

Effet du retour haptique en réalité virtuelle sur la courbe d'apprentissage de la pose de cathéter échoguidée

par

Naomi CATWELL

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

MONTRÉAL, LE 19 AOÛT 2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Naomi Catwell, 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

Mme. Alexandra Nemery, présidente du jury
Département de design à l'École de technologie supérieure

M. Vincent Lévesque, 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 4 AOÛT 2026

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué à mon parcours aux cycles supérieurs et qui m'ont appuyée tout au long de cette expérience.

Je tiens à remercier tout d'abord mon directeur de maîtrise, le professeur Simon Drouin, pour son soutien, ses conseils et l'aide qu'il m'a apportés durant ma recherche. L'autonomie qu'il m'a accordée m'a permis de transformer ce projet en un travail qui me ressemble réellement et qui s'accorde pleinement avec mes intérêts et aspirations professionnelles.

Je remercie également le professeur Vincent Lévesque et la professeure Alexandra Nemery d'avoir accepté de faire partie de mon jury et d'avoir consacré leur temps à évaluer mon mémoire.

Je tiens à remercier les membres de mon laboratoire de recherche et du Laboratoire de recherche en multimédia pour les échanges et discussions tout au long du projet. Je remercie en particulier Alejandro et Canelle pour leur travail sur le premier prototype que j'ai pu intégrer dans mon projet. Je vous remercie également Tina, Léa, Alejandro, Canelle, Andrey, Zakaria, Sébastien, Monireh, Michael-Anthony et Antoine B. pour vos contributions et échanges tout au long de ce parcours et pour avoir rendu cette expérience plus agréable.

Je tiens à remercier le Dr. Yahia Zine, Samuel Poulin et Damien Vuch pour leur disponibilité et leurs retours précieux. Merci également à toute l'équipe chez Haply Robotics pour les ressources et les échanges qui m'ont été d'une grande aide dans le développement du projet. Ces collaborations ont grandement enrichi mon expérience de recherche et m'ont permis d'explorer les domaines des technologies immersives et des technologies de la santé de manière pratique.

Merci au professeur Vincent Lévesque pour le prêt de matériel et à ceux qui ont partagé leurs retours sur la rédaction d'article, y compris Prasun Lala, Monireh et Justin. Merci également au professeur Serge Vicente pour sa grande disponibilité et son expertise dans l'analyse des données.

Je remercie du fond du cœur ma famille, sans qui rien de tout cela n'aurait été possible. Votre soutien, vos encouragements, vos conseils et votre présence m'ont permis de garder les pieds sur terre à travers les épreuves et tout au long de cette expérience. Les mots ne seront jamais assez pour exprimer ma gratitude et mon amour pour vous tous.

Par-dessus tout, merci Seigneur Dieu de m'avoir soutenue tout au long de ce parcours - Tu es la source de toute connaissance et sagesse, mon rocher, ma paix, ma raison-d'être et celui qui dirige mes pas depuis toujours. Selah.

Effet du retour haptique en réalité virtuelle sur la courbe d'apprentissage de la pose de cathéter échoguidée

Naomi CATWELL

RÉSUMÉ

La pose de cathéter intraveineux périphérique est l'une des procédures médicales invasives les plus souvent pratiquées dans les hôpitaux. Cependant, le taux de réussite demeure assez faible et l'incapacité de bien placer le cathéter peut épuiser les ressources des soins de santé, retarder le diagnostic et le traitement du patient, et entraîner de graves conséquences de santé chez le patient. L'échoguidage constitue une solution bien établie pour faciliter l'insertion de l'aiguille et du guidage du cathéter dans la veine cible. Bien que l'échoguidage augmente le taux de réussite considérablement, il faut que le praticien soit capable de bien manipuler la sonde et le cathéter ensemble en plus de bien coordonner ses mouvements avec l'interprétation de l'image échographique. Une formation efficace est donc un aspect important pour la réussite de la procédure. Des simulateurs de formation en réalité virtuelle permettent de pratiquer de telles procédures et des dispositifs haptiques médicaux permettent de simuler le retour de force qu'on ressentirait lors d'une vraie procédure. Plusieurs études se concentrent sur le réalisme ou la performance de ces simulateurs haptiques mais négligent l'impact des simulateurs sur la capacité de l'utilisateur à acquérir les compétences requises.

L'objectif de cette recherche est d'évaluer l'effet du retour haptique sur l'apprentissage lors d'une formation en réalité virtuelle à l'insertion de cathéter guidée par échographie. Nous proposons un simulateur haptique en réalité virtuelle développé pour enseigner la procédure et en faire l'évaluation périodique. L'étude s'appuie sur une comparaison entre les courbes d'apprentissage de deux groupes de participants, l'un se servant du simulateur avec le retour de force haptique activé et l'autre avec le retour de force haptique désactivé, pour déterminer si l'haptique permet un apprentissage plus efficace de la procédure. Une méthodologie basée sur une analyse de la courbe d'apprentissage permet de surveiller l'évolution des performances au fil du temps de manière objective.

Une étude usager a été menée auprès de 31 participants novices dans la procédure d'insertion de cathéter veineux périphérique échoguidée. Chaque participant a été assigné aléatoirement à une formation dans le simulateur avec ou sans retour haptique au cours de trois séances espacées d'une semaine. Chaque participant a suivi un scénario de formation interactif avec le simulateur pour apprendre chaque étape de la procédure, et trois séances d'évaluation de leur performances. Les métriques de performance comprenaient le temps d'exécution de la procédure, le nombre de tentatives d'insertion de l'aiguille, l'angle d'insertion de l'aiguille, le taux d'erreur, le taux de suivi de l'aiguille, l'économie de mouvement de la sonde et l'économie de mouvement de l'aiguille. Les deux groupes ont démontré des améliorations significatives pour toutes les métriques de performance à l'exception du taux d'erreur et de l'angle d'insertion de l'aiguille. Les résultats ont démontré que le retour haptique a permis une amélioration de performance plus rapide au niveau des compétences en termes de maintien d'angles d'insertion d'aiguille

constants. Cependant, le groupe haptique a effectué plus de tentatives d'insertion d'aiguille et a démontré une économie de mouvement plus faible pour l'aiguille. Une évaluation de l'expérience utilisateur a démontré que le retour haptique contribue à un meilleur sens d'implication et une meilleure perception des capacités d'examen. Les résultats suggèrent que le retour de force haptique est une approche prometteuse pour la formation aux tâches impliquant un degré élevé d'exploration et de coordination œil-main. Un article soumis à la conférence ISMAR 2026 présente le développement du simulateur haptique et les résultats de l'étude usager. Celui-ci fait l'objet du CHAPITRE 4 de ce mémoire.

Mots-clés: Réalité virtuelle, retour haptique, courbe d'apprentissage, formation médicale, cathéter intraveineux périphérique, échographie

Effect of haptic feedback in virtual reality on the learning curve of ultrasound-guided catheter placement

Naomi CATWELL

ABSTRACT

Peripheral intravenous catheter insertion is one of the most common invasive medical procedures performed in hospitals. However, the success rate is significantly low and failure to place the catheter correctly can have a strain on healthcare resources, delay patient diagnosis and treatment, and lead to serious health risks for the patient. Ultrasound guidance has become a well-established solution for facilitating needle insertion and guiding the catheter into the target vein. Despite the increased success rate that ultrasound guidance offers, practitioners must be able to manipulate the ultrasound probe and the needle together and coordinate their movements while interpreting the ultrasound image. Effective training is therefore crucial to success in performing the procedure. Virtual reality training simulators allow medical professionals to practice such procedures, and haptic medical devices make it possible to simulate the force feedback that one would feel during a real procedure. Many studies have focused on improving the realism or the performance of haptic medical simulators but have neglected their impact on the user's ability to acquire the required skills.

The objective of this research is to evaluate the effect of haptic feedback on learning an ultrasound-guided peripheral intravenous catheter insertion procedure in virtual reality. We propose a haptic-enabled virtual reality simulator for training and periodic evaluation of the procedure. The study compares the learning curves of two groups of participants, with one group using the simulator with haptic force feedback enabled and the other with haptic force feedback disabled, in order to determine whether learning the medical procedure with haptic feedback is more effective. The learning curve analysis allows for objective monitoring of performance evolution over time.

A user study was carried out with 31 participants, all novices in intravenous catheter insertion and ultrasound guidance. Each participant was randomly assigned to use the simulator either with or without haptic feedback over the course of three sessions each spaced a week apart. Each participant took part in an interactive training scenario within the simulator to learn each step of the procedure and completed three performance evaluation sessions. Performance metrics included procedure completion time, the number of needle insertion attempts, the needle insertion angle, error rate, needle tip tracking, ultrasound probe motion economy and needle motion economy. Both groups improved significantly in all performance metrics except for error rate and needle insertion angle. The results demonstrated that haptic feedback improves performance more quickly in terms of needle angulation skills. However, the haptic group made more needle insertion attempts and demonstrated lower needle motion economy. User experience evaluation revealed that haptic feedback contributes to a greater sense of involvement and enhances perceived examination capabilities. The results suggest that haptic force feedback is a promising training approach for tasks involving a high degree of exploration and hand-eye

coordination. CHAPTER 4 of this thesis presents an article that was submitted to the ISMAR 2026 conference and describes the development of the simulator as well as the results of the user study.

Keywords: Virtual reality, haptic feedback, learning curve, medical training, peripheral intravenous catheter, ultrasound

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 CONTEXTE ET REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 La pose de cathéter veineux périphérique	5
1.1.1 Fonctionnement d'un cathéter veineux périphérique	5
1.1.2 L'anatomie veineuse périphérique	8
1.1.3 Complications de la procédure	9
1.2 La pose de cathéter veineux périphérique échoguidée	11
1.2.1 Fonctionnement, techniques de visualisation et techniques de manipulation	12
1.2.2 La formation traditionnelle à la pose de cathéter veineux périphérique échoguidée	16
1.3 La réalité virtuelle pour la formation médicale	18
1.3.1 L'apport de la réalité virtuelle pour la formation médicale	18
1.3.2 La réalité virtuelle pour des procédures reliées à l'insertion d'USGPVC ..	20
1.3.3 La réalité virtuelle pour la pose de cathéter intraveineux périphérique échoguidée	22
1.4 Le retour haptique pour la formation médicale	25
1.4.1 Appareils haptiques et considérations pratiques	26
1.4.2 Architecture de rendu haptique	29
1.4.3 Méthodes de rendu haptique	30
1.4.3.1 Méthodes de rendu géométrique	31
1.4.4 Modèles haptiques pour l'insertion d'aiguille	33
1.4.5 Modèles haptiques pour la manipulation de la sonde échographique	35
1.4.6 L'apport du retour haptique pour la formation à l'insertion d'USGPVC ..	36
1.5 Évaluation de la courbe d'apprentissage	39
1.5.1 Cadre théorique et historique de la courbe d'apprentissage	40
1.5.2 Les composantes de la courbe d'apprentissage	41
1.5.3 La forme et les phases de la courbe d'apprentissage	42
1.5.4 La courbe d'apprentissage pour l'insertion d'aiguille échoguidée	44
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	47
2.1 Problématique	47
2.1.1 Objectifs	48
2.1.2 Objectif principal	48
2.1.3 Objectifs secondaires	48
2.2 Hypothèses	49
CHAPITRE 3 DESCRIPTION DU SIMULATEUR HAPTIQUE ET COLLECTE DE DONNÉES	51

3.1	Description du simulateur haptique	51
3.1.1	Interface haptique	51
3.1.2	Rendu haptique et modèles haptiques	53
3.1.2.1	Rendu haptique pour la sonde échographie	55
3.1.2.2	Rendu haptique pour l'insertion de cathéter	56
3.1.2.3	Prévention de la pénétration visuelle de la sonde et la poignée du cathéter	58
3.1.3	Scénario d'entraînement	59
3.1.4	Analyse de la tâche	61
3.1.5	Tests pilotes	62
3.1.6	Collecte de données pendant l'étude usager	64
3.1.6.1	Données de performance	64
3.1.6.2	Réponses aux questionnaires	65
CHAPITRE 4	THE EFFECT OF VIRTUAL REALITY AND HAPTIC FEEDBACK ON THE LEARNING CURVE FOR ULTRASOUND-GUIDED PERIPHERAL INTRAVENOUS CATHETER INSERTION	67
4.1	Abstract	67
4.2	Introduction	68
4.3	Related Works	70
4.3.1	Ultrasound-guided PIVC	70
4.3.2	VR Simulators for USGPVC insertion	71
4.3.3	Evaluating the learning curve	72
4.3.4	The role of haptic feedback for medical training	73
4.4	User study	75
4.4.1	Objectives and Hypotheses	75
4.4.2	Participants	75
4.4.3	Experiment task	76
4.4.4	Experimental setup and virtual environment	77
4.4.5	Experimental Design and Conditions	81
4.4.6	Experimental Procedure	82
4.5	Results	84
4.5.1	Performance during training	84
4.5.1.1	Completion Time	84
4.5.1.2	Number of attempts	84
4.5.1.3	Insertion angle	86
4.5.1.4	Error rate	86
4.5.1.5	Tip tracking	86
4.5.1.6	Economy of motion for probe manipulation	86
4.5.1.7	Economy of motion for needle manipulation	86
4.5.2	User experience	87
4.5.2.1	Perceived workload	87
4.5.2.2	Sense of presence	87

4.5.2.3	Haptic experience	89
4.6	Discussion	90
4.6.1	Summary of main findings	90
4.6.2	Skill acquisition in VR	90
4.6.3	User experience	92
4.6.4	Practical Implications	93
4.6.5	Limitations and future work	94
4.7	Conclusion	95
4.8	Figure Credits	96
4.9	Acknowledgments	96
CHAPITRE 5 DISCUSSION DES RÉSULTATS		97
5.1	L'acquisition de compétences en RV	97
5.2	Comparaison des performances avec et sans retour haptique	99
5.3	La charge de travail cognitive	100
5.4	La perception de la présence	102
5.5	La perception de l'expérience haptique	103
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		105
ANNEXE I QUESTIONNAIRES ET RÉSULTATS DÉTAILLÉS		107
BIBLIOGRAPHIE		113

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Composants d'un cathéter veineux périphérique	6
Figure 1.2 Tailles des cathéters veineux périphériques Tirée de Pedagogy Education (2024)	7
Figure 1.3 L'anatomie vasculaire de l'avant-bras et la composition de la peau humaine Tirée de (a) Gray & Lewis (1918) et (b) TOOMEDICAL (2019)	8
Figure 1.4 La pose de cathéter intraveineux périphérique guidée par échographie (gauche) et image échographique avec une flèche indiquant le vaisseau cible (droite) Adaptée de Dadfar, Rønsåsbjörg, Torvik & Grønning (2024)	11
Figure 1.5 Les types de sondes échographiques et les images échographiques qu'elles produisent Adaptée de Salerno & Murthi (2021)	13
Figure 1.6 (a) Technique dans le plan (axe long/longitudinale) (b) Technique hors plan (axe court/transversale) Adaptée de Nakayama, Takeshita, Nakajima & Shime (2020)	14
Figure 1.7 Image échographique de la canulation hors plan (transversale) d'une veine périphérique Adaptée de NYSORA (2026)	15
Figure 1.8 Blue Phantom de Elevate Healthcare (anciennement CAE Healthcare) Adaptée de Mendiratta-Lala, Williams, de Quadros, Bonnett & Mendiratta (2010)	17
Figure 1.9 Simulateur en RV de Andersen <i>et al.</i> (2021) Tirée de Andersen <i>et al.</i> (2021)	23
Figure 1.10 Classifications du retour haptique Adaptée de Vezzoli, Ullrich, Butter & Pijewski (2022)	25
Figure 1.11 Robots à retour de force haptique : (a) Geomagic Touch de Hexagon (b) Novint Falcon de Novint Technologies (c) Inverse3 de Haply Robotics (d) Virtuose 6D Desktop de Haption Adaptées de (a) et (b) Corrêa, Nunes, Ranzini, Nakamura & Tori (2019), (c) Haply Robotics (2024) et (d) Engineering Systems Technologies (2023)	27
Figure 1.12 Degrés de liberté de l'aiguille	28

Figure 1.13	Architecture de rendu haptique : (a) dispositif haptique (b) boucle de rendu haptique (c) engin de simulation (d) rendu visuel (e) sortie vidéo Adaptée de Salisbury, Conti & Barbagli (2004)	29
Figure 1.14	Simulateur haptique de Woo <i>et al.</i> (2024) Tirée de Kim, Jarzembak & Kim (2023a)	37
Figure 1.15	La courbe d'apprentissage comme relation entre l'effort (axe horizontal) et la performance (axe vertical) Tirée de Howard, Edwards, Boutis, Alexander & Pusic (2023)	41
Figure 1.16	Des exemples de la forme des courbes d'apprentissage pour des procédures laparoscopiques : (a) Nombre moyen de mouvements effectués en fonction du nombre d'essais représenté sous forme de graphiques linéaires avec des barres d'erreur pour trois groupes (Thompson, Leonard, Doarn, Roesch & Broderick, 2011); (b) Temps d'exécution en fonction du nombre de procédures en forme logarithmique (Rege & Joehl, 1999)	43
Figure 1.17	Analyse de la courbe d'apprentissage avec la configuration de la procédure (gauche) et les courbes de performances (droite) Adaptée de Kim, Miller & Freivalds (2014)	45
Figure 1.18	Analyse des courbes d'apprentissage de Chuan <i>et al.</i> (2023) avec des scores de performance entre participants experts et novices au cours de plusieurs tentatives d'insertion d'aiguille (gauche) et les courbes d'apprentissage individuelles des participants en forme de régression linéaire (droit) Adaptée de Chuan <i>et al.</i> (2023)	46
Figure 3.1	Simulateur haptique de RV pour l'insertion d'USGPVC avec une vue agrandie des instruments tenus à la main (droite)	52
Figure 3.2	Modèle de sonde échographique Philips L12-4 Lumify adapté pour enfermer le stylet du robot haptique avec une vue complète (gauche) et une vue de l'intérieur (droite)	53
Figure 3.3	Étapes de la boucle de rendu haptique	54
Figure 3.4	Objet de collision en forme de cône tronqué pour l'interaction avec la sonde échographique	55
Figure 3.5	Formes de collision pour l'insertion de l'aiguille : a) Boîte de collision autour du maillage triangulaire du bras b) Bacs de la grille de hachage autour du maillage triangulaire	56

Figure 3.6	(a) Curseur hors du plan du triangle (aucune collision) (b) Curseur dans le plan et à l'extérieur du périmètre du triangle (aucune collision) (c) Curseur dans le plan et à l'intérieur du périmètre du triangle (collision)	58
Figure 3.7	Modes du scénario d'entraînement : (a) Vidéo didactique (b) Démonstration de la manipulation de la sonde (c) Suivi des silhouettes de la sonde et de l'aiguille (d) Rétroaction visuelle d'un placement correct	59
Figure 4.1	The experimental task and setup. Participants were asked to practice ultrasound-guided peripheral intravenous catheter insertion over the course of three weeks using a VR simulator with or without haptic force feedback	67
Figure 4.2	Ultrasound-guided peripheral intravenous catheter insertion Adapted from Gottlieb, Sundaram, Holladay & Nakitende (2017)	69
Figure 4.3	Task analysis of an USGPVIC insertion procedure with steps (green), tasks (yellow), subtasks (pink) and actions (purple). Subtasks and actions are detailed only for step 2 (most pertinent to the training scenario). The symbol “//” designates tasks performed in parallel. The symbol “((” designates tasks performed iteratively	76
Figure 4.4	USGPVIC insertion training scenario with explanations of the relevant anatomy (left) and interactive guides for tool manipulation (right)	77
Figure 4.5	The experimental procedure. Sessions 1, 2 and 3 are each spaced one week apart	82
Figure 4.6	Learning curves for haptic and non-haptic training groups. Linear mixed model regression lines and standard error ribbons are overlaid on performance scores (y-axis) plotted over task trials (x-axis) : (a) Completion time (b) Number of attempts (c) Absolute angle error (d) Error rate (e) Tip tracking (f) Economy of motion for probe manipulation (g) Economy of motion for needle manipulation	85
Figure 4.7	Global questionnaire scores across sessions : (a) NASA-TLX (b) Presence Questionnaire (c) Haptic Experience Index (HXI)	88
Figure 4.8	Trend of significant factor scores for haptic and non-haptic training groups. Linear mixed model regression lines are overlaid on questionnaire scores (y-axis) plotted over sessions (x-axis) : (a) Possibility To Examine (b) Involvement (c) Autotelics (positive experience)	89

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ETS	École de Technologie Supérieure
VR	Virtual Reality (Réalité Virtuelle)
RV	Réalité Virtuelle
AVP	Accès veineux périphérique
USGPIVC	Ultrasound-guided peripheral intravenous catheter (Cathéter intraveineux périphérique échoguidé)
IV	Intraveineux
POCUS	Échographie au point d'intervention (Point of care ultrasound)
AIUM	American Institute of Ultrasound in Medicine
LMM	Linear mixed model (Modèle linéaire mixte)
MLM	Modèle linéaire mixte
CAO	Conception assistée par ordinateur
FEM	Méthode des éléments finis (Finite element method)
NURBS	Non-Uniform Rational B-Splines (B-splines rationnelles non uniformes)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

m	Mètre
N	Newton
%	Pourcentage
s	Secondes
Hz	Hertz
kHz	Kilohertz

INTRODUCTION

La pose de cathéter intraveineux périphérique est une compétence essentielle pour les professionnels de la santé de plusieurs domaines. C'est la procédure médicale invasive la plus souvent pratiquée dans les hôpitaux du monde entier et jusqu'à quatre patients sur cinq ont besoin d'une ligne intraveineuse (IV) pendant leur séjour à l'hôpital (Beecham & Tackling, 2023; Zingg & Pittet, 2009). Bien qu'il s'agisse d'une procédure courante, la pose de cathéter intraveineux périphérique est associée à un taux de complication élevé. Certaines études font état d'un taux d'échec pouvant atteindre jusqu'à 50% (Helm, Klausner, Klemperer, Flint & Huang, 2015; Zingg & Pittet, 2009). Des études antérieures ont démontré l'efficacité du guidage échographique pour faciliter l'identification des vaisseaux cibles et le guidage de l'aiguille du cathéter lors de l'insertion (Costantino, Parikh, Satz & Fojtik, 2005; van Loon, Buise, Claassen, Dierick-van Daele & Bouwman, 2018). L'échographie contribue à un meilleur taux de succès chez les patients dits difficiles d'accès, dont les veines ne peuvent être palpées par les doigts ou observées directement (Millington, Hendin, Shiloh & Koenig, 2020; van Loon *et al.*, 2018; Vezzani, Manca, Vercelli, Braghieri & Magnacavallo, 2013). Cependant, simplement employer le guidage échographique ne garantit pas le succès. Les professionnels de la santé doivent être bien formés pour développer les compétences visuospatiales et la coordination œil-main nécessaires à la pose d'un cathéter intraveineux périphérique sous guidage échographique (USGPIVC) (van Loon *et al.*, 2018; Nicholls, Sweet & Hyett, 2014; Zingg & Pittet, 2009).

Les simulateurs de réalité virtuelle (RV) se sont révélés être un outil efficace pour la formation médicale, offrant des environnements visuellement réalistes, des configurations personnalisables des scénarios d'entraînement, la pratique répétable dans un environnement contrôlé et sécurisé, et l'évaluation objective des performances (Andersen *et al.*, 2023; Yoon, 2025). De plus, contrairement aux simulateurs de bureau, les simulateurs de RV facilitent le recalage des outils virtuels pour qu'ils soient dans le même espace relatif à leurs équivalents physiques portés dans la main (Lev, Rozengurt, Gelfeld, Tarchenshvili & Reiner, 2010). Ceci contribue à une

formation plus intuitive et immersive. Comparés aux méthodes de formation traditionnelles, les simulateurs de RV sont plus faciles à mettre à l'échelle et les outils s'usent moins avec une utilisation répétée (Andersen *et al.*, 2023; Coles, Meglan & John, 2011). Bien que prometteurs pour la formation, de nombreux simulateurs de RV manquent souvent un retour haptique (retour de toucher tactile et retour de force) représentatif d'une procédure réelle (Alamilla *et al.*, 2022; Gani, Pickering, Ellis, Sabri & Pucher, 2022). Ces sensations sont nécessaires au développement des compétences psychomotrices, qui incluent la compréhension visuospatiale et la coordination œil-main (Di Vece, Luciano & De Momi, 2021; Nicholls *et al.*, 2014). De plus, la plupart des études se concentrent sur la validation de ces simulateurs pour diverses procédures médicales mais négligent l'effet d'apprentissage du retour haptique sur une période prolongée. À notre connaissance, aucune étude n'a encore évalué l'effet d'apprentissage du retour haptique en RV pour l'insertion d'USGPVC.

Pour combler cette lacune, nous avons évalué l'impact du retour de force haptique dans un simulateur de formation en RV sur la courbe d'apprentissage de l'insertion d'un USGPVC. Les contributions principales de cette étude sont : (1) une analyse des tâches de la procédure d'insertion d'USGPVC basée sur la littérature et validée par un expert en insertion d'USGPVC ; (2) la conception d'un simulateur de RV haptique pour l'insertion d'USGPVC, incluant un scénario de formation interactif raffiné par des tests utilisateurs itératifs et le retour d'experts en insertion d'USGPVC ; (3) une étude comparative entre deux groupes évaluant l'effet d'apprentissage du retour haptique sur une période de trois semaines par apprenant ; (4) une analyse de l'influence du retour haptique sur la courbe d'apprentissage en termes de performances et de l'expérience utilisateur.

Le CHAPITRE 1 de ce mémoire présente une revue de la littérature sur la pose d'USGPVC, la RV pour la formation à la pose d'USGPVC, la simulation haptique pour des procédures d'insertion d'aiguille échoguidée et l'évaluation de la courbe d'apprentissage. Le CHAPITRE 2

définit la problématique, les objectifs et les hypothèses de cette recherche. Le CHAPITRE 3 détaille la conception et le développement du simulateur haptique. Le CHAPITRE 4 est consacré à un article soumis à la conférence IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR) qui présente l'étude usager menée lors du projet et les résultats observés. Le CHAPITRE 5 est dédié à une discussion étendue de l'étude et approfondit les résultats présentés dans l'article. Finalement, le dernier chapitre conclut le mémoire en présentant des perspectives pour d'éventuelles pistes de recherche.

CHAPITRE 1

CONTEXTE ET REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présentera d'abord une mise en contexte de la pose de cathéter veineux périphérique échoguidée et les méthodes de formation conventionnelles de cette procédure médicale. Ensuite, la réalité virtuelle comme méthode de formation sera explorée. Par la suite, l'état de l'art de la simulation haptique pour la formation à une telle procédure sera abordé, y compris l'architecture des systèmes haptiques, les méthodes de rendu et les modèles haptiques pertinents. Finalement, ce chapitre portera un regard critique sur les méthodes d'évaluation de l'efficacité de la simulation haptique en réalité virtuelle en examinant en profondeur l'analyse de la courbe d'apprentissage.

1.1 La pose de cathéter veineux périphérique

L'accès par cathéter veineux périphérique (AVP) ou la canulation intraveineuse (IV) périphérique est une procédure médicale qui permet d'accéder à la circulation sanguine. Un cathéter périphérique permet d'introduire des fluides et des médicaments directement dans le système sanguin ou encore de faire la transfusion ou le prélèvement de sang en passant par les veines périphériques du corps humain (Beecham & Tackling, 2023; van Loon *et al.*, 2018). Celui-ci permet aux médicaments et aux autres thérapies d'atteindre la circulation sanguine et les organes cibles plus rapidement et de façon plus directe que par exemple l'administration orale, qui nécessite de passer par le système digestif.

1.1.1 Fonctionnement d'un cathéter veineux périphérique

Un cathéter périphérique est composé de plusieurs composants (Voir Figure 1.1) :

- Une canule introductrice qui est un tuyau en plastique mince et flexible. Ce composant reste dans la veine après le placement du cathéter ;
- Un moyeu attaché au cathéter qui demeure à la surface de la peau et permet d'attacher des accessoires pour l'administration de fluides ;

- Une aiguille creuse et biseautée qui se trouve à l'intérieur de la canule. Celle-ci permet de perforer la peau et la paroi de la veine pour guider le cathéter à travers la veine cible ;
- Une valve anti-retour à laquelle est attachée l'aiguille. Celle-ci permet à l'opérateur de savoir lorsque le sang commence à couler à l'intérieur de l'aiguille et empêche les projections de sang lors de la perforation de la veine.

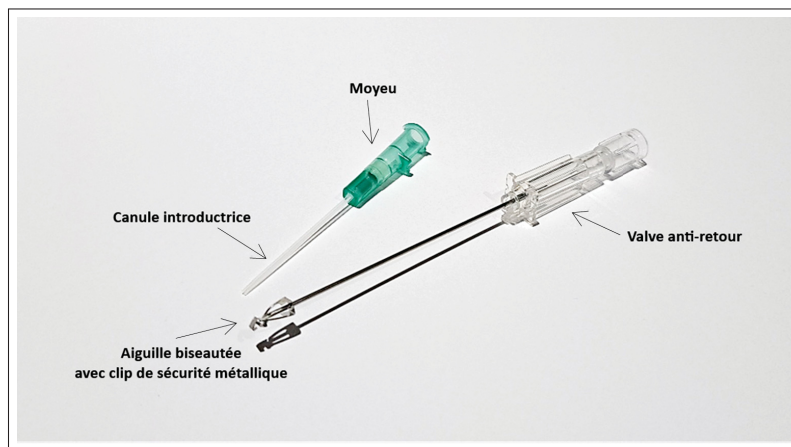


Figure 1.1 Composants d'un cathéter veineux périphérique

Les cathéters veineux périphériques varient en longueur et en diamètre selon leur cas d'utilisation (Beecham & Tackling, 2023; Pedagogy Education, 2024). En général, la longueur d'un cathéter est entre 3 cm et 6 cm (Qin *et al.*, 2021). Des cathéters plus longs sont idéaux pour l'insertion guidée par échographie afin de faciliter la visualisation de l'aiguille dans l'image échographique.

La couleur du moyeu du cathéter indique la jauge ou le diamètre externe de l'aiguille, ce qui reflète le diamètre interne de la canule (Beecham & Tackling, 2023). Plus la jauge est petite, plus le diamètre de la canule sera grand et plus le débit à travers le cathéter sera élevé. La jauge du cathéter varie de 14 G (environ 2.1 mm) à 26 G (environ 0.6 mm).

Le cas d'utilisation et les caractéristiques du patient tels que l'âge et l'état de santé déterminent la taille de cathéter qui sera utilisée. Par exemple, des cathéters plus petits seront utilisés pour des nouveau-nés ou des patients avec des veines fragiles, tandis que des cathéters plus larges seront utilisés pour des transfusions de sang ou l'infusion rapide pendant la chirurgie car cela permet un meilleur débit (Beecham & Tackling, 2023; nys, 2024). La plupart des traitements

intraveineux périphériques pour l’injection de fluides et de médicaments emploient des aiguilles de taille médium, soit entre 18G et 22G (Voir Figure 1.2).

Peripheral IV Catheter Chart					
Color	Gauge Size	External Diameter (mm)*	Length (mm)*	Flow Rate (mL/min)*	Recommended Uses
	14G	~2.1 mm	~45 mm	~240 mL/min	Trauma, Rapid blood transfusion, Surgery ¹
	16G	~1.8 mm	~45 mm	~180 mL/min	Rapid fluid replacement, Trauma, Rapid blood transfusion ¹
	18G	~1.3 mm	~32 mm	~90 mL/min	Rapid fluid replacement, Trauma, Rapid blood transfusion ¹
	20G	~1.1 mm	~32 mm	~60 mL/min	Most infusions, Rapid fluid replacement, Trauma, Routine blood transfusion ¹
	22G	~0.9 mm	~25 mm	~36 mL/min	Most infusions, Neonate, Pediatric, Older adults, Routine blood transfusion ¹
	24G	~0.7 mm	~19 mm	~20 mL/min	Most infusions, Neonate, Pediatric, Older adults, Routine blood transfusion, Neonate or Pediatric blood transfusion ¹
	26G	~0.6 mm	~19 mm	~13 mL/min	Pediatrics, Neonate ¹

*varies by specific catheter and manufacturer

Figure 1.2 Tailles des cathéters veineux périphériques
Tirée de Pedagogy Education (2024)

Une fois le cathéter bien inséré dans la veine cible, l’aiguille est retirée et le cathéter demeure à l’intérieure de la veine pour la durée des traitements intraveineux. Selon les recommandations les plus récentes des Centres pour le contrôle et la prévention des maladies (CDC), un cathéter peut demeurer en place pendant trois à quatre jours tant qu’il continue de fonctionner correctement en toute sécurité pour le patient (Helm *et al.*, 2015; O’Grady *et al.*, 2011). À part le cathéter, d’autres équipements pertinents pour l’AVP incluent des lingettes antiseptiques pour éviter la contamination, de la gaze pour protéger le site d’insertion après le placement du cathéter, un rinçage stérile pour nettoyer l’intérieur du cathéter ou d’autres accessoires, un pansement stérile perméable pour maintenir le cathéter en place et un garrot placé autour du membre

près du site d'insertion pour engorger la veine cible et faciliter sa localisation et sa ponction (Beecham & Tackling, 2023).

1.1.2 L'anatomie veineuse périphérique

Une bonne compréhension de l'anatomie vasculaire est nécessaire pour localiser et canuler la veine cible correctement. L'accès veineux périphérique concerne les veines périphériques qui se trouvent loin du centre du corps, dont celles dans les membres supérieurs et inférieurs (Beecham & Tackling, 2023). Des sites de canulation potentiels incluent les veines métacarpiennes du dos de la main, les veines superficielles du bras, les veines superficielles du dessus des pieds et du cuir chevelu. Le site le plus commun pour l'AVP est celui des veines superficielles de l'avant-bras non-dominant. Ceci permet un meilleur confort et facilité de mouvement pour le patient, et réduit les risques de complications telles que le délogement de l'aiguille (Beecham & Tackling, 2023; Torossian, Benayoun, Ottenio & Brulez, 2019).

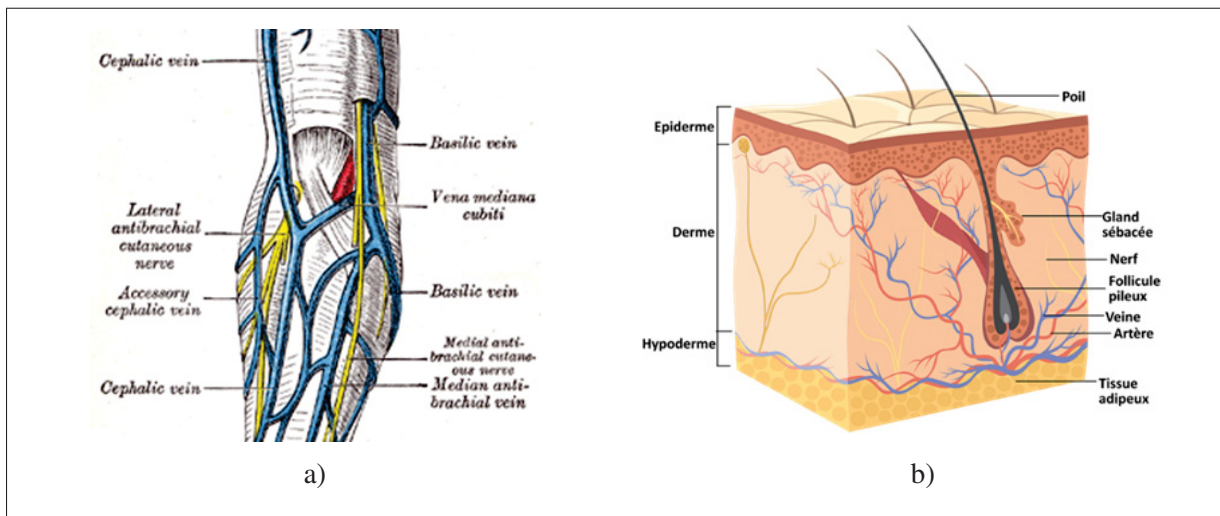


Figure 1.3 L'anatomie vasculaire de l'avant-bras et la composition de la peau humaine
Tirée de (a) Gray & Lewis (1918) et (b) TOOMEDICAL (2019)

Les caractéristiques des veines cibles affectent leur difficulté de localisation et de canulation. Les trois veines principales de l'avant-bras sont la veine céphalique, la veine basilique et la veine antébrachiale médiale (Torossian *et al.*, 2019) (Figure 1.3a). En tant que veines superficielles,

elles sont localisées proche de la surface de la peau, dans l'hypoderme par-dessus le fascia musculaire (Figure 1.3b). La profondeur des veines peut varier entre 0.89 mm et 2.93 mm et leur diamètre peut varier entre 2.07 mm et 4.64 mm (Matsumoto, Tateishi, Kobayashi & Hashiguchi, 2025). Cependant, c'est important de noter que l'anatomie vasculaire varie d'un individu à l'autre, de même avec l'âge, la zone du corps, l'état de santé, la pression artérielle et les conditions environnementales telles que la température (Irfan, Ooi, Kyin & Ho, 2016; Torossian *et al.*, 2019). Ces caractéristiques peuvent avoir un impact sur l'emplacement, la taille, la profondeur, la rigidité, l'élasticité, la tortuosité, la mobilité et la fragilité des veines.

1.1.3 Complications de la procédure

L'AVP est la procédure médicale invasive la plus souvent pratiquée dans les hôpitaux au niveau mondial. Plus d'un milliard d'appareils périphériques sont utilisés à chaque année mondialement et entre 30% et 80% des patients hospitalisés ont besoin d'une ligne périphérique intraveineuse durant leur séjour à l'hôpital (Alexandrou *et al.*, 2015; Beecham & Tackling, 2023; Zingg & Pittet, 2009). La pose de cathéter est une compétence essentielle pour les professionnels de la santé, typiquement effectuée par des infirmières, mais peut aussi bien être menée par des techniciens, des assistants médicaux et des physiciens (Beecham & Tackling, 2023; Costantino *et al.*, 2005; Loon, Scholten, Erp, Bouwman & Daele, 2019).

Bien que l'accès veineux périphérique soit une procédure commune, il est associé à un taux de complication élevé. Plusieurs études ont rapporté des taux d'échec allant jusqu'à 50% et entre 35% et 50% des procédures échouent, de façon que le cathéter doit être retiré avant la durée prévue ou avant la durée maximale de 72 à 96 heures (Helm *et al.*, 2015; Marsh *et al.*, 2020). Parmi les complications les plus souvent rencontrées sont la phlébite ou l'inflammation de la veine, l'infection de la circulation sanguine ou du site d'insertion du cathéter, l'infiltration des fluides dans le tissu environnant lorsque le cathéter est mal placé, le délogement du cathéter, et des défaillances mécaniques telles que l'occlusion ou l'obstruction du cathéter (Helm *et al.*, 2015; Marsh *et al.*, 2020). D'autres complications incluent la douleur et l'inconfort pour le patient, la ponction accidentelle du côté opposé de la paroi veineuse, des lésions des nerfs et des

artères environnantes, et l'hématome ou le saignement (Beecham & Tackling, 2023; Marsh *et al.*, 2020).

