., Cutolo, F., Ferrari, M. & Ferrari, V. (2021). In Situ Visualization for 3D Ultrasound-Guided Interventions with Augmented Reality Headset. *Bioengineering*, 8(10). doi : 10.3390/bioengineering8100131.
- Chen, Y., Lam, K.-H., Zhou, D., Yue, Q., Yu, Y., Wu, J. & Dai, J. (2014). High Performance Relaxor-Based Ferroelectric Single Crystals for Ultrasonic Transducer Applications. *Sensors*, 14(8), 13730–13758. doi : 10.3390/s140813730.
- Dupere, J. M., Brost, E. E., Hainy, M. E., Lee, C. U., Urban, M. W., Stish, B. J. & Deufel, C. L. (2024). Color VISION for improved ultrasound visualization of brachytherapy needles. *Medical Physics*, 51(6), 4340–4350. doi : 10.1002/mp.17083.

- Echo-Doc. [<https://www.echo-doc.com/lechographie-en-medecine-generale/tout-savoir-sur-les-sondes-echographiques-en-medecine-generale>]. (2024). Tout savoir sur les sondes échographiques.
- Forneris, G., Marciello, A., Savio, D. & Gallieni, M. (2021). Ultrasound in central venous access for hemodialysis. *The Journal of Vascular Access*, 22(1 Suppl), 97–105. doi : 10.1177/11297298211019494.
- Gronier, J. & Baudet, L. (2021). Validation de la version française du System Usability Scale (SUS). *International Journal of Human-Computer Interaction*, 37(4), 345–357. doi : 10.1080/10447318.2020.1801173.
- Iqbal, A. I., Aamir, S., Hammad, A., Hafsa, H., Basit, A., Oduoye, M., Anis, M. W., Ahmed, S., Younus, M. I. & Jabeen, S. (2024). Immersive technologies in healthcare : An in-depth exploration of virtual reality and augmented reality in enhancing patient care, medical education, and training paradigms. *Journal of Primary Care & Community Health*, 15, 21501319241293311. doi : 10.1177/21501319241293311.
- Lacocche, J., Villain, E. & Foulonneau, A. (2022). Evaluating usability and user experience of AR applications in VR simulation. *Frontiers in Virtual Reality*, 3, 881318. doi : 10.3389/frvir.2022.881318.
- Lasso, A., Heffter, T., Rankin, A., Pinter, C., Ungi, T. & Fichtinger, G. (2014). PLUS : Open-Source Toolkit for Ultrasound-Guided Intervention Systems. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 61(10), 2527-2537. doi : 10.1109/TBME.2014.2322864.
- Lauinger, A. R., McNicholas, M., Bramlet, M., Bederson, J., Sutton, B. P., Cao, C. G. L., Ahmad, I. S., Brown, C., Jamison, S., Adve, S., Vozenilek, J., Rehg, J. & Cohen, M. S. (2024). Applications of mixed reality with medical imaging for training and clinical practice. *Journal of Medical Imaging*, 11(6), 062608. doi : 10.1117/1.JMI.11.6.062608.
- Lee, J. E., Kim, M. J. & Kwak, K.-H. (2020). Posterior wall penetration of the internal jugular vein during central venous catheter insertion using real-time ultrasound. *Medicine*, 99(37), e22122. doi : 10.1097/MD.00000000000022122.
- Li, H., Yan, W., Zhao, J., Ji, Y., Qian, L., Ding, H. & Wang, G. (2024). Navigate biopsy with ultrasound under augmented reality device : Towards higher system performance. *Computers in Biology and Medicine*. doi : 10.1016/j.combiomed.2024.108453.
- Liao, S.-C., Shao, S.-C., Gao, S.-Y. & Lai, E. C.-C. (2024). Augmented reality visualization for ultrasound-guided interventions : a pilot randomized crossover trial to assess trainee performance and cognitive load. *BMC Medical Education*, 24, 1058. doi : 10.1186/s12909-024-05998-8.

- McGraw, R., Chaplin, T., Rocca, N., Rang, L., Jaeger, M., Holden, M., Keri, Z. & Fichtinger, G. (2019). Cognitive load theory as a framework for simulation-based, ultrasound-guided internal jugular catheterization training : Once is not enough. *CJEM*, 21(1), 141-148. doi : 10.1017/cem.2018.456.
- Mistry, K., Monpara, M. & Gosai, N. (2025). Comparison of In-Plane and Out-Plane Ultrasound-Guided Arterial Line Placement : A Prospective Clinical Study. *European Journal of Cardiovascular Medicine*, 15, 222-225. doi : 10.61336/ejcm/25-08-45.
- Ng, M., Kwok Fai Mark, L. & Fatimah, L. (2022). Management of difficult intravenous access : a qualitative review. *World Journal of Emergency Medicine*, 13(2), 123-130. doi : 10.5847/wjem.j.1920-8642.2022.02.001.
- Nguyen, T., Plishker, W., Matisoff, A., Sharma, K. & Shekhar, R. (2021). HoloUS : Augmented reality visualization of live ultrasound images using HoloLens for ultrasound-guided procedures. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 17(2), 385-391. doi : 10.1007/s11548-021-02526-7.
- NYSORA. (2022, may). Ultrasound Technical Aspects : How to Improve Needle Visibility. Repéré à <https://www.nysora.com/pain-management/ultrasound-technical-aspects-how-to-improve-needle-visibility/>.
- Olivares, A., Schuhler-Husson, C., Zine, Y. & Drouin, S. (2026). Comparative Evaluation of Ultrasound-Guided Peripheral Intravenous Catheter Insertion Techniques in a Virtual Reality Simulator. *Healthcare Technology Letters*, 13(1), e70040. doi : 10.1049/htl2.70040.
- Palepu, G. B., Deven, J., Subrahmanyam, M. & Mohan, S. (2009). Impact of ultrasonography on central venous catheter insertion in intensive care. *The Indian Journal of Radiology and Imaging*, 19(3), 191-198. doi : 10.4103/0971-3026.54877.
- Reed, G. F., Lynn, F. & Meade, B. D. (2002). Use of Coefficient of Variation in Assessing Variability of Quantitative Assays. *Clinical and Diagnostic Laboratory Immunology*, 9(6), 1235-1239. doi : 10.1128/CDLI.9.6.1235-1239.2002.
- Saruwatari, M. S., Nguyen, T. N., Talari, H. F., Matisoff, A. J., Sharma, K. V., Donoho, K. G. & Shekhar, R. (2023). Assessing the Effect of Augmented Reality on Procedural Outcomes During Ultrasound-Guided Vascular Access. *Ultrasound in Medicine and Biology*. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2023.07.011.
- Saugel, B., Scheeren, T. W. L. & Teboul, J.-L. (2017). Ultrasound-Guided Central Venous Catheter Placement : A Structured Review and Recommendations for Clinical Practice. 21(1), 225. doi : 10.1186/s13054-017-1814-y.