L'identification d'une veine cible peut également s'avérer difficile, en particulier chez les patients dits difficiles d'accès. Ce sont des patients pour lesquels l'identification d'une veine par palpation ou par visualisation directe est impossible ainsi que des patients avec un historique de tentatives d'accès infructueuses (van Loon *et al.*, 2018). Ce sont le plus souvent des patients obèses, des patients souffrant d'une maladie chronique ou de la déshydratation, des individus d'un âge extrême, des individus à la peau plus foncée, les femmes enceintes, les enfants, les patients en état de choc ou ceux dont les veines ont été compromises par des procédures intraveineuses antérieures, la chimiothérapie ou la consommation prolongée de drogues (Beecham & Tackling, 2023; Stone, Walker, Marsh & Ullman, 2023). Des échecs répétés de canulation d'une veine peuvent nécessiter une procédure intraveineuse plus invasive, comme un accès veineux central qui requiert un niveau de compétence plus élevé et peut impliquer un risque plus élevé de morbidité et de mortalité (Marsh *et al.*, 2020; Mbamalu & Banerjee, 1999). De telles complications dans l'obtention et le maintien d'un accès veineux périphérique peuvent avoir de graves conséquences sur la santé et le bien-être du patient, retarder un traitement important, mettre à l'épreuve les ressources de soins de santé, prolonger les séjours hospitaliers et entraîner une augmentation des coûts des soins de santé (Helm *et al.*, 2015).

Plusieurs stratégies ont été proposées pour améliorer le taux de succès du placement de cathéter veineux périphérique dans des circonstances difficiles : tapoter légèrement la peau recouvrant la veine, nettoyer la peau avec un tampon antiseptique, appliquer une compresse chaude, immerger le membre dans l'eau tiède avant de poser le cathéter, régler l'éclairage ambiant, optimiser le positionnement de l'opérateur et du patient et, dans des cas plus extrêmes, effectuer une incision veineuse périphérique (Beecham & Tackling, 2023; Mbamalu & Banerjee, 1999). En termes de techniques de visualisation, la transillumination et la visualisation par la lumière infrarouge ont également donné de résultats positifs au niveau de l'identification des vaisseaux cibles superficiels (Santos, Santos, Silva, Santana & Avelar, 2020). Cependant, plusieurs études ont démontré l'efficacité supérieure du guidage échographique dans le repérage des vaisseaux cibles

en milieu clinique et la réduction des taux de complications (Brannam, Blaivas, Lyon & Flake, 2004; Costantino *et al.*, 2005; Millington *et al.*, 2020).

1.2 La pose de cathéter veineux périphérique échoguidée

L'échographie est une technique d'imagerie médicale qui permet la visualisation en temps réel non-invasive des structures internes du corps pour le diagnostic, la surveillance de diverses pathologies et la planification d'interventions chirurgicales (National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, 2023; Salgo, 2007). L'imagerie échographique est plus souvent reconnue pour son utilisation en obstétrique pour observer le développement du fœtus, mais elle est également couramment utilisée pour l'imagerie du cœur, du cerveau, des yeux, des muscles, de la peau, du thyroïde, des seins, des organes abdominaux et des vaisseaux sanguins (National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, 2023) (Figure 1.4).

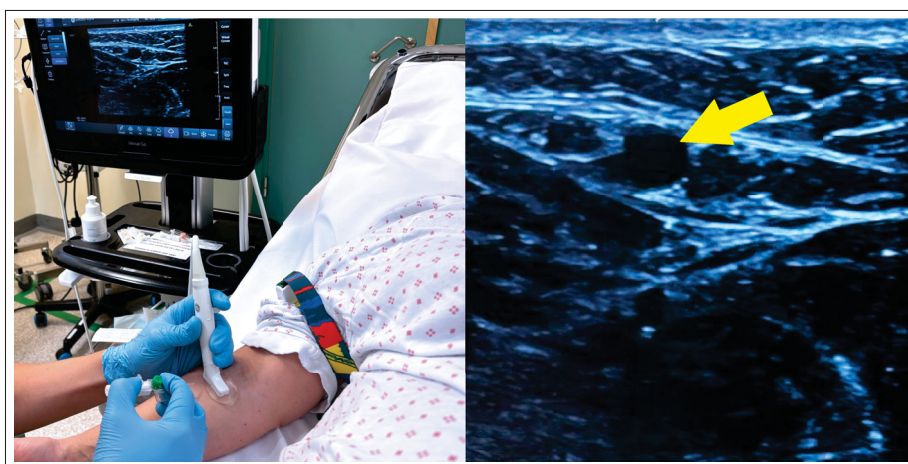


Figure 1.4 La pose de cathéter intraveineux périphérique guidée par échographie (gauche) et image échographique avec une flèche indiquant le vaisseau cible (droite)
Adaptée de Dadfar *et al.* (2024)

L'échographie est utilisée en milieu clinique depuis les années 1940 (Newman & Rozycki, 1998). Au cours des deux dernières décennies, l'utilisation de l'échographie en accès vasculaire s'est répandue grâce aux progrès technologiques, tels qu'une meilleure portabilité et une meilleure qualité d'image, ainsi que son faible coût (Loon *et al.*, 2019). Comparée à d'autres techniques

d'imagerie médicale, l'échographie est beaucoup plus sécuritaire, car elle ne produit pas de rayonnements ionisants, comme la tomodensitométrie et elle est plus économique que l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

En ce qui concerne la pose de cathéter veineux périphérique, l'échographie permet de vérifier l'état du vaisseau cible et des structures anatomiques environnantes, de faire le suivi en temps réel de l'aiguille lors de l'insertion et d'évaluer l'état du cathéter (AIUM, 2019). Par rapport à la procédure de pose de cathéter périphérique à l'aveugle qui est réalisée à l'aide de repères anatomiques et la palpation (AIUM, 2019), le guidage échographique s'avère particulièrement bénéfique pour les patients difficiles d'accès, permettant la canulation de veines non-palpables ou qui ne peuvent être identifiées par la visualisation directe (Beecham & Tackling, 2023; van Loon *et al.*, 2018). Plusieurs études ont démontré l'efficacité du guidage échographique pour l'accès veineux périphérique, en particulier pour la réduction du temps nécessaire pour un accès réussi, du nombre de ponctions et du nombre de complications mécaniques et infectieuses, ainsi que pour l'amélioration du taux de réussite lors du premier essai et de la satisfaction des patients (Costantino *et al.*, 2005; van Loon *et al.*, 2018). Plusieurs guides de pratique publiés par des comités d'experts et des associations médicales recommandent l'utilisation du guidage échographique pour l'accès vasculaire en cas d'accès veineux modéré à difficile (Lamperti *et al.*, 2012; Vegas *et al.*, 2025).

1.2.1 Fonctionnement, techniques de visualisation et techniques de manipulation

Une utilisation efficace de l'imagerie échographique nécessite une bonne compréhension de son fonctionnement, la sélection d'une sonde appropriée, la maîtrise de diverses techniques de visualisation et de manipulation de la sonde, et la capacité d'interpréter les images produites. Cette section présente un survol de ces aspects de l'utilisation du guidage échographique pour la pose de cathéter intraveineux périphérique.

L'échographie utilise des ondes sonores de haute fréquence pour créer des images des structures anatomiques dans le corps. Les ondes sonores propagent de l'énergie mécanique qui provoque

la vibration périodique des particules dans un milieu donné (Dhawan, 2003). Les ondes sonores audibles à l'oreille humaine sont composées de fréquences allant de 15 Hz à 20 000 Hz tandis que les ondes ultrasonores ont des fréquences au-dessus de 20 000 Hz. En ce qui concerne les ultrasons utilisés dans l'imagerie médicale, des fréquences allant de 2 MHz à 10 MHz sont les plus communes. Les ondes ultrasonores sont réfléchies, réfractées ou atténuées selon le changement de densité entre les différents tissus du corps (Dhawan, 2003; National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, 2023). Lorsqu'une onde ultrasonore traverse un milieu vers un autre, par exemple à l'interface d'une veine et les tissus environnants, une partie de l'onde est transmise vers le milieu subséquent tandis qu'une autre est réfléchiée. Le temps nécessaire pour que l'impulsion réfléchiée revienne à la sonde permet de calculer la distance de l'interface entre les tissus. Ces distances sont alors utilisées pour générer des images bidimensionnelles des organes et des tissus du corps. L'image générée est affichée sur un écran échographique auquel la sonde est connectée.

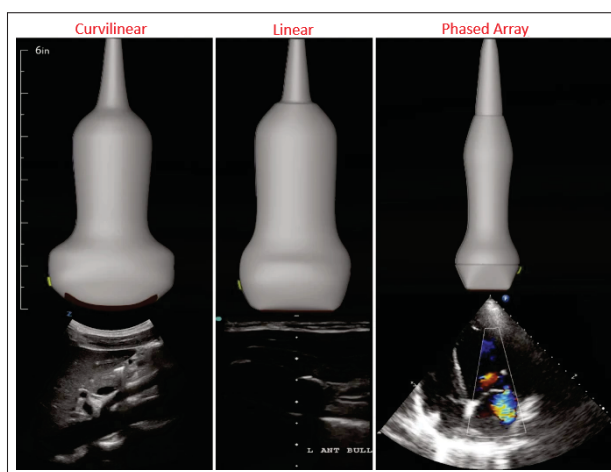


Figure 1.5 Les types de sondes échographiques et les images échographiques qu'elles produisent
Adaptée de Salerno & Murthi (2021)

Il existe plusieurs types de sondes pour l'échoguidage lors de l'accès vasculaire. Les plus communes sont les sondes linéaires, les sondes curvilinéaires et les sondes phasées (Bukhari, Kitaba & Koudera, 2010) (Figure 1.5). Les sondes linéaires utilisent des fréquences plus élevées ce qui leur permettent de produire des images de meilleure résolution de structures

peu profondes. Les sondes curvilinéaires émettent des fréquences plus basses et produisent des images de basse résolution de structures plus profondes, ce qui est idéal pour l'examen obstétrical et abdominal. Les sondes phasées, plus souvent employées pour l'échographie cardiaque et pulmonaire, permettent également de visualiser des structures plus profondes et peuvent être utilisées pour l'accès vasculaire en l'absence d'une sonde linéaire de haute fréquence. Pour l'accès veineux périphérique, une sonde linéaire de haute fréquence est le plus souvent recommandée (Franco-Sadud *et al.*, 2019).

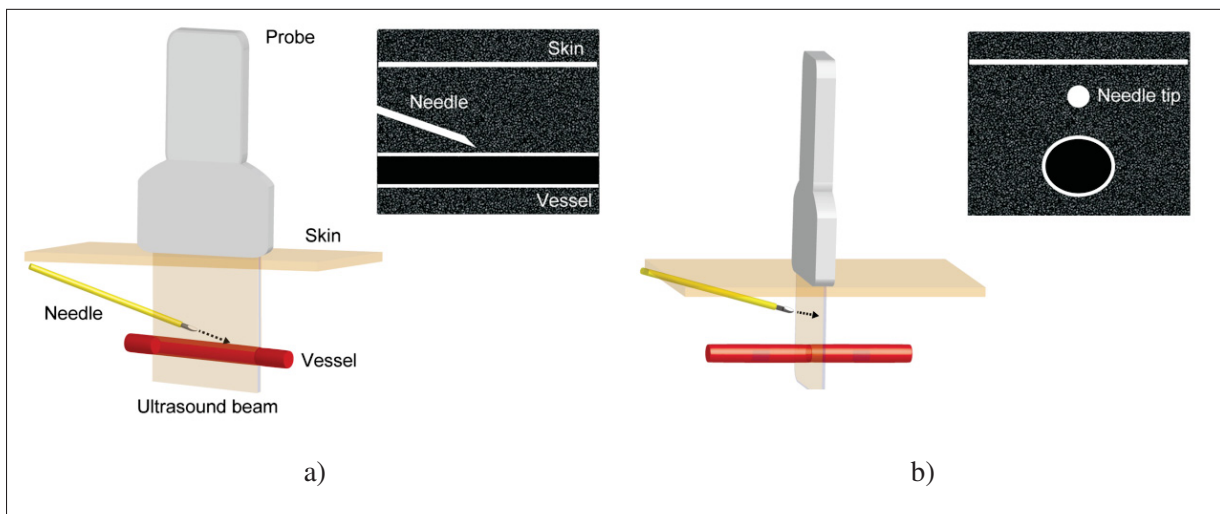


Figure 1.6 (a) Technique dans le plan (axe long/longitudinale)

(b) Technique hors plan (axe court/transversale)

Adaptée de Nakayama *et al.* (2020)

La compréhension des techniques de visualisation et des techniques de manipulation de la sonde facilitent l'acquisition des images échographiques. Il existe deux techniques principales pour la visualisation échographique des vaisseaux et de l'aiguille (Gottlieb *et al.*, 2017; Liu, 2023). La première est la technique de visualisation longitudinale (axe long ou dans le plan) où la sonde est placée parallèlement au vaisseau et à l'aiguille afin de les voir en longueur et de visualiser le progrès de l'insertion de l'aiguille dans le vaisseau (Figure 1.6a). La deuxième est la technique de visualisation transversale (axe court ou hors plan) où la sonde est placée perpendiculairement de manière à ce que l'image produite soit une coupe transversale de la veine et de l'aiguille (Figure 1.6b). C'est également possible d'utiliser une combinaison des deux techniques qui

permet de localiser la veine cible avec l'approche transversale et de canuler la veine avec un point de vue longitudinale en pivotant la sonde de 90 degrés. La technique longitudinale permet de mieux éviter la perforation de l'autre côté de la paroi veineuse. Cependant, celle-ci requiert un certain niveau de maîtrise de la coordination œil-main pour maintenir la sonde, le vaisseau et l'aiguille dans le même plan. La technique transversale est alors considérée plus appropriée et efficace pour les novices (Costantino *et al.*, 2005; Liu, 2023; Millington *et al.*, 2020; Panebianco *et al.*, 2009).

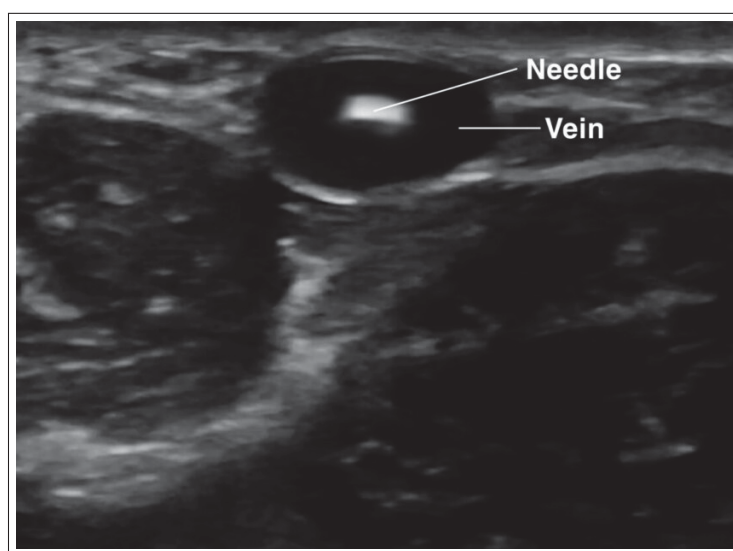


Figure 1.7 Image échographique de la canulation hors plan (transversale) d'une veine périphérique
Adaptée de NYSORA (2026)

Lors de la visualisation de l'anatomie périphérique, la sonde est placée sur la surface de la peau. Les images échographiques générées sont habituellement en niveaux de gris bruyants et tâchés, où les zones plus claires correspondent aux changements de densité parmi les tissus (Figure 1.7). Avec l'approche transversale, les vaisseaux sanguins apparaissent comme des structures circulaires foncés. L'aiguille, quant à elle, apparaît comme un point hyperéchogène (van Loon *et al.*, 2018). Étant plus dense que les tissus environnants, l'aiguille réfléchit fortement les ondes ultrasonores ce qui la rend plus brillante à l'écran. L'imagerie échographique permet également de distinguer les veines des artères qui sont incompressibles. Lorsqu'une pression est appliquée au membre supérieur, les veines apparaissent comprimées.

La réduction des complications et du taux d'échec de canulation veineuse périphérique permise par le guidage échographique peut améliorer l'expérience du patient, augmenter l'efficacité du personnel médical et réduire les coûts de santé (van Loon *et al.*, 2018). Cependant, la simple utilisation de l'échographie ne garantit pas le succès. Le niveau d'expérience des professionnels de la santé avec ces outils et les techniques appropriées a un impact sur le taux de succès (Torossian *et al.*, 2019; Zingg & Pittet, 2009). Il faut alors que les professionnels de la santé soient bien formés aux techniques de guidage échographique pour profiter de ces bénéfices.

1.2.2 La formation traditionnelle à la pose de cathéter veineux périphérique échoguidée

La réussite de la pose de cathéter veineux périphérique guidée par échographie requiert une bonne préparation tant au niveau théorique qu'au niveau pratique. La maîtrise de la technique repose largement sur une bonne compréhension des images échographiques et des compétences psychomotrices, notamment la manipulation précise de la sonde pour localiser une veine cible, le suivi de la pointe de l'aiguille dans le champ échographique et la coordination des mouvements des mains lors de la navigation de l'aiguille dans la veine (Loon *et al.*, 2019; Nicholls *et al.*, 2014; Torossian *et al.*, 2019).

Bien qu'il n'existe actuellement aucun programme de formation standardisé ni de consensus sur la conception des séances d'apprentissage pour la pose de cathéter échoguidée, la majorité des études sur la formation à cette procédure s'accordent sur le fait qu'un programme de formation optimal comprend une formation didactique, suivie d'une pratique dans un environnement simulé et d'une formation supervisée sur des cas réels (Hoskins, Nolan, Evans & Phillips, 2023; Loon *et al.*, 2019).

La formation didactique traditionnelle pour l'insertion d'USGPVC se sert de présentations ou de vidéos pour enseigner la matière théorique sur la physique des ultrasons, l'anatomie vasculaire et les techniques d'accès vasculaire (Loon *et al.*, 2019; Stone *et al.*, 2023). La formation pratique permet aux apprentis de démontrer leurs compétences dans un contexte supervisé. Cette pratique se fait traditionnellement sur des mannequins, des fantômes ou d'autres



Figure 1.8 Blue Phantom de Elevate Healthcare
(anciennement CAE Healthcare)
Adaptée de Mendiratta-Lala *et al.* (2010)

modèles de tissus non-humains (AIUM, 2019; Loon *et al.*, 2019). Ces types d'environnements simulés permettent de se familiariser avec l'appareil échographique et de pratiquer la canulation échoguidée avant d'opérer sur des patients réels. La majorité des études et des programmes de formation à l'insertion d'USGPVVC utilisent des modèles inanimés tels que le Blue Phantom de Elevate Healthcare (Stone *et al.*, 2023) (Figure 1.8).

Bien que les méthodes de formation traditionnelles pour l'insertion d'USGPVVC soient efficaces pour améliorer les compétences pratiques des professionnels de la santé, elles font face à plusieurs limitations. La plupart des mannequins et des modèles de tissus non-humains sont des blocs statiques synthétiques en silicone, en plastique ou en caoutchouc. Ils ne sont pas réalistes en termes de visuels ni du toucher et offrent une variation limitée de cas anatomiques, ce qui rend difficile la pratique de cas complexes d'accès difficile ou des cas dynamiques (Kim, Kim & Lee, 2024b; Woo *et al.*, 2023). Ces matériaux s'usent avec le temps et peuvent devenir coûteux à remplacer en continu car leur utilisation efficace est limitée à quelques centaines d'insertions (Chuan *et al.*, 2023). De plus, ces méthodes de formation nécessitent l'utilisation d'un appareil échographique. Bien que l'utilisation des sondes échographiques devienne plus

répandue, l'obstacle le plus courant à la formation pour des procédures guidées par échographie est en fait le manque de disponibilité des appareils à ultrasons (Stone *et al.*, 2023).

Les techniques de formation ont progressé avec les avancements technologiques pour répondre en partie à certaines limitations des méthodes traditionnelles. Plusieurs études suggèrent que l'éducation clinique s'éloigne des approches didactiques traditionnelles vers des approches plus pratiques qui incluent l'utilisation de la technologie pour soutenir l'acquisition de connaissances et de compétences (Stone *et al.*, 2023). La RV et la simulation haptique se distinguent parmi ces technologies avancées, en proposant de nouvelles opportunités de formation pratique et interactive qui favorisent l'acquisition efficace des compétences.

1.3 La réalité virtuelle pour la formation médicale

L'utilisation de la RV est de plus en plus répandue dans le domaine médical, notamment pour la formation procédurale, l'éducation, la planification chirurgicale, le diagnostic médical, la thérapie des patients et la rééducation physique (Li *et al.*, 2017; Mao *et al.*, 2021). Les sections suivantes servent à démontrer l'apport de la RV pour la formation médicale ainsi que l'état de l'art de la simulation en RV pour la formation à l'insertion d'USGPVC et aux procédures médicales reliées.

1.3.1 L'apport de la réalité virtuelle pour la formation médicale

La RV permet la visualisation et l'interaction avec un environnement virtuel tridimensionnel à l'aide de l'équipement spécialisé tel qu'un casque et des contrôleurs ou des capteurs pour le suivi des mains. Par rapport aux simulations sur écran d'ordinateur, la RV permet de simuler la perception visuelle naturelle grâce à la vision stéréoscopique et l'effet de parallaxe (Van Beurden, Van Hoey, Hatzakis & Ijsselsteijn, 2009). Ceci rend possible une perception plus naturelle de la profondeur de l'espace tridimensionnel, un changement de perspective en fonction du mouvement de la tête de l'utilisateur et la colocalisation des outils virtuels avec les outils

physiques tenus à la main (Lev *et al.*, 2010; Saint-Aubert, 2019). Ces caractéristiques contribuent à une expérience plus réaliste, intuitive et immersive de l'environnement simulé.

Au niveau de la formation médicale, la RV permet la pratique répétée dans un environnement sécuritaire et contrôlé, sans risques pour les patients ou les membres du personnel médical (Li *et al.*, 2017; Riener & Harders, 2012). Les apprenants peuvent pratiquer des procédures médicales autant de fois que nécessaire dans un environnement numérique réutilisable, ce qui est nécessaire pour l'acquisition des compétences procédurales. La RV favorise une meilleure variabilité de cas pratiques avec différentes configurations de l'anatomie possibles, ce qui permet de se familiariser avec des cas de complexité variée (Kim *et al.*, 2023a; Shenoy, Khan, Lee & Aalami, 2021). Ensuite, la collecte automatisée des métriques de performance telles que le temps d'exécution, le nombre d'erreurs et la précision favorise un retour objectif en temps réel, le suivi des performances et l'apprentissage des erreurs afin d'améliorer les techniques procédurales (Frederiksen *et al.*, 2020; Zhou *et al.*, 2022). De plus, contrairement au matériel de formation traditionnel, l'équipement requis pour la formation en RV est relativement moins coûteux sur le long terme et les outils simulés ne s'usent pas avec le temps ou le nombre d'essais (Andersen *et al.*, 2021; Chuan *et al.*, 2023; Simon *et al.*, 2024). La formation en RV peut alors s'avérer plus rentable à long terme et peut être mise à l'échelle plus facilement lorsqu'elle est employée de façon efficace (Kockwelp *et al.*, 2024)

Plusieurs études ont démontré l'efficacité de la RV pour l'acquisition des compétences procédurales. Une méta-analyse portant sur l'apprentissage médical a révélé que les participants qui se sont formés avec la RV ont démontré des performances supérieures à celles des groupes de contrôle en termes de temps d'exécution, de scores de compétences et de précision lors du transfert de compétences pour des procédures laparoscopiques et orthopédiques (Mao *et al.*, 2021). La RV a également amélioré la manipulation des instruments et réduit le nombre d'erreurs commises par rapport aux groupes formés avec des blocs d'entraînement physique (Bing *et al.*, 2019; Logishetty, Gofton, Rudran, Beaulé & Cobb, 2020; Lohre, Bois, Athwal, Goel & Society (CSES)*, 2020). Ces résultats démontrent la capacité de la RV à accélérer l'acquisition des compétences médicales procédurales. Andersen *et al.* (2023) et Yoon (2025)

ont démontré que la RV est comparable aux méthodes traditionnelles de formation dirigée par des instructeurs en cours de groupe au niveau des compétences techniques telles qu'évaluées par l'OSAUS (Objective Structured Assessment of Ultrasound Skills) et au niveau de la satisfaction d'apprentissage, respectivement. Leurs résultats suggèrent que la RV pourrait être intégrée aux programmes traditionnels ou constituer un outil alternatif efficace. Plusieurs études ont également démontré la validité de construit et la transférabilité des compétences avec des simulateurs de RV, suggérant que la RV soit un outil d'apprentissage efficace pour les novices (Chuan *et al.*, 2023; Logishetty *et al.*, 2020; Olivares, Schuhler-Husson, Zine & Drouin, 2026).

Les bénéfices de la RV étant bien établis, son efficacité pédagogique et son adoption à grande échelle demeurent limitées par certaines contraintes. Certains contextes médicaux peuvent nécessiter des systèmes haut de gamme et un équipement coûteux, ce qui implique un investissement initial important. Ensuite, des systèmes de RV mal conçus peuvent s'avérer moins efficaces pour l'apprentissage, augmentant la charge cognitive, soit l'effort mental requis pour traiter l'information. Il est également important de souligner que la RV n'est pas adaptée à tous car les performances des usagers peuvent varier de façon significative d'une personne à l'autre, et les différences de perception sensorielle peuvent provoquer des nausées ou l'inconfort chez les personnes plus sensibles (Altalhi *et al.*, 2024; Baniyadi, Ayyoubzadeh & Mohammadzadeh, 2020; Kouijzer, Kip, Bouman & Kelders, 2023). Cependant, la limitation la plus fréquemment évoquée dans la littérature est le manque de retour tactile réaliste (Mao *et al.*, 2021). L'environnement d'un casque de RV étant numérique, il ne peut reproduire la sensation du toucher lors des interactions physiques. C'est ainsi que l'intégration d'interfaces haptiques plus adaptées à des interactions comme la palpation, l'insertion d'aiguilles ou la manipulation d'une sonde échographique est souhaitable.

1.3.2 La réalité virtuelle pour des procédures reliées à l'insertion d'USGPVC

Cette section présente des études portant sur des procédures d'insertion d'aiguille échoguidée au sens large, y compris des procédures d'insertion d'aiguille sans aucun échoguidage et des procédures échoguidées autres que l'insertion d'USGPVC. Ces études soutiennent

l'utilisation de la RV pour l'enseignement de compétences fondamentales inhérentes à l'insertion d'USGPVC, telles que l'interprétation des images échographiques, la coordination œil-main et des compétences psychomotrices en insertion d'aiguille.

Concernant des études portant sur des procédures échoguidées, Chuan *et al.* (2023) ont développé un simulateur en RV pour la formation aux compétences cognitives en manipulation d'aiguille dans le contexte de l'anesthésie régionale échoguidée. Ayant pour objectif de comparer les courbes d'apprentissage des performances entre les anesthésistes novices et experts, ils ont observé une amélioration significative en performances chez les deux groupes au cours de quarante essais et une performance supérieure chez les experts tandis que les novices s'amélioraient plus rapidement. Après une formation avec leur module de RV, les participants ayant peu ou pas d'expérience ont également démontré une augmentation significative de leur niveau de confiance dans l'exécution de la procédure. De manière semblable, Shenoy *et al.* (2021) ont effectué une étude prétest post-test démontrant un effet positif de la RV sur le niveau de confiance des apprenants de l'accès vasculaire échoguidé. Simon *et al.* (2024) ont établi la validité apparente et la validité de contenu d'un simulateur de RV comparable, notamment pour le développement de compétences de coordination œil-main pour l'anesthésie régionale échoguidée. Leur simulateur se servait de représentations plus simplifiées des structures anatomiques mais utilisait des robots haptiques pour les outils médicaux. Dans la même lignée, Allgaier *et al.* (2023) ont également évalué la validité apparente et la validité de contenu d'un simulateur haptique en RV pour la formation à l'échographie interopératoire. Ils se sont aussi concentrés sur le retour haptique pour la coordination œil-main ainsi que sur la capacité de l'utilisateur à construire un modèle mental pour comprendre les structures internes et leurs relations spatiales. Dans une étude reliée, Allgaier *et al.* (2024) se sont concentrées plutôt sur l'impact de la ludification sur la satisfaction d'apprentissage dans un simulateur haptique en RV pour l'échographie préopératoire.

Ensuite, quant aux études portant sur des procédures d'insertion d'aiguille sans guidage échographique, Woo *et al.* (2024) ont mené une étude comparative de la performance des participants avec trois versions d'un simulateur de formation à l'insertion d'aiguille intraveineuse, soit une version en RV avec des contrôleurs, une en RV avec un gant haptique et une en réalité

mixte avec un gant haptique. Des travaux reliés ont démontré l'utilisabilité, la validité de construit et l'impact de la variabilité des cas sur la perception de la difficulté avec ce même simulateur en réalité mixte (Kim *et al.*, 2024a). Kim, Kim, Yang, Chung & Moon (2023b) ont évalué l'utilisabilité d'un simulateur haptique en RV pour s'entraîner au prélèvement sanguin veineux qui a beaucoup de similarités avec la procédure de pose de cathéter. Ce simulateur permet également d'effectuer d'autres étapes de la procédure telles que l'application d'un garrot et le nettoyage de la zone d'insertion. Wang *et al.* (2017) ont développé un simulateur haptique en RV pour la formation à différents types d'injections médicales et Xiong & Peng (2024) ont présenté un simulateur en réalité mixte pour l'AVP afin d'évaluer l'engagement cognitif et l'état affectif. Ils ont trouvé que le simulateur favorisait un meilleur engagement cognitif mais que cet engagement n'affectait pas l'intention de l'utilisateur d'utiliser le système. Zhou *et al.* (2022) ont fait une comparaison entre la RV et un simulateur partiellement immersif pour la formation à l'insertion d'aiguille percutanée. Ils ont trouvé que le système semi-immersif permettait une amélioration de la performance en termes de temps d'exécution et de précision. Celui-ci était aussi mieux apprécié par les participants en termes de fonctionnement et de convenance, même si le système en RV était plus immersif.

1.3.3 La réalité virtuelle pour la pose de cathéter intraveineux périphérique échoguidée

Bien qu'il existe plusieurs études reliées à des procédures d'insertion d'aiguille en RV, il y a relativement peu parmi elles portant spécifiquement sur l'insertion d'USGPICV. La majorité des études que nous avons trouvées utilisant la RV se concentrent sur l'anesthésie régionale (Chuan *et al.*, 2023; Simon *et al.*, 2024), des procédures laparoscopiques comme la biopsie du foie (Frederiksen *et al.*, 2020; Sattar *et al.*, 2019), l'échographie interopératoire ou diagnostique (Andersen *et al.*, 2023; Allgaier *et al.*, 2024; Jacobsen *et al.*, 2022), l'insertion d'aiguille sans guidage échographique (Woo *et al.*, 2024; Yoon, 2025; Zhou *et al.*, 2012) ou d'autres procédures chirurgicales minimalement invasives (Gani *et al.*, 2022; Tokuno *et al.*, 2025; Gutiérrez-Fernández *et al.*, 2024). Ceci pourrait s'expliquer par l'adoption récente mais croissante de l'échographie au point d'intervention (POCUS) et le fait que l'insertion d'USGPICV soit une

procédure relativement récente par rapport à la technique traditionnelle à l'aveugle. Le guidage échographique est aussi souvent employé pour des procédures plus complexes comme l'accès veineux central. Deux études ont néanmoins mené des travaux sur la RV spécifiquement pour l'insertion d'USGPVC.

Une première étude par Olivares *et al.* (2026) a évalué la validité apparente, la validité de contenu et la validité de construit d'un simulateur de RV pour l'insertion d'USGPVC et a déterminé l'utilité du simulateur pour la comparaison de diverses approches pour la procédure. Le simulateur consistait en un casque de RV avec deux manettes et une table alignée avec un mannequin virtuel pour simuler la sensation physique d'une surface pouvant être balayée par une sonde échographique. Une des manettes agissait comme une sonde échographique tandis que l'autre servait de cathéter périphérique en pointant l'extrémité inférieure vers l'avant. La simulation a été jugée réaliste par plusieurs experts de la procédure médicale et a permis de faire la distinction entre les performances des experts et celles des novices en termes de taux de réussite.

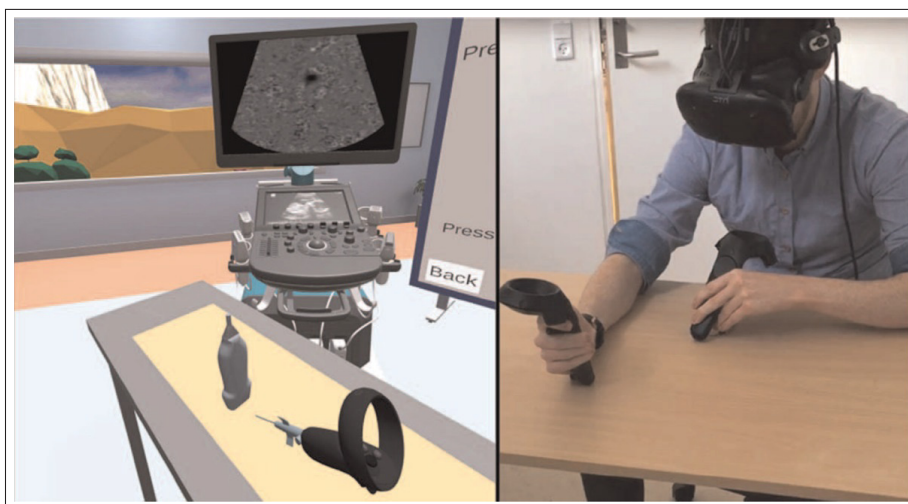


Figure 1.9 Simulateur en RV de Andersen *et al.* (2021)
Tirée de Andersen *et al.* (2021)

Une autre étude réalisée par Andersen *et al.* (2021) a mené un essai contrôlé randomisé évaluant l'impact de l'ajout de la RV à une formation à l'insertion d'USGPVC sur la maîtrise du suivi de

la pointe de l'aiguille (Figure 1.9). Tout comme Olivares *et al.* (2026), le simulateur consistait en un casque de RV avec deux manettes agissant comme les outils médicaux et une table sur laquelle l'utilisateur devait balayer le contrôleur agissant comme sonde échographique. Après la formation, les deux groupes d'étudiants en médecine ont réalisé la procédure sur un mannequin physique. La performance des participants a été évaluée selon le taux de succès, le nombre d'insertions dans la peau et le temps d'exécution de la procédure. Par rapport au groupe témoin, le groupe d'apprenants se servant de la RV avait une proportion de placements réussis significativement plus élevée et un nombre réduit de perforations dans la peau.

Ces deux études démontrent l'efficacité de la RV pour la formation à l'accès vasculaire périphérique échoguidé. Cependant, parmi les limitations de chacune de ces études figurait l'absence d'un retour tactile représentatif de l'insertion de l'aiguille et de la manipulation de la sonde échographique. Dans chaque étude, des manettes de RV ont été utilisées pour représenter les instruments manuels et une surface rigide servait de substitut pour simuler la pression physique ressentie lors du glissement de la sonde échographique le long du bras. Aucun retour de force représentatif n'a été fourni pour l'insertion de l'aiguille ni la pose du cathéter dans le tissu. Les manettes de RV ne reproduisent ni les sensations tactiles, ni les interactions physiques nécessaires au développement de la motricité fine et à la familiarisation avec les sensations physiques d'une véritable procédure d'insertion d'USGPVVC.

De plus, bien que ces études démontrent le potentiel de la RV comme outil de formation en validant les simulateurs et leur utilisation comme complément dans le cadre d'un programme de formation traditionnelle, elles ne parviennent pas à démontrer l'effet d'apprentissage, ce qui nécessite une période prolongée pour le développement de compétences motrices et visuospatiales. L'étude d'Olivares *et al.* (2026) a fait la comparaison des performances de groupes statiques tandis que l'étude d'Andersen *et al.* (2021) rapporte un déséquilibre du temps de pratique entre les groupes ainsi que l'absence d'une réévaluation différée pour évaluer l'effet de la pratique régulière sur l'acquisition des compétences. Compte tenu de ces limitations, les sujets du retour haptique et de l'évaluation de l'acquisition des compétences seront abordés dans les sections 1.4 et 1.5, respectivement.

1.4 Le retour haptique pour la formation médicale

Le retour haptique fait référence au sens du toucher qui peut être provoqué par un stimulus mécanique, électrique, thermique ou chimique (Coles *et al.*, 2011; Corrêa *et al.*, 2019). Le retour haptique peut être classifié selon deux catégories :

- Tactile : fait référence aux sensations qui communiquent des caractéristiques telles que la forme, la rigidité, la chaleur et la direction des objets ou bien des sensations vibratoires sur la surface de la peau ;
- Kinesthésique : fait référence au sens du poids ou de la résistance d'un objet et implique la perception du mouvement des membres des parties du corps telles que les muscles, les articulations et les tendons. L'haptique kinesthésique implique un retour de force et peut être actif, qui pousse une partie du corps, ou passif, qui résiste à la force appliquée par une partie du corps.

Le retour haptique peut être simulé à l'aide d'un dispositif haptique tel qu'un bras robotisé, des moteurs vibratoires ou même des caractéristiques de surface des objets du quotidien. La Figure 1.10 démontre les catégories principales du retour haptique et leurs sous-catégories.

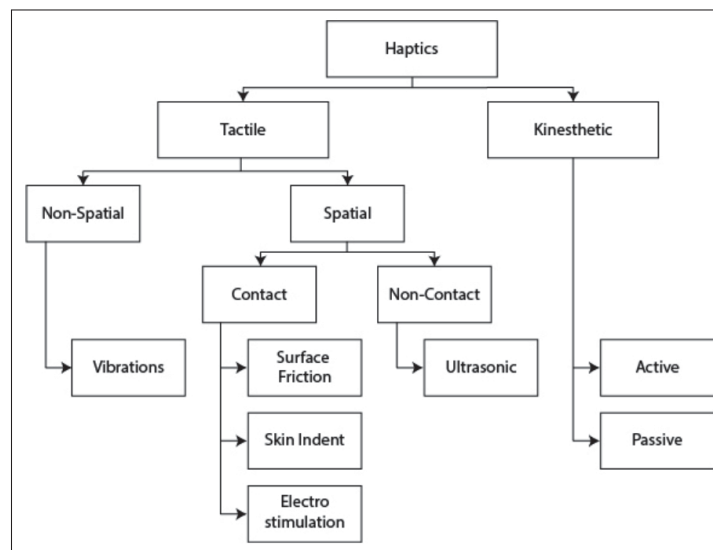


Figure 1.10 Classifications du retour haptique
Adaptée de Vezzoli *et al.* (2022)

La simulation haptique pour la formation médicale permet de reproduire les sensations auxquelles on s'attendrait dans une vraie procédure (Alamilla *et al.*, 2022). Dans le contexte de formations en RV, le retour haptique peut rendre l'expérience plus immersive et réaliste. La combinaison du retour haptique avec le retour visuel peut aussi enrichir l'expérience d'apprentissage et faciliter l'acquisition de compétences motrices (Azher *et al.*, 2024; Coles *et al.*, 2011). Cependant, une formation efficace avec le retour haptique exige une attention particulière aux limites du rendu haptique et à la conception du simulateur.

Les sections suivantes démontrent l'état de l'art de la simulation haptique en abordant des considérations pratiques pour la conception des simulateurs haptiques, l'architecture de rendu haptique et les méthodes de rendu haptique. Ensuite, nous traitons des modèles haptiques pour l'insertion d'aiguille et la manipulation d'une sonde échographique. Enfin, nous examinons l'apport du retour haptique pour des procédures reliées à l'insertion d'USGPVVC.

1.4.1 Appareils haptiques et considérations pratiques

La conception de simulateurs haptiques pour la formation exige une attention particulière aux capacités et aux limitations des appareils haptiques en termes de rendu et de mouvement. Celles-ci incluent les degrés de liberté (DOF), les degrés de retour de force (DoFF), l'espace de travail et la force maximale pouvant être produite. Ces caractéristiques ont un impact sur la conception, la complexité, le coût et la précision des simulateurs haptiques.

Il existe une variété d'approches pour générer du retour haptique pour des procédures médicales, notamment des robots à retour de force commerciaux ou sur mesure, des appareils vibrotactiles pour le guidage ou des alertes, et des accessoires physiques tels que ceux utilisés dans les méthodes de formation traditionnelles. Dans le contexte de procédures d'insertion d'aiguille échoguidée, les appareils à retour de force commerciaux sont les plus courants. Notre étude se concentre donc sur ceux-ci. Ces appareils peuvent être classifiés selon leur comportement mécanique en deux catégories : les dispositifs à impédance qui captent une position et produisent une force, et les dispositifs à admittance qui captent une force et retournent une position

correspondante. Les dispositifs à impédance sont les plus répandus comme ils sont plus simples à concevoir et moins coûteux à produire (Corrêa *et al.*, 2019). De tels appareils se composent généralement d'un bras robotique avec un stylet ou une poignée attachée et d'un logiciel qui génère une force selon la position du bras. Des exemples de ces types de robots incluent le Geomagic Touch de Hexagon (anciennement Phantom Omni de SensAble Technologies), le Virtuose 6D Desktop de Haption et l'Inverse3 de Haply Robotics (Figure 1.11).

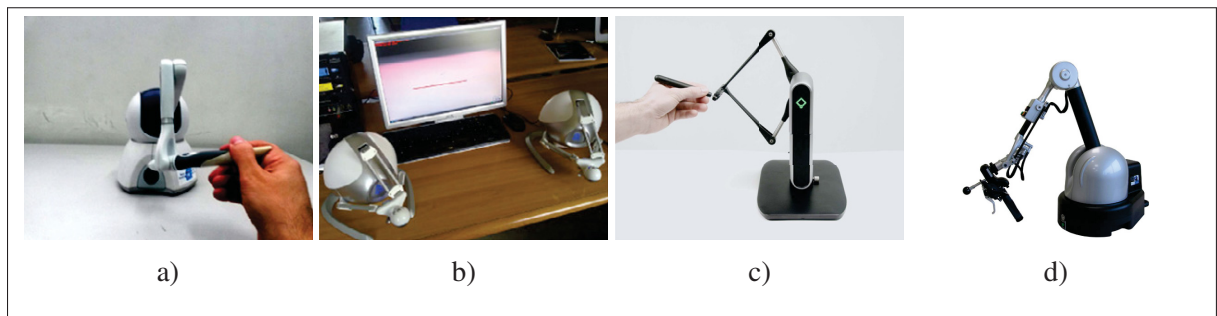


Figure 1.11 Robots à retour de force haptique : (a) Geomagic Touch de Hexagon
 (b) Novint Falcon de Novint Technologies (c) Inverse3 de Haply Robotics
 (d) Virtuose 6D Desktop de Haption
 Adaptées de (a) et (b) Corrêa *et al.* (2019), (c) Haply Robotics (2024) et (d)
 Engineering Systems Technologies (2023)

En terme d'application pratique, les appareils haptiques à retour de force diffèrent dans leur espace de travail et leurs degrés de mouvement. L'espace de travail décrit l'étendue d'espace maximale atteignable des bras robotisés. Les degrés de liberté (DOF) indiquent le nombre de façons dont le bras peut se déplacer, y compris la translation et la rotation. Les degrés de retour de force (DoFF) indiquent le nombre de directions dans lesquelles une force peut être produite.

Le retour de force lors de l'insertion d'une aiguille peut être simulé avec un espace de travail relativement réduit et un seul degré de liberté, selon la procédure médicale. Bien que 5 DoFF soient généralement nécessaires (force sur tous les axes de translation et couple pour le roulis et le tangage) (Figure 1.12), le coût, la complexité et le manque de maintenabilité des ces appareils constituent les limitations les plus importantes. Plusieurs études ont réussi à simuler l'insertion d'aiguille échoguidée avec moins de degrés de liberté (Corrêa *et al.*, 2019). Par exemple, le dispositif de retour de force haptique le plus couramment utilisé dans ces types de simulations

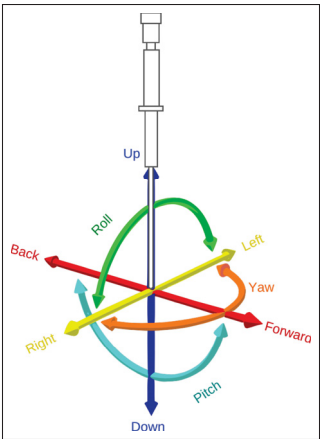


Figure 1.12 Degrés de liberté de l’aiguille

est le Geomagic Touch, qui dispose de 6 DOF et de 3 DoFF. Le tableau 1.1 présente un aperçu des appareils de retour de force commerciaux les plus couramment utilisés dans les études d’insertion d’aiguilles haptiques, ainsi que leurs degrés de liberté et degrés de retour de force.

Tableau 1.1 Principaux appareils de retour de force haptique commerciaux
Adaptée de Corrêa *et al.* (2019)

Appareil	Nombre d’études	DoF	DoFF	Euros × 1000
Phantom Omni	48	6	3	2
Phantom Premium	26	6	3 ou 6	18 à 70
Novint Falcon	8	3	3	0.2
Phantom Desktop	8	6	3	11
Delta	3	3 ou 6	3 ou 6	22 à 40
Cyberforce	3	6	3	45
Virtuose 6D Desktop	3	6	6	30
Quanser 3DOF	2	3	3	25
Omega 6	1	6	3	14 à 24

Pour compenser la limite d’espace de travail et de degrés de liberté, certaines études ont simplifié l’insertion de l’aiguille, combiné plusieurs robots pour ajouter plus de degrés de liberté, ou réorienté le robot haptique afin d’inverser les axes de liberté et permettre plus de mouvement dans une direction (Corrêa *et al.*, 2019). Finalement, comme les stylets des robots haptiques n’ont souvent pas la même forme que les instruments médicaux simulés, certaines études les ont remplacé par des stylets personnalisés en forme de sonde échographique ou d’aiguille (Coles

et al., 2011; Corrêa *et al.*, 2019; Pepley *et al.*, 2017). Ceci permet d'augmenter la fidélité de l'interface telle que perçue par l'utilisateur lors du tenu des instruments physiques dans la main.

1.4.2 Architecture de rendu haptique

Le rendu haptique repose sur trois composants principaux (Voir la boucle de rendu haptique de la Figure 1.13) :

- la détection de collision : détermine s'il y a contact entre l'effecteur et des objets dans l'environnement virtuel, et retourne les informations décrivant la collision. La détection de collision peut se faire en phase large (« broad phase »), permettant d'identifier des collisions potentielles de manière peu coûteuse en utilisant des géométries approximatives, et/ou en phase étroite (« narrow phase »), permettant de détecter des collisions entre des formes individuelles de façon plus exacte ;
- le retour de force : calcule la force retournée en fonction des informations de collision ;
- l'algorithme de contrôle : contrôle le dispositif haptique afin de minimiser l'erreur entre la position ou la force idéale et la position ou la force actuelle.

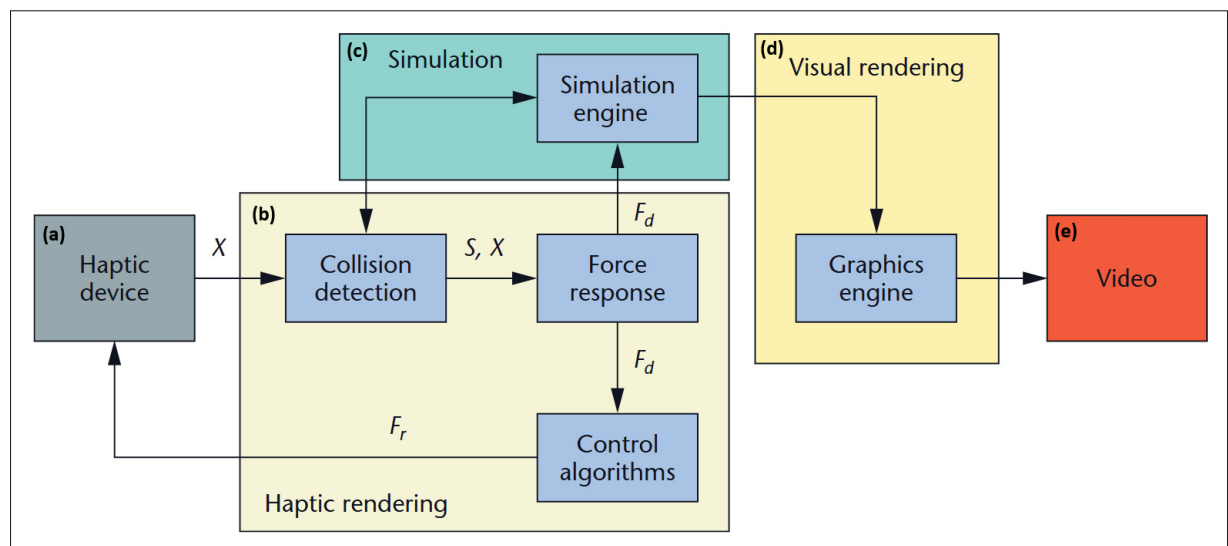


Figure 1.13 Architecture de rendu haptique : (a) dispositif haptique (b) boucle de rendu haptique (c) engin de simulation (d) rendu visuel (e) sortie vidéo
Adaptée de Salisbury *et al.* (2004)

Ces composants s'exécutent en boucle pendant l'expérience haptique. La précision et la performance du retour haptique dépend fortement de la vitesse de rendu. En général, un taux de rafraîchissement d'au moins 1 kHz est recommandé pour produire des sensations fluides sans vibrations ni latence perceptible. Pour assurer un taux de rafraîchissement acceptable, le rendu haptique est souvent séparée du rendu visuel qui roule à environ 60 à 90 Hz. Le rendu haptique et le rendu visuel s'exécutent alors sur deux fils d'exécution séparés. Le taux de rafraîchissement dépend aussi de la rigidité des surfaces simulées. Un contact avec une surface rigide comme un os nécessite un taux de rendu plus élevé, tandis qu'un taux de rendu plus faible peut suffire pour des surfaces malléables comme la peau ou des vaisseaux. Pour donner une idée de l'amplitude de la force nécessaire pour une procédure d'insertion d'USGPIVC, Okuno, Togawa, Saito & Tsuchiya (1998) ont mené une étude *in vivo* pour déterminer les propriétés de force lors de l'insertion d'aiguille intraveineuse périphérique et ont observé une force maximale de 0.64 ± 0.23 N avec une aiguille de 0.8 mm à un angle de 15 degrés et une vitesse d'insertion de 15 mm/s.

1.4.3 Méthodes de rendu haptique

Les méthodes de rendu haptique et les modèles haptiques définissent comment générer le retour haptique. Les modèles haptiques décrivent le comportement et les propriétés physiques des objets virtuels. Les méthodes haptiques déterminent comment les modèles peuvent être implémentés dans une simulation numérique (Corrêa *et al.*, 2019). Dans cette section, nous explorons les différentes méthodes de rendu haptique et algorithmes de rendu proposés dans la littérature. Les modèles haptiques pour l'insertion d'aiguille et la manipulation de sonde échographique sont abordés dans les sections subséquentes.

Les méthodes de rendu haptique peuvent être classifiées selon deux catégories principales : les méthodes géométriques et les méthodes physiques (Basdogan, 1999; Corrêa *et al.*, 2019). Les méthodes géométriques se basent sur des concepts mathématiques pour définir des points de contrôle, des vertex ou des formes paramétriques des objets. Celles-ci sont généralement plus rapides, plus faciles à implémenter et conviennent surtout pour des applications en temps réel. Elles permettent de simuler des interactions lisses où l'emphasis est sur la présentation

visuelle. Pourtant, elles ne simulent pas les mécaniques internes de la déformation physique des objets. Les méthodes de rendu physique simulent le comportement physique lié au mouvement et aux dynamiques de l'interaction, y compris les forces externes et internes appliquées pour simuler la déformation. Des exemples de méthodes de rendu physique incluent le rendu basé sur des particules et des méthodes basées sur les éléments finis (FEM). Celles-ci permettent de simuler la dynamique des interactions réelles, mais ne sont pas toujours appropriées pour des expériences interactives en temps réel, surtout avec plusieurs objets virtuels et la complexité ajoutée des interactions haptiques (Basdogan, 1999). Des cadres logiciels existent pour le rendu haptique physique en RV, mais ils sont généralement moins accessibles et moins abordables. De plus, de telles simulations haut de gamme ne sont pas nécessaires pour générer un retour haptique représentatif et ne sont pas nécessairement efficaces dans tous les contextes de formation médicale (Coles *et al.*, 2011). Comme notre étude implique des interactions haptiques en RV en temps réel et que l'emphase n'est pas sur le réalisme des déformations physiques, nous nous concentrons sur les méthodes de rendu géométrique.

1.4.3.1 Méthodes de rendu géométrique

Le rendu haptique pour l'interaction à 6 DOF peut s'avérer complexe aux niveaux géométrique et computationnel, surtout lors de la simulation des interactions entre plusieurs surfaces et volumes dans un environnement virtuel. L'approche d'interaction ponctuelle proposée par Massie & Salisbury (1994) simplifie l'interaction haptique en supposant que l'interaction se fait entre les éléments de l'environnement virtuel et un point d'interaction haptique contrôlé par l'effecteur. Dans ce mémoire nous l'appelons le « curseur ». Les forces d'interaction sont appliquées au curseur, permettant de simuler les principaux composants du retour haptique. Diverses approches existent pour le rendu haptique géométrique ponctuel. Parmi les plus courantes sont les approches par champs vectoriels, objet proxy et point-maillage.

L'approche par champs vectoriels produit une force résultante en fonction des coordonnées de position dans l'espace. Cette approche volumétrique permet de simuler un retour haptique pour des objets simples comme une sphère ou un mur en générant une force selon la position

du curseur dans l'espace tridimensionnel. Cependant, elle n'est pas idéale pour des surfaces complexes ou très minces. Comme la position de contact initial du curseur n'est pas enregistré, c'est difficile de déterminer la direction de la force résultante pour repousser le curseur de la surface appropriée.

L'approche par objet proxy, également connu sous le nom de « God-object », permet de garder une trace de la position de contact en utilisant un objet imaginaire qui suit le curseur. Une force de ressort contraint le curseur au proxy afin d'entraver sa pénétration de la surface des objets virtuels (Ruspini, Kolarov & Khatib, 1997; Zilles & Salisbury, 1995). Cette approche permet de faire le rendu haptique de maillages complexes, mais requiert un nombre élevé de polygones pour simuler des courbes lisses. De plus, comme le rendu par proxy ne permet pas la pénétration des objets, ce n'est pas une approche appropriée pour simuler la pénétration de l'aiguille dans la peau ou dans les vaisseaux.

L'approche point-maillage basée sur des pénalités se sert des normales d'un maillage de surface pour fournir un retour haptique précis d'un objet dans l'environnement virtuel. Le retour de force généré est proportionnel à la profondeur de pénétration de l'objet. Une adaptation de cette approche, le rendu par lissage de forces, suit le même principe que le lissage de Phong dans le domaine du rendu graphique et permet d'interpoler les normales d'un maillage de surface pour permettre un retour de force lisse sur l'ensemble de la surface d'un objet (Morgenbesser & Srinivasan, 1996). Ceci crée l'illusion de courbes lisses pour des objets composés d'un maillage de polygones détaillé. Cette approche permet également la pénétration requise pour la simulation de l'insertion d'une aiguille. Cependant, la profondeur et la direction de pénétration peuvent être ambiguës. Depuis l'intérieur du maillage, le curseur peut être repoussé à travers l'objet lorsqu'il se rapproche d'une autre surface, surtout si l'objet est très mince. De plus, un maillage avec beaucoup de polygones peut augmenter la charge de calcul et avoir un impact négatif sur le rendu en temps réel. Les maillages de surface peuvent alors être simplifiés ou des méthodes d'optimisation de détection de collision peuvent être employées.

D'autres approches de rendu géométrique existent, telles que le rendu par voxels et le rendu par NURBS (B-splines rationnelles non uniformes) (Salisbury *et al.*, 2004). Cependant, le premier ne produit pas un retour haptique assez précis ou continu pour l'insertion d'aiguille et le deuxième nécessite généralement une puissance de calcul plus intensive.

Finalement, des techniques d'interpolation et de filtrage peuvent être ajoutées au rendu afin d'offrir un retour haptique continu sans discontinuités (Corrêa *et al.*, 2019). Ces techniques de lissage de force incluent l'interpolation linéaire des forces rendues et le filtrage des forces rendues au-delà d'un certain seuil.

1.4.4 Modèles haptiques pour l'insertion d'aiguille

La littérature propose une grande variété de modèles de force pour l'insertion d'aiguille (Corrêa *et al.*, 2019; Yang, Xie, Liu & Sun, 2018). Comme il y a tellement de variations dans les types de tissus, les types d'aiguilles et les méthodes d'insertion, on ne peut pas prendre en compte toutes les sources de force possibles (Yang *et al.*, 2018). On cherche alors à simplifier les modèles de force et se concentrer sur les caractéristiques physiques les plus pertinentes. Parmi les articles sélectionnés, la méthode de modélisation des forces la plus adoptée est celle faite par Okamura, Simone & O'Leary (2004) où l'on sépare les composants des différentes sources de force selon les phases de l'insertion de l'aiguille : la pré-ponction lorsque l'aiguille s'appuie contre le tissu, la ponction lorsque l'aiguille pénètre le tissu et le retrait de l'aiguille. Par la suite, les différentes sources de forces prises en compte sont la rigidité, la friction et la force de coupe. Okamura *et al.* (2004) utilisent un modèle de ressort pour la rigidité, un modèle de Karnopp (un modèle de friction dynamique qui réduit les instabilités autour des états de vitesse nulle) modifié pour la friction et une force constante en fonction du type de tissu pour la force de coupe.

Brazil *et al.* (2018) utilisent un modèle semblable et rajoutent la force de déviation sur l'aiguille. Ils prennent en compte l'effet du diamètre de l'aiguille et les différents types d'aiguilles – biseautées, triangulaires et coniques – sur la force de déviation. Certains travaux considèrent aussi une force de serrage pour limiter le mouvement latéral de l'aiguille (Alamilla *et al.*, 2022;

Alamilla-Daniel, Moreau & Tanneguy, 2020), la force constante du sang dans la veine (Hua Yang, Liu & Jiadong Zhang, 2005) et les forces de respiration du patient (Ni *et al.*, 2011). D'autres travaux ont simplifié leurs modèles en simulant seulement les forces avant et après la pénétration de l'aiguille (Lin *et al.*, 2022).

Les modèles de forces de friction peuvent être davantage catégorisés en modèles statiques et dynamiques. Selon Gourishetti, Ravali & Manivannan (2017), les modèles dynamiques représentent mieux les propriétés non-linéaires et visco-élastiques des tissus. Cependant les modèles statiques sont plus simples à implémenter et se limitent souvent à un aspect de la friction. Les modèles les plus employés sont des modèles de friction de Coulomb, de Karnopp et des modèles élasto-plastiques modifiés (Corrêa *et al.*, 2019). Le modèle de friction élasto-pastique est dérivé du modèle de friction LuGre qui est lui-même dérivé du modèle de friction de Dahl (Yang, 2005). Le modèle de LuGre, considéré dans plusieurs articles, prend en compte des phénomènes non-linéaires comme la friction statique, le déplacement de pré-glissement de l'aiguille, le décalage de friction et l'effet de Stribeck où la friction diminue lorsque la vitesse augmente lentement (Mashayekhi, Behbahani, Nahvi, Keshmiri & Shakeri, 2022).

Pour la rigidité, les modèles les plus communs sont des modèles de ressort non-linéaires à cause des propriétés non-linéaires et visco-élastiques des organes du corps, des modèles quasi-statiques qui résistent lentement à la déformation, et les modèles de Kelvin-Voigt et de Hunt-Crossley (Corrêa *et al.*, 2019; Yang *et al.*, 2018). Le modèle Kelvin-Voigt prend en compte l'amortissement des matériaux visco-élastiques comme les tissus biologiques, tandis que le modèle de Hunt-Crossley représente mieux les propriétés visco-élastiques fournissant un contact plus lisse et réaliste (Corrêa *et al.*, 2019).

La force de coupe était plus souvent une constante déterminée à partir d'expériences réelles d'insertion d'aiguilles (Yang *et al.*, 2018). À cette force, on rajoutait souvent la méthode de mur de suivi (« tracking wall ») telle que décrite par Alamilla-Daniel *et al.* (2020). Celle-ci agit comme un mur virtuel qui suit la position de l'aiguille pour assurer une force constante pendant la pénétration de l'aiguille à travers différentes couches de tissu. Yang *et al.* (2018) présentent

d'autres modèles tels que le modèle de déformation par phase qui s'utilise en temps réel et le modèle de coupe maximal qui prend en compte la résistance et le déchirement du tissu.

C'est à noter que les modèles de forces doivent être adaptés pour correspondre à leurs cas d'utilisation spécifiques en ajustant les paramètres des modèles ou en les transformant pour un contexte tridimensionnel (Barnouin, Zara & Jaillet, 2020). La plupart des travaux se concentrent sur un cas d'utilisation spécifique et se limitent à deux ou trois modèles de force (Yang *et al.*, 2018).

1.4.5 Modèles haptiques pour la manipulation de la sonde échographique

Comparativement à l'aiguille, la sonde échographique reste à la surface de la peau et ne pénètre pas dans les tissus. C'est ainsi que les modèles de force pour la manipulation de sonde échographique dans le contexte des simulateurs de formation sont généralement moins complexes. L'approche la plus courante consiste à simuler la rigidité avec un modèle de ressort pour contraindre la sonde à la surface de la peau. Plusieurs études utilisent des variations de la loi de Hooke avec un coefficient de rigidité ajusté selon les caractéristiques physiques de la peau ou selon le retour subjectif d'experts cliniques (Allgaier *et al.*, 2023; Barnouin *et al.*, 2020; Herfort, Brocas, Amelon, Ricca & Chellali, 2022; Simon *et al.*, 2024). D'autres rajoutent des effets d'amortissement pour un retour de force plus stable et une sensation plus visqueuse lors du glissement de la sonde sur la peau (Fotouhi, Najafi Semnani, Zhang, Adams & Obaid, 2021; Fu, Lin, Yu, Rodriguez-Andina & Gao, 2023; Law, Knott, Pick, Weyers & Kuhlen, 2015; Vidal, John, Healey & Gould, 2008). Les modèles ressort-amortisseur non linéaires représentent mieux la rigidité non uniforme des tissus humains lors de la déformation sous pression (d'Aulignac, Laugier & Cavusoglu, 1999; Fu *et al.*, 2023). Des forces de friction peuvent également être ajoutées pour augmenter la résistance ressentie lors du déplacement de la sonde (Herfort *et al.*, 2022; Law *et al.*, 2015; Simon *et al.*, 2024). Pour ce faire, Law *et al.* (2015) ont utilisé une approximation de la friction de Coulomb et Simon *et al.* (2024) ont simulé les faibles forces de friction liées aux déformations locales de la peau. Cependant, étant donné qu'on applique souvent du gel pour réduire la couche d'air et la friction entre la peau et la sonde lors des

interventions réelles, plusieurs études excluent les forces de friction tangentielles (Allgaier *et al.*, 2023; Barnouin *et al.*, 2020; Herfort *et al.*, 2022; Fotouhi *et al.*, 2021). En plus des modèles de force, des modèles vibrotactiles ont également été utilisés pour corriger la force appliquée ou indiquer des placements corrects de la sonde échographique (Raitor, Nunez, Stolka, Okamura & Culbertson, 2024; Wagner, Perrin, Howe, Vasilyev & Del Nido, 2006).

Dans le contexte de la téléopération assistée par robot, le retour haptique permet de réaliser l'échographie en temps réel avec un opérateur à distance. Les modèles de force employés par ces simulateurs se concentrent sur la détection précise du contact, le maintien de la cohérence physique et la réduction du temps de réponse du site à distance (Fu *et al.*, 2023; Patlan-Rosales & Krupa, 2020). Les modèles ressort-amortisseur linéaires, tels que le modèle de Kelvin-Voigt, prennent en compte la profondeur et la vitesse de pénétration. Ces modèles sont idéaux pour un retour de force lors d'un contact ferme, mais présentent des incohérences physiques. Les modèles non linéaires, tels que le modèle de Hunt-Crossley, décrivent plus fidèlement le comportement mécanique des tissus mous tout en corrigeant les incohérences physiques. Fu *et al.* (2023) ont appliqué ces deux modèles, ainsi qu'un modèle de commutation de contexte continue, permettant d'alterner entre les deux lors des contacts avec des tissus mous (comme la peau) ou durs (comme les os).

1.4.6 L'apport du retour haptique pour la formation à l'insertion d'USGPVC

Des recherches antérieures ont démontré que le retour haptique peut améliorer les performances en début de formation, favoriser la rapidité et la précision lors des tâches de simulation chirurgicale et contribuer à une expérience d'apprentissage plus engageante et immersive (Crandall & Karadoğan, 2021; Pinzon, Byrns & Zheng, 2016; Zhou, Jones, Schwaitzberg & Cao, 2007). De tels résultats ont été attribués à l'engagement des processus sensorimoteurs qui sont normalement activés lors d'une procédure réelle et à la réduction de la charge cognitive qui facilite le traitement et la rétention des informations. Ces facteurs sont autant pertinents pour l'insertion d'USGPVC, une procédure complexe qui nécessite le développement d'une bonne compréhension visuospatiale des structures anatomiques internes et une bonne maîtrise de la

coordination visuomotrice bimanuelle de la sonde échographique et de l'aiguille du cathéter (Alamilla *et al.*, 2022; Nicholls *et al.*, 2014). L'implication clinique est que le retour haptique peut améliorer l'efficacité de l'acquisition des compétences, ce qui réduit les risques d'erreurs et améliore les soins de santé pour les patients. Cependant, les bénéfices du retour haptique dépendent fortement de la procédure médicale concernée (Azher *et al.*, 2024; Coles *et al.*, 2011). D'après notre revue de la littérature, aucune étude n'a comparé l'apport du retour haptique en RV pour la formation à l'insertion d'USGPVVC. En l'absence de données propres à ce contexte, des études comparatives menées dans d'autres contextes de formation médicale permettent d'identifier les effets, les avantages et les limites potentiels du retour haptique qui pourraient s'appliquer à l'insertion d'USGPVVC.



Figure 1.14 Simulateur haptique de Woo *et al.* (2024)
Tirée de Kim *et al.* (2023a)

Plusieurs études portant sur des simulateurs médicaux ont démontré des gains de performance chez les participants formés à l'aide du retour haptique, notamment en termes de taux du succès, de stabilisation des outils médicaux, de développement des compétences motrices, de précision, de sens de sécurité, de temps d'exécution, de nombre d'erreurs et de scores techniques (Azher *et al.*, 2024; Gani *et al.*, 2022; Panait *et al.*, 2009; Woo *et al.*, 2024; Zhou *et al.*, 2007). Par exemple, lors d'une étude comparative évaluant les performances en insertion d'aiguille en RV et en réalité mixte avec et sans retour haptique, Woo *et al.* (2024) a démontré que le groupe utilisant la RV avec un gant haptique a obtenu de meilleurs résultats en termes de taux de succès

(Figure 1.14). De plus, les auteurs ont constaté que les contrôleurs de RV ne favorisaient pas la stabilisation lors de la saisie de la main du patient virtuel ni le développement des compétences motrices requises pour l'insertion de l'aiguille. De même, une revue systématique comparant les conditions haptiques et non haptiques dans les environnements virtuels chirurgicaux a révélé que 34 des 51 études examinées privilégiaient le retour haptique en termes de performances et d'amélioration de l'apprentissage personnalisé (Azher *et al.*, 2024). D'autres études comparatives démontrent que l'haptique offre une expérience d'apprentissage plus efficace, notamment par un meilleur sens d'immersion, de meilleures capacités d'examen et une charge cognitive comparable aux méthodes sans retour haptique, ce qui pourrait influencer positivement les résultats de performance (Cherif, Ricca, Babahenini, Otmane & Chellalil, 2025; Woo *et al.*, 2024),

D'autre part, certaines études présentent des résultats comparables ou contrastés pour l'haptique, soulignant l'importance de considérer la nature spécifique de la procédure médicale, la conception appropriée du simulateur haptique et la sélection de métriques de performance pertinentes. Par exemple, Chen *et al.* (2019) ont démontré que l'haptique contribue à l'amélioration des performances indépendamment de la méthode de formation pour l'insertion de cathéter veineux central au niveau du temps d'exécution de la procédure, l'angle d'insertion du cathéter, l'économie du mouvement et la stabilité de l'insertion. Des résultats similaires ont été rapportés pour d'autres procédures médicales, telles que la biopsie échoguidée (Chan *et al.*, 2010), le forage osseux (Gani *et al.*, 2022), l'anesthésie (Collaço *et al.*, 2021) et des procédures laparoscopiques (Thompson *et al.*, 2011). Celles-ci ne rapportent pas de différences significatives en termes de temps d'exécution, de précision, de perception tactile ni de taux d'erreur. Différentes métriques de performance peuvent également mener à différentes conclusions quant à l'efficacité du retour haptique, soulignant l'importance de choisir des métriques reflétant les compétences procédurales plutôt que de se baser uniquement sur des indicateurs génériques tels que la rapidité. Par exemple, dans un essai contrôlé randomisé en RV mené par Gani *et al.* (2022), le groupe utilisant le simulateur sans retour haptique a réalisé une tâche de forage osseux plus rapidement, mais avec une qualité de performance nettement inférieure.

C'est à noter que l'efficacité du retour haptique doit être interprétée en fonction de la conception et de la fidélité du simulateur. Des simulateurs mal conçus ou fournissant un retour haptique insuffisant ou excessif peuvent nuire aux performances et à l'expérience de formation (Azher *et al.*, 2024; Coles *et al.*, 2011; Thompson *et al.*, 2011). Thompson *et al.* (2011) ont démontré que le retour haptique n'avait aucun impact sur les performances ni sur la qualité de l'apprentissage lors de la formation laparoscopique. Cependant, les auteurs ont identifié plusieurs limitations, notamment le faible niveau de développement du simulateur haptique, son faible niveau de fidélité selon le retour de cliniciens experts, des problèmes liés à l'abandon de plusieurs participants et des facteurs de confusion potentiels.

Finalement, parmi les études que nous avons trouvées portant sur le retour haptique pour des procédures d'insertion d'aiguille échoguidée, aucune n'a évalué son impact en RV sur l'acquisition de compétences sur une période prolongée. Plusieurs études emploient une méthodologie d'évaluation par essais uniques ou des méthodologies pré-post qui évaluent les performances dans la même journée ou sur une courte période (Ni *et al.*, 2011; Simon *et al.*, 2024; Yovanoff *et al.*, 2017). Cependant, l'évaluation de l'effet d'apprentissage du retour haptique nécessite d'évaluer le développement et l'acquisition de compétences sur de plus longues périodes. C'est ainsi que la section suivante explore les courbes d'apprentissage comme méthodologie d'évaluation de l'effet d'apprentissage.

1.5 Évaluation de la courbe d'apprentissage

Les courbes d'apprentissage offrent un moyen objectif de décrire et de mesurer l'acquisition et le développement des compétences. Une bonne compréhension des courbes d'apprentissage dans le cadre de la formation médicale nous guidera dans notre analyse pour notre étude. Les sections suivantes présentent le cadre théorique de l'évaluation des compétences basée sur l'analyse de la courbe d'apprentissage, ses composantes principales, la forme et les phases de la courbe d'apprentissage médicale, ainsi que son application dans le contexte de la formation à l'insertion d'aiguille échoguidée.

1.5.1 Cadre théorique et historique de la courbe d'apprentissage

Le concept initial de la courbe d'apprentissage a été décrit par Hermann Ebbinghaus dans le cadre de ses travaux en psychologie sur la mémoire et le rappel (Ebbinghaus, 1885). Intéressé par les raisons derrière l'affaiblissement de la mémoire au fil du temps, Ebbinghaus a étudié la relation entre la mémoire, le temps et le rappel d'informations. Il a observé que la rétention de nouvelles informations s'améliore avec le nombre de rappels espacés et a représenté graphiquement ses résultats par ce qui est surnommé la courbe de l'oubli (« the forgetting curve ») (Wheeler, 2019).

Plus tard, T.P. Wright a publié une description de la courbe d'apprentissage appliquée à l'industrie aéronautique, soulignant que la vitesse ou l'efficacité de la production des composants d'avion augmentait et que les coûts diminuaient en fonction de l'expérience et des compétences de la main-d'œuvre (Wright, 1936). Ses travaux ont établi la théorie moderne de la courbe d'apprentissage et ont servi de base aux formules décrivant la performance en fonction de l'expérience. Peters et ses collègues ont été parmi les premiers à évaluer l'amélioration de la courbe d'apprentissage dans le cadre de la simulation de formation médicale, en particulier pour la cholécystectomie laparoscopique (Peters *et al.*, 1991; Zhang *et al.*, 2024).

Les courbes d'apprentissage sont souvent employées dans le contexte de la formation et l'éducation médicale, notamment pour les interventions minimalement invasives et la chirurgie, qui ont des implications importantes pour le bien-être des patients et l'efficacité des soins de santé (Hopper, Jamison & Lewis, 2007; Howard *et al.*, 2023). Lors de l'apprentissage d'une nouvelle intervention, la performance tend à s'améliorer avec l'expérience. Cela peut être représenté graphiquement en traçant la performance en fonction du nombre de répétitions, d'essais ou de séances d'entraînement. Les courbes d'apprentissage peuvent servir à mesurer l'apprentissage au fil du temps pour quantifier l'acquisition de compétences, prédire le développement des compétences et informer sur l'efficacité des méthodes d'entraînement (AIUM, 2019; Hopper *et al.*, 2007; Howard *et al.*, 2023).

L'approche la plus efficace pour évaluer la courbe d'apprentissage des compétences procédurales telles que l'insertion d'USGPICV, est d'utiliser des tests de rétention espacés (Shea, Lai,

Black & Park, 2000; Spruit, Band & Hamming, 2015). Cette méthode consiste à évaluer la performance après une période de repos allant de quelques minutes à plusieurs jours. Des recherches antérieures ont démontré que la pratique espacée est essentielle pour consolider l'apprentissage et améliorer la rétention des compétences psychomotrices (Fahl, Duvivier, Reinke, Pierie & Schönrock-Adema, 2023; Savion-Lemieux & Penhune, 2005; Spruit *et al.*, 2015). C'est davantage le cas pour une procédure complexe comme la pose de cathéter échoguidée.

1.5.2 Les composantes de la courbe d'apprentissage

Les trois composantes principales de la courbe d'apprentissage sont une mesure de l'apprentissage sur l'axe vertical, une mesure de l'effort consacré à l'apprentissage sur l'axe horizontal et une fonction de liaison mathématique qui décrit la relation entre les deux axes (Howard *et al.*, 2023; Pusic, Boutis, Hatala & Cook, 2015). La Figure 1.15 illustre un exemple simplifié de la courbe d'apprentissage.

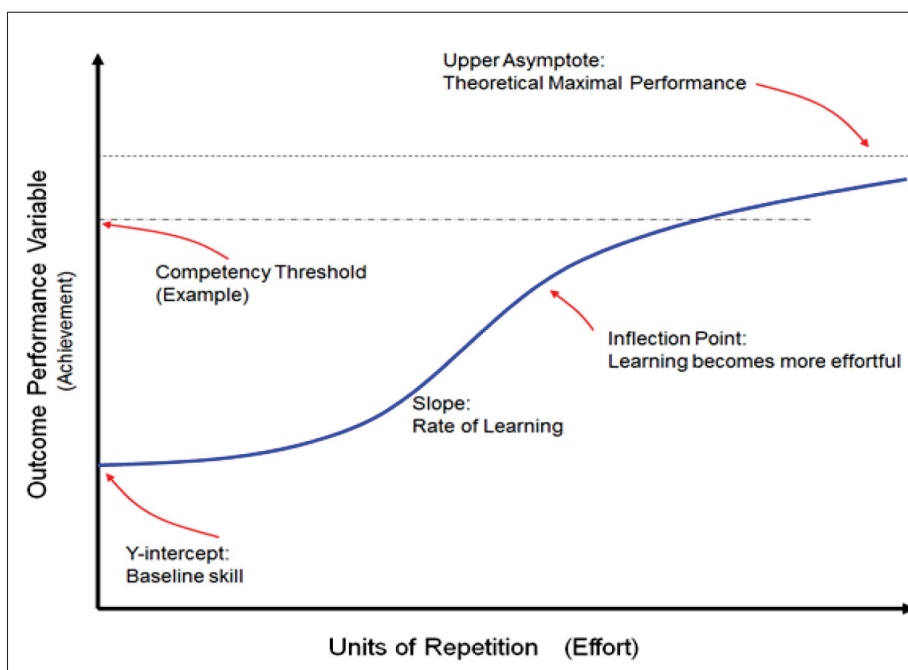


Figure 1.15 La courbe d'apprentissage comme relation entre l'effort (axe horizontal) et la performance (axe vertical)
Tirée de Howard *et al.* (2023)

L'axe vertical de la courbe d'apprentissage est représenté par une mesure quantitative de la performance ou de l'accomplissement d'un individu ou d'un groupe d'individus (Howard *et al.*, 2023). Une mesure valide de l'apprentissage repose sur la définition de la compétence d'une procédure médicale donnée et peut être déterminée à partir de comparaisons entre experts et novices comme on attend à ce que les experts soient plus performants que les novices. Dans le cadre d'une procédure d'accès veineux périphérique échoguidée, l'axe vertical peut être représenté par le nombre de ponctions nécessaires avant de réussir une installation.

L'axe horizontal de la courbe d'apprentissage est une unité d'effort répétable et mesurable au cours du processus d'apprentissage (Howard *et al.*, 2023). Cette unité peut être représentée par le nombre de cas, de séances ou d'essais, ou par une mesure continue du temps, comme le nombre de jours, de semaines ou de mois. Dans le cadre d'une formation à l'accès veineux périphérique échoguidée, l'axe horizontal peut être représenté par le nombre de séances de formation espacées sur plusieurs semaines (Kim *et al.*, 2014; Loon, Scholten, Korsten, Dierick - Van Daele & Bouwman, 2022).

La fonction de liaison est une analyse graphique, tabulaire ou statistique représentant l'apprentissage ou la performance en fonction de l'unité d'effort (Howard *et al.*, 2023). Elle décrit une tendance pour laquelle il faut au moins trois points de données, c'est-à-dire trois mesures dans le temps (Howard *et al.*, 2023; Ramsay *et al.*, 2001). Une analyse de la courbe d'apprentissage permet de décrire cette tendance visuellement par la forme ou les phases de la courbe produite, ou mathématiquement avec des méthodes d'analyse statistique telles que des statistiques descriptives, une ANOVA à mesures répétées, la régression linéaire, l'analyse des sommes cumulées (CUSUM) ou l'analyse par modèles linéaires mixtes (Ramsay *et al.*, 2001).