- Stetten, G., Cois, A., Chang, W., Shelton, D., Tamburo, R., Castellucci, J. & Von Ramm, O. (2005). C-mode real-time tomographic reflection for a matrix array ultrasound sonic flashlight. *Academic Radiology*. doi : 10.1016/j.acra.2004.06.011.
- Stetten, G. D. & Chib, V. S. (2001). Overlaying ultrasonographic images on direct vision. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 20(3), 235. doi : 10.7863/jum.2001.20.3.235.
- Szabo, T. L. (2014). *Diagnostic ultrasound imaging : inside out* (éd. 2nd). Amsterdam Boston : Elsevier/AP, Academic Press is an imprint of Elsevier.
- Takano, S., Shimizu, N., Tokuyasu, N., Sakamoto, T., Honjo, S., Ashida, K. & Fujiwara, Y. (2017). Comparative study of complications in CV catheter insertion for pediatric patients : Real-time ultrasound-guided versus venography-guided approach. *Yonago Acta Medica*, 60(4), 247–252. doi : 10.24563/yam.2017.12.004.
- Thapaliya, A., Sithole, A., Welsh, M. & Dana, G. (2024). Basic Principles of Ultrasound. Repéré le 2024-01-01 à <https://pressbooks.palni.org/ultrasoundphysicsanditsapplicationinmedicine/chapter/basic-principles-of-ultrasound/>.
- Tielens, L. K. P., Damen, R. B. C. C., Lerou, J. G. C., Scheffer, G.-J. & Bruhn, J. (2014). Ultrasound-guided needle handling using a guidance positioning system in a phantom. *Anaesthesia*, 69(1), 24–31. doi : 10.1111/anae.12461.
- Tole, N. M. & Who/Diagnostic Imaging and Laboratory Technology. (2005). *Basic physics of ultrasonographic imaging*. Genève, Switzerland : World Health Organization.
- University of Toronto. (n.d.). Obstetric Anesthesia : Needling Techniques, Ultrasound, Mount Sinai Hospital, Toronto, PIE. Repéré à http://www.pie.med.utoronto.ca/OBAnesthesia/OBAnesthesia_content/OBA_needling.html.
- U.S. Food and Drug Administration. (2024). Ultrasound Imaging. Repéré le 2024-01-01 à <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-imaging/ultrasound-imaging>.
- Villa, A., Hermand, V., Bonny, V., Preda, G., Urbina, T., Gasperment, M. et al. (2023). Improvement of central vein ultrasound-guided puncture success using a homemade needle guide—a simulation study. *Critical Care*, 27(1), 379. doi : 10.1186/s13054-023-04661-w.
- von Haxthausen, F., Rüger, C., Sieren, M. M., Kloeckner, R. & Ernst, F. (2023). Augmenting Image-Guided Procedures through In Situ Visualization of 3D Ultrasound via a Head-Mounted Display. *Sensors*, 23(4), 2168. doi : 10.3390/s23042168.

- von Haxthausen, F., Moreta-Martinez, R., Pose Díez de la Lastra, A., Pascau, J. & Ernst, F. (2022). UltrARsound : in situ visualization of live ultrasound images using HoloLens 2. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. doi : 10.1007/s11548-022-02695-z.
- Xie, Z., Fan, M., Ji, N., Ji, Z., Xu, L. & Ma, J. (2024). Ultrasound wavelet spectra enable direct tissue recognition and full-color visualization. *Ultrasonics*. doi : 10.1016/j.ultras.2024.107395.
- Yamamoto, T. & Schindler, E. (2019). A new way to determine correct depth of central venous catheter insertion using a real-time ultrasound-guided insertion technique in pediatric patients. *Pediatric Anesthesia*, 29(4), 368–376. doi : 10.1111/pan.13614.
- Yin, J.-H., Chng, C.-B., Wong, P.-M., Ho, N., Chua, M. & Chui, C.-K. (2020). VR and AR in human performance research—An NUS experience. *Virtual Reality & Intelligent Hardware*, 2(5), 381–393. doi : 10.1016/j.vrih.2020.07.009.