1.5.3 La forme et les phases de la courbe d'apprentissage

La forme et les phases de la courbe d'apprentissage peuvent fournir des informations précieuses sur les caractéristiques du processus d'apprentissage. La forme de la courbe d'apprentissage dépend de l'apprenant individuel, de la difficulté intrinsèque de la tâche pratiquée, du contexte

et de l'environnement d'apprentissage (Howard *et al.*, 2023). En général, les performances s'améliorent avec la pratique (Pusic *et al.*, 2015). Cette tendance se manifeste dans la courbe d'apprentissage par une amélioration des mesures de performance sur l'axe vertical. On décrit souvent une tendance linéaire pour des périodes d'observation plus courtes. Cependant, la relation entre l'apprentissage (ou la performance) et l'effort n'est pas nécessairement linéaire. Des études ont employé une variété de formes, telles que des courbes quadratiques, exponentielles, cumulatives et logarithmiques (Ramsay *et al.*, 2001). La Figure 1.16 démontre des exemples de représentations de la courbe d'apprentissage pour des procédures médicales. Différentes techniques statistiques peuvent être utilisées pour détecter la courbe d'apprentissage, selon la complexité de l'analyse. Les représentations graphiques simples conviennent à l'analyse exploratoire, tandis que les techniques de régression, comme la régression linéaire ou des méthodes d'ANOVA peuvent être appliquées à des données plus complexes.

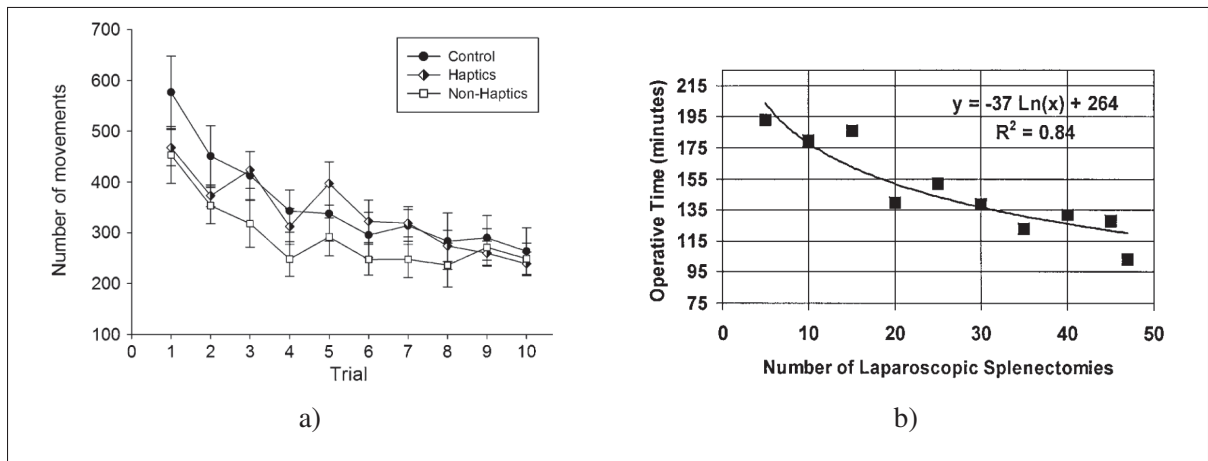


Figure 1.16 Des exemples de la forme des courbes d'apprentissage pour des procédures laparoscopiques : (a) Nombre moyen de mouvements effectués en fonction du nombre d'essais représenté sous forme de graphiques linéaires avec des barres d'erreur pour trois groupes (Thompson *et al.*, 2011) ; (b) Temps d'exécution en fonction du nombre de procédures en forme logarithmique (Rege & Joehl, 1999)

Les phases d'une courbe d'apprentissage peuvent être divisées en une phase initiale de latence, une phase de croissance rapide et un plateau où la compétence est atteinte (Pusic *et al.*, 2015). Une courbe d'apprentissage abrupte implique que les compétences sont acquises rapidement, généralement en raison de la simplicité de la procédure (Hopper *et al.*, 2007). Cependant, dans

le cas de tâches plus complexes, comme c'est le cas pour de nombreuses procédures médicales, la courbe d'apprentissage est plus susceptible d'augmenter progressivement, avec de légères améliorations au fil du temps. Chez les praticiens novices en début d'apprentissage, on observe souvent ce que l'on appelle une phase de latence, où les performances s'améliorent peu, voire pas du tout, à mesure que l'apprenant s'habitue à son environnement d'apprentissage (Howard *et al.*, 2023; Pusic *et al.*, 2015).

1.5.4 La courbe d'apprentissage pour l'insertion d'aiguille échoguidée

Plusieurs études ont réalisé des analyses de la courbe d'apprentissage pour des procédures d'insertion d'aiguille échoguidée dans des scénarios simulés et des cas cliniques réels. Ces études nous fournissent une base théorique sur laquelle fonder la méthodologie de notre étude ainsi qu'une indication des métriques de performance qui seraient pertinentes à évaluer.

Loon *et al.* (2022) ont évalué la courbe d'apprentissage de l'insertion d'USGPIVC lors d'une formation sur mannequin et une formation supervisée avec des patients. Ils ont employé une analyse par sommation cumulative (CUSUM), soit une technique de contrôle statistique qui permet de détecter des changements de performance. Cette analyse sur quatre semaines a démontré une amélioration significative du taux de réussite lors de la première tentative de canulation ainsi qu'une diminution dans le temps nécessaire à la réussite. Ault, Tanabe & Rosen (2015) ont mené une étude similaire avec l'évaluation d'un score de compétences basée sur le temps de complétion, le nombre de cas cliniques et le nombre d'essais.

Kim *et al.* (2014) ont évalué les courbes d'apprentissage de la pose de cathéter veineux central échoguidée (Figure 1.17). Leur objectif était de fournir une méthode d'évaluation standardisée basée sur des critères de performance inhérentes aux capacités humaines, telles que l'économie du mouvement (ECON - longueur du trajet), la coordination œil-main (COORD - correspondance entre le regard et le mouvement), la stabilité du mouvement (STB - accélération minimale) et le temps passé à fixer l'écran échographique pour localiser la veine (VDT - détection visuelle). Au cours de trois mois, huit résidents chirurgiens novices dans la procédure ont été formés

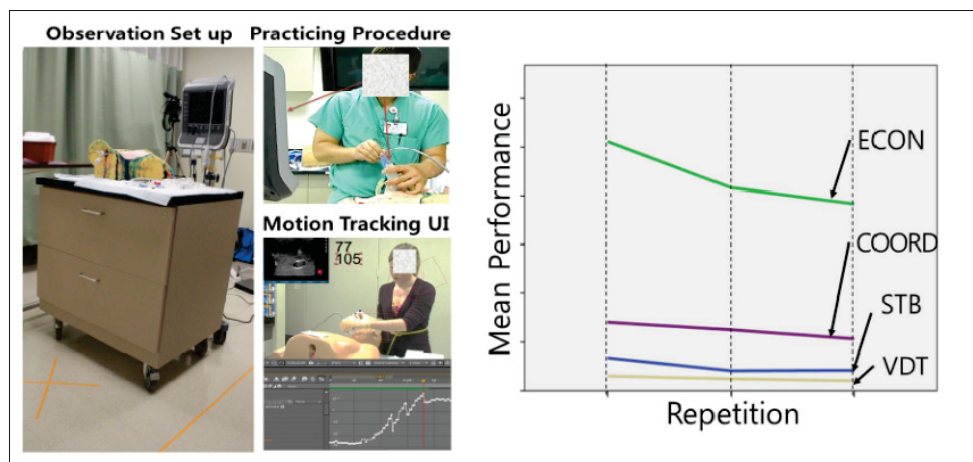


Figure 1.17 Analyse de la courbe d'apprentissage avec la configuration de la procédure (gauche) et les courbes de performances (droite)
Adaptée de Kim *et al.* (2014)

sur un mannequin avec un système de suivi de mouvement. Une analyse des performances au début, au milieu et à la fin de la formation a démontré un effet d'apprentissage significatif pour l'économie du mouvement et la coordination œil-main. Selon les auteurs, l'économie du mouvement, soit la capacité à planifier et effectuer une trajectoire sans mouvements redondants, serait plus importante lors des premières phases d'apprentissage tandis que la coordination œil-main devient plus importante avec de l'expérience. Xia *et al.* (2018) ont également évalué l'économie du mouvement en plus du temps de complétion, l'efficacité du mouvement de l'aiguille et la distance maximale entre l'aiguille et le plan échographique. Ils ont mené une formation d'une journée avec un mannequin et le Perk Tutor, une plateforme numérique à code source libre pour la formation à des procédures échoguidées.

Tel que présenté à la section 1.3.2, Chuan *et al.* (2023) ont comparé les courbes d'apprentissage des novices et des experts pour l'acquisition des compétences cognitives et motrices de l'anesthésie régionale échoguidée en RV. Leur évaluation reposait sur un score de performance composite basé sur l'angulation de l'aiguille, le nombre de retraits de l'aiguille et le temps de complétion en fonction du nombre d'essais (Figure 1.18). Ils ont représenté les courbes d'apprentissage individuelles des participants avec des pentes de régression linéaire superposées aux scores de performance contre les essais d'insertion de l'aiguille. Les scores de performance des experts

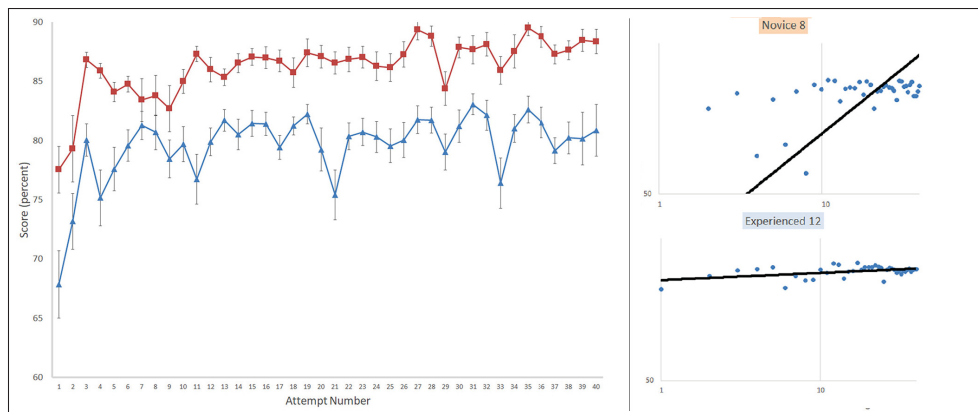


Figure 1.18 Analyse des courbes d'apprentissage de Chuan *et al.* (2023) avec des scores de performance entre participants experts et novices au cours de plusieurs tentatives d'insertion d'aiguille (gauche) et les courbes d'apprentissage individuelles des participants en forme de régression linéaire (droit)
Adaptée de Chuan *et al.* (2023)

(en rouge) étaient plus élevés que ceux des novices (en bleu) et les novices avaient tendance à s'améliorer plus rapidement tandis que les experts avaient tendance à maintenir des scores plus constants.

Ces études démontrent l'utilité des courbes d'apprentissage pour l'évaluation objective des performances à long terme pour des procédures d'insertion d'aiguille échoguidée. Cependant, aucune de ces études n'a comparé les courbes d'apprentissage pour évaluer l'efficacité du retour haptique dans un contexte de formation en RV. C'est ainsi que l'évaluation de l'efficacité du retour haptique en RV par les courbes d'apprentissage est l'enjeu principal de cette étude.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

2.1 Problématique

L'accès veineux périphérique est la procédure médicale invasive la plus fréquemment pratiquée dans les hôpitaux mais elle est sujette à un taux de complication élevé. Le guidage échographique, devenu pratique standard, facilite la visualisation pour le placement du cathéter. Cependant, il faut que les professionnels de la santé soient bien formés pour pouvoir manipuler la sonde échographique lors de l'insertion du cathéter.

Les simulateurs virtuels offrent de nombreux avantages pour l'apprentissage des procédures médicales. Ils sont plus personnalisables selon le cas d'entraînement, plus sécuritaires pour le patient, moins coûteux et plus durables au long terme que des mannequins ou des cadavres. Par rapport aux simulateurs avec un écran 2D, les simulateurs en réalité virtuelle avec un casque permettent une meilleure compréhension de l'espace, la colocalisation des outils virtuels avec les outils réels et une navigation plus naturelle de l'environnement virtuel lors du déplacement de la tête (Coles *et al.*, 2011).

Il existe tout de même plusieurs limitations, le manque d'un retour haptique adéquat étant l'une des plus importantes. Plusieurs études se concentrent sur l'amélioration de la performance et du réalisme des simulateurs haptiques, ou encore la capacité du simulateur haptique à transférer les compétences apprises vers le monde réel, ce qui est d'ailleurs l'objectif principal des formations. Cependant, il y a peu d'études qui considèrent l'efficacité pédagogique de la simulation haptique en tant que telle. On néglige alors l'impact du retour haptique sur le processus d'acquisition des compétences, soit la courbe d'apprentissage. À notre connaissance, aucune étude à date n'a évalué l'entraînement à long terme en réalité virtuelle avec le retour haptique pour l'accès veineux périphérique guidé par échographie.

Pour répondre à cette lacune, cette étude vise à évaluer l'apport du retour haptique pour l'apprentissage d'une procédure d'insertion de cathéter guidée par échographie dans une

formation en réalité virtuelle en comparant la performance et l'impact sur l'expérience utilisateur entre deux groupes de participants pendant trois séances de pratique chacune espacée d'une semaine.

2.1.1 Objectifs

2.1.2 Objectif principal

L'objectif principal de l'étude est d'évaluer l'impact du retour haptique sur la courbe d'apprentissage des apprentis novices lors d'une formation en réalité virtuelle pour l'insertion de cathéter veineux périphérique guidée par échographie. L'étude emploie une méthodologie expérimentale randomisée longitudinale pour comparer l'acquisition et la rétention des compétences entre deux groupes, un se servant du retour haptique et l'autre sans retour haptique.

2.1.3 Objectifs secondaires

Le premier objectif est de concevoir et de développer un scénario de formation en réalité virtuelle pour l'apprentissage de l'insertion de cathéter veineux périphérique guidée par échographie.

Le deuxième objectif est d'intégrer un système haptique pour fournir un retour physique représentatif de la manipulation d'une sonde échographique et de l'insertion d'une aiguille pour l'accès veineux périphérique.

Le troisième objectif est d'évaluer si la simulation de formation permet une amélioration de compétences sur plusieurs séances de pratique pour les deux groupes.

Le quatrième objectif est d'évaluer l'apport du retour haptique pour l'acquisition et la rétention de compétences en insertion de cathéter guidée par échographie par rapport à l'absence de retour haptique.

Le cinquième objectif est de qualifier l'expérience d'apprentissage haptique en évaluant son impact sur des mesures cognitives et affectives telles qu'évaluées par le questionnaire NASA-TLX, le questionnaire sur l'état de la présence et le questionnaire sur l'expérience haptique.

2.2 Hypothèses

1. Au cours des séances de formation, la courbe d'apprentissage des deux groupes d'utilisateurs s'améliorera progressivement en termes de temps de complétion de la procédure, du nombre de tentatives d'insertion, de l'angle d'insertion de l'aiguille, du taux d'erreur, du taux de suivi de l'aiguille et de l'économie du mouvement de la sonde et de l'aiguille.
2. Au cours des séances de formation, la courbe d'apprentissage des utilisateurs se servant du retour haptique s'améliorera plus significativement par rapport aux utilisateurs ne recevant aucun retour haptique.
3. Les utilisateurs se servant du retour haptique subiront une charge de travail cognitive inférieure à ceux sans aucun retour haptique au cours des séances de formation.
4. Les utilisateurs se servant du retour haptique ressentiront un plus grand sentiment de présence au cours des séances de formation par rapport aux utilisateurs n'ayant aucun retour haptique.
5. Parmi les utilisateurs se servant du retour haptique, l'expérience haptique au cours des séances de formation sera perçue de manière globalement positive en termes de réalisme, d'engagement, d'autotélisme et d'harmonie.

CHAPITRE 3

DESCRIPTION DU SIMULATEUR HAPTIQUE ET COLLECTE DE DONNÉES

Ce chapitre détaille la conception et le développement du simulateur haptique ainsi que le processus de collecte de données pour l'étude usager. Un article soumis pour publication à la conférence IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR) est présenté au chapitre 4 de ce mémoire. L'article décrit l'étude usager, l'interface haptique, les modèles haptiques employés et les résultats de l'étude. Cependant, comme l'article n'entre pas en détail sur certains aspects du projet, ces aspects sont élaborés dans ce chapitre.

3.1 Description du simulateur haptique

Les deux premiers sous-objectifs consistaient à concevoir et à développer une simulation de formation haptique en RV pour l'insertion d'USGPVC. Un premier prototype du simulateur a été développé par Alejandro Olivares Hernandez dans le cadre de son projet de maîtrise à l'ÉTS avec l'entreprise SonoNurse Inc. L'objectif principal de ses travaux était de valider un prototype en RV afin de comparer différentes approches cliniques pour l'insertion d'USGPVC. Une évaluation de la validité apparente, la validité de contenu et la validité de construit auprès d'experts du domaine a démontré que le simulateur représente fidèlement une procédure d'insertion d'USGPVC et peut faire la distinction entre les performances d'utilisateurs novices et experts. À ce prototype, nous avons intégré une interface haptique et un système de retour de force haptique pour la manipulation de la sonde échographique et l'insertion du cathéter, un scénario de formation interactif pour enseigner la procédure médicale et un module pour la collecte de données lors des essais évalués. Les sections suivantes détaillent la conception et le développement de ces composants du simulateur.

3.1.1 Interface haptique

L'interface haptique est composée de deux robots haptiques Inverse3 (Haply Robotics, Montréal, Canada) et d'un effecteur en forme de sonde échographique. Les robots sont branchés au portable

et ancrés à une table devant l'utilisateur tel qu'illustré à la Figure 3.1. Placés de chaque côté de l'utilisateur, les robots permettent de contrôler la position et l'orientation des instruments médicaux dans l'environnement virtuel. Le robot de gauche contrôle la sonde échographique tandis que le robot de droite contrôle le cathéter. Les appareils fournissent à l'utilisateur un retour de force en temps réel lors du contact des outils virtuels avec des éléments dans la simulation. Ceci permet de représenter le retour de force ressenti lors de la pression de la sonde échographique sur la surface de la peau du bras et lors de la pénétration du cathéter dans la peau.

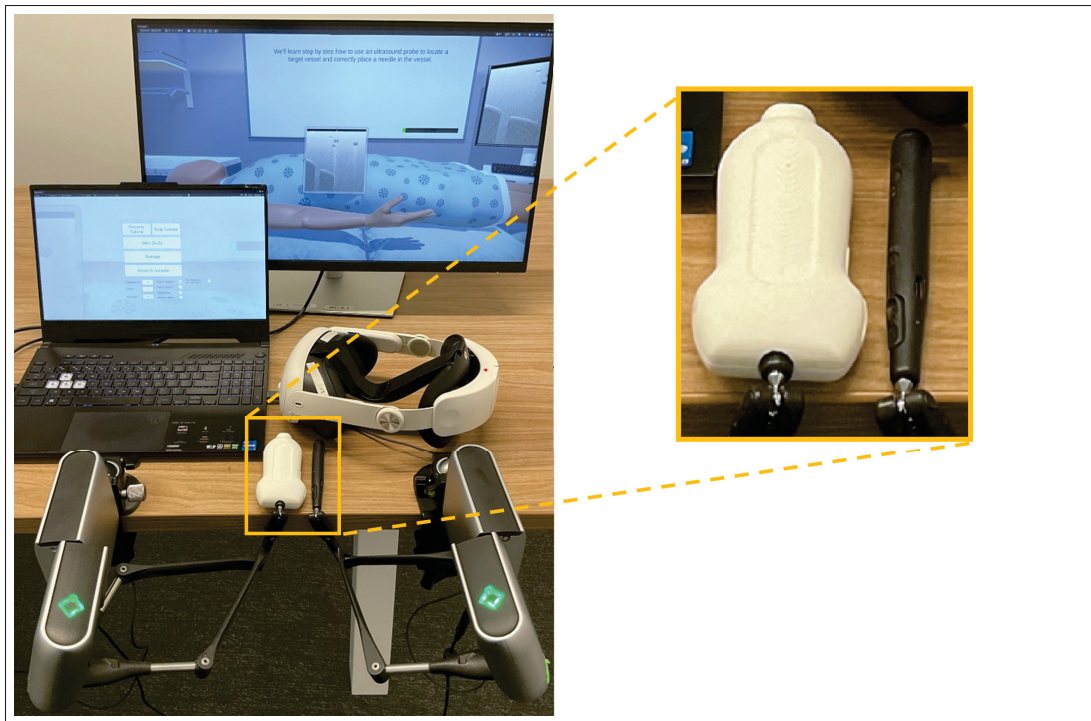


Figure 3.1 Simulateur haptique de RV pour l'insertion d'USGPVVC avec une vue agrandie des instruments tenus à la main (droite)

Les robots permettent un mouvement de 6 degrés de liberté et un retour de force de 3 degrés de liberté (force sur les axes X, Y et Z) allant jusqu'à 10 N. Chaque robot dispose d'un espace de travail de 460 x 510 x 230 mm (largeur x hauteur x profondeur). Les deux robots sont orientés vers le haut afin d'offrir une liberté de mouvement maximal pour effectuer la procédure médicale, tout en limitant les risques de collision entre les appareils dans le monde réel. De plus, les robots sont espacés de 12 pouces l'un de l'autre afin de reproduire la distance entre leurs positions

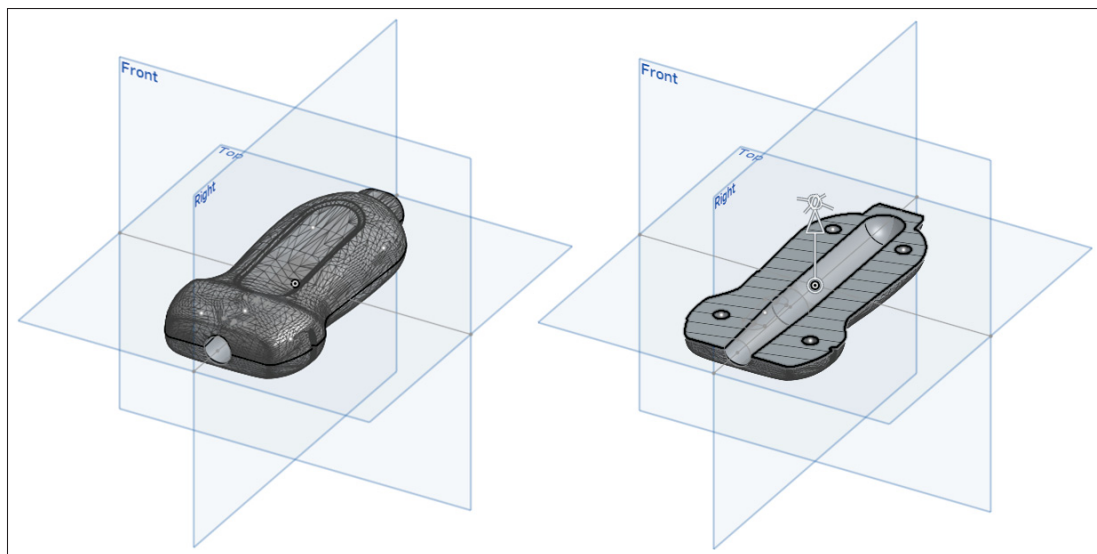


Figure 3.2 Modèle de sonde échographique Philips L12-4 Lumify adapté pour enfermer le stylet du robot haptique avec une vue complète (gauche) et une vue de l'intérieur (droite)

dans l'environnement virtuel. Un processus de calibration permet d'assurer la colocalisation des outils virtuels avec leurs effecteurs physiques.

Un effecteur sans fil (stylet VerseGrip de Haply Robotics) est attaché à chaque bras haptique. Le stylet contrôle l'orientation de son outil virtuel correspondant. Il est suffisamment fin et long pour imiter la poignée d'un cathéter tenu dans la main. Un boîtier personnalisé imprimé en 3D en forme de sonde Philips L12-4 Lumify enferme le stylet de gauche (Figure 3.2). Ce boîtier correspond au modèle de sonde échographique dans l'environnement virtuel et fournit une interface tactile représentative d'une vraie sonde échographique. Le boîtier modulaire a été conçu avec Onshape, un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO), pour permettre un accès aux boutons du stylet ainsi que l'insertion et l'enlèvement faciles du stylet.

3.1.2 Rendu haptique et modèles haptiques

L'intégration du système haptique s'est faite avec l'API Unity de Haply Robotics qui permet à chaque robot de rouler sur son propre fil d'exécution haptique jusqu'à 5 kHz. Les calculs de la

détection de collisions et des modèles de force pour la manipulation de la sonde et l'insertion du cathéter s'exécutent en boucle sur ces fils d'exécution haptiques. La figure 3.3 démontre à haut niveau les étapes principales du système de détection de collision et de retour de force.

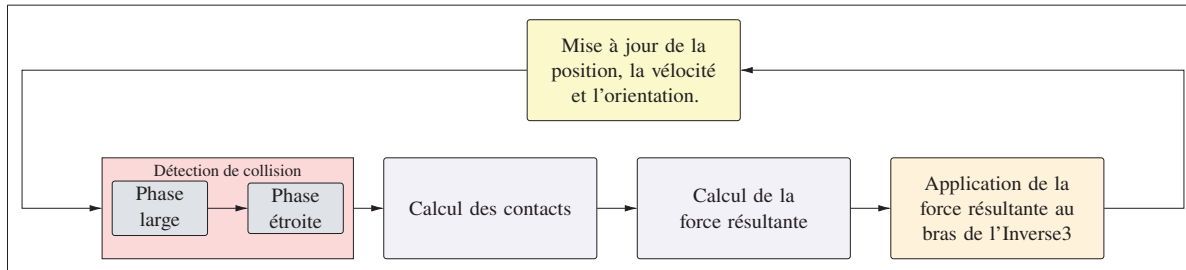


Figure 3.3 Étapes de la boucle de rendu haptique

Le système haptique emploie une méthode de rendu géométrique basé sur des pénalités et l'interaction haptique utilise une approche ponctuelle. Du point de vue du système haptique, la sonde échographique et le cathéter sont chacun représentés par un point ou un curseur virtuel en espace trois-dimensionnel. Les robots haptiques contrôlent le mouvement de leurs curseurs respectifs qui sont suivis par les modèles virtuels de la sonde et du cathéter dans l'environnement. Pour la sonde, le curseur est placé au bout de celui-ci et le curseur du cathéter est la pointe de l'aiguille du cathéter. Ceci simplifie l'interaction et le calcul des forces pour convenir à un robot haptique à 3 DoFF.

Pour chaque curseur, à chaque itération de la boucle haptique, le fil haptique effectue les calculs pour détecter une collision entre le curseur et un ou plusieurs objets dans l'environnement virtuel, tel que l'avant-bras du mannequin. La détection de collision se fait en phase large au besoin pour identifier des collisions potentielles, suivi d'une détection de collision plus précise en phase étroite. Ceci permet d'identifier des collisions potentielles plus rapidement et avec moins de ressources de calcul avant de vérifier s'il y a collision entre les formes exactes. Les paramètres de contact sont ensuite calculés et envoyés au modèle de force qui calcule la force résultante. Cette force est envoyée aux bras des robots haptiques qui génèrent la résistance ressentie par l'utilisateur. Finalement, l'état de la position et l'orientation des robots est mis à jour, de même que les visuels de la simulation, et la boucle recommence.

Les comportements de la sonde et du cathéter diffèrent significativement l'un de l'autre. La sonde se déplace sur la surface du modèle de l'avant-bras tandis que le cathéter pénètre le modèle de l'avant-bras et interagit avec les modèles de l'anatomie à l'intérieur. C'est ainsi que nous gérons la détection de collision et le retour de force séparément pour chaque outil. Les modèles de retour de force et leurs équations sont détaillés au CHAPITRE 4 tandis que les modèles de collision sont élaborés dans les sections suivantes. Les paramètres des modèles de force sont présentés en annexe.

3.1.2.1 Rendu haptique pour la sonde échographique

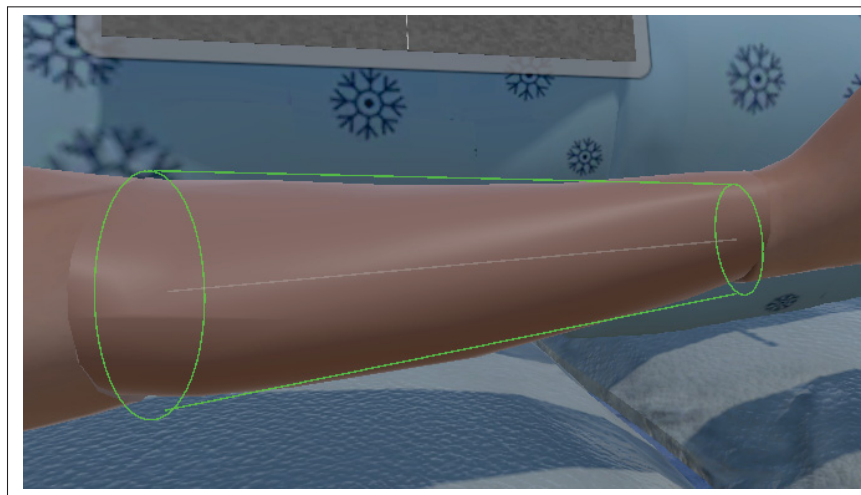


Figure 3.4 Objet de collision en forme de cône tronqué pour l'interaction avec la sonde échographique

Pour la manipulation de la sonde échographique, nous employons une détection de collision entre le curseur de la sonde et un objet de collision en forme d'un cône tronqué oblique autour de l'avant-bras (Figure 3.4). La base du cône se trouve au coude du mannequin et le sommet se trouve au poignet. Cette approximation permet d'assurer un retour de force lisse pour représenter le glissement d'une sonde avec du gel échographique appliqué à la surface. De plus, elle permet de réduire la complexité et le coût de calcul tout en assurant un retour de force en temps réel représentatif de la forme de l'avant-bras. Le calcul de la détection de collision se fait en projetant la position du curseur sur l'axe du cône. Il y a collision lorsque le point projeté se trouve entre la

base et le sommet, et que la distance entre le curseur et le point projeté est plus petite que le rayon du cône tronqué. En d'autres termes, lorsque le curseur est à l'intérieur de la surface du bras. Comme le rayon n'est pas le même le long du cône, celui-ci est calculé en interpolant le rayon de la base et le rayon du sommet en fonction de la position du curseur projeté sur l'axe. Le point le plus proche à la surface du cône et la normale correspondante (le vecteur entre le curseur et le point projeté sur l'axe) sont ensuite envoyés au modèle de force. Le modèle de force utilisé pour la sonde emploie un modèle masse-ressort amortisseur (équation 4.1 à la section 4.4.4).

3.1.2.2 Rendu haptique pour l'insertion de cathéter

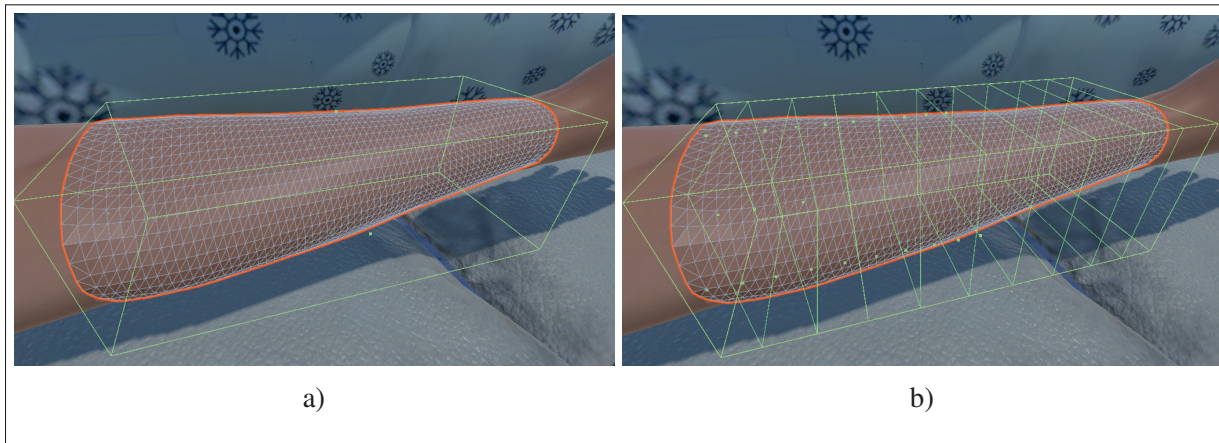


Figure 3.5 Formes de collision pour l'insertion de l'aiguille : a) Boîte de collision autour du maillage triangulaire du bras b) Bacs de la grille de hachage autour du maillage triangulaire

La détection de collision entre le curseur du cathéter et l'avant-bras se fait en deux phases : une détection de collision de phase large avec une boîte englobant le bras suivie d'une détection de collision de phase étroite avec un maillage de collision triangulaire personnalisé de l'avant-bras. La détection de collision de phase large se fait par boîte englobante (Figure 3.5a) et un système de grille de hachage (Figure 3.5b). La détection de collision de phase large permet d'optimiser la performance en termes de temps d'exécution, comme un maillage triangulaire peut avoir un nombre élevé de triangles. Au démarrage de la simulation, le maillage de collision triangulaire est construit en récupérant et en transformant les triangles et les sommets des triangles du maillage

visuel. Les normales des faces des triangles sont calculées à partir des sommets transformés. Les sommets des triangles aux extrémités du maillage triangulaire sont utilisés pour définir la boîte de collision englobant l'avant-bras.

Afin d'optimiser davantage la détection de collision, un système de grille de hachage permet de subdiviser la boîte englobante en plusieurs petites boîtes. L'indice de chaque triangle est ajouté à un ou plusieurs bacs de la grille de hachage selon la position de ses sommets. La position d'un sommet est transformée en clé pour déterminer dans quel bac l'indice du triangle est ajouté. La détection de collision de phase étroite se fait ensuite sur un sous-ensemble de triangles qui se trouvent dans le même bac que le curseur de l'aiguille.

Pour la détection de collision de phase étroite, le système de détection de collision vérifie si le curseur de l'aiguille est en contact avec un des triangles du maillage représentant la surface de l'avant-bras. Une collision est détectée lorsque le curseur de l'aiguille est dans le plan d'un triangle et à l'intérieur du périmètre défini par ses sommets. Ceci est représenté par les deux conditions suivantes :

$$(\vec{p} - \vec{s}) \cdot \vec{n} < 0 \quad (3.1)$$

$$\left(\frac{\|(\vec{s}_2 - \vec{s}_1) \times (\vec{p} - \vec{s}_1)\|}{2} \right) + \left(\frac{\|(\vec{p} - \vec{s}_1) \times (\vec{s}_3 - \vec{s}_1)\|}{2} \right) + \left(\frac{\|(\vec{s}_2 - \vec{p}) \times (\vec{s}_3 - \vec{p})\|}{2} \right) \leq \|\vec{n}\|/2 \quad (3.2)$$

où p est la position actuelle du curseur de l'aiguille, $\vec{s}_1$, $\vec{s}_2$ et $\vec{s}_3$ sont les sommets du triangle, $\vec{s}$ est un sommet arbitraire représentant un point dans le plan du triangle et $\vec{n}$ est la normale du plan du triangle. La Figure 3.6 démontre les trois cas de collision possibles entre le curseur de l'aiguille et un triangle du maillage de l'avant-bras.

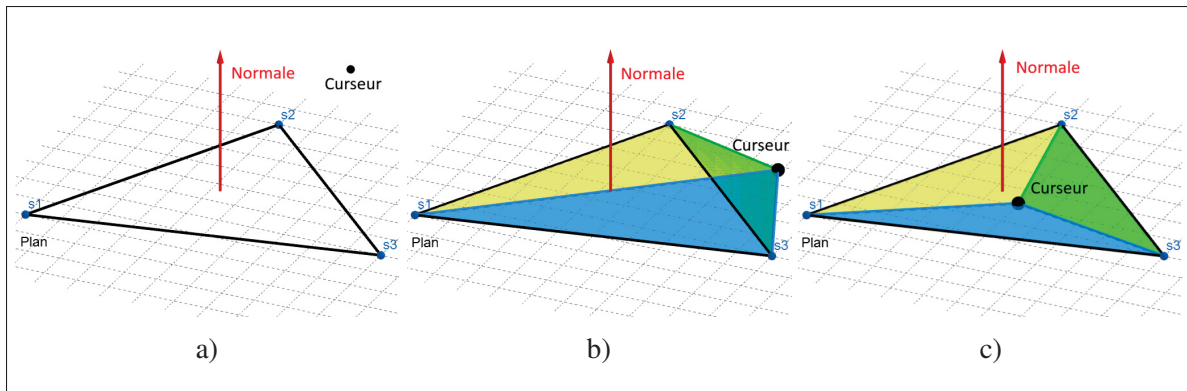


Figure 3.6 (a) Curseur hors du plan du triangle (aucune collision)
 (b) Curseur dans le plan et à l'extérieur du périmètre du triangle (aucune collision)
 (c) Curseur dans le plan et à l'intérieur du périmètre du triangle (collision)

En plus d'être en collision avec la surface de l'avant-bras, le cathéter peut se trouver à l'intérieur de celui-ci lors de la pénétration de l'aiguille dans la peau. Pour détecter si le curseur de l'aiguille est à l'intérieur du maillage de collision triangulaire, nous avons employé une stratégie de lancer de rayons. Comme le maillage du bras est statique, un rayon partant de la position du curseur de l'aiguille est lancé arbitrairement vers le bas. Pour chaque triangle, nous vérifions si le rayon entre en collision avec celui-ci. Un nombre de collisions impair indique que le curseur de l'aiguille est à l'intérieur du maillage de collision, car le rayon aurait seulement frappé la surface interne du maillage. Un nombre de collisions pair indique que le curseur de l'aiguille est à l'extérieur du maillage de collision, car soit le rayon n'aurait frappé aucune surface, soit il aurait frappé la surface externe et ensuite la surface interne pour traverser complètement le maillage de collision.

3.1.2.3 Prévention de la pénétration visuelle de la sonde et la poignée du cathéter

Lors d'une procédure réelle de l'insertion d'USGPIVC, seules l'aiguille du cathéter et la tubulure qui la recouvre devraient pénétrer la peau. Cependant dans un environnement virtuel, les objets peuvent se traverser l'un l'autre, ce qui n'est pas représentatif d'interactions réalistes. Pour empêcher la pénétration visuelle de la sonde échographique et de la poignée du cathéter dans l'avant-bras, un système de joints physiques a été implanté avec l'engin de collision de Unity. Les

objets attachés directement au curseur haptique dans l'environnement virtuel sont indépendants de l'engin de collision de Unity car celui-ci ne s'exécute pas à un taux de rafraîchissement assez élevé pour un retour haptique adéquat. C'est ainsi que pour simuler la collision visuelle avec la forme complète de la sonde et de la poignée de l'aiguille, les instruments virtuels suivent leurs curseurs respectifs à l'aide d'un système de jointures qui fixe l'orientation et la position des instruments à celles du curseur correspondant.

3.1.3 Scénario d'entraînement

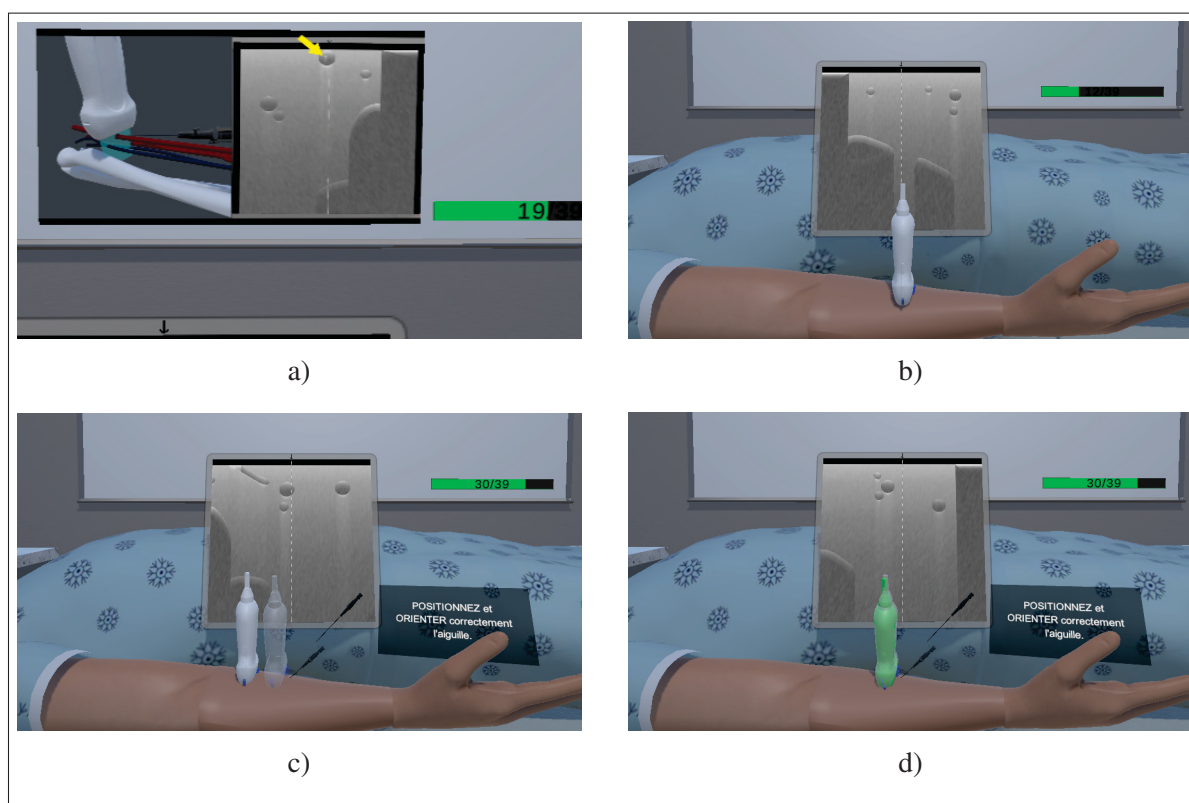


Figure 3.7 Modes du scénario d'entraînement : (a) Vidéo didactique (b) Démonstration de la manipulation de la sonde (c) Suivi des silhouettes de la sonde et de l'aiguille (d) Rétroaction visuelle d'un placement correct

Un scénario de formation en forme de tutoriel interactif dans le simulateur a été élaboré pour familiariser les participants avec l'environnement virtuel et pour enseigner les concepts et techniques nécessaires pour effectuer un placement de cathéter guidé par échographie. Les

participants ont dû compléter un mode didactique et trois modes pratiques pour apprendre à utiliser la sonde échographique et le cathéter (Figure 3.7).

Le mode didactique consiste à visualiser une courte vidéo sur le fonctionnement de l'imagerie échographique, comment produire une image échographique avec la sonde, l'identification de l'aiguille à l'écran échographique et l'identification de l'anatomie de l'avant-bras telle que présentée dans le simulateur (Figure 3.7a).

Le premier mode pratique consiste à visualiser des animations des manipulations à faire. Cela correspond à une animation du balayage de la sonde pour localiser un vaisseau cible (Figure 3.7b) et une animation de l'aiguille lors de l'insertion dans le vaisseau proche de la sonde.

Le deuxième mode pratique consiste à compléter une pose de cathéter échoguidée de façon guidée. L'utilisateur doit suivre les silhouettes des instruments et imiter leurs mouvements.

Le troisième mode consiste à placer correctement la sonde et ensuite l'aiguille avec une rétroaction visuelle. Le placement correct est prédéterminé et lorsque l'utilisateur reproduit le positionnement des instruments, ceux-ci deviennent verts pour indiquer un bon placement (Figures 3.7c et 3.7d).

Le dernier mode permet à l'utilisateur de pratiquer la procédure indépendamment pendant une durée de deux minutes sans aucune rétroaction visuelle.

Les étapes du tutoriel sont présentées de façon écrite et auditive afin de permettre aux utilisateurs de se concentrer sur la tâche tout en réduisant la charge cognitive liée à la lecture et la compréhension des instructions. L'utilisateur a l'option de lire les instructions sur un tableau devant lui dans l'environnement virtuel ou d'écouter les instructions lues à voix haute. La génération des instructions auditives se fait à l'aide d'un module de synthèse vocale réalisé avec le moteur d'inférence Unity Sentis et d'un modèle de synthèse vocale.

3.1.4 Analyse de la tâche

Afin de déterminer les éléments de formation à enseigner et à évaluer, la première étape était de construire un modèle des tâches de la procédure médicale. Une analyse hiérarchique des tâches permet de décomposer une tâche complexe en ses composantes fondamentales afin de mieux les comprendre et les enseigner. L'objectif principal de la procédure est divisé en sous-objectifs nécessaires à sa réalisation. Ces sous-objectifs sont ensuite subdivisés en tâches plus spécifiques. Un arbre de décomposition hiérarchique de la tâche, présenté au chapitre 4, a été créé suivant l'approche d'O'Connor & O'Dea (2025) (Figure 4.3). Les compétences les plus difficiles à maîtriser pour l'insertion d'USGPVC sont l'interprétation des images échographiques, la coordination œil-main lors de la manipulation de la sonde et l'aiguille, et le placement correct de l'aiguille. Ces compétences sont associées à l'étape 2. *Effectuer l'insertion d'USGPVC* du modèle de tâches présenté à la Figure 4.3. C'est ainsi que les sous-tâches reliées à cette étape ont été mises en lumière et sont les seules tâches prises en compte par notre simulateur. Le modèle de tâches a été élaboré à partir d'informations issues de la littérature, de guides et de ressources de formation, de vidéos éducatives publiques d'une durée totale de 3 heures et 58 minutes, et d'une formation en personne avec des experts du domaine à l'Hôpital de Saint-Jérôme. Enfin, le modèle de tâches a été validé informellement par un expert du domaine et instructeur pour l'insertion d'USGPVC.

La pose de cathéter veineux périphérique échoguidée se compose de trois étapes principales. La première étape est de préparer le patient et l'équipement nécessaire. Ceci comprend le positionnement du patient, la mise en place d'un garrot pour faciliter le repérage d'une veine cible appropriée, une inspection échographique préliminaire non-stérilisée du site d'insertion pour vérifier l'état de la peau, la vérification de l'anatomie environnante et le repérage d'une veine cible, la préparation des attachements et des médicaments nécessaires pour la thérapie intraveineuse, la configuration de la machine échographique et la stérilisation du site d'insertion avant de procéder à l'insertion du cathéter. Une attention particulière est à porter quant à la sélection d'une sonde échographique à haute fréquence et la sélection d'un cathéter de calibre

approprié pour la veine cible. Dans le cadre de notre étude, nous utilisons un modèle d'une sonde linéaire Philips L12-4 Lumify et un modèle d'un cathéter de calibre 18 de 5 cm de long.

La deuxième étape consiste à effectuer la pose de cathéter sous échoguidage. Cette étape fait l'objet de notre étude et des tâches prises en compte par notre simulateur. Lors de cette étape, l'opérateur manipule la sonde sur la surface de la peau du patient avec une orientation transversale par rapport à la veine cible. Les structures anatomiques sont identifiées en observant l'image échographique et un segment de la veine cible est centré sous la sonde à l'image échographique. À cette étape, l'opérateur peut juger la profondeur et la largeur de la veine cible pour confirmer le segment de la veine qui sera visée. Ces observations permettent de planifier une trajectoire d'insertion du cathéter centrée avec la sonde, à une distance à peu près égale à la profondeur de la veine cible et à 45 degrés par rapport à la surface de la peau. Une fois le cathéter inséré à travers la peau et dans la veine, il faut contrôler sa progression en identifiant la pointe de l'aiguille à l'écran échographique et en déplaçant itérativement la sonde et l'aiguille de manière proximale. Le placement est confirmé lorsque la pointe de l'aiguille est au centre de la veine et lorsqu'un reflux de sang est observé dans la chambre de retour du cathéter. C'est à noter que notre modèle de tâche se centre sur la technique de visualisation transversale comme celle-ci est considérée plus appropriée pour les novices.

La troisième étape consiste à déposer la sonde pour faire avancer le cathéter par-dessus l'aiguille dans la veine et de retirer l'aiguille. Ensuite, la tubulure pertinente est attachée, un retour de sang est confirmé, le site d'insertion est nettoyé et le cathéter est sécurisé avec un pansement sur le bras du patient.

3.1.5 Tests pilotes

Afin de bien concevoir le simulateur haptique, une étude pilote et des tests usagers informels avec des experts ont été menés au cours du projet. L'objectif de l'étude pilote était de choisir une méthode convenable pour l'interaction de l'aiguille lors de son insertion. Lors de l'insertion d'une aiguille réelle, la trajectoire de l'aiguille devient de plus en plus restreinte à mesure qu'elle

pénètre les tissus. Or, les robots haptiques utilisés dans le cadre de notre étude ne fournissent qu'un retour de force translationnel à 3 DOF. Il n'y a donc pas de retour de force pour restreindre la rotation du stylet et, par conséquent, celle de l'aiguille lors de son insertion dans la peau. Pour compenser l'absence de retour de force lors de la rotation du stylet haptique, nous avons développé quatre méthodes pour simuler la progression de l'insertion de l'aiguille :

1. Trajectoire d'insertion fixe : restriction visuelle complète de la rotation de l'aiguille lorsqu'elle entre en contact avec l'avant-bras ;
2. Trajectoire d'insertion partiellement fixe : le degré de rotation de l'aiguille est restreint visuellement selon sa profondeur d'insertion ;
3. Trajectoire d'insertion guidée par vibrations : le bras du robot haptique vibre à une intensité correspondant à l'amplitude de la déviation de l'aiguille ;
4. Trajectoire d'insertion libre : aucune restriction visuelle de la rotation de l'aiguille.

L'étude pilote a été menée auprès de participants novices au cours d'une semaine d'un hackathon en imagerie médicale à l'ÉTS. À l'aide d'une échelle de Likert, les participants ont indiqué dans quelle mesure chaque méthode les avait aidés à accomplir la tâche, avait facilité la tâche, avait contribué à leur niveau d'engagement et était perçue comme intuitive et réaliste. Le retour subjectif des participants a indiqué qu'une trajectoire d'insertion partiellement restreinte et la restriction par vibrations étaient plus utiles pour accomplir la tâche. Les trajectoires d'insertion fixe et partiellement fixe étaient les plus intuitives et réalistes, tandis que les vibrations étaient plus engageantes. La méthode d'insertion libre a été perçue comme plus utile et engageante que la méthode d'insertion fixe, et plus intuitive et réaliste que les méthodes d'insertion fixe et par vibrations. De plus, en termes d'engagement et de réalisme, elle a été jugée comparable à la méthode d'insertion partiellement restreinte. Comme l'objectif de l'étude implique l'évaluation des compétences au niveau de la manipulation et la coordination des instruments, nous avons préféré une approche qui n'impacte pas la manipulation de façon non-intuitive et qui n'affecte pas la collecte des données de mouvement, telle que décrite dans la section suivante. Par conséquent, nous avons employé l'approche d'insertion libre de l'aiguille sans aucune restriction visuelle.

En plus de cette étude pilote, des tests informels ont été menés auprès d'un groupe d'experts en pose de cathéter à l'Hôpital de Saint-Jérôme et itérativement au cours de l'étude avec un expert en insertion d'USGPVC. Ces tests ont permis d'évaluer et d'améliorer l'utilisabilité du simulateur, et de déterminer des paramètres appropriés pour les modèles de forces.

3.1.6 Collecte de données pendant l'étude usager

Des données de performance objectives et des données subjectives en forme de questionnaires ont été enregistrées au cours de l'étude usager pour chaque participant. Toutes les données ont été analysées par modèles linéaires mixtes (MLM) avec Pymer4, une librairie de statistiques permettant d'estimer divers modèles de régression en Python.

3.1.6.1 Données de performance

Un système de collecte de données a été implanté dans la simulation pour enregistrer les données de performance de façon automatisée lors des essais évalués. Ces données sont enregistrées à chaque milliseconde à partir d'un fil d'exécution indépendant. À la fin d'une séance, le système produit un fichier CSV avec les données enregistrées. Les données de performance ont été traitées avant d'effectuer des analyses statistiques pour vérifier les hypothèses définies à la section 2.2. Les métriques de performance suivantes ont été dérivées des données enregistrées pour effectuer une analyse de la courbe d'apprentissage :

1. Le temps d'exécution de la procédure : la durée du début d'un d'essai jusqu'à ce que le participant indique qu'il ait terminé la pose du cathéter en appuyant sur le bouton du stylet droit.
2. Le nombre de tentatives : le nombre d'insertions du cathéter dans la peau du bras. Cette valeur est incrémentée lors de chaque collision entre la pointe de l'aiguille et la peau de l'avant-bras tel que déterminée par le système de détection de collision du cathéter décrit dans la section 3.1.2.2.

3. L'erreur de l'angle d'insertion : la différence absolue entre l'angle d'insertion de l'aiguille et l'angle d'insertion idéal de 45 degrés.
4. Le taux d'erreur : le rapport entre nombre de fois que le cathéter traverse la paroi opposée du vaisseau et le nombre de tentatives. Un rayon est projeté à partir de la pointe de l'aiguille en direction opposée de la tige de l'aiguille. Une collision avec la paroi extérieure du vaisseau indique le chevauchement du cathéter avec le vaisseau et incrémente le nombre d'erreurs.
5. Taux de suivi du cathéter : la proportion du temps pendant lequel le cathéter reste visible sur l'écran échographique. Le cathéter est considéré visible lorsqu'il est dans le plan du faisceau de la sonde échographique.
6. L'économie du mouvement de la sonde : la longueur de la trajectoire de la sonde au cours de sa manipulation par le participant. Cette valeur correspond à la somme des différences des positions de la sonde au cours d'un essai.
7. L'économie du mouvement du cathéter : la longueur de la trajectoire du cathéter au cours de sa manipulation par le participant. Cette valeur correspond à la somme des différences des positions du cathéter au cours d'un essai.

Un exemple d'un fichier CSV des données de performance est fourni en annexe.

3.1.6.2 Réponses aux questionnaires

Les réponses aux questionnaires permettent de qualifier et de comparer l'expérience utilisateur de point de vue cognitif et affectif des deux groupes de participants au cours des séances de formation. Les participants ont répondu à trois questionnaires sur tablette à la fin de chaque séance de l'étude : le National Aeronautics and Space Administration-Task Load Index (NASA-TLX) (Hart & Staveland, 1988), le questionnaire sur l'état de la présence (Witmer & Singer, 1998) et le Haptic Experience Index (HXI) (Shi & Schneider, 2025).

Le NASA-TLX mesure la charge de travail cognitive. Il fournit un score basée sur six facteurs : l'exigence mentale, l'exigence physique, l'exigence temporelle, la performance, l'effort et le niveau de frustration. La procédure de l'évaluation prend en compte la variabilité entre les

différences de compréhension des facteurs par chaque participant en calculant la moyenne pondérée des scores selon le poids attribué au facteur par chaque participant. Cette moyenne constitue le score global de la charge de travail cognitive telle qu'utilisée dans notre étude.

Le questionnaire sur l'état de la présence mesure la perception subjective du participant d'être réellement dans l'environnement virtuel. Le score global sur la perception de la présence tel qu'employé dans notre étude prend en compte les sept facteurs de ce questionnaire : le réalisme, la possibilité d'agir, la qualité de l'interface, la possibilité d'examiner, l'autoévaluation de la performance, la perception auditive et la perception haptique.

Finalement, le HXI mesure la perception de l'expérience haptique basée sur cinq facteurs : l'autotélisme, le réalisme, l'harmonie, la discorde et l'implication. Le score global du questionnaire HXI permet de qualifier l'expérience haptique au cours des séances de l'étude usager. Comme la version validée de ce questionnaire existe seulement en anglais, la version française préliminaire utilisée pour l'étude est présentée en annexe. Cette version expérimentale du questionnaire a été développée par comité informel en s'inspirant de l'approche proposée par Gronier & Baudet (2021) afin d'améliorer la fiabilité de la traduction. Elle constitue aussi la base de la version française officielle du questionnaire HXI qui, au moment de la rédaction de ce mémoire, reste à valider.

Pour chacun des questionnaires, les scores globaux et les scores des facteurs pour chaque groupe au cours des séances sont présentés en annexe.

CHAPITRE 4

THE EFFECT OF VIRTUAL REALITY AND HAPTIC FEEDBACK ON THE LEARNING CURVE FOR ULTRASOUND-GUIDED PERIPHERAL INTRAVENOUS CATHETER INSERTION

Naomi Catwell¹ , Alejandro Olivares¹ , Yahia Zine² , Simon Drouin¹

¹ Département de Génie Logiciel, École de Technologie Supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² SonoNurse VS Inc.,
800 Rue du Square-Victoria, Montréal, Québec, Canada H4Z 1C3

Article soumis pour publication dans la conférence « ISMAR » en mars 2026

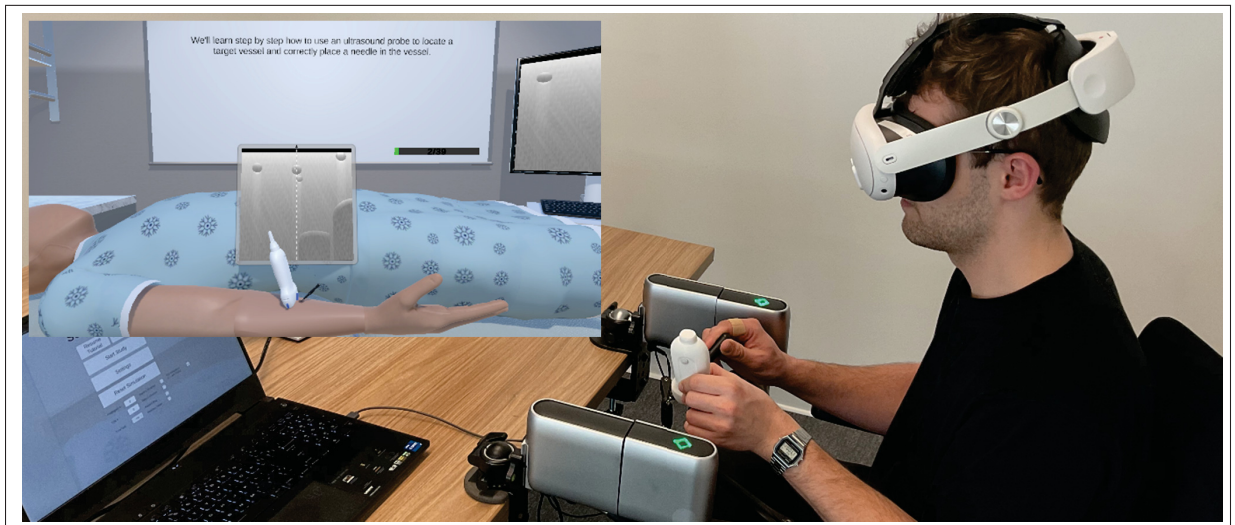


Figure 4.1 The experimental task and setup. Participants were asked to practice ultrasound-guided peripheral intravenous catheter insertion over the course of three weeks using a VR simulator with or without haptic force feedback

4.1 Abstract

Peripheral intravenous catheter (PIVC) insertion is the most common invasive medical procedure performed in hospitals worldwide. However, it is subject to a high complication rate. Despite the increased success rate offered by ultrasound guidance, healthcare professionals must be able to manipulate the ultrasound probe and the needle together to coordinate their movements while interpreting the ultrasound image. Virtual reality (VR) has proven to be an effective

tool for medical training and education, and haptic feedback makes it possible to simulate the forces felt during a real procedure. Many studies have focused on improving the realism and the performance of haptic medical simulators, but have neglected the impact on the learner's ability to acquire the relevant skills. Our study aims to investigate the impact of haptic feedback on learning an ultrasound-guided peripheral intravenous catheter (USGPIVC) insertion procedure in VR. A haptic-enabled VR simulator was developed to teach an USGPIVC insertion training scenario. Thirty-one novice participants ($n=31$) were randomly assigned to VR training either with haptic feedback (H) or without haptic feedback (NH) over the course of three weeks. The results demonstrated that VR training improves performance similarly for both groups in terms of task completion time, the number of needle insertion attempts, error rate, tip tracking and economy of motion. However, the addition of representative haptic force feedback provides sensory-motor stimulation that makes learning USGPIVC insertion more effective in terms of interaction and visuospatial exploration, resulting in more consistent needle angulation skills. Consequently, VR simulation equipped with haptic feedback is a promising approach for training healthcare professionals in tasks involving a high degree of exploration and development of hand-eye coordination skills.

Index Terms : Virtual reality, haptic feedback, learning curve, medical training, peripheral intravenous catheter, ultrasound.

4.2 Introduction

Peripheral intravenous cannulation is an essential skill for medical professionals of various backgrounds. It is the most frequently performed invasive medical procedure in hospitals worldwide, with up to four out of five patients requiring an intravenous line (IV) during their hospital stay (Beecham & Tackling, 2023; Zingg & Pittet, 2009). Despite being a routine procedure, PIVC placement is associated with a high complication rate, with some studies reporting a failure rate as high as 50% (Helm *et al.*, 2015; Zingg & Pittet, 2009). Previous research has demonstrated the effectiveness of using ultrasound guidance to facilitate the identification of target vessels and to guide the catheter needle during insertion (Costantino *et al.*, 2005; van Loon

et al., 2018). This has contributed to improved success rates for difficult-access patients, whose veins cannot be palpated or observed directly (Millington *et al.*, 2020; van Loon *et al.*, 2018; Vezzani *et al.*, 2013). However, simply using ultrasound guidance does not guarantee success. Medical professionals require extensive training to develop the visuospatial and bimanual hand-eye coordination skills necessary for ultrasound-guided peripheral intravenous catheter (USGPIVC) placement (Nicholls *et al.*, 2014; van Loon *et al.*, 2018; Zingg & Pittet, 2009).

VR simulators have been shown to be an effective tool for medical training and education, offering visually realistic environments, customizable configuration of training scenarios and repeatable practice in a controlled and safe environment (Andersen *et al.*, 2023; Yoon, 2025). Moreover, VR simulators facilitate objective performance assessments and the co-located presentation of visuals with physical manipulators such that hand-held medical props are spatially mapped to their virtual counterparts (Lev *et al.*, 2010). This contributes to more intuitive and immersive training. In comparison to traditional training methods, VR simulators also foster greater scalability, and the simulated tools are less subject to wear and tear with repeated use (Andersen *et al.*, 2023; Coles *et al.*, 2011).

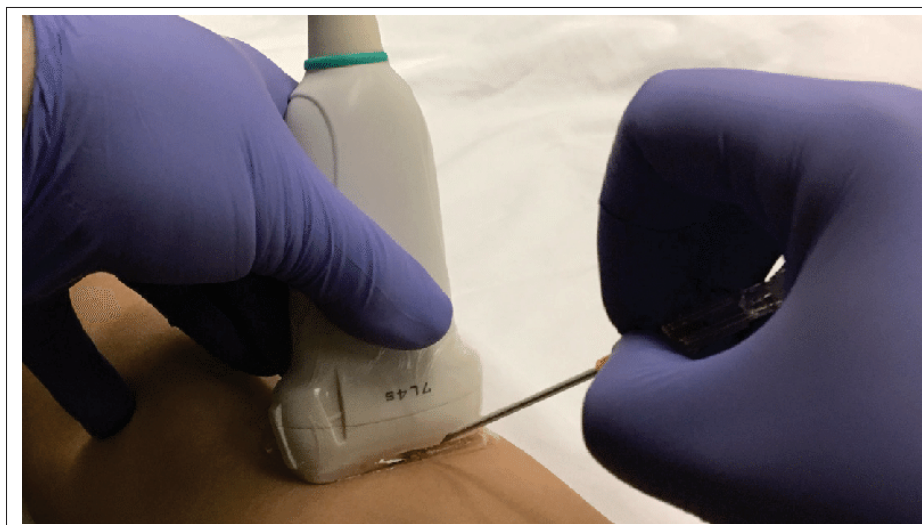


Figure 4.2 Ultrasound-guided peripheral intravenous catheter insertion
Adapted from Gottlieb *et al.* (2017)

Despite being a promising training tool, many VR training simulators often lack the haptic feedback (tactile and force sensations) representative of an actual procedure (Alamilla *et al.*, 2022; Gani *et al.*, 2022). Such sensations are needed to develop psychomotor skills, which include visuospatial understanding and visuomotor or hand-eye coordination (Di Vece *et al.*, 2021; Nicholls *et al.*, 2014). Furthermore, most studies have focused on the validation of such simulators for various medical procedures and neglect the learning effect of haptic feedback over an extended period (Azher *et al.*, 2024; McWilliams & Malecha, 2017; Pacheco-Barrios, Ortega-Márquez & Fregni, 2024). To the best of our knowledge, no study has yet evaluated the learning effect of VR haptic feedback for USGPiVC insertion.

To address this gap, our study investigates the impact that adding haptic feedback to a VR training simulator has on the skill acquisition process for novice learners of USGPiVC insertion. The main contributions of this study are : (1) a task analysis of the USGPiVC insertion procedure based on the literature ; (2) design of a haptic VR simulator for USGPiVC insertion, including an interactive training scenario refined through iterative user testing and feedback from experts ; (3) a between-group user study evaluating the learning effect of haptic feedback on novice skill acquisition over a period of 3 weeks per learner ; (4) insight into how haptic feedback affects the learning curve in terms of performance as well as cognitive and affective user experience.

4.3 Related Works

4.3.1 Ultrasound-guided PIVC

PIVC placement is a minimally invasive medical procedure used to gain direct access to the bloodstream. A catheter, fitted over a needle, is inserted into a vein, usually in the forearm (Beecham & Tackling, 2023) (Figure 4.2). Once inserted correctly, the catheter is used to administer fluids and medication or to take blood samples (Beecham & Tackling, 2023; Helm *et al.*, 2015). Repeated failures at placing the catheter can lead to complications such as infection, inflammation, infiltration, collapsed veins, accidental puncture of nearby vessels, patient pain and discomfort, or the need for more invasive medical procedures (Costantino *et al.*, 2005;

Helm *et al.*, 2015; Millington *et al.*, 2020). Identifying the target vein can become more difficult with patients who are chronically ill, dehydrated, elderly, of a darker skin tone or pregnant (Beecham & Tackling, 2023). This can also result in longer hospital stays and an increased strain on the healthcare system (Helm *et al.*, 2015). Ultrasound guidance provides real-time imaging of the body's internal structures, facilitating identification of the target vein and catheter insertion (Millington *et al.*, 2020; Vezzani *et al.*, 2013). An ultrasound probe is placed on the forearm over the insertion site and the corresponding 2D image is displayed on a monitor. The procedure requires precision and hand-eye coordination, as clinicians must simultaneously interpret the ultrasound image, manipulate the probe and advance the catheter needle (Nicholls *et al.*, 2014). Development of such skills requires effective training.

USGPIVC insertion training typically involves theoretical lessons on anatomy and ultrasound technique, as well as practice sessions using mannequins or synthetic training blocks (Stone *et al.*, 2023). Common examples include the CAE Blue Phantom gelatinous training block, which provides hands-on experience before operating on patients (Stone *et al.*, 2023). However, traditional methods face constraints such as a lack of realism, limited anatomical variations and limited access to ultrasound machines (Coles *et al.*, 2011; Stone *et al.*, 2023). Mannequins and non-human tissue models are also subject to wear and tear, becoming expensive to replace over time (Alamilla *et al.*, 2022). Such limitations highlight the potential of VR as a complementary training tool, providing customizable scenarios in a scalable and reusable environment.

4.3.2 VR Simulators for USGPIVC insertion

VR simulators have been developed for a variety of needle insertion procedures, including regional anesthesia (Chuan *et al.*, 2023; Simon *et al.*, 2024), biopsy procedures (Chan *et al.*, 2010), laparoscopy (Panait *et al.*, 2009; Shen *et al.*, 2021) and traditional PIVC placement (Woo *et al.*, 2024). However, relatively few have specifically addressed USGPIVC insertion. Nevertheless, existing studies have demonstrated the potential of VR as an effective training tool for USGPIVC insertion. Andersen *et al.* (2021) conducted a randomized controlled trial to evaluate the impact of adding VR as a complementary tool to a traditional USGPIVC insertion

training program. During a post-test on a mannequin, learners using VR achieved a higher rate of successful PIVC placements compared to the control group. Shenoy *et al.* (2021) carried out a prepost analysis to evaluate the effect of a VR training session on confidence levels. Learners with little to no experience demonstrated a significant increase in their confidence in executing the procedure. Olivares *et al.* (2026) demonstrated the face, content, and construct validity of a VR simulator for USGPIVC insertion and evaluated its usefulness as a tool for comparing different USGPIVC insertion techniques. Although these studies show the promise of VR as a training tool, developing fine motor skills and hand-eye coordination requires learning and assessment over an extended period. Furthermore, none of these studies addressed tactile interface fidelity or included haptic force feedback representative of ultrasound probe manipulation and needle insertion.

4.3.3 Evaluating the learning curve

In medical training contexts, learning curves are a method of describing and measuring performance against experience (Hopper *et al.*, 2007; Howard *et al.*, 2023). When learning a new skill, performance tends to improve with practice (Hopper *et al.*, 2007). This can be represented visually by plotting measures of performance, such as the number of attempts or the error rate, over the number of training repetitions (AIUM, 2019; Howard *et al.*, 2023). Learning curves can be used to quantify skill acquisition, predict skill development and provide insight as to the effectiveness of training methods (AIUM, 2019; Hopper *et al.*, 2007; Howard *et al.*, 2023). The most effective approach for learning curve assessments for procedural skills such as USGPIVC insertion is through spaced retention tests (Shea *et al.*, 2000; Spruit *et al.*, 2015). This involves evaluating performance after a rest period ranging from a few minutes to multiple days. Studies have also shown that spaced practice is essential for consolidating learning and improving skill retention of psychomotor skills (Fahl *et al.*, 2023; Savion-Lemieux & Penhune, 2005; Spruit *et al.*, 2015). Several studies have carried out learning curve analyses of ultrasound-guided needle insertion procedures in simulated and life-case scenarios (Ault *et al.*, 2015; Chuan *et al.*,

2023; Kim *et al.*, 2014; Ni *et al.*, 2011; Xia *et al.*, 2018). However, none have compared haptic versus non-haptic learning curves in a VR training context.

4.3.4 The role of haptic feedback for medical training

Haptic feedback in medical training is used to simulate the feeling of touch in a real procedure and can be categorized mainly as tactile or force feedback (Coles *et al.*, 2011; Corrêa *et al.*, 2019). Tactile feedback refers to sensations felt by the skin. These sensations are usually surface characteristics of objects such as roughness, shape and heat. Force or kinesthetic feedback refers to sensations of weight or resistance perceived by muscles and joints. Both types of haptic feedback can contribute to a richer learning experience when combined with visual feedback and can be crucial to early acquisition of motor skills (Azher *et al.*, 2024; Coles *et al.*, 2011; Collaço *et al.*, 2021).

USGPiVC insertion is a challenging procedure that requires both visuospatial understanding of internal anatomical structures and bimanual visuomotor coordination of the ultrasound probe and the catheter needle (Alamilla *et al.*, 2022; Nicholls *et al.*, 2014). Previous research has shown that haptic feedback can contribute to a more immersive, engaging learning experience and facilitate information processing and retention by reducing cognitive load (Crandall & Karadoğan, 2021; Pinzon *et al.*, 2016). The clinical implication is that haptic feedback may favour effective skill acquisition which leads to reduced potential errors and improved healthcare for patients. However, the benefit of haptic feedback depends highly on the medical procedure in question and proper simulator design, as insufficient or excessive haptic feedback can negatively impact skill acquisition (Azher *et al.*, 2024; Coles *et al.*, 2011).

Several studies have demonstrated the advantages of haptic feedback for improved training performance. Gani *et al.* (2022) conducted a randomized controlled trial to evaluate the impact of haptic feedback on surgical skills in a VR bone drilling simulation. One group used force feedback robots with a mock drill attached while the other used VR controllers without haptic feedback. Participants in the haptic group performed better than those in the non-haptic group in

terms of safety, accuracy and rated technical skill scores, but not in task execution time. Ni *et al.* (2011) determined the construct validity of a non-VR haptic simulator for ultrasound-guided biopsy and evaluated participants' learning curves. They observed a significant decrease in execution time and increase in accuracy across trials, as well as a significant difference in performance learning curves between novices and experts.

On the other hand, Woo *et al.* (2024) compared intravenous needle insertion performance between VR controllers and a haptic glove. Trainees practiced on VR and mixed reality simulators in three training sessions spaced one week apart. There were no significant differences in participants' reporting of cognitive workload. However, the haptic VR group performed better in terms of success rates. Moreover, they observed that VR controllers may not benefit the development of grip stabilization and motor skills required for needle insertion. Chen *et al.* (2019) compared skill gains for central venous catheterization between manikin-based training and a dynamic haptic robotic trainer. Assessments were based on checklist scores and objective metrics, including time to complete the procedure, the angle of insertion, the path length and the stability of the needle. They found that all participants improved their skills regardless of the training method. Collaço *et al.* (2021) evaluated the impact of VR haptics on dental anesthesia performance. They carried out a single-factor experimental design with four groups, comparing haptic versus non-haptic and VR versus desktop simulations. Participants were evaluated based on task execution time, insertion accuracy, needle handling, perceived confidence and sense of realism. Participants reported no difference in tactile perception between the haptic and non-haptic groups. The authors attributed this to visual dominance, where manipulating a real syringe on a robot created the illusion of haptic feedback.

Consequently, the effectiveness of haptic feedback in psychomotor skill acquisition is highly dependent on the task in question, simulator design and training objectives. Certain medical procedures may benefit from haptic-enabled training while for others, visual simulation may be sufficient. Effective simulators should be designed keeping the task requirements and interface fidelity in mind. As such, a detailed task analysis may be beneficial (Coles *et al.*, 2011). Finally,

more work is needed to understand the impact of immersive technology on long-term acquisition of psychomotor skills (Azher *et al.*, 2024).

4.4 User study

4.4.1 Objectives and Hypotheses

To evaluate the impact of VR haptic feedback on the USGPIVC insertion learning curve, we conducted a between-group longitudinal study with two novice training groups, with and without haptic force feedback. A VR simulator for USGPIVC insertion was previously developed by Olivares *et al.* (2026). In the context of our study, this simulator was adapted with haptic feedback robots to carry out training and evaluation over the course of three weeks for each group.

We formulate the following three hypotheses :

- **H1. Overall skill acquisition :** Training with the VR simulator would improve participants' performance learning curves in terms of completion time, number of attempts, needle insertion angulation, error rate, tip tracking and economy of motion.
- **H2. Comparative skill acquisition :** The learning curves of participants trained in the VR simulator with haptic feedback would improve more rapidly than those of participants training without haptic feedback.
- **H3. User experience :** Participants trained in the VR simulator with haptic feedback would report a lower cognitive workload, an increased sense of presence and a more positive haptic experience throughout training.

4.4.2 Participants

Participants were recruited among students, university staff and external participants from Montreal. Participants were required to be novices in USGPIVC insertion, as the rate of improvement tends to be more apparent with novice learners, while individuals familiar with the

procedure tend to perform well more consistently (Chuan *et al.*, 2023). Exclusion criteria were 1) previous experience with needle insertion or catheter placement, 2) previous experience in ultrasound guidance and ultrasound image interpretation; 3) vision troubles not corrected with lenses, 4) problems with balance or movement coordination and 5) susceptibility to cybersickness or epileptic conditions. All participants were asked to read and sign a consent form to participate in the study. The Research Ethics Committee (CÉR) of École de technologie supérieure (ÉTS) validated the experimental protocol (protocol #25055) and all participants signed an informed consent form before participating in the study.

4.4.3 Experiment task

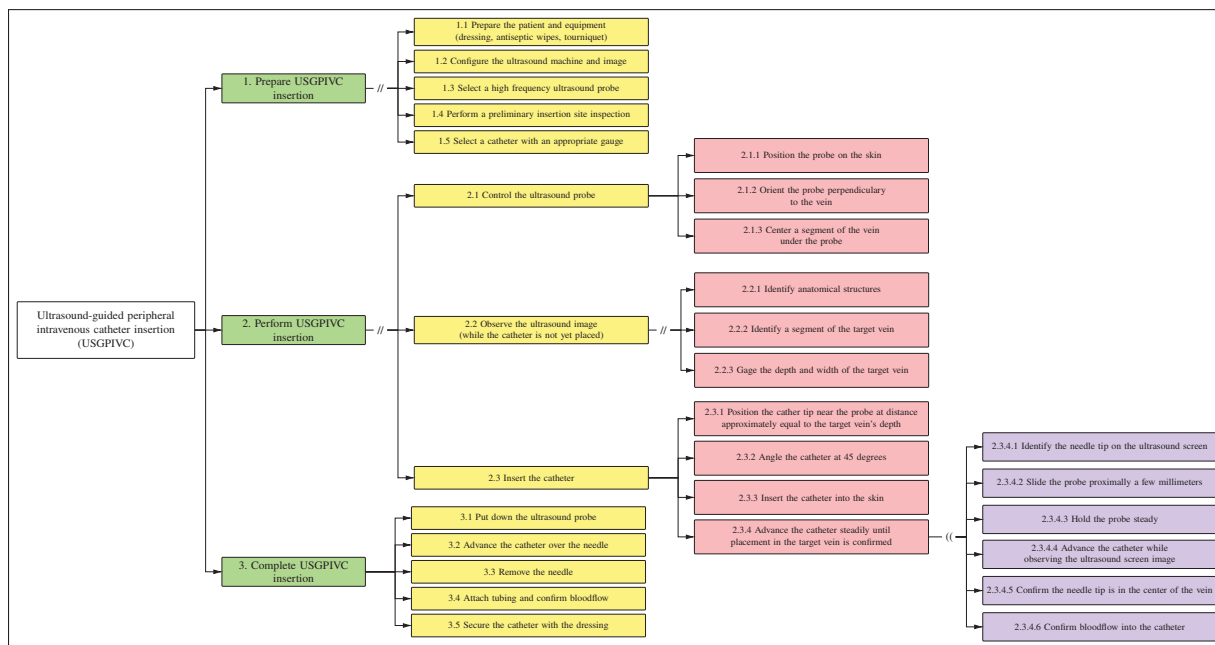


Figure 4.3 Task analysis of an USGPiVC insertion procedure with steps (green), tasks (yellow), subtasks (pink) and actions (purple). Subtasks and actions are detailed only for step 2 (most pertinent to the training scenario). The symbol “//” designates tasks performed in parallel. The symbol “(” designates tasks performed iteratively

Participants performed nine trials of USGPiVC insertion over three sessions (three trials per session) using the VR simulator. For each trial, participants were instructed to use the ultrasound probe and monitor to locate a vessel, insert the catheter at a 45 degree angle and advance the

catheter needle without piercing the far wall of the vessel. The appropriate insertion angles for USGPIVC insertion lie between 30 and 45 degrees (Millington *et al.*, 2020). Catheter insertion at a 45 degree angle makes it possible to use the Pythagorean theorem to determine where to insert the catheter based on vein depth (Gottlieb *et al.*, 2017; Millington *et al.*, 2020). An insertion angle of 45 degrees was chosen to facilitate the procedure and provide participants with a clear strategy.

All participants performed the task using a right-handed setup, manipulating the ultrasound probe with their left hand and the catheter needle with their right hand. An introductory hands-on tutorial within the simulator allowed participants to familiarize themselves with the steps of the procedure. The tutorial was designed based on a hierarchical task analysis to break down the medical procedure into its fundamental components (steps, tasks, subtasks and actions) as shown in Figure 4.3, following the approach described by O'Connor & O'Dea (2025). We detailed subtasks and actions pertinent to hand-eye coordination skills, specifically ultrasound probe control, ultrasound image interpretation and catheter insertion.

4.4.4 Experimental setup and virtual environment



Figure 4.4 USGPIVC insertion training scenario with explanations of the relevant anatomy (left) and interactive guides for tool manipulation (right)

The VR simulator developed by Olivares *et al.* (2026) provided ultrasound image simulation and used VR controllers to manipulate a virtual ultrasound probe and needle. However, it lacked the

haptic feedback representative of an USGPIVC insertion procedure. We extended the simulator by integrating haptic feedback for ultrasound probe manipulation and needle insertion (Figure 4.1), as well as an interactive guided tutorial for novices to familiarize themselves with the procedure in a hands-on manner (Figure 4.4). The haptic simulator was also configured to collect performance metrics pertinent to USGPIVC insertion skill assessment.

The simulation was run on an ASUS TUF Dash F15 (2022) laptop equipped with an Intel Core i7 processor at 2.30 GHz, 16 GB of RAM and an NVIDIA GeForce RTX 3070 graphics card with 16 GB of RAM. The virtual environment was created using Unity 2022.3 with the OpenXR Unity plugin. For visualisation of the virtual environment, we used a Meta Quest 3 headset with a resolution of 2064 x 2208 pixels per eye, at a refresh rate of 90 Hz per eye.

The virtual environment consisted of a clinical room with a full-body mannequin on an examination bed. A full-body mannequin was used to replicate a real clinical environment and increase immersion and sense of presence. The forearm of the mannequin contained a simplified version of the relevant anatomy, including cephalic, basilic and antebrachial veins, radial and cubital arteries, and the radius and ulna bones. The environment also contained an intravenous catheter, a Philips L12-4 linear ultrasound probe and an ultrasound monitor displaying real-time ultrasound images based on the the probe's position in the simulation. The ultrasound image was generated using PLUS Toolkit's Ultrasound Simulator (Lasso *et al.*, 2014; Queen's University, 2025). The OpenIGTLink protocol was used to transmit the ultrasound probe position and orientation to PLUS Toolkit and the resulting image back to Unity. To aid depth perception, shadows of the medical tools were rendered on the surface of the skin and a darker circular shadow marked the contact position of the needle with the skin.

To replicate the haptic feedback representative of an USGPIVC insertion procedure, we used two Haply Robotics Inverse3 robots integrated with the Haply Inverse SDK (version 3.2.0). Each device offered a workspace of $460 \times 510 \times 230$ mm, 6 degrees of freedom (DOF), 3 degrees of force feedback (DOFF) at a maximum force of 10 N and a maximum refresh rate of 8 kHz. The two robots were oriented facing upward and spaced 12 inches apart to provide a maximum

freedom of movement for performing the task while avoiding collisions between them in the real world. The devices also underwent a calibration process to ensure the co-location of the robots' styluses with the virtual tools. A custom 3D-printed ultrasound probe was attached to the device controlling the virtual ultrasound probe, while the stylus controlling the needle was thin enough to approximate the grip of a real needle. These design decisions aimed to achieve a tactile interface fidelity representative of real handheld medical tools.

We integrated a custom collision engine solution and several force models for the ultrasound probe contact with the skin and the needle insertion. The collision model for the ultrasound probe used a truncated cone approximation for the arm model while the needle insertion used a surface mesh for more precise data collection.

To simulate the ultrasound probe's contact force $\vec{F}$ with the skin, we used a mass-spring model with damping :

$$\vec{F} = k\vec{x} + C\vec{v} \quad (4.1)$$

where k is the stiffness coefficient of the skin (in N/m), $\vec{x}$ is the penetration vector (in meters), C is the damping coefficient (in N·s/m) and $\vec{v}$ is the velocity of the effector (in m/s).

To simulate the catheter needle insertion force feedback, we used the approach proposed by Barnouin *et al.* (2020) which was adapted for a three-dimensional case from Okamura *et al.* (2004). The generated force $\vec{F}_g$ consists of a stiffness force $\vec{F}_s$, a cutting force $\vec{F}_c$ and a friction force $\vec{F}_f$, where x is the distance between the current position of the needle tip and the insertion point on the skin :

$$\vec{F}_g(x) = \vec{F}_s(x) + \vec{F}_c(x) + \vec{F}_f(x) \quad (4.2)$$

The stiffness force is applied during pre-puncture of the skin surface and increases until it reaches the intensity required for penetration f_p , after which the stiffness force abruptly decreases to 0 N. The stiffness force is expressed as :

$$\vec{F}_s = \begin{cases} 0, & \|\vec{F}_s\| \geq f_p \\ (K_1x + K_2x^2)\vec{u}, & \|\vec{F}_s\| < f_p \end{cases} \quad (4.3)$$

where K_1 and K_2 are skin stiffness parameters determined experimentally (in N/m), $\vec{u}$ is the trajectory opposite that of the catheter needle so that the force opposes the insertion direction, and f_p is the force intensity required for penetration (in N).

The cutting force is a constant value f_c depending on the catheter needle's trajectory and is applied only while the needle is being inserted into the skin :

$$\vec{F}_c = \begin{cases} 0, & \vec{u} \cdot \vec{v} \geq 0 \\ f_c\vec{u}, & \vec{u} \cdot \vec{v} < 0 \end{cases} \quad (4.4)$$

The friction model uses the modified Karnopp model proposed by Okamura *et al.* (2004) :

$$\vec{F}_f = \begin{cases} (C_n \text{sgn}(\dot{x}) + b_n \dot{x})\vec{u}, & \dot{x} \leq -\Delta v/2 \\ (\max(D_n, F_a))\vec{u}, & -\Delta v/2 < \dot{x} \leq 0 \\ (\min(D_p, F_a))\vec{u}, & 0 < \dot{x} < \Delta v/2 \\ (C_p \text{sgn}(\dot{x}) + b_p \dot{x})\vec{u}, & \dot{x} \geq \Delta v/2 \end{cases} \quad (4.5)$$

where C_n and C_p represent the negative and positive dynamic friction forces (in N), D_n and D_p represent the negative and positive static friction forces (in N), b_n and b_p represent the negative and positive damping coefficients (in N·s/m²), F_a is the sum of non-frictional forces (stiffness and cutting force) (in N), $\dot{x}$ is the magnitude of the velocity vector (in m/s), and $\Delta v/2$ is the

threshold below which the velocity is considered 0 (in m/s).

In addition to these three force components, we added a smoothing effect by linearly interpolating the resultant force for more stable force feedback. We also added a bilateral clamping force based on methods proposed by Alamilla *et al.* (2022) and Barnouin *et al.* (2020) to restrict the catheter movement to its insertion trajectory :

$$\vec{F}_d = -\frac{K}{l}x \left(\vec{x} - \left(\vec{x} \cdot \overrightarrow{P_1P_2} \frac{\overrightarrow{P_1P_2}}{\|\overrightarrow{P_1P_2}\|^2} \right) \right) \quad (4.6)$$

where K represents the skin stiffness (in N/m), l is the length of the needle shaft (in meters), $\vec{x}$ is the distance vector between the needle tip and the insertion point (in meters), P_1 represents the insertion point and P_2 represents the actual position of the needle tip.

The model parameters and configuration of the devices were refined through pilot testing and feedback from experts in USGP/IVC insertion.

4.4.5 Experimental Design and Conditions

The experiment used a between-subjects design with two conditions : a haptic feedback group (H) and a non-haptic feedback group (NH). The minimum sample size was calculated using G*Power ($\alpha=0.05$, power=0.8) with a paired t-test and a medium effect size ($d=0.5$). The power analysis results indicated that a minimum sample size of 27 participants was required.

All participants used the same VR headset and haptic robots with the custom 3D-printed probe. With haptic feedback enabled, participants in the H group could feel the resistance forces when sliding the ultrasound probe along the virtual patient's arm and when inserting the catheter needle into the skin. The NH group used the haptic robots with force feedback disabled. This was done in order to maintain interface fidelity between the two groups, as most haptic versus

non-haptic studies compare equipment (haptic robots versus VR controllers) rather than the effect of force feedback itself.

The three training sessions were spaced one week apart to prevent participant attrition and fatigue. Each session consisted of three trials in order to maximize the number of repetitions.

4.4.6 Experimental Procedure

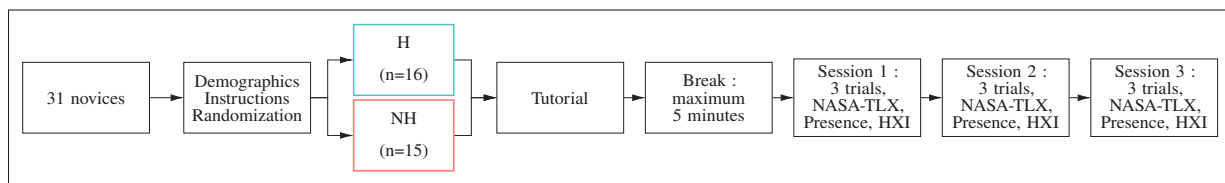


Figure 4.5 The experimental procedure.
Sessions 1, 2 and 3 are each spaced one week apart

The experimental procedure is summarized in Figure 4.5. All participants completed a sociodemographic questionnaire that recorded their age, sex and handedness, and verified their eligibility for participation. We introduced participants to the simulation equipment, the content of the simulation and the basic concepts and techniques required for performing the study task.

Each participant was randomly assigned an experimental condition (haptic or non-haptic) to be used throughout the study. Participants followed an interactive guided tutorial within the simulator. The tutorial provided auditory and written instructions for each step of the medical procedure and required participants to follow silhouettes of the ultrasound probe and the catheter needle. At the end of the tutorial, participants were given two minutes to practice the procedure without the guided instructions. After a short break, participants' understanding was verified verbally and clarification was given as needed.

Participants completed three sessions within the simulator, each with three trials of USGPIC insertion. The first session began on the same day as the tutorial. Each session was spaced one

Tableau 4.1 Performance metrics for USGPiVC insertion

Metric	Description
Completion time	Time from the start of the trial to when the participant pressed a button on the simulator, indicating that they believed they had successfully placed the catheter needle (lower values indicate better performance).
Number of attempts	Number of times the needle was inserted into the skin (lower values indicate better performance).
Insertion angle error	Absolute difference between the needle insertion angle and the ideal insertion angle of 45 degrees (lower values indicate better performance).
Error rate	Percentage of the number of attempts where the needle punctured the far wall of the vessel (lower values indicate better performance).
Tip tracking	Proportion of time the needle tip remains visible on the ultrasound screen (higher values indicate better performance).
Economy of motion	Path length of the ultrasound probe or the catheter needle throughout the duration of the trial (lower values indicate better performance).

week apart and lasted approximately 20 minutes. At the beginning of each session, participants were reminded of the main steps of the procedure through auditory and written instructions within the simulator. Each trial consisted of as many needle insertion attempts as the participant needed before indicating the end of the trial by pressing a button on the catheter needle stylus. The objective performance metrics for each trial are listed in Table 4.1. Tracking data was recorded within Unity based on the location and orientation of the styluses of the haptic robotic arms. Following each session, participants completed three questionnaires. These included the NASA Task Load Index (NASA-TLX) (Hart & Staveland, 1988) to assess participants' cognitive workload (subfactors include Mental Demand, Physical Demand, Temporal Demand, Performance, Effort and Frustration), the Presence questionnaire (Witmer & Singer, 1998) to assess participants' sense of presence within the virtual environment (subfactors include Realism, Possibility to Act, Quality of Interface, Possibility to Examine, Self-evaluation of Performance, Sound Perception and Haptic Perception) and the Haptic Experience Inventory (HXI) (Shi & Schneider, 2025) to measure participants' perception of haptic interactions (subfactors include Autotelics, Realism, Harmony, Discord and Involvement).

Statistical analysis for performance metrics and questionnaire responses was performed using linear mixed models (LMM). To validate our hypotheses, performance metrics and questionnaire response scores were evaluated using Trial and Haptic Group as independent variables, along with their interaction. Post hoc pairwise comparisons with Tukey HSD adjustments were conducted for significant interactions and significant main effects of Haptic Group. A significance level of $\alpha = 5\%$ was used for determining statistical significance.

4.5 Results

Thirty-one participants (12 women and 19 men) participated in this study (age 27 ± 7.43 , min = 20, max = 62) thus satisfying the statistical requirements for this experiment. All but one participant was right-handed. Experience and knowledge of VR and haptics were similar between the two groups where 90.32% reported previous experience with VR and 45.16% reported previous experience with haptic feedback.

4.5.1 Performance during training

4.5.1.1 Completion Time

There was no significant interaction between Trial and Haptic Group ($\beta = -0.84$, $p = 0.84$) for the time to complete the task (Figure I-3a). There was a significant main effect of Trial ($\beta = -15.58$, $p < .0001$), but no significant effect of Haptic Group ($\beta = 1.49$, $p = 0.96$).

4.5.1.2 Number of attempts

There was no significant interaction between Trial and Haptic Group ($\beta = 0.37$, $p = 0.22$) for the number of attempts (Figure I-3b). However, there was a significant main effect of Trial ($\beta = -0.72$, $p < .001$) and a significant main effect of Haptic Group ($\beta = -5.14$, $p = 0.01$). Post hoc analysis showed the H group made more insertion attempts than the NH group during each trial, although

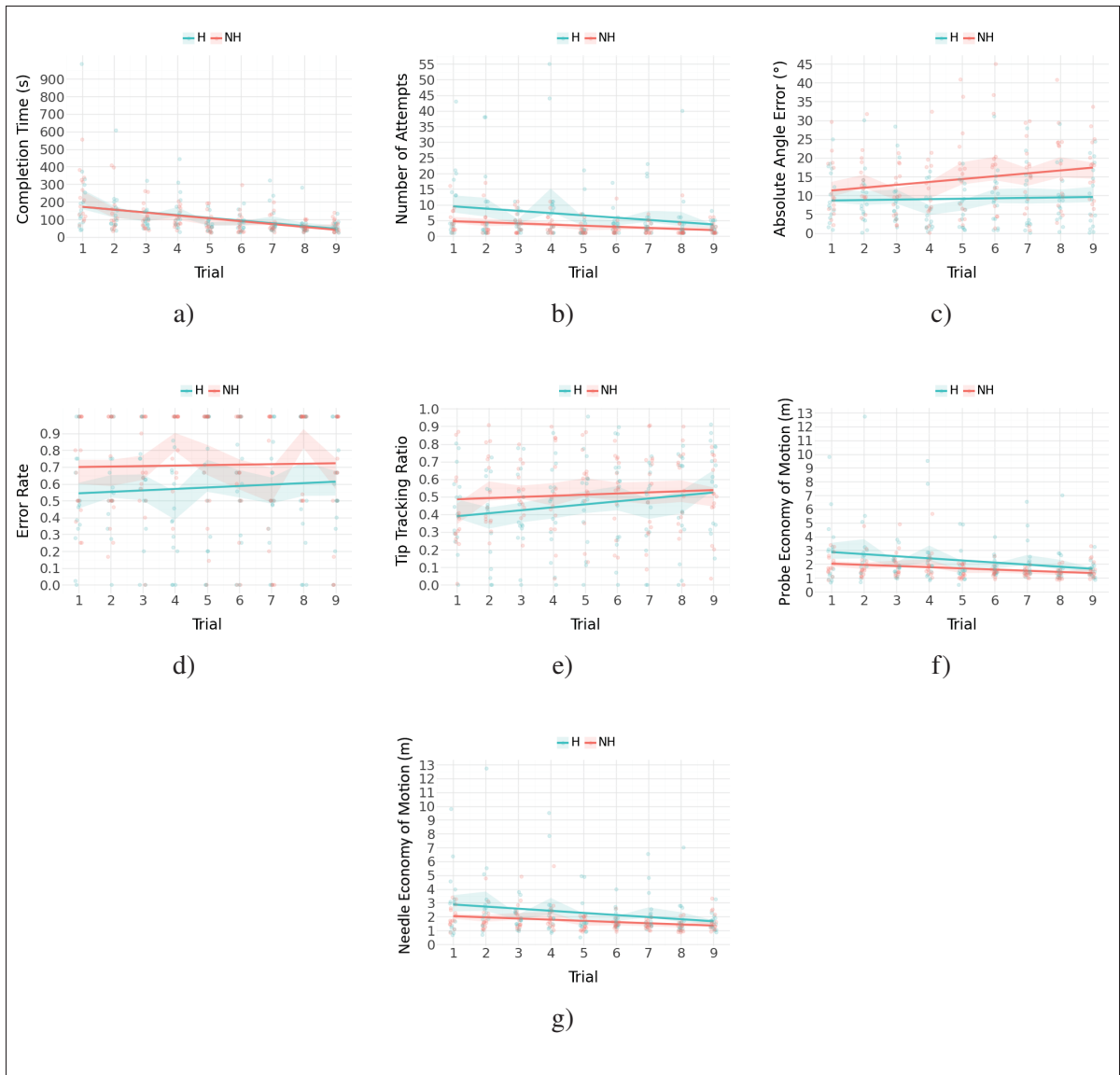


Figure 4.6 Learning curves for haptic and non-haptic training groups. Linear mixed model regression lines and standard error ribbons are overlaid on performance scores (y-axis) plotted over task trials (x-axis) : (a) Completion time (b) Number of attempts (c) Absolute angle error (d) Error rate (e) Tip tracking (f) Economy of motion for probe manipulation (g) Economy of motion for needle manipulation

this difference was only significant during trials 1 ($\beta=5.18$, $p=0.035$), 2 ($\beta=4.85$, $p=0.049$) and 4 ($\beta=7.64$, $p<0.01$).

4.5.1.3 Insertion angle

There was a significant interaction between Trial and Haptic Group ($p=0.03$) for the needle insertion angle (Figure 4.6c). There was no significant main effect of Trial ($\beta=0.12$, $p=0.57$) nor Haptic Group ($\beta=1.99$, $p=0.44$) on the insertion angle. Post-hoc analysis revealed that, on average, the NH group deviated from the ideal insertion angle more than the H group during trials 5 ($\beta=-8.52$, $p<0.01$), 6 ($\beta=-7.32$, $p=0.017$), 8 ($\beta=-7.70$, $p=0.012$) and 9 ($\beta=-6.34$, $p=0.038$). There were no significant differences during any of the other trials ($p>0.05$).

4.5.1.4 Error rate

There was no significant interaction between Trial and Haptic Group ($\beta=-0.01$, $p=0.67$) for the error rate (Figure 4.6d). There was also no significant main effect of Trial ($\beta=0.01$, $p=0.36$) nor Haptic Group ($\beta=0.16$, $p=0.09$).

4.5.1.5 Tip tracking

There was no significant interaction between Trial and Haptic Group ($\beta=-0.01$, $p=0.19$) for tip tracking (Figure 4.6e). There was a significant main effect of Trial ($\beta=0.02$, $p=0.002$), but no significant main effect of Haptic Group ($\beta=0.11$, $p=0.16$).

4.5.1.6 Economy of motion for probe manipulation

There was no significant interaction between Trial and Haptic Group ($\beta=-0.01$, $p=0.81$) for the economy of motion during probe manipulation (Figure 4.6f). There was a significant main effect of Trial ($\beta=-0.10$, $p<.001$), but no significant main effect of Haptic Group ($\beta=0.11$, $p=0.64$).

4.5.1.7 Economy of motion for needle manipulation

There was no significant interaction between Trial and Haptic Group ($\beta=0.07$, $p=0.26$) for the economy of motion during needle manipulation (Figure 4.6g). However, there was a significant

main effect of Trial ($\beta=-0.15$, $p<.001$) and a significant main effect of Haptic Group ($\beta=-0.91$, $p=0.01$). Post hoc analysis revealed that motion economy of the needle was significantly greater (smaller path length) for the NH group during for trial 2 ($\beta=1.24$, $p=0.01$) and moderately greater during trials 1 ($\beta=0.488$, $p=0.056$) and 7 ($\beta=0.926$, $p=0.059$).

4.5.2 User experience

4.5.2.1 Perceived workload

There was no interaction between Trial and Haptic Group for any of the subfactor scores. There was a significant decrease over sessions of the overall perceived workload score for both groups ($\beta=-2.50$, $p<.001$) (Figure 4.7a). Such a decrease is reflected by the significant decrease in subfactor scores over sessions for Mental Demand ($\beta=-12.84$, $p<.001$), Physical Demand ($\beta=-5.25$, $p\approx 0.002$), Effort ($\beta=-6.91$, $p<.001$), and Frustration ($\beta=-6.28$, $p=0.01$). No significant trend was observed for Temporal Demand ($\beta=-2.84$, $p=0.097$) nor Performance ($\beta=-3.31$, $p=0.19$).

4.5.2.2 Sense of presence

No interaction was observed between Trial and Haptic Group for any of the subfactor scores except for Possibility to Examine ($\beta=0.78$, $p=0.007$) (see Figure 4.8a). There was a significant increase over sessions of the overall presence score for both groups ($\beta=4.16$, $p=0.002$) (Figure 4.7b) influenced by the increase in subfactor scores for Self-Evaluation of Performance ($\beta=0.91$, $p=0.002$). No significant trend was observed for Realism ($\beta=1.13$, $p=0.06$), Possibility to Act ($\beta=0.41$, $p=0.32$), Quality of Interface ($\beta=0.06$, $p=0.83$), Sound Perception ($\beta=0.66$, $p=0.16$) nor Haptic Perception ($\beta=0.34$, $p=0.195$).

Post-hoc analysis revealed that Possibility to Examine scores for the H group increased significantly ($\beta=-1.563$, $p=0.02$) between Session 1 and Session 3. However, this differed

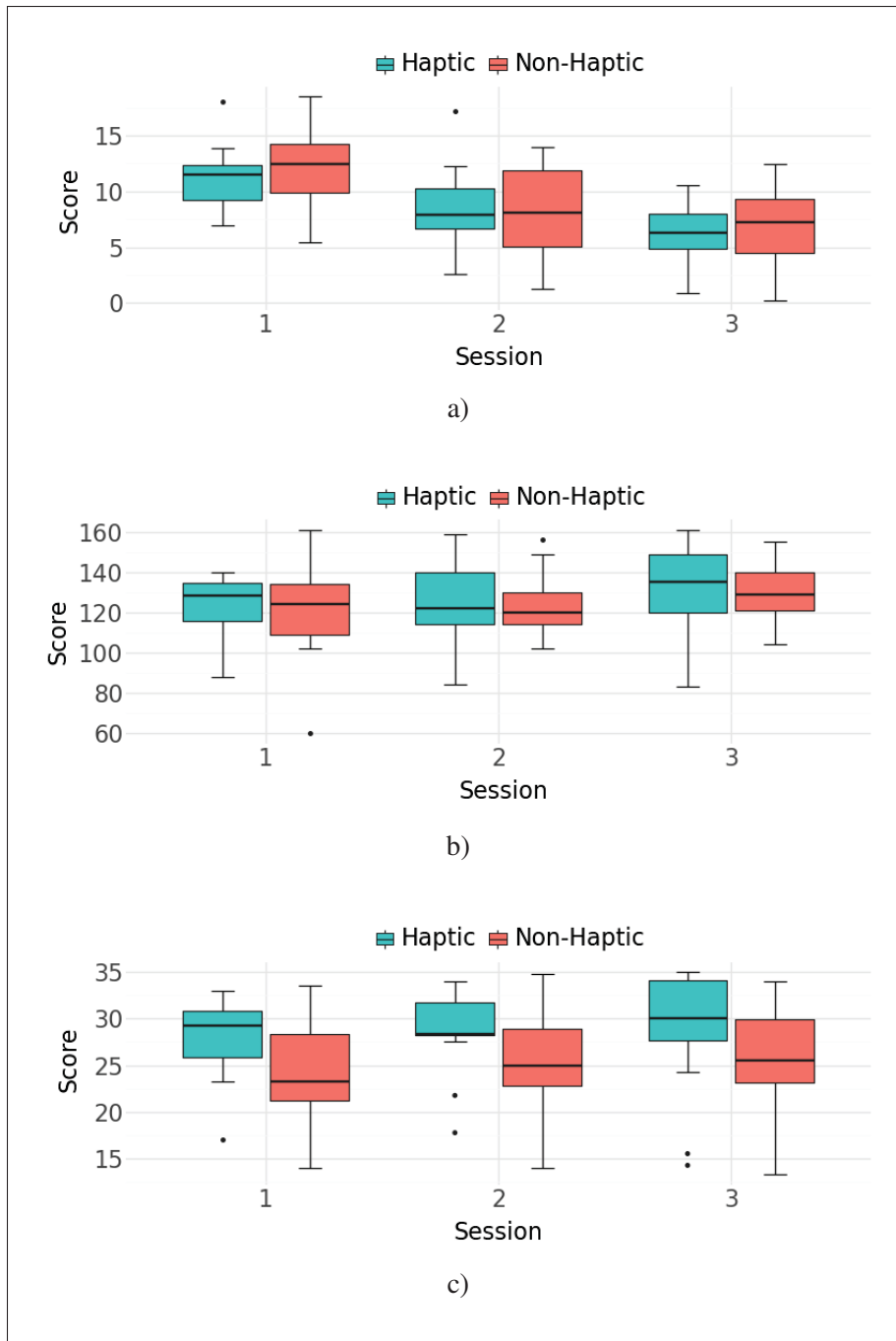


Figure 4.7 Global questionnaire scores across sessions : (a) NASA-TLX
(b) Presence Questionnaire (c) Haptic Experience Index (HXI)

significantly for the NH group, with scores slightly decreasing over training sessions ($\beta=-0.85$, $p=0.04$) relative to the increasing trend for the H group ($\beta=0.78$, $p<0.01$).

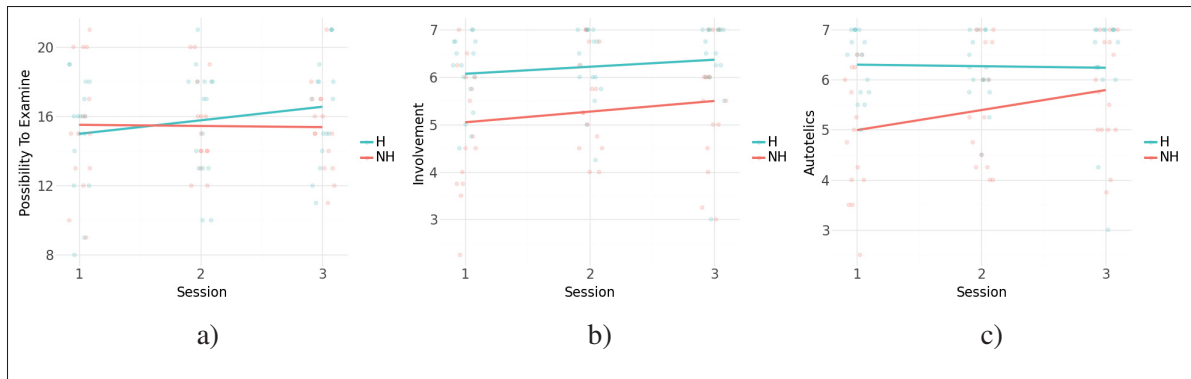


Figure 4.8 Trend of significant factor scores for haptic and non-haptic training groups. Linear mixed model regression lines are overlaid on questionnaire scores (y-axis) plotted over sessions (x-axis) : (a) Possibility To Examine (b) Involvement (c) Autotelics (positive experience)

4.5.2.3 Haptic experience

There was a significant interaction between Trial and Haptic Group for Autotelic perception (perceived positive experience) (Figure 4.8c) ($\beta=0.431$, $p=0.003$). No significant interaction was observed for the global HXI score nor any of the other subfactors. There was also no significant trend over sessions for the global HXI scores ($\beta=0.47$, $p=0.35$) (Figure 4.7c) nor subfactor scores. However, the baseline differed significantly between groups for the global HXI score ($\beta=-5.02$, $p=0.03$) and subfactor scores for sense of Involvement (Figure 4.8b) ($\beta=-1.10$, $p=0.02$).

For Autotelic perception, post hoc comparisons revealed a significant difference between the H and NH groups for Session 1 ($\beta=1.41$, $p<0.001$). There was a moderate difference at Session 2, although this was not significant ($\beta=-0.671$, $p=0.08$). There was also a significant increase in scores for the NH group between Sessions 1 and 2 ($\beta=-0.583$, $p=0.01$) and between Sessions 1 and 3 ($\beta=-0.8$, $p<0.001$). However, scores for the H group showed no significant trend ($\beta=-0.03$, $p=0.74$).

For sense of Involvement, there was a significant increase in scores for the NH group from Session 1 to Session 2 ($\beta=-0.567$, $p=0.04$), as well as a significant difference between H and NH scores for Session 1 ($\beta=1.129$, $p<0.01$) and Session 3 ($\beta=0.976$, $p=0.014$). There was also a

moderate but insignificant difference during Session 2 ($\beta=0.734$, $p=0.06$). Participants in the H group consistently reported higher scores across training sessions.

For the global HXI score, there was a significant difference in scores between groups during Session 1 ($\beta=4.603$, $p=0.023$) and moderate but insignificant differences during Session 2 ($\beta=3.603$, $p=0.072$) and Session 3 ($\beta=3.473$, $p=0.083$). There were no significant trends over sessions for the global HXI score.

4.6 Discussion

4.6.1 Summary of main findings

This study aimed to investigate the impact of VR haptic feedback on the novice learning curve for USGPVC insertion. The findings partially confirmed our hypotheses : (1) haptic and non-haptic VR training both improved learning curves ; (2) although there was no significant difference for most performance metrics, the haptic group performed better in maintaining appropriate needle insertion angles across trials ; (3) haptic feedback enhanced user experience in terms of learners' examination abilities, autotelic perception and sense of involvement in the task. Additionally, user experience improved over the course of training in terms of cognitive workload and sense of presence.

4.6.2 Skill acquisition in VR

Acquiring the visuospatial and hand-eye coordination skills necessary for USGPVC insertion requires practice over time (Ault *et al.*, 2015). Thus, assessments spaced within and across days offer unique insights into the learning dynamics relevant to the task.

The performance learning curves of participants in both groups improved significantly in terms of completion time, the number of needle insertion attempts, tip tracking as well as economy of motion for probe and needle manipulation. Procedure completion time and the number of attempts decreased while economy of motion and needle tip tracking rates increased over trials.

These findings are consistent with prior research suggesting that repetition improves performance regardless of training method (Chen *et al.*, 2019; Loukas, Nikiteas, Kanakis & Georgiou, 2011; McWilliams & Malecha, 2017). Such improvements reflect cognitive familiarization with the task and increased confidence with practice (McWilliams & Malecha, 2017; Shenoy *et al.*, 2021). On the other hand, error rate was the only performance metric that showed no significant change over time, but seemed to increase slightly, likely due to fewer insertion attempts as trials progressed. Since all participants in our study were novices, error rates were quite high, as expected. Overall, VR training contributed to skill acquisition for most performance metrics. H1 is therefore partially supported.

The haptic group maintained acceptable needle insertion angles more consistently throughout training. Previous studies have demonstrated the effectiveness of haptic force feedback in strengthening motor memory (Pacheco-Barrios *et al.*, 2024), enhancing depth perception (Shen *et al.*, 2021; Våpenstad *et al.*, 2017), improving dexterity (Shen *et al.*, 2021) and learning pressure and torque cues (Yovanoff *et al.*, 2018). Haptic force cues may have strengthened participants' muscle memory for maintaining appropriate insertion angles. Despite reminders of an appropriate insertion angle of 45 degrees, the needle insertion angles of the NH group diverged from this value across trials. Moreover, haptic force feedback may have contributed to better depth perception as the vergence-accommodation conflict makes depth perception more challenging in stereoscopic VR (Hoffman, Girshick, Akeley & Banks, 2008; Lin, Woldegiorgis & Caesaron, 2014). Haptic force cues may have enhanced participants' perception of depth in the virtual environment, affecting positioning of the needle in the arm. Furthermore, pressure and lateral force cues from the probe and needle manipulation may have helped in terms of stability and better visuomotor referencing for the insertion angle and position.

The H group started out with a significantly weaker economy of motion for needle manipulation. However, they seemed to improve more rapidly than the NH group. Though this improvement was not significant, this suggests that the H group adapted and learned more, whereas the NH group maintained the same strategy across trials.

Regarding other performance metrics, haptic feedback had no significant impact. Prior studies have demonstrated that haptic feedback is favourable for select tasks. For other tasks, visual simulation may suffice and even partially compensate for the lack of haptic feedback (Azher *et al.*, 2024; Panait *et al.*, 2009; Pinzon *et al.*, 2016). This was demonstrated in a haptic versus non-haptic study conducted by Panait *et al.* (2009) where novice medical students performed better at a cutting task with haptic feedback but not for a peg transfer task. In our study, tip tracking and error rate showed no significant difference between groups. However, the tip tracking ratio seemed to increase more rapidly for the H group, suggesting that with more practice, they may have demonstrated a significant learning effect over the NH group. The error rates for the NH group also tended to be higher. Since there was no motion restriction for NH participants, they were able to adjust the needle within the arm and pass through vessels freely instead of planning a proper puncture. This also explains the relatively higher number of attempts for the H group, as they were forced to remove the needle from the arm before reattempting insertion. This suggests that successful training without haptics can be misleading because of the lack of task fidelity. Overall, results suggest haptic force feedback provided participants with sensory cues that resulted in more controlled needle handling. H2 is therefore partially supported.

4.6.3 User experience

Assessments of user experience over training sessions provides qualitative insight into the learning experience. Previous research has shown that VR and haptic training can contribute to a better sense of immersion and flow experience (Rangarajan, Davis & Pucher, 2020; Shen *et al.*, 2021). This has an impact on user engagement and the learning curve (Pollard *et al.*, 2020).

Learners perceived lower task demand and improved performance over training sessions for both groups. Perceived workload improved for all participants. Specifically, the following NASA-TLX factors decreased across sessions : mental demand, physical demand, effort and frustration. Participants' sense of presence also improved, with their self-evaluation of performance scores increasing over sessions. This suggests task adaptation or familiarisation which is consistent

with studies where repeated simulation scenarios reduced cognitive workload for healthcare professionals (Lapierre *et al.*, 2022).

The H group reported greater examination capabilities, a higher sense of involvement and a relatively consistent positive experience (autotelic perception) over sessions. As previously stated, haptic feedback may have contributed to improved depth perception which enhances examination and exploration capabilities (Shen *et al.*, 2021). Moreover, previous studies maintain that higher degrees of presence contribute to better spatial memory cues (Chuan *et al.*, 2023). This facilitates visuospatial and visuomotor understanding, further supporting results of improved needle angulation skills.

4.6.4 Practical Implications

Our findings offer practical implications for designing effective VR haptic feedback medical training simulations :

1. The results demonstrate that VR supports early-stage training and long-term skill development for procedures such as USGPIVC insertion. Educators and designers should leverage the interactivity of VR to create effective hands-on training scenarios.
2. The design of multimodal training simulators should be tailored to the learning goal. Results suggest that haptic feedback may not be suitable for all tasks. As such, designers should ensure that haptic integrations are optimized to improve the intended skills rather than focusing only on realism.
3. The haptic group's more consistent needle angulation suggest haptic feedback is effective for long-term retention of visuomotor skills. Designers should consider providing representative haptic force feedback for tasks that require the development of fine motor skills and enhanced depth perception.
4. The haptic feedback group reported increased perception of examination capabilities, a higher sense of involvement and a more positive hands-on experience throughout training. These observations suggest that haptic feedback favours enhanced visuospatial exploration,

interactivity and learner engagement, which potentially accelerates learning curves for visuomotor skills.

4.6.5 Limitations and future work

Our study provides valuable insights into the effect of VR haptic feedback on the learning curve for USGPIVC insertion. However, the encountered limitations provide opportunities for future research.

First, the 3 DOFF haptic robots used in this study do not constrain the rotational movement of the needle. Translational forces were used in compensation by restricting the lateral motion of the needle during insertion into the skin. Using a 6 DOFF arm may improve the haptic fidelity. However, the added cost and complexity may not be justifiable (Coles *et al.*, 2011). Future research could evaluate the cost-effectiveness of 6 DOFF over 3 DOFF haptics for USGPIVC insertion in VR.

Second, the NH group made few attempts in the last session. This may limit the strength of claims regarding improved angulation performance for the H group because a large deviation from the ideal insertion angle would penalize those with fewer attempts. NH participants could freely adjust the needle since they had no physical restriction on the needle trajectory. This reduced the need to remove the needle from the skin completely. Nevertheless, the slightly higher error rate and relatively slower improvement in successful needle tip tracking attest to the ineffectiveness of this strategy and suggest inefficient learning and slower skill acquisition. Visually constraining the needle would have prevented participants from freely adjusting its trajectory. However, through pilot testing, we decided against this design, in favour of more intuitive mapping between the physical and virtual tools.

In our study, training was limited to three weekly sessions due to logistics. However, conducting this study with longer and more frequent training sessions may provide more insight into long-term retention of procedural skills. For example, tip tracking tendency and needle economy of motion appeared to improve more quickly for the H group. An extended training period might

reveal more significant results. Moreover, participants were mostly graduate and undergraduate students. Although availability and logistics may be challenging, conducting this experiment with novice medical students would make the sample more relevant and generalizable to the target audience.

Some participants expressed a desire to know their assessment results. We did not provide participants with feedback on their placements in order to avoid influencing confidence levels and to reduce the likelihood of rote memorization of placements. Nevertheless, future studies could incorporate real-time feedback on correct or incorrect catheter placements based on successful procedures performed by experts.

Finally, future research should explore the transferability of acquired skills to clinical contexts and comparability to traditional training methods. Previous studies have made such comparisons for other medical procedures and have found mixed results (Andersen *et al.*, 2021; Sturm *et al.*, 2008; Våpenstad *et al.*, 2017).

4.7 Conclusion

This study explored the effect of haptic force feedback in VR on the learning curve for USGPVC insertion. Our findings suggest VR training improves the learning curve regardless of training method. However, the addition of haptic feedback may contribute to the development of better needle angulation skills. We attribute this performance difference to haptic force cues enhancing learners' sense of involvement and examination capabilities, as reported by their cognitive and affective questionnaire responses. Haptic feedback also favours a more positive user experience as indicated by participants' autotelic ratings. This reinforces support for haptic feedback as an effective tool for developing visuomotor skills and increasing learner engagement when using VR training solutions.

These findings contribute a better understanding of how haptic feedback affects psychomotor skill acquisition in an immersive training environment for USGPVC insertion. Designers of virtual reality training environments should consider integrating representative haptic force

feedback for the development of hand-eye coordination skills. Future research should focus on evaluating the transferability of such skills to clinical contexts, more frequent and extended training, and providing real-time assessment feedback to learners.

4.8 Figure Credits

Figure 4.2 is an adaptation of Fig. 5 from Gottlieb *et al.* (2017), which is in the public domain.

4.9 Acknowledgments

The authors would like to thank all the volunteers who participated in the study, reviewed the manuscript of this article and/or provided feedback on the simulator design. This work was supported in part by funding from the CRSNG. Google AI was used in an assistive capacity for rephrasing and for formatting the layouts in LaTeX (Equations 4.1 to 4.6, Figures 4.3 to 4.8 and Table 4.1).

CHAPITRE 5

DISCUSSION DES RÉSULTATS

Ce chapitre porte des réflexions critiques supplémentaires à la discussion présentée au CHAPITRE 4. Au CHAPITRE 2, nous avons clarifié les objectifs et les hypothèses de l'étude de recherche. À titre de rappel, l'objectif principal était d'évaluer l'effet du retour haptique sur la courbe d'apprentissage de l'insertion d'USGPVC dans un simulateur de formation en RV. Cet objectif a été atteint en remplissant les cinq sous-objectifs, soient la conception et le développement d'un scénario de formation pour l'apprentissage de la procédure médicale en RV, l'intégration d'un système de retour de force haptique représentatif de la procédure médicale, l'évaluation de l'acquisition de compétences sur une période prolongée, l'évaluation comparative de l'acquisition de compétences entre deux groupes de participants avec et sans retour de force haptique, et la qualification de l'expérience des deux groupes. Les sections suivantes discutent des hypothèses et des résultats de l'étude en fonction de l'acquisition de compétences en RV indépendamment des groupes, de l'apport de l'haptique pour l'acquisition de compétences et de l'effet du retour haptique sur la perception cognitive et affective telle que mesurée par les questionnaires subjectifs.

5.1 L'acquisition de compétences en RV

Les résultats de l'étude ont partiellement confirmé notre première hypothèse que les courbes d'apprentissage des performances s'amélioreraient pour les deux groupes au cours des séances de formation. Au cours des neuf essais étendus sur trois semaines, la performance de chaque groupe s'est améliorée progressivement au niveau du temps d'exécution, du nombre de tentatives d'insertion, du taux de suivi de la pointe de l'aiguille et de l'économie du mouvement pour la sonde et l'aiguille. Bien qu'il n'y avait pas d'amélioration pour le taux d'erreur, le nombre d'erreurs commises par chaque groupe de participants a diminué significativement au cours de la formation ($p=0.01$, $\beta=-0.27$). Ce résultat n'était pas inclus dans l'article du CHAPITRE 4, en préférence pour le taux d'erreur, mais est présent en annexe. Nous avons attribué ces améliorations à une augmentation du niveau de confiance des participants et à leur familiarisation avec la tâche.

L'optimisation du taux de suivi de l'aiguille avec la sonde échographique démontre également une amélioration de la coordination œil-main nécessaire pour manipuler simultanément les outils et maintenir une bonne vue de l'aiguille à l'écran (AIU, 2019). De telles améliorations sont en accord avec des travaux de recherche ayant démontré que la performance lors de la formation en RV s'améliore indépendamment de la méthode d'entraînement (Chen *et al.*, 2019; Hopper *et al.*, 2007; Loukas *et al.*, 2011; McWilliams & Malecha, 2017). Les performances s'améliorent avec l'expérience et la pratique lors de l'apprentissage d'une procédure (Hopper *et al.*, 2007). Lors de l'évaluation pré-post de l'acquisition de compétences en insertion d'aiguille, Chen *et al.* (2019) ont observé une amélioration significative de l'angle d'insertion, de l'économie du mouvement et du temps d'exécution indépendamment de la méthode d'entraînement. De même, dans l'étude de Woo *et al.* (2024), les groupes utilisant la RV ont démontré une amélioration au niveau du taux de succès. Ces résultats, sans être novateurs, confirment que la répétition pendant l'entraînement en RV est le facteur le plus important dans l'acquisition de compétences.

D'autre part, l'hypothèse a été rejetée pour l'angle d'insertion et le taux d'erreur. Les angles d'insertion de l'aiguille différaient entre les deux groupes. Les différences entre les deux groupes seront davantage discutées dans la prochaine section. Quant au taux d'erreur, celle-ci semblait augmenter au cours de la formation. Le taux d'erreur est déterminé par le rapport entre le nombre d'erreurs et le nombre de tentatives effectuées par chaque participant. Dans le cadre de l'analyse statistique du CHAPITRE 4, nous avons considéré le taux d'erreur, visant à compenser le fait que les participants pouvaient théoriquement effectuer une seule tentative et réajuster l'aiguille sans restriction. Bien que le nombre d'erreurs et le nombre de tentatives ont tous deux diminué au cours des essais, le nombre d'erreurs a diminué légèrement plus rapidement par rapport au nombre de tentatives.

C'est à noter qu'afin de valider nos hypothèses, nous avons employé une approche d'analyse par modèles linéaires mixtes (MLM) qui est robuste face aux hypothèses de la normalité et tient compte de la non-indépendance des données de performance longitudinales. Par rapport à d'autres méthodes d'analyse statistiques, comme ANOVA, les MLM tiennent compte des mesures groupées et répétées au fil du temps. Cependant, comme l'apprentissage n'est pas

nécessairement linéaire (Hopper *et al.*, 2007; Spruit *et al.*, 2015), l'erreur type permet de démontrer la variation des performances entre les essais et même entre chaque semaine (suite de trois essais) (Figure 4.6). Nous constatons généralement des baisses de performance suivi d'une amélioration d'une semaine à l'autre, ce qui démontre davantage un effet d'apprentissage au cours de la formation et fournit une vue plus nuancée de la dynamique d'apprentissage en RV (Azher *et al.*, 2024).

5.2 Comparaison des performances avec et sans retour haptique

Les résultats de l'étude ont partiellement confirmé notre deuxième hypothèse que la courbe d'apprentissage des participants se servant du retour haptique s'améliorerait plus significativement par rapport aux utilisateurs ne recevant aucun retour de force haptique. Les analyses statistiques post hoc ont révélé certaines dynamiques au niveau de l'angle d'insertion, du nombre d'insertions et de l'économie du mouvement de l'aiguille.

Le groupe H a démontré des angles d'insertion plus précis et plus exacts au cours de la formation par rapport au groupe NH. Rappelons que l'angle d'insertion idéal que les participants devaient viser était de 45 degrés. En moyenne, l'écart de l'angle d'insertion idéal du groupe NH était supérieur à celui du groupe H et tendait à augmenter au fil des essais. Nous avons attribué cette différence de performance à la capacité du retour haptique à améliorer la mémoire motrice et à renforcer la perception de la profondeur lors de l'exploration de l'anatomie virtuelle. D'après Pacheco-Barrios *et al.* (2024), le retour haptique engage le système somatosensoriel qui est la partie du système nerveux qui gère la perception des stimuli et la proprioception, soit la perception de la position du corps dans l'espace (Wang, Ma, Yang & Wu, 2021). Le système somatosensoriel est étroitement lié à des fonctions cognitives telles que l'attention, la mémoire et la perception spatiale. Les stimuli haptiques auraient pu améliorer la perception spatiale des participants et renforcer leur mémoire musculaire pour le maintien d'angles d'insertion d'aiguille appropriés au cours de la formation. Pour le groupe NH, les angles d'insertion de l'aiguille ont divergé, malgré le rappel donné aux deux groupes de l'angle d'insertion idéal au début de chaque essai. Quant à la perception de la profondeur, les stimuli haptiques auraient

pu aider les participants à évaluer les distances dans l'environnement virtuel pour localiser un point d'insertion. Dans leur étude sur l'effet de la RV et du retour haptique sur la formation en laparoscopie, Shen *et al.* (2021) ont trouvé que le retour haptique a eu un effet significatif sur la perception de profondeur des étudiants. En effet, les casques de RV tel que celui utilisé dans notre étude présentent les images sur un écran à une distance focale fixe. Le processus d'accommodation naturel des yeux est bloquée et la profondeur perçue est alors celle de l'écran et non celle de l'environnement virtuel (Hoffman *et al.*, 2008). Le retour haptique aurait donc pu compenser ce manque d'accommodation lors de l'exécution de la tâche.

Lors de certains essais, le groupe H a effectué significativement plus d'insertions que le groupe NH. Cette différence peut être attribuée au fait que le groupe NH pouvait réajuster l'aiguille sans aucune restriction par le retour de force, tandis que le groupe H devait retirer l'aiguille de la peau pour effectuer des ajustements importants. Le nombre d'insertions effectuées par le groupe H semblait aussi diminuer plus rapidement que pour le groupe NH. Bien que cette amélioration plus rapide ne soit pas significative, elle démontre un effet d'apprentissage potentiel plus important pour le groupe H. La diminution plus rapide est également reflétée par le taux d'erreur, qui augmente plus rapidement par conséquent, tel qu'abordé dans la section 5.1.

Finalement, le groupe NH tendait à démontrer une plus grande économie de mouvement de l'aiguille au cours des essais. Celle-ci s'explique en partie par le fait que moins de tentatives d'insertion impliqueraient moins de mouvement et, par conséquent, une plus petite longueur totale de la trajectoire de l'outil. Cependant, l'économie de mouvement semblait s'améliorer plus rapidement pour le groupe H, ce qui pourrait aussi indiquer une adaptation à la tâche et un meilleur effet d'apprentissage par rapport au groupe NH. La même observation s'applique au taux de suivi de l'aiguille, qui semble s'être amélioré plus rapidement pour le groupe H.

5.3 La charge de travail cognitive

Les résultats du questionnaire NASA-TLX n'ont pas démontré de différences significatives entre les deux groupes de participants au niveau de la charge de travail cognitive. Toutefois,

le score global pour le groupe H était toujours moins élevé au cours des séances. C'est ainsi que notre troisième hypothèse est partiellement acceptée. Ceci est en accord avec des études montrant que le retour haptique réduit la charge de travail cognitive (Gomez, Husin, Dumon, Williams & Kuchenbecker, 2025; Lebrun, Simon, Boukezzi, Otmane & Chellali, 2025). La combinaison de différentes modalités, telles que le retour visuel et haptique, peut réduire la charge cognitive, ce qui peut faciliter le processus d'apprentissage moteur (Sigrist, Rauter, Riener & Wolf, 2013). Plusieurs études avancent que cette réduction est due à la distribution de l'information selon plusieurs modalités plutôt qu'une seule modalité telle que la vision (Sigrist *et al.*, 2013; Burke *et al.*, 2006; Baddeley, 1992; Wickens, 2002)

L'effet du retour haptique sur les facteurs de charge de travail individuels dépend de la tâche effectuée (Gomez *et al.*, 2025; Lebrun *et al.*, 2025). Dans notre étude, le groupe H a démontré des niveaux d'effort et de frustration moins élevés au cours des séances et des niveaux de charge mentale et de charge physique plus élevés. Bien que ces différences ne soient pas statistiquement significatives, l'ajout du retour haptique aurait pu positivement influencer l'effort mental et physique nécessaire à l'accomplissement de la tâche, ce qui réduit la frustration ressentie (Gomez *et al.*, 2025). C'est possible que le retour haptique ait également réduit la frustration liée au manque de correspondance entre le visuel et les stimuli haptiques, comme ce fut le cas avec le groupe NH. En même temps, le retour haptique aurait pu contribuer à une surcharge sensorielle reflétée par la charge mentale plus élevée et que la force de contrainte de l'aiguille ait été interprétée comme plus restrictive et physiquement exigeante (Burke *et al.*, 2006). La charge temporelle était moins pertinente à la tâche car les participants disposaient du temps nécessaire et on ne leur a pas demandé d'optimiser leur temps d'exécution. La perception de la performance était plus élevée pour le groupe NH, à l'exception des dernières séances, ce qui pourrait indiquer une meilleure adaptation à la tâche et un meilleur sentiment de contrôle à long terme pour le groupe H (Gomez *et al.*, 2025). Cependant, une plus longue période d'entraînement permettrait de le déterminer.

D'autre part, la charge cognitive perçue a diminué de manière significative au cours de la formation pour les deux groupes, notamment au niveau de la charge mentale, la charge physique,

l'effort et le sens de frustration. La répétition dans un scénario simulé tend à diminuer la charge cognitive perçue par les novices et accroît la familiarité, ce qui contribue également à la réduction de l'effort mental et physique perçu (Lapierre *et al.*, 2022; Paas & Van Merriënboer, 1994; Stefanidis, Scerbo, Sechrist, Mostafavi & Heniford, 2008).

5.4 La perception de la présence

Les résultats du questionnaire sur la perception de la présence ont démontré un effet significatif du retour haptique notamment sur la capacité d'examiner dans l'environnement virtuel. De plus, le score global était plus élevé pour le groupe H pour chacune des séances de formation. Ceci confirme partiellement notre quatrième hypothèse que le retour haptique contribuerait à un plus grand sentiment de présence au cours de la formation. Le questionnaire sur l'état de la présence mesure à quel point l'individu a l'impression qu'une expérience réplique le monde réel. Le facteur « possibilité d'examiner » mesure en particulier la perception d'un individu à examiner les objets dans son environnement avec précision et sous différents points de vue (Witmer & Singer, 1998). Il prend en compte également à quel point l'individu est en mesure de se concentrer sur la tâche plutôt que les mécanismes utilisés, tels que la visualisation avec le casque de RV et la manipulation des bras des robots haptiques. Le retour haptique a permis une plus grande précision d'examen et un meilleur sens de l'immersion, ce qui aurait pu contribuer à une meilleure angulation de l'aiguille. Des études antérieures suggèrent que, pour des tâches procédurales complexes, un niveau de présence plus élevé améliore la mémoire spatiale et qu'un plus haut niveau d'engagement favorise l'attention et l'exploration au sein d'un environnement virtuel (Chuan *et al.*, 2023; Parong *et al.*, 2020; Pollard *et al.*, 2020; Witmer & Singer, 1998). Ceci conduit à de meilleures performances, en fonction de la tâche à apprendre.

Il n'y avait pas de différences significatives entre les deux groupes pour les autres facteurs de l'état de la présence. Cependant, les scores pour la perception du réalisme et la perception haptique étaient toujours plus élevés pour le groupe H. L'ajout du retour haptique a rendu les interactions plus naturelles et plus conformes aux expériences et attentes réelles des participants (Witmer & Singer, 1998). Il a également amélioré leur perception de leur capacité à manipuler

les objets de l'environnement virtuel et à utiliser leur sens du toucher. Ceci appuie davantage l'amélioration des compétences en matière d'angulation de l'aiguille grâce à une meilleure exploration spatiale et au renforcement de la mémoire motrice.

5.5 La perception de l'expérience haptique

Les résultats du questionnaire sur l'expérience haptique (HXI) ont révélé une perception autotélique plus stable et un meilleur sens d'implication pour le groupe H. L'implication mesure le niveau d'engagement perçu et est reliée au sens d'immersion, tandis que l'autotélisme mesure la perception positive des stimuli haptiques indépendamment de son utilité fonctionnelle. Le score global du HXI était aussi plus élevé pour le groupe H au cours des séances. Ceci confirme partiellement notre dernière hypothèse selon laquelle l'expérience haptique serait perçue positivement par le groupe se servant du retour de force haptique. Les facteurs du questionnaire HXI, soient le réalisme, l'implication, la discorde, l'autotélisme et l'harmonie, servent à mesurer la perception affective des interactions haptiques et à évaluer l'expérience haptique, que ce soit un retour de force haptique, des sensations tactiles ou toute autre sensation physique (Shi & Schneider, 2025). Dans le cadre de notre étude, les résultats permettent de qualifier les résultats de performance des deux groupes au niveau expérientiel et de déterminer quels aspects du retour de force haptique pourraient y contribuer.

La majorité des études que nous avons consultées sur l'haptique pour la formation médicale négligent l'aspect affectif, se concentrant plutôt sur le réalisme, la performance objective ou des retours sur la difficulté cognitive de la tâche (Coles *et al.*, 2011; Corrêa *et al.*, 2019). Cependant, tel que mentionné précédemment, un niveau d'engagement plus élevé peut faciliter l'apprentissage et l'amélioration des performances (Parong *et al.*, 2020; Pollard *et al.*, 2020). Dans le cadre d'une formation immersive et ludifiée, un plus grand sentiment d'engagement et de plaisir peuvent favoriser la concentration, la présence et l'effet d'apprentissage (Pollard *et al.*, 2020). Ces bénéfices favorisent l'apprentissage de certains aspects d'une tâche procédurale complexe telle que l'insertion d'USGPIVC. Finalement, les scores pour le réalisme et l'harmonie étaient également plus élevés pour le groupe H, tandis que le score pour le sens de la discorde

était plus élevé pour le groupe NH. La discorde fait référence aux aspects désagréables du retour haptique qui nuisent à l'expérience sensorielle globale, surtout lorsqu'il crée un sentiment de déconnexion ou de manque d'harmonie entre les modalités sensorielles. Bien que ces résultats n'étaient pas statistiquement significatifs, ils suggèrent davantage que la formation avec le retour haptique a été perçue comme légèrement plus agréable, réaliste et conforme aux attentes sensorielles que l'expérience sans aucun retour haptique.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif de cette étude de recherche était d'évaluer l'effet du retour de force haptique sur la courbe d'apprentissage de la pose de cathéter veineux périphérique échoguidée dans un simulateur en RV. Afin de réaliser cet objectif, un prototype d'un simulateur de RV pour la pose de cathéter veineux périphérique échoguidée a été adapté pour intégrer un système haptique à retour de force et un scénario d'entraînement pour l'enseignement de la procédure. Ce simulateur haptique permet ainsi de former des novices dans les étapes principales de l'insertion de cathéter échoguidée tout en fournissant un retour de force représentatif de la procédure réelle. Le simulateur haptique et l'analyse hiérarchique de la tâche pour développer le scénario de formation ont été validés informellement par un expert dans l'insertion d'USGPIVC. Dans le cadre d'une étude usager, nous avons évalué la courbe d'apprentissage de 31 participants novices, chacun au cours de trois séances espacées d'une semaine. Un groupe de participants s'est servi du simulateur avec le retour haptique activé tandis que l'autre utilisait le simulateur avec le retour haptique désactivé. L'évaluation a pris en compte les données de performance objectives ainsi que des réponses subjectives à des questionnaires cognitifs et affectifs.

Les résultats de l'étude démontrent que la RV permet l'acquisition de compétences indépendamment de la méthode d'entraînement. Cependant, l'ajout du retour de force haptique dans le simulateur a permis de maintenir des angles d'insertion d'aiguille plus constants par rapport au groupe de participants sans aucun retour de force haptique. De plus, le retour haptique favorise une meilleure possibilité d'examiner l'environnement tel qu'indiqué par le questionnaire sur l'état de la présence, ainsi qu'un meilleur sentiment d'implication et une meilleure perception autotélique tels qu'indiqués par le questionnaire sur l'expérience haptique. C'est ainsi que le retour haptique favorise une formation en RV plus engageante et plus efficace pour des scénarios requérant une exploration visuomotrice considérable. Il est toutefois nécessaire de préciser certaines limites de l'étude, en particulier le manque de retour de force à 6 DOF et le nombre réduit de tentatives pendant la dernière séance de formation pour les participants ne recevant aucun retour haptique.

Un robot haptique à retour de force à 6 DOF permettrait de simuler plus fidèlement l'insertion d'aiguille au niveau du contrôle de l'orientation. Quoique des robots plus complexes sont aussi plus dispendieux et nécessitent un entretien plus élevé. Une analyse coûts-avantages permettrait de déterminer la nécessité de cette complexité supplémentaire. Quant au nombre réduit de tentatives, ce facteur pourrait limiter la généralisabilité des résultats concernant l'angulation de l'aiguille. Cependant, le meilleur taux de suivi d'aiguille pour le groupe utilisant l'haptique démontre tout de même une meilleure adaptation stratégique de l'apprentissage.

Au meilleur de nos connaissances, cette étude est la première à explorer l'impact du retour haptique en RV sur la courbe d'apprentissage en particulier pour la formation à l'insertion d'USGPIVC. Toutefois, de futures études pourraient approfondir cette recherche pour mieux comprendre l'impact clinique en évaluant le transfert des compétences sur un mannequin ou sur des patients réels. Une étude menée avec des étudiants en médecine sur une période plus longue permettrait de mieux généraliser les résultats au public cible. De plus, des comparaisons des courbes d'apprentissage avec celles des experts pourraient fournir des informations spécifiques sur les compétences pouvant être maîtrisées par des novices en RV. Les avancements technologiques dans l'apprentissage machine en temps réel et le suivi des yeux offrent des opportunités intéressantes pour faire des évaluations comparatives objectives avec des performances d'experts. La simulation des déformations en temps réel des tissus et des images échographiques correspondantes pourraient également renforcer le réalisme du simulateur haptique. Ces travaux futurs permettraient de mieux comprendre les dynamiques d'apprentissage au sein des simulateurs haptiques en RV, ainsi que les moyens de les rendre plus efficaces pour l'insertion d'USGPIVC et des procédures similaires.

ANNEXE I

QUESTIONNAIRES ET RÉSULTATS DÉTAILLÉS

1. Questionnaires

1.1 Questionnaire démographique

Participation à un projet de recherche - Take part in a research project

When you submit this form, it will not automatically collect your details like name and email address unless you provide it yourself.

* Required

Veillez répondre aux questions suivantes - Please answer the following questions.

1. Veuillez entrer l'identifiant qui vous sera fourni. - Please enter the ID number that is given to you. *

Please enter a whole number

2. Veuillez entrer un numéro entre 1 et 10. - Please enter a number between 1 and 10. *

Number must be between 1 ~ 10

3. Quel âge avez vous? (The value must be a number) - What is your age? (La valeur doit être numérique) *

The value must be a number

4. Quel est votre genre? - What is your gender? *

☐ Homme - Male

☐ Femme - Female

☐ Je préfère ne pas dire - Prefer not to say

5. Quelle est votre dominance manuelle? - What is your handedness? *

☐ Main droite - Right-handed

☐ Main gauche - Left-handed

☐ Other

6. Quel est votre domaine de travail ou d'études? - What is your field of work or study? *

Ex: Génie logiciel, Technologies de l'information, Design UX, etc. - Ex: Software engineering, Information technology, UX Design

Enter your answer

7. Quel est votre niveau d'accord avec l'énoncé suivant? - What is your level of agreement with the following statement? *

Je suis motivé à participer aux tâches de cette étude. - I am motivated to participate in the tasks of this study.

Pas du tout d'accord - Strongly disagree Pas d'accord - Disagree Ni en désaccord ni d'accord - Neither

8. Quel est votre niveau d'expérience avec chacun des outils ou procédures listés? - What is your level of experience with each of the tools or procedures listed? *

	Aucune expérience - No experience	Très peu d'expérience - Very little experience	Un
Réalité virtuelle - Virtual reality	☐	☐	
Simulation haptique - Haptic feedback	☐	☐	
Insertion de cathéter veineux périphérique - Peripheral venous catheter insertion	☐	☐	
Interprétation d'images échographiques - Interpretation of ultrasound images	☐	☐	
Manipulation d'une sonde échographique - Manipulation of an ultrasound probe	☐	☐	

Figure-A I-1 Questionnaire démographique

1.2 Haptic Experience Index (HXI) - Version française préliminaire

< Retour

FR

HXI

ID du.de la Participant.e : 0

Une série de déclarations vous sera présentée. Veuillez sélectionner l'option qui reflète le mieux votre niveau d'accord avec chaque énoncé concernant votre expérience avec la simulation.

Pour plus de clarté, veuillez consulter les définitions suivantes :

Sensations haptiques : Tout ce que vous ressentez avec le sens du toucher. Il peut s'agir de vibrations, de force, de température, de pression ou de toute autre sensation physique.

Autres sens : modalités sensorielles au-delà du toucher, telles que la vision et l'ouïe.

	Fortement en désaccord	En désaccord	Plutôt en désaccord	Ni d'accord ni en désaccord	Plutôt d'accord	D'accord	Tout à fait d'accord
J'ai ressenti une sensation d'harmonie entre les sensations haptiques et les autres sens.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques s'intégraient de manière fluide aux autres sens.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
J'ai apprécié les sensations haptiques elles-mêmes.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Je me sentais absorbé.e par la tâche en raison des sensations haptiques.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques ressemblaient à celles que je ressens dans la vraie vie.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques imitaient fidèlement les expériences auxuelles je m'attendrais dans la réalité.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques fournissaient une représentation fidèle des sensations du monde réel.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
J'ai ressenti une déconnexion entre les sensations haptiques et ce à quoi je m'attendais.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques ont contribué à mon implication dans la tâche.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Faire l'expérience des sensations haptiques était agréable pour moi.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques semblaient familières au toucher réel.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques semblaient désynchronisées par rapport aux autres sens.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques semblaient manquer de coordination avec les autres sens.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
J'ai l'impression que les sensations haptiques étaient bien coordonnées avec les autres sens.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Indépendamment de leur fonction, j'ai trouvé les sensations haptiques plaisantes.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques complétaient bien les autres sens.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les interactions haptiques m'ont rendu plus concentré.e.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les sensations haptiques étaient agréables en elles-mêmes, indépendamment de leur fonction.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
J'ai ressenti une déconnexion entre les sensations haptiques et les autres sens.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
J'ai trouvé que les sensations haptiques renforçaient mon engagement avec le système.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Soumettre

Figure-A I-2 Version française préliminaire du Haptic Experience Index (HXI)

2. Paramètres des modèles de force

Tableau-A I-1 Paramètres du modèle de force de la sonde échographique

Paramètre	Valeur assignée
Force masse-ressort amortisseur	
K (N/m)	20
C (N·s/m ²)	20

Tableau-A I-2 Paramètres du modèle de force de l'insertion de cathéter

Paramètre	Valeur assignée
Force de rigidité	
K_1 (N/m)	30
K_2 (N/m ²)	20
Force de coupe	
f_c (N)	0.1
Force de friction	
C_n (N/m)	-0.0196
C_p (N/m)	-0.1057
D_n (N/m)	-0.01823
D_p (N/m)	0.01845
b_n (N·s/m ²)	-1.1
b_p (N·s/m ²)	-1.531
F_a (N)	0.008837441
$\Delta v/2$ (m ²)	0
Force de serrage bilatérale	
K (N/m)	10000
l (m)	0.05086

3. Exemple de fichier CSV des métriques de performance collectées

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	DateTime	Probe PositionX (m)	Probe PositionY (m)	Probe PositionZ (m)	Needle PositionX (m)	Needle PositionY (m)	Needle PositionZ (m)	NbPerforations
27850	30-09-2025 16:28:33.648	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27851	30-09-2025 16:28:33.648	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27852	30-09-2025 16:28:33.649	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27853	30-09-2025 16:28:33.651	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27854	30-09-2025 16:28:33.651	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27855	30-09-2025 16:28:33.652	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27856	30-09-2025 16:28:33.654	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27857	30-09-2025 16:28:33.654	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27858	30-09-2025 16:28:33.656	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27859	30-09-2025 16:28:33.657	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27860	30-09-2025 16:28:33.657	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27861	30-09-2025 16:28:33.659	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27862	30-09-2025 16:28:33.660	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27863	30-09-2025 16:28:33.661	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27864	30-09-2025 16:28:33.662	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4
27865	30-09-2025 16:28:33.663	-0.08554862	0.1171178	-0.03294239	-0.05879191	0.1213907	-0.03248508	4

a)

	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
1	InitialInsertionAngle (°)	InsertionAngle (°)	NeedleTipInSkin	SkinInsertionDepth (m)	NeedleTipInVessel	VesselInsertionDepth (m)	VesselOvershot	VeinOvershootDistance	NeedleVisibleByUS
27850	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27851	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27852	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27853	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27854	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27855	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27856	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27857	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27858	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27859	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27860	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27861	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27862	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27863	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27864	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE
27865	39.45746	0	TRUE	0	FALSE	0	FALSE	0	FALSE

b)

Figure-A I-3 Exemple de fichier CSV des métriques de performance collectées lors d'un essai de participant

4. Résultats des questionnaires

Tableau-A I-3 Scores moyens globaux et par facteur pour le questionnaire NASA-TLX par groupe et par session

		Mental		Physical		Temporal		Performance		Effort		Frustration		WeightedRating	
		mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std
Session	HapticCase														
1	H	55.56	26.72	19.06	20.89	11.19	22.51	24.50	20.61	35.31	17.74	23.19	23.09	11.25	2.62
	NH	48.07	18.20	17.07	25.54	11.67	20.56	29.47	24.01	41.60	27.21	34.20	29.85	12.14	3.21
2	H	40.88	25.19	10.69	11.26	8.75	19.04	19.31	15.93	28.75	20.38	14.88	14.97	8.22	3.72
	NH	36.07	22.70	11.13	15.90	5.33	9.39	23.87	21.24	29.73	23.51	19.60	21.27	8.38	4.11
3	H	29.88	21.23	8.56	10.99	5.50	9.10	17.88	19.43	21.50	13.78	10.62	11.40	6.26	2.76
	NH	29.60	17.89	9.47	12.72	4.67	8.10	14.80	9.01	28.13	20.65	14.47	16.12	6.74	3.28

Tableau-A I-4 Scores moyens globaux et par facteur pour le questionnaire de présence par groupe et par session

		Realism		Possibility To Act		Quality Of Interface		Possibility To Examine		Self-Evaluation Of Performance		Sounds		Haptic		Global Presence Score	
		mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std
Session	HapticCase																
1	H	36.31	5.45	21.62	2.45	6.44	3.05	15.00	3.29	9.81	2.26	13.44	6.44	10.69	1.78	124.44	14.53
	NH	35.20	7.53	21.27	4.82	7.53	3.78	15.47	3.70	9.20	2.68	14.00	6.27	9.53	2.59	121.13	24.07
2	H	37.12	5.76	21.00	3.48	7.62	3.24	15.75	3.26	10.75	2.52	13.56	6.31	10.62	2.63	125.19	19.24
	NH	36.47	5.33	22.00	3.72	7.13	2.75	15.53	2.67	10.67	2.26	13.67	5.04	9.20	2.68	124.40	15.75
3	H	38.56	6.83	22.44	3.95	6.56	2.92	16.56	3.16	11.62	2.13	14.75	5.83	11.38	2.00	132.75	20.13
	NH	36.87	5.07	23.27	2.76	7.20	2.54	15.33	2.55	12.00	1.65	14.80	4.69	10.80	2.73	129.87	13.69

Tableau-A I-5 Scores moyens globaux et par facteur pour le questionnaire HXI par groupe et par session

		Autotelics		Involvement		Realism		Discord		Harmony		GlobalHXIScore	
		mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std	mean	std
Session	HapticCase												
1	H	6.34	0.66	6.06	0.80	5.16	1.24	2.64	1.37	5.28	1.02	28.20	4.14
	NH	4.93	1.27	4.93	1.34	4.38	1.51	3.23	1.28	4.58	1.40	23.60	5.85
2	H	6.19	0.70	6.23	0.81	5.06	1.22	2.44	1.24	5.66	1.13	28.70	4.13
	NH	5.52	1.19	5.50	1.06	4.13	1.48	3.02	1.43	4.97	1.32	25.10	5.69
3	H	6.28	1.13	6.36	1.01	5.25	1.72	2.36	1.58	5.62	1.37	29.16	6.40
	NH	5.73	1.09	5.38	1.27	4.35	1.59	2.95	1.20	5.17	1.39	25.68	6.04

BIBLIOGRAPHIE

- (2019). AIUM Curriculum for Fundamentals of Ultrasound Physics and Instrumentation. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 38(8), 1933–1935. doi : 10.1002/jum.15088.
- (2024). Catheter Gauges.
- AIUM. (2019). Curriculum for the Performance of Ultrasound-Guided Procedures. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 38(8), 1951–1969. doi : 10.1002/jum.15089.
- Alamilla, M. A., Barnouin, C., Moreau, R., Zara, F., Jaillet, F., Redarce, H. T. & Coury, F. (2022). A Virtual Reality and Haptic Simulator for Ultrasound-Guided Needle Insertion. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 4(3), 634–645. doi : 10.1109/TMRB.2022.3175095.
- Alamilla-Daniel, Ma., Moreau, R. & Tanneguy, R. (2020). Enhanced Tracking Wall : A Real-Time Computing Method for Needle Injection on Haptic Simulators. *2020 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 3255–3260. doi : 10.1109/IROS45743.2020.9341642.
- Alexandrou, E., Ray-Barruel, G., Carr, P. J., Frost, S., Inwood, S., Higgins, N., Lin, F., Alberto, L., Mermel, L. & Rickard, C. M. (2015). International Prevalence of the Use of Peripheral Intravenous Catheters. *Journal of Hospital Medicine*, 10(8), 530–533. doi : 10.1002/jhm.2389.
- Allgaier, M., Huettl, F., Hanke, L. I., Lang, H., Huber, T., Preim, B., Saalfeld, S. & Hansen, C. (2023). LiVRSono - Virtual Reality Training with Haptics for Intraoperative Ultrasound. *2023 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)*, pp. 980–989. doi : 10.1109/ISMAR59233.2023.00114.
- Allgaier, M., Huettl, F., Hanke, L. I., Huber, T., Preim, B., Saalfeld, S. & Hansen, C. (2024). Gamification Concepts for a VR-based Visuospatial Training for Intraoperative Liver Ultrasound. *Extended Abstracts of the CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 1–8. doi : 10.1145/3613905.3650736.
- Altalhi, S. H., Hamed, B. M., Alnasser, B. M., Alqahtani, W. S., Alzaidi, S. M. & Asiri, F. H. (2024). Benefits of Virtual Reality in Medical and Healthcare Training. *Journal of Posthumanism*, 4(2), 468–477. doi : 10.63332/joph.v4i2.3390.
- Andersen, N. L., Jensen, R. O., Posth, S., Laursen, C. B., Jørgensen, R. & Graumann, O. (2021). Teaching Ultrasound-Guided Peripheral Venous Catheter Placement through Immersive Virtual Reality : An Explorative Pilot Study. *Medicine*, 100(27). doi : 10.1097/MD.00000000000026394.

- Andersen, N. L., Jensen, R. O., Konge, L., Laursen, C. B., Falster, C., Jacobsen, N., Elhakim, M. T., Bojsen, J. A., Riishede, M., Fransen, M. L., Rasmussen, B. S., Posth, S., Sant, L. & Graumann, O. (2023). Immersive Virtual Reality in Basic Point-of-Care Ultrasound Training : A Randomized Controlled Trial. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 49(1), 178–185. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2022.08.012.
- Ault, M. J., Tanabe, R. & Rosen, B. T. (2015). Peripheral Intravenous Access Using Ultrasound Guidance : Defining the Learning Curve. doi : 10.1016/j.java.2014.10.012.
- Azher, S., Mills, A., He, J., Hyjazie, T., Tokuno, J., Quaiattini, A. & Harley, J. M. (2024). Findings Favor Haptics Feedback in Virtual Simulation Surgical Education : An Updated Systematic and Scoping Review. *Surgical Innovation*, 31(3), 331–341. doi : 10.1177/15533506241238263.
- Baddeley, A. (1992). Working Memory. *Science*, 255(5044), 556–559. doi : 10.1126/science.1736359.
- Baniasadi, T., Ayyoubzadeh, S. M. & Mohammadzadeh, N. (2020). Challenges and Practical Considerations in Applying Virtual Reality in Medical Education and Treatment. *Oman Medical Journal*, 35(3), e125. doi : 10.5001/omj.2020.43.
- Barnouin, C., Zara, F. & Jaillet, F. (2020). A Real-time Ultrasound Rendering with Model-based Tissue Deformation for Needle Insertion. *Proceedings of the 15th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications*, pp. 235–246. doi : 10.5220/0008947302350246.
- Basdogan, C. (1999). Force-Reflecting Deformable Objects for Virtual Environments. SIGGRAPH 99 Course Notes.
- Beecham, G. B. & Tackling, G. (2023). Peripheral Line Placement. Treasure Island (FL) : StatPearls Publishing. Repéré le 2024-06-11 à <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539795/>.
- Bing, E. G., Parham, G. P., Cuevas, A., Fisher, B., Skinner, J., Mwanahamuntu, M. & Sullivan, R. (2019). Using Low-Cost Virtual Reality Simulation to Build Surgical Capacity for Cervical Cancer Treatment. *Journal of Global Oncology*, (5), 1–7. doi : 10.1200/JGO.18.00263.
- Brannam, L., Blaivas, M., Lyon, M. & Flake, M. (2004). Emergency Nurses' Utilization of Ultrasound Guidance for Placement of Peripheral Intravenous Lines in Difficult-access Patients. *Academic Emergency Medicine*, 11(12), 1361–1363. doi : 10.1197/j.aem.2004.08.027.

- Brazil, A. L., Conci, A., Clua, E., Bittencourt, L. K., Baruque, L. B. & Silva Conci, N. D. (2018). Haptic Forces and Gamification on Epidural Anesthesia Skill Gain. *Entertainment Computing*, 25, 1–13. doi : 10.1016/j.entcom.2017.10.002.
- Bukhari, A., Kitaba, A. & Koudera, S. (2010). Postgraduate Educational Pictorial Review : Ultrasound-guided Vascular Access. *Anesthesia, Essays and Researches*, 4(2), 57–63. doi : 10.4103/0259-1162.73507.
- Burke, J. L., Prewett, M. S., Gray, A. A., Yang, L., Stilson, F. R. B., Coover, M. D., Elliot, L. R. & Redden, E. (2006). Comparing the Effects of Visual-Auditory and Visual-Tactile Feedback on User Performance : A Meta-Analysis. *Proceedings of the 8th International Conference on Multimodal Interfaces*, (Icmi '06), 108–117. doi : 10.1145/1180995.1181017.
- Chan, W.-Y., Ni, D., Pang, W.-M., Qin, J., Chui, Y.-P., Yu, S. C.-H. & Heng, P.-A. (2010). Learning Ultrasound-Guided Needle Insertion Skills through an Edutainment Game. Dans Pan, Z., Cheok, A. D., Müller, W., Zhang, X. & Wong, K. (Éds.), *Transactions on Edutainment IV* (pp. 200–214). Berlin, Heidelberg : Springer. doi : 10.1007/978-3-642-14484-4_17.
- Chen, H.-E., Yovanoff, M. A., Pepley, D. F., Prabhu, R. S., Sonntag, C. C., Han, D. C., Moore, J. Z. & Miller, S. R. (2019). Evaluating Surgical Resident Needle Insertion Skill Gains in Central Venous Catheterization Training. *Journal of Surgical Research*, 233, 351–359. doi : 10.1016/j.jss.2018.07.040.
- Cherif, I., Ricca, A., Babahenini, M. C., Otmane, S. & Chellalil, A. (2025). The Effect of Haptic Feedback in an Immersive Microsurgery Simulator on VR Training and Skill Transfer. *2025 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)*, pp. 1–11. doi : 10.1109/ISMAR67309.2025.00099.
- Chuan, A., Qian, J., Bogdanovych, A., Kumar, A., McKendrick, M. & McLeod, G. (2023). Design and Validation of a Virtual Reality Trainer for Ultrasound-Guided Regional Anaesthesia. *Anaesthesia*, 78(6), 739–746. doi : 10.1111/anae.16015.
- Coles, T. R., Meglan, D. & John, N. W. (2011). The Role of Haptics in Medical Training Simulators : A Survey of the State of the Art. *IEEE Transactions on Haptics*, 4(1), 51–66. doi : 10.1109/TOH.2010.19.
- Collaço, E., Kira, E., Sallaberry, L. H., Queiroz, A. C. M., Machado, M. A. A. M., Crivello Jr, O. & Tori, R. (2021). Immersion and Haptic Feedback Impacts on Dental Anesthesia Technical Skills Virtual Reality Training. *Journal of Dental Education*, 85(4), 589–598. doi : 10.1002/jdd.12503.

- Corrêa, C. G., Nunes, F. L., Ranzini, E., Nakamura, R. & Tori, R. (2019). Haptic Interaction for Needle Insertion Training in Medical Applications : The State-of-the-Art. *Medical Engineering & Physics*, 63, 6–25. doi : 10.1016/j.medengphy.2018.11.002.
- Costantino, T. G., Parikh, A. K., Satz, W. A. & Fojtik, J. P. (2005). Ultrasonography-Guided Peripheral Intravenous Access Versus Traditional Approaches in Patients With Difficult Intravenous Access. *Annals of Emergency Medicine*, 46(5), 456–461. doi : 10.1016/j.annemergmed.2004.12.026.
- Crandall, R. & Karadoğan, E. (2021). Designing Pedagogically Effective Haptic Systems for Learning : A Review. *Applied Sciences*, 11(14), 6245. doi : 10.3390/app11146245.
- Dadfar, A., Rønsåsbjörg, D. A., Torvik, K. & Grønning, K. (2024). Ultrasound-Guided Peripheral Venous Catheterisation Compared to the Traditional Method – a Randomised Controlled Trial. Repéré le 2026-03-27 à <https://sykepleien.no/en/forskning/2024/10/ultrasound-guided-peripheral-venous-catheterisation-compared-traditional-method>.
- d'Aulignac, D., Laugier, C. & Cavusoglu, M. (1999). Towards a Realistic Echographic Simulator with Force Feedback. 2, 727–732. doi : 10.1109/iros.1999.812766.
- Dhawan, A. P. (2003). *Medical Image Analysis*. John Wiley & Sons.
- Di Vece, C., Luciano, C. & De Momi, E. (2021). Psychomotor Skills Development for Veress Needle Placement Using a Virtual Reality and Haptics-Based Simulator. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 16(4), 639–647. doi : 10.1007/s11548-021-02341-0.
- Ebbinghaus, H. (1885). *Memory : A Contribution to Experimental Psychology*.
- Engineering Systems Technologies. (2023). Virtuouse TAO.
- Fahl, J. T., Duvivier, R., Reinke, L., Pierie, J.-P. E. N. & Schönrock-Adema, J. (2023). Towards Best Practice in Developing Motor Skills : A Systematic Review on Spacing in VR Simulator-Based Psychomotor Training for Surgical Novices. *BMC Medical Education*, 23(1), 154. doi : 10.1186/s12909-023-04046-1.
- Fotouhi, R., Najafi Semnani, A., Zhang, Q., Adams, S. J. & Obaid, H. (2021). A Toolkit for Haptic Force Feedback in a Telerobotic Ultrasound System. *BMC Research Notes*, 14(1), 393. doi : 10.1186/s13104-021-05806-2.

- Franco-Sadud, R., Schnobrich, D., Mathews, B. K., Candotti, C., Abdel-Ghani, S., Perez, M. G., Rodgers, S. C., Mader, M. J., Haro, E. K., Dancel, R., Cho, J., Grikis, L., Lucas, B. P., SHM Point-of-care Ultrasound Task Force & Soni, N. J. (2019). Recommendations on the Use of Ultrasound Guidance for Central and Peripheral Vascular Access in Adults : A Position Statement of the Society of Hospital Medicine. *Journal of Hospital Medicine*, 14(9), E1-E22. doi : 10.12788/jhm.3287.
- Frederiksen, J. G., Sørensen, S. M. D., Konge, L., Svendsen, M. B. S., Nobel-Jørgensen, M., Bjerrum, F. & Andersen, S. A. W. (2020). Cognitive Load and Performance in Immersive Virtual Reality versus Conventional Virtual Reality Simulation Training of Laparoscopic Surgery : A Randomized Trial. *Surgical Endoscopy*, 34(3), 1244–1252. doi : 10.1007/s00464-019-06887-8.
- Fu, Y., Lin, W., Yu, X., Rodriguez-Andina, J. J. & Gao, H. (2023). Robot-Assisted Teleoperation Ultrasound System Based on Fusion of Augmented Reality and Predictive Force. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 70(7), 7449–7456. doi : 10.1109/TIE.2022.3201322.
- Gani, A., Pickering, O., Ellis, C., Sabri, O. & Pucher, P. (2022). Impact of Haptic Feedback on Surgical Training Outcomes : A Randomised Controlled Trial of Haptic versus Non-Haptic Immersive Virtual Reality Training. *Annals of Medicine and Surgery*, 83. doi : 10.1016/j.amsu.2022.104734.
- Gomez, E. D., Husin, H. M., Dumon, K. R., Williams, N. N. & Kuchenbecker, K. J. (2025). Simulation Training with Haptic Feedback of Instrument Vibrations Reduces Resident Workload during Live Robot-Assisted Sleeve Gastrectomy. *Surgical Endoscopy*, 39(3), 1523–1535. doi : 10.1007/s00464-024-11459-6.
- Gottlieb, M., Sundaram, T., Holladay, D. & Nakitende, D. (2017). Ultrasound-Guided Peripheral Intravenous Line Placement : A Narrative Review of Evidence-based Best Practices. *Western Journal of Emergency Medicine*, 18(6), 1047–1054. doi : 10.5811/westjem.2017.7.34610.
- Gourishetti, R., Ravali, G. & Manivannan, M. (2017). Haptic Feedback in Needle Insertion Modeling and Simulation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 10, 63–77. doi : 10.1109/rbme.2017.2706966.
- Gray, H. & Lewis, W. H. (1918). *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia : Lea & Febiger.
- Gronier, G. & Baudet, A. (2021). Psychometric Evaluation of the F-SUS : Creation and Validation of the French Version of the System Usability Scale. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 37(16), 1571–1582. doi : 10.1080/10447318.2021.1898828.

- Gutiérrez-Fernández, A., Fernández-Llamas, C., Vázquez-Casares, A., Mauriz, E., Riego-del-Castillo, V. & John, N. (2024). Immersive Haptic Simulation for Training Nurses in Emergency Medical Procedures : Evaluation of the Needle Decompression Procedure : HMD and Haptics versus Mannequin. *Visual Computer*, 40(11), 7527–7537. doi : 10.1007/s00371-023-03227-9.
- Haply Robotics. (2024). Inverse3. Repéré le 2025-08-27 à <https://www.haply.co/inverse3>.
- Hart, S. G. & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index) : Results of Empirical and Theoretical Research. Dans Hancock, P. A. & Meshkati, N. (Éds.), *Human Mental Workload* (vol. 52, pp. 139–183). North-Holland. doi : 10.1016/S0166-4115(08)62386-9.
- Helm, R. E., Klausner, J. D., Klemperer, J. D., Flint, L. M. & Huang, E. (2015). Accepted but Unacceptable : Peripheral IV Catheter Failure. *Journal of Infusion Nursing : The Official Publication of the Infusion Nurses Society*, 38(3), 189–203. doi : 10.1097/NAN.0000000000000100.
- Herfort, L., Brocas, E., Amelon, F.-X., Ricca, A. & Chellali, A. (2022). Validation de l’aspect et Du Contenu d’un Simulateur Immersif Pour La Formation Des Opérateurs En Anesthésie Locorégionale Échoguidée : Face and Content Validity of an Immersive Simulator for Training Ultrasound-Guided Locoregional Anesthesia Operators. *Proceedings of the 33rd Conference on l’Interaction Humain-Machine*, pp. 1–15. doi : 10.1145/3500866.3516376.
- Hoffman, D. M., Girshick, A. R., Akeley, K. & Banks, M. S. (2008). Vergence–Accommodation Conflicts Hinder Visual Performance and Cause Visual Fatigue. *Journal of vision*, 8(3), 33.1-3330. doi : 10.1167/8.3.33.
- Hopper, A. N., Jamison, M. H. & Lewis, W. G. (2007). Learning Curves in Surgical Practice. *Postgraduate Medical Journal*, 83(986), 777–779. doi : 10.1136/pgmj.2007.057190.
- Hoskins, M. J., Nolan, B. C., Evans, K. L. & Phillips, B. (2023). Educating Health Professionals in Ultrasound Guided Peripheral Intravenous Cannulation : A Systematic Review of Teaching Methods, Competence Assessment, and Patient Outcomes. *Medicine*, 102(16), e33624. doi : 10.1097/md.00000000000033624.
- Howard, N., Edwards, R., Boutis, K., Alexander, S. & Pusic, M. (2023). Twelve Tips for Using Learning Curves in Health Professions Education Research. *MedEdPublish*, 13, 269. doi : 10.12688/mep.19723.1.
- Hua Yang, Liu, P. & Jiadong Zhang. (2005). Modelling of Needle Insertion Forces for Surgical Simulation. *IEEE International Conference Mechatronics and Automation*, 2005, 2, 592–595. doi : 10.1109/ICMA.2005.1626616.

- Irfan, H., Ooi, G. S., Kyin, M. M. & Ho, P. (2016). Revealing Maximal Diameter of Upper Limb Superficial Vein with an Elevated Environmental Temperature. *International Journal of Chronic Diseases*, 2016, 1–4. doi : 10.1155/2016/8096473.
- Jacobsen, N., Larsen, J. D., Falster, C., Nolsøe, C. P., Konge, L., Graumann, O. & Laursen, C. B. (2022). Using Immersive Virtual Reality Simulation to Ensure Competence in Contrast-Enhanced Ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 48(5), 912–923. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2022.01.015.
- Kim, I., Miller, S. R. & Freivalds, A. (2014). Using Learning Curves to Assess Resident Surgical Skill Acquisition : A Case Study of Ultrasound-Guided Catheter Insertion. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 58(1), 2350–2354. doi : 10.1177/1541931214581489.
- Kim, J. W., Jarzembak, J. & Kim, K. (2023a). Bimanual Intravenous Needle Insertion Simulation Using Nonhomogeneous Haptic Device Integrated into Mixed Reality. *Sensors*, 23(15), 6697. doi : 10.3390/s23156697.
- Kim, J. W., Woo, J., Kim, K., Biggs, J., Jarzembak, J., James, A., Dunlosky, J. & Clements, R. (2024a). Enhancing IV Insertion Skill Training : Integrating Bimanual Haptic Feedback in Mixed Reality. *2024 46th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 1–4. doi : 10.1109/EMBC53108.2024.10782926.
- Kim, J. Y., Kim, J. & Lee, M. (2024b). Are Virtual Reality Intravenous Injection Training Programs Effective for Nurses and Nursing Students? A Systematic Review. *Nurse Education Today*, 139, 106208. doi : 10.1016/j.nedt.2024.106208.
- Kim, J.-S., Kim, K.-W., Yang, S.-W., Chung, J.-W. & Moon, S.-Y. (2023b). Immersive VR (Virtual Reality) Simulator for Vein Blood Sampling. *Technologies*, 11(6), 158. doi : 10.3390/technologies11060158.
- Kockwelp, P., Meyerheim, M., Valkov, D., Mergen, M., Junga, A., Krüger, A., Marschall, B., Holling, M. & Risse, B. (2024). VR-based Competence Training at Scale : Teaching Clinical Skills in the Context of Virtual Brain Death Examination. *Proceedings of the ACM on Human-Computer Interaction*, 8(EICS), 1–31. doi : 10.1145/3664635.
- Kouijzer, M. M. T. E., Kip, H., Bouman, Y. H. A. & Kelders, S. M. (2023). Implementation of Virtual Reality in Healthcare : A Scoping Review on the Implementation Process of Virtual Reality in Various Healthcare Settings. *Implementation Science Communications*, 4, 67. doi : 10.1186/s43058-023-00442-2.

- Lamperti, M., Bodenham, A. R., Pittiruti, M., Blaivas, M., Augoustides, J. G., Elbarbary, M., Pirotte, T., Karakitsos, D., Ledonne, J., Doniger, S., Scoppettuolo, G., Feller-Kopman, D., Schummer, W., Biffi, R., Desruennes, E., Melniker, L. A. & Verghese, S. T. (2012). International Evidence-Based Recommendations on Ultrasound-Guided Vascular Access. *Intensive Care Medicine*, 38(7), 1105–1117. doi : 10.1007/s00134-012-2597-x.
- Lapierre, A., Arbour, C., Maheu-Cadotte, M.-A., Vinette, B., Fontaine, G. & Lavoie, P. (2022). Association between Clinical Simulation Design Features and Novice Healthcare Professionals' Cognitive Load : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Simulation & Gaming*, 53(5), 538–563. doi : 10.1177/10468781221120599.
- 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 Biomedical Engineering*, 61(10), 2527–2537. doi : 10.1109/TBME.2014.2322864.
- Law, Y. C., Knott, T., Pick, S., Weyers, B. & Kuhlen, T. W. (2015). Simulation-Based Ultrasound Training Supported by Annotations, Haptics and Linked Multimodal Views. *2015 Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine, VCBM 2015, September 14, 2015 - September 15, 2015*, (Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine, VCBM 2015), 167–176. doi : 10.2312/vcbm.20151220.
- Lebrun, F., Simon, C., Boukezzi, A., Otmane, S. & Chellali, A. (2025). Mentor-Guided Learning in Immersive Virtual Environments : The Impact of Visual and Haptic Feedback on Skill Acquisition. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 31(5), 3547–3557. doi : 10.1109/TVCG.2025.3549547.
- Lev, D. D., Rozengurt, R., Gelfeld, T., Tarchenshvili, A. & Reiner, M. (2010). The Effects of 3D Collocated Presentation of Visuo-haptic Information on Performance in a Complex Realistic Visuo-motor Task. *Haptics : Generating and Perceiving Tangible Sensations*, pp. 432–437. doi : 10.1007/978-3-642-14075-4_64.
- Li, L., Yu, F., Shi, D., Shi, J., Tian, Z., Yang, J., Wang, X. & Jiang, Q. (2017). Application of Virtual Reality Technology in Clinical Medicine. *American Journal of Translational Research*, 9(9), 3867–3880.
- Lin, C. J., Woldegiorgis, B. H. & Caesaron, D. (2014). Distance Estimation of Near-field Visual Objects in Stereoscopic Displays. *Journal of the Society for Information Display*, 22(7), 370–379. doi : 10.1002/jsid.269.
- Lin, W., Zhu, Z., He, B., Liu, Y., Hong, W. & Liao, Z. (2022). A Novel Virtual Reality Simulation Training System with Haptic Feedback for Improving Lateral Ventricle Puncture Skill. *Virtual Reality*, 26(1), 399–411. doi : 10.1007/s10055-021-00578-3.

- Liu, Y. T. (2023). Comment poser une voie intraveineuse périphérique, guidée par échographie - Réanimation. Repéré le 2025-07-24 à <https://www.merckmanuals.com/fr-ca/professional/reanimation/comment-effectuer-des-procedures-vasculaires-peripheriques/comment-posser-une-voie-intraveineuse-peripherique-guidée-par-échographie>.
- Logishetty, K., Gofton, W. T., Rudran, B., Beaulé, P. E. & Cobb, J. P. (2020). Fully Immersive Virtual Reality for Total Hip Arthroplasty : Objective Measurement of Skills and Transfer of Visuospatial Performance After a Competency-Based Simulation Curriculum. *JBJS*, 102(6), e27. doi : 10.2106/JBJS.19.00629.
- Lohre, R., Bois, A. J., Athwal, G. S., Goel, D. P. & Society (CSES)*, o. b. o. t. C. S. a. E. (2020). Improved Complex Skill Acquisition by Immersive Virtual Reality Training : A Randomized Controlled Trial. *JBJS*, 102(6), e26. doi : 10.2106/JBJS.19.00982.
- Loon, F. H. V., Scholten, H. J., Erp, I. V., Bouwman, A. R. & Daele, A. T. D. V. (2019). Establishing the Required Components for Training in Ultrasoundguided Peripheral Intravenous Cannulation : A Systematic Review of Available Evidence. *Medical Ultrasonography*, 21(4), 464–473. doi : 10.11152/mu-2120.
- Loon, F. H. V., Scholten, H. J., Korsten, H. H., Dierick - Van Daele, A. T. & Bouwman, A. R. (2022). The Learning Curve for Ultrasound-Guided Peripheral Intravenous Cannulation in Adults : A Multicenter Study. *Medical Ultrasonography*, 24(2), 188. doi : 10.11152/mu-3322.
- Loukas, C., Nikiteas, N., Kanakis, M. & Georgiou, E. (2011). Evaluating the Effectiveness of Virtual Reality Simulation Training in Intravenous Cannulation. *Simulation in Healthcare : The Journal of the Society for Simulation in Healthcare*, 6(4), 213–217. doi : 10.1097/SIH.0b013e31821d08a9.
- Mao, R. Q., Lan, L., Kay, J., Lohre, R., Ayeni, O. R., Goel, D. P. & Sa, D. D. (2021). Immersive Virtual Reality for Surgical Training : A Systematic Review. *Journal of Surgical Research*, 268, 40–58. doi : 10.1016/j.jss.2021.06.045.
- Marsh, N., Webster, J., Ullman, A. J., Mihala, G., Cooke, M., Chopra, V. & Rickard, C. M. (2020). Peripheral Intravenous Catheter Non-Infectious Complications in Adults : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Advanced Nursing*, 76(12), 3346–3362. doi : 10.1111/jan.14565.
- Mashayekhi, A., Behbahani, S., Nahvi, A., Keshmiri, M. & Shakeri, M. (2022). Analytical Describing Function of LuGre Friction Model. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, 6(3), 437–448. doi : 10.1007/s41315-021-00220-0.

- Massie, T. H. & Salisbury, J. K. (1994). The PHANToM Haptic Interface : A Device for Probing Virtual Objects. *IMECE94*, pp. 295–301. doi : 10.1115/IMECE1994-0452.
- Matsumoto, M., Tateishi, A., Kobayashi, H. & Hashiguchi, N. (2025). Vein Depth and Diameter as Predictive Indicators of Visibility and Palpability during Venipuncture in Healthy Volunteers. *PLOS ONE*, 20(5), e0323367. doi : 10.1371/journal.pone.0323367.
- Mbamalu, D. & Banerjee, A. (1999). Methods of Obtaining Peripheral Venous Access in Difficult Situations. *Postgraduate Medical Journal*, 75(886), 459–462. doi : 10.1136/pgmj.75.886.459.
- McWilliams, L. A. & Malecha, A. (2017). Comparing Intravenous Insertion Instructional Methods with Haptic Simulators. *Nursing Research and Practice*, 2017(1), 4685157. doi : 10.1155/2017/4685157.
- Mendiratta-Lala, M., Williams, T., de Quadros, N., Bonnett, J. & Mendiratta, V. (2010). The Use of a Simulation Center to Improve Resident Proficiency in Performing Ultrasound-Guided Procedures. *Academic Radiology*, 17(4), 535–540. doi : 10.1016/j.acra.2009.11.010.
- Millington, S. J., Hendin, A., Shiloh, A. L. & Koenig, S. (2020). Better With Ultrasound : Peripheral Intravenous Catheter Insertion. *Chest*, 157(2), 369–375. doi : 10.1016/j.chest.2019.04.139.
- Morgenbesser, H. B. & Srinivasan, M. A. (1996). Force Shading for Haptic Shape Perception. *IMECE96*, pp. 407–412. doi : 10.1115/IMECE1996-0363.
- Nakayama, Y., Takeshita, J., Nakajima, Y. & Shime, N. (2020). Ultrasound-Guided Peripheral Vascular Catheterization in Pediatric Patients : A Narrative Review. *Critical Care*, 24(1), 592. doi : 10.1186/s13054-020-03305-7.
- National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. (2023). Ultrasound. Repéré le 2025-07-17 à <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/ultrasound>.
- Newman, P. G. & Rozycki, G. S. (1998). THE HISTORY OF ULTRASOUND. *Surgical Clinics of North America*, 78(2), 179–195. doi : 10.1016/S0039-6109(05)70308-X.
- Ni, D., Chan, W. Y., Qin, J., Chui, Y.-P., Qu, I., Ho, S. S. M. & Heng, P.-A. (2011). A Virtual Reality Simulator for Ultrasound-Guided Biopsy Training. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 31(2), 36–48. doi : 10.1109/MCG.2009.151.

- Nicholls, D., Sweet, L. & Hyett, J. (2014). Psychomotor Skills in Medical Ultrasound Imaging : An Analysis of the Core Skill Set. *Journal of Ultrasound in Medicine : Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 33(8), 1349–1352. doi : 10.7863/ultra.33.8.1349.
- NYSORA. (2026). Peripheral Vascular Access.
- O'Connor, P. & O'Dea, A. (2025). How To... Complete a Hierarchical Task Analysis. *Journal of Healthcare Simulation*, ODUY7546. doi : 10.54531/ODUY7546.
- O'Grady, N. P., Alexander, M., Burns, L. A., Dellinger, E. P., Garland, J., Heard, S. O., Lipsett, P. A., Masur, H., Mermel, L. A., Pearson, M. L., Raad, I. I., Randolph, A., Rupp, M. E., Saint, S. & Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee. (2011). Guidelines for the Prevention of Intravascular Catheter-Related Infections (2011).
- Okamura, A. M., Simone, C. & O'Leary, M. (2004). Force Modeling for Needle Insertion into Soft Tissue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(10), 1707–1716. doi : 10.1109/tbme.2004.831542.
- Okuno, D., Togawa, T., Saito, H. & Tsuchiya, K. (1998). Development of an Automatic Blood Sampling System : Control of the Puncturing Needle by Measuring Forces. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286)*, 4, 1811-1812 vol.4. doi : 10.1109/IEMBS.1998.746941.
- 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.
- Paas, F. G. W. C. & Van Merriënboer, J. J. G. (1994). Instructional Control of Cognitive Load in the Training of Complex Cognitive Tasks. *Educational Psychology Review*, 6(4), 351–371. doi : 10.1007/BF02213420.
- Pacheco-Barrios, K., Ortega-Márquez, J. & Fregni, F. (2024). Haptic Technology : Exploring Its Underexplored Clinical Applications—A Systematic Review. *Biomedicines*, 12(12), 2802. doi : 10.3390/biomedicines12122802.
- Panait, L., Akkary, E., Bell, R. L., Roberts, K. E., Dudrick, S. J. & Duffy, A. J. (2009). The Role of Haptic Feedback in Laparoscopic Simulation Training. *Journal of Surgical Research*, 156(2), 312–316. doi : 10.1016/j.jss.2009.04.018.

- Panebianco, N. L., Fredette, J. M., Szyld, D., Sagalyn, E. B., Pines, J. M. & Dean, A. J. (2009). What You See (Sonographically) Is What You Get : Vein and Patient Characteristics Associated With Successful Ultrasound-guided Peripheral Intravenous Placement in Patients With Difficult Access. *Academic Emergency Medicine*, 16(12), 1298–1303. doi : 10.1111/j.1553-2712.2009.00520.x.
- Parong, J., Pollard, K. A., Files, B. T., Oiknine, A. H., Sinatra, A. M., Moss, J. D., Passaro, A. & Khooshabeh, P. (2020). The Mediating Role of Presence Differs across Types of Spatial Learning in Immersive Technologies. *Computers in Human Behavior*, 107, 106290. doi : 10.1016/j.chb.2020.106290.
- Patlan-Rosales, P. A. & Krupa, A. (2020). Robotic Assistance for Ultrasound Elastography Providing Autonomous Palpation with Teleoperation and Haptic Feedback Capabilities. *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp. 1018–1023. doi : 10.1109/BioRob49111.2020.9224276.
- Pedagogy Education. (2024). Peripheral IV Catheter Chart. Repéré le 2025-06-15 à <https://pedagogyeducation.com/Resources/Infusion/Peripheral-IV-Catheter-Chart>.
- Pepley, D. F., Gordon, A. B., Yovanoff, M. A., Mirkin, K. A., Miller, S. R., Han, D. C. & Moore, J. Z. (2017). Training Surgical Residents With a Haptic Robotic Central Venous Catheterization Simulator. *Journal of Surgical Education*, 74(6), 1066–1073. doi : 10.1016/j.jsurg.2017.06.003.
- Peters, J. H., Ellison, E. C., Innes, J. T., Liss, J. L., Nichols, K. E., Lomano, J. M., Roby, S. R., Front, M. E. & Carey, L. C. (1991). Safety and Efficacy of Laparoscopic Cholecystectomy : A Prospective Analysis of 100 Initial Patients. *Annals of Surgery*, 213(1), 3.
- Pinzon, D., Byrns, S. & Zheng, B. (2016). Prevailing Trends in Haptic Feedback Simulation for Minimally Invasive Surgery. *Surgical Innovation*, 23(4), 415–421. doi : 10.1177/1553350616628680.
- Pollard, K. A., Oiknine, A. H., Files, B. T., Sinatra, A. M., Patton, D., Ericson, M., Thomas, J. & Khooshabeh, P. (2020). Level of Immersion Affects Spatial Learning in Virtual Environments : Results of a Three-Condition within-Subjects Study with Long Interession Intervals. *Virtual Reality*, 24(4), 783–796. doi : 10.1007/s10055-019-00411-y.
- Pusic, M. V., Boutis, K., Hatala, R. & Cook, D. A. (2015). Learning Curves in Health Professions Education. *Academic Medicine*, 90(8), 1034–1042. doi : 10.1097/acm.0000000000000681.

- Qin, K. R., Ensor, N., Barnes, R., Englin, A., Nataraja, R. M. & Pacilli, M. (2021). Long Peripheral Catheters for Intravenous Access in Adults and Children : A Systematic Review of the Literature. *The Journal of Vascular Access*, 22(5), 767–777. doi : 10.1177/1129729820927272.
- Queen's University. (2025). Plus Toolkit Community and PerkLab. Repéré le 2026-03-11 à <https://plustoolkit.github.io/>.
- Raitor, M., Nunez, C. M., Stolka, P. J., Okamura, A. M. & Culbertson, H. (2024). Design and Evaluation of Haptic Guidance in Ultrasound-Based Needle-Insertion Procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 71(1), 26–35. doi : 10.1109/TBME.2023.3290919.
- Ramsay, C. R., Grant, A. M., Wallace, S. A., Garthwaite, P. H., Monk, A. F. & Russell, I. T. (2001). Statistical Assessment of the Learning Curves of Health Technologies. *Health Technology Assessment*, 5(12). doi : 10.3310/hta5120.
- Rangarajan, K., Davis, H. & Pucher, P. H. (2020). Systematic Review of Virtual Haptics in Surgical Simulation : A Valid Educational Tool ? *Journal of Surgical Education*, 77(2), 337–347. doi : 10.1016/j.jsurg.2019.09.006.
- Rege, R. V. & Joehl, R. J. (1999). A Learning Curve for Laparoscopic Splenectomy at an Academic Institution. *Journal of Surgical Research*, 81(1), 27–32. doi : 10.1006/jsre.1998.5485.
- Riener, R. & Harders, M. (2012). VR for Medical Training. Dans *Virtual Reality in Medicine* (pp. 181–210). London : Springer London. doi : 10.1007/978-1-4471-4011-5_8.
- Ruspini, D. C., Kolarov, K. & Khatib, O. (1997). The Haptic Display of Complex Graphical Environments. *Proceedings of the 24th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, (SIGGRAPH '97), 345–352. doi : 10.1145/258734.258878.
- Saint-Aubert, J. (2019). *Co-Localisation Des Retours Visuels et Haptiques En Réalité Virtuelle*. (Theses, Sorbonne Université).
- Salerno, A. & Murthi, S. B. (2021). Obtaining, Interpreting, and Using Echo. Dans Salerno, A., Haase, D. J. & Murthi, S. B. (Éds.), *Atlas of Critical Care Echocardiography* (pp. 3–9). Cham : Springer International Publishing. doi : 10.1007/978-3-030-74687-2_1.
- Salgo, I. S. (2007). Three-Dimensional Echocardiographic Technology. *Cardiology Clinics*, 25(2), 231–239. doi : 10.1016/j.ccl.2007.05.002.

- Salisbury, K., Conti, F. & Barbagli, F. (2004). Survey - Haptic Rendering : Introductory Concepts. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 24(2), 24–32. doi : 10.1109/MCG.2004.1274058.
- Santos, L. M. D., Santos, S. A., Silva, B. S. M., Santana, R. C. B. D. & Avelar, A. F. M. (2020). Influência de Tecnologias Para Avaliação/Visualização Vascular No Cateterismo Intravenoso Periférico : Revisão Integrativa. *Escola Anna Nery*, 24(3), e20190355. doi : 10.1590/2177-9465-ean-2019-0355.
- Sattar, M. U., Palaniappan, S., Lokman, A., Hassan, A., Shah, N. & Riaz, Z. (2019). Effects of Virtual Reality Training on Medical Students’ Learning Motivation and Competency : Medical Students’ Learning Motivation & Competency. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 35(3). doi : 10.12669/pjms.35.3.44.
- Savion-Lemieux, T. & Penhune, V. B. (2005). The Effects of Practice and Delay on Motor Skill Learning and Retention. *Experimental Brain Research*, 161(4), 423–431. doi : 10.1007/s00221-004-2085-9.
- Shea, C. H., Lai, Q., Black, C. & Park, J.-H. (2000). Spacing Practice Sessions across Days Benefits the Learning of Motor Skills. *Human Movement Science*, 19(5), 737–760. doi : 10.1016/S0167-9457(00)00021-X.
- Shen, Y., Wang, Z., Hao, A., Yu, P., Zhai, X. & Wang, H. (2021). Investigating the Effect of VR + Haptics Approach on Students’ Flow Experience and Outcomes : An Empirical Study on VR Laparoscopy. *Complexity*, 2021(1), 9496152. doi : 10.1155/2021/9496152.
- Shenoy, V., Khan, S. I., Lee, E. & Aalami, O. (2021). Vascular1 : Development and Evaluation of a Virtual Reality Ultrasound Guided Vascular Access Training Module. *2021 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM)*, pp. 1519–1523. doi : 10.1109/BIBM52615.2021.9669886.
- Shi, T. & Schneider, O. (2025). Development and Initial Validation of the Haptic Experience Inventory (HXI). *Proceedings of the 2025 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, (Chi ’25). doi : 10.1145/3706598.3713834.
- Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R. & Wolf, P. (2013). Augmented Visual, Auditory, Haptic, and Multimodal Feedback in Motor Learning : A Review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1), 21–53. doi : 10.3758/s13423-012-0333-8.
- Simon, C., Herfort, L., Lebrun, F., Brocas, E., Otmane, S. & Chellali, A. (2024). Design and Evaluation of UltRASim : An Immersive Simulator for Learning Ultrasound-Guided Regional Anesthesia Basic Skills. *Computers & Graphics*, 119, 103878. doi : 10.1016/j.cag.2024.01.005.

- Spruit, E. N., Band, G. P. H. & Hamming, J. F. (2015). Increasing Efficiency of Surgical Training : Effects of Spacing Practice on Skill Acquisition and Retention in Laparoscopy Training. *Surgical Endoscopy*, 29(8), 2235–2243. doi : 10.1007/s00464-014-3931-x.
- Stefanidis, D., Scerbo, M. W., Sechrist, C., Mostafavi, A. & Heniford, B. T. (2008). Do Novices Display Automaticity during Simulator Training ? *The American Journal of Surgery*, 195(2), 210–213. doi : 10.1016/j.amjsurg.2007.08.055.
- Stone, R., Walker, R. M., Marsh, N. & Ullman, A. J. (2023). Educational Programs for Implementing Ultrasound Guided Peripheral Intravenous Catheter Insertion in Emergency Departments : A Systematic Integrative Literature Review. *Australasian Emergency Care*, 26(4), 352–359. doi : 10.1016/j.auec.2023.06.001.
- Sturm, L. P., Windsor, J. A., Cosman, P. H., Cregan, P., Hewett, P. J. & Maddern, G. J. (2008). A Systematic Review of Skills Transfer After Surgical Simulation Training. *Annals of Surgery*, 248(2), 166. doi : 10.1097/SLA.0b013e318176bf24.
- Thompson, J. R., Leonard, A. C., Doarn, C. R., Roesch, M. J. & Broderick, T. J. (2011). Limited Value of Haptics in Virtual Reality Laparoscopic Cholecystectomy Training. *Surgical Endoscopy*, 25(4), 1107–1114. doi : 10.1007/s00464-010-1325-2.
- Tokuno, J., Knobovitch, R. M., Botelho, F., Fried, H. B., Carver, T. E. & Fried, G. M. (2025). Immersive Virtual Reality Simulation for Medical Student Procedural Training : Assessment of Cognitive Load and Usability. *Surgical Innovation*, 32(4), 378–384. doi : 10.1177/15533506251339920.
- TOOMEDICAL. (2019). La composition de la peau humaine : rôle et structure.
- Torossian, K., Benayoun, S., Ottenio, M. & Brulez, A.-C. (2019). Guidelines for Designing a Realistic Peripheral Venous Catheter Insertion Simulator : A Literature Review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 233(10), 963–978. doi : 10.1177/0954411919864786.
- Van Beurden, M. H. P. H., Van Hoey, G., Hatzakis, H. & Ijsselsteijn, W. A. (2009). Stereoscopic Displays in Medical Domains : A Review of Perception and Performance Effects. *IS&T/SPIE Electronic Imaging*, pp. 72400A. doi : 10.1117/12.817748.
- van Loon, F. H. J., Buise, M. P., Claassen, J. J. F., Dierick-van Daele, A. T. M. & Bouwman, A. R. A. (2018). Comparison of Ultrasound Guidance with Palpation and Direct Visualisation for Peripheral Vein Cannulation in Adult Patients : A Systematic Review and Meta-Analysis. *British Journal of Anaesthesia*, 121(2), 358–366. doi : 10.1016/j.bja.2018.04.047.

- Våpenstad, C., Hofstad, E. F., Bø, L. E., Kuhry, E., Johnsen, G., Mårvik, R., Langø, T. & Hernes, T. N. (2017). Lack of Transfer of Skills after Virtual Reality Simulator Training with Haptic Feedback. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 26(6), 346–354. doi : 10.1080/13645706.2017.1319866.
- Vegas, A., Wells, B., Braum, P., Denault, A., Miller Hance, W. C., Kaufman, C., Patel, M. B. & Salvatori, M. (2025). Guidelines for Performing Ultrasound-Guided Vascular Cannulation : Recommendations of the American Society of Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 38(2), 57–91. doi : 10.1016/j.echo.2024.12.004.
- Vezzani, A., Manca, T., Vercelli, A., Braghieri, A. & Magnacavallo, A. (2013). Ultrasonography as a Guide during Vascular Access Procedures and in the Diagnosis of Complications. *Journal of Ultrasound*, 16(4), 161–170. doi : 10.1007/s40477-013-0046-5.
- Vezzoli, E., Ullrich, C., Butter, G. & Pijewski, R. (2022). *XR Haptics, Implementation & Design Guidelines*.
- Vidal, F. P., John, N. W., Healey, A. E. & Gould, D. A. (2008). Simulation of Ultrasound Guided Needle Puncture Using Patient Specific Data with 3D Textures and Volume Haptics. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 19(2), 111–127. doi : 10.1002/cav.217.
- Wagner, C., Perrin, D., Howe, R., Vasilyev, N. & Del Nido, P. (2006). Force Feedback in a Three-Dimensional Ultrasound-Guided Surgical Task. *2006 14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp. 43–48. doi : 10.1109/HAPTIC.2006.1627090.
- Wang, L., Ma, L., Yang, J. & Wu, J. (2021). Human Somatosensory Processing and Artificial Somatosensation. *Cyborg and Bionic Systems*, 2021. doi : 10.34133/2021/9843259.
- Wang, R., Yao, J., Wang, L., Liu, X., Wang, H. & Zheng, L. (2017). A Surgical Training System for Four Medical Punctures Based on Virtual Reality and Haptic Feedback. *2017 IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI)*, pp. 215–216. doi : 10.1109/3DUI.2017.7893348.
- Wheeler, S. (2019). A Quick Summary Of The Theory Of Learning Curves.
- Wickens, C. D. (2002). Multiple Resources and Performance Prediction. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 3(2), 159–177. doi : 10.1080/14639220210123806.
- Witmer, B. G. & Singer, M. J. (1998). Measuring Presence in Virtual Environments : A Presence Questionnaire. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 7(3), 225–240. doi : 10.1162/105474698565686.

- Woo, J., Kim, J., Mahmood, N., Simpson, L., Kim, K., Jarzembak, J., James, A., Biggs, J., Clements, R. & Dunlosky, J. (2023). Evaluating Variability in a Haptic Mixed Reality IV Needle Insertion Simulation. *2023 5th International Conference on Bio-engineering for Smart Technologies (BioSMART), 7-9 June 2023*, (2023 5th International Conference on Bio-engineering for Smart Technologies (BioSMART)), 1–6. doi : 10.1109/BioSMART58455.2023.10162097.
- Woo, J., Kim, J. W., Kim, K., Jarzembak, J., James, A., Biggs, J., Clements, R. & Dunlosky, J. (2024). Comparative Design and Analysis of Multimodal VR Simulations for IV Needle Insertion Training. *2024 IEEE 37th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, pp. 315–319. doi : 10.1109/CBMS61543.2024.00059.
- Wright, T. P. (1936). Factors Affecting the Cost of Airplanes. *Journal of the Aeronautical Sciences*, 3(4), 122–128. doi : 10.2514/8.155.
- Xia, S., Keri, Z., Holden, M. S., Hisey, R., Lia, H., Ungi, T., Mitchell, C. H. & Fichtinger, G. (2018). A Learning Curve Analysis of Ultrasound-Guided in-Plane and out-of-Plane Vascular Access Training with Perk Tutor. *Medical Imaging 2018 : Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, pp. 66. doi : 10.1117/12.2293789.
- Xiong, W. & Peng, Y. (2024). Design and Development of a Mixed Reality Teaching Systems for IV Cannulation and Clinical Instruction. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 35(3), e2288. doi : 10.1002/cav.2288.
- Yang, C., Xie, Y., Liu, S. & Sun, D. (2018). Force Modeling, Identification, and Feedback Control of Robot-Assisted Needle Insertion : A Survey of the Literature. *Sensors*, 18(2), 561. doi : 10.3390/s18020561.
- Yang, H. (2005). *Modeling of Needle Insertion Forces for Haptics-Based Surgical Simulation*. (Master of Applied Science, Carleton University, Ottawa, Ontario).
- Yoon, H. (2025). Comparative Effectiveness of Small Group Practice and 3D VR Simulation on Nursing Students' PIVC Skills, Flow State, and Learning Satisfaction : A Quasi-Experimental Study. *Nurse Education Today*, 150, 106683. doi : 10.1016/j.nedt.2025.106683.
- Yovanoff, M., Pepley, D., Mirkin, K., Moore, J., Han, D. & Miller, S. (2017). Personalized Learning in Medical Education : Designing a User Interface for a Dynamic Haptic Robotic Trainer for Central Venous Catheterization. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society*, 2017-October, 615–619. doi : 10.1177/1541931213601639.

- Yovanoff, M. A., Chen, H.-E., Pepley, D. F., Mirkin, K. A., Han, D. C., Moore, J. Z. & Miller, S. R. (2018). Investigating the Effect of Simulator Functional Fidelity and Personalized Feedback on Central Venous Catheterization Training. *Journal of Surgical Education*, 75(5), 1410–1421. doi : 10.1016/j.jsurg.2018.02.018.
- Zhang, J., Luo, Z., Zhang, R., Ding, Z., Fang, Y., Han, C., Wu, W., Cen, G., Qiu, Z. & Huang, C. (2024). The Transition of Surgical Simulation Training and Its Learning Curve : A Bibliometric Analysis from 2000 to 2023. *International Journal of Surgery (London, England)*, 110(6), 3326–3337. doi : 10.1097/JS9.0000000000001579.
- Zhou, M., Jones, D., Schwartzberg, S. & Cao, C. (2007). Role of Haptic Feedback and Cognitive Load in Surgical Skill Acquisition. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 51(11), 631–635. doi : 10.1177/154193120705101106.
- Zhou, M., Tse, S., Derevianko, A., Jones, D., Schwartzberg, S. & Cao, C. G. L. (2012). Effect of Haptic Feedback in Laparoscopic Surgery Skill Acquisition. *Surgical Endoscopy*, 26(4), 1128–1134. doi : 10.1007/s00464-011-2011-8.
- Zhou, Z., Yang, Z., Jiang, S., Jiang, B., Xu, B., Zhu, T. & Ma, S. (2022). Personalized Virtual Reality Simulation Training System for Percutaneous Needle Insertion and Comparison of zSpace and Vive. *Computers in Biology and Medicine*, 146, 105585. doi : 10.1016/j.combiomed.2022.105585.
- Zilles, C. & Salisbury, J. (1995). A Constraint-Based God-Object Method for Haptic Display. *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*, 3, 146–151. doi : 10.1109/IROS.1995.525876.
- Zingg, W. & Pittet, D. (2009). Peripheral Venous Catheters : An under-Evaluated Problem. *International Journal of Antimicrobial Agents*, 34, S38-S42. doi : 10.1016/S0924-8579(09)70565-5.