



HAL
open science

Validation de l'aspect et du contenu d'un simulateur immersif pour la formation des opérateurs en anesthésie locorégionale échoguidée

Lucas Herfort, Elsa Brocas, Francois-Xavier Amelon, Aylene Ricca, Amine Chellali

► To cite this version:

Lucas Herfort, Elsa Brocas, Francois-Xavier Amelon, Aylene Ricca, Amine Chellali. Validation de l'aspect et du contenu d'un simulateur immersif pour la formation des opérateurs en anesthésie locorégionale échoguidée. 33ème conférence internationale francophone sur l'Interaction Humain-Machine (IHM 2022), Apr 2022, Namur, Belgique. 10.1145/3500866.3516376 . hal-03648598

HAL Id: hal-03648598

<https://univ-evry.hal.science/hal-03648598v1>

Submitted on 21 Apr 2022

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

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

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

LUCAS, HERFORT

IBISC Lab, Univ Evry, Université Paris Saclay, Evry, France

ELSA, BROCAS

Pôle Anesthésiologie, Centre Hospitalier Sud Francilien, Corbeil-Essonnes, France

FRANCOIS-XAVIER, AMELON

Pôle Anesthésiologie, Centre Hospitalier Sud Francilien, Corbeil-Essonnes, France

AYLEN, RICCA

Institut Image, Arts et Métiers, Cluny Campus, Chalon-sur-Saône, Franche-Comté, France

AMINE, CHELLALI*

IBISC Lab, Univ Evry, Université Paris Saclay, Evry, France

La réalité virtuelle est une technologie prometteuse pour former les professionnels de santé dans un environnement de simulation sécurisé. Dans ce travail, nous présentons la conception et l'évaluation d'un simulateur immersif pour la formation de l'anesthésie locorégionale échoguidée. Dix-huit anesthésistes ont participé à la validation de l'aspect et du contenu du premier prototype du système. Les réponses à sept des onze questions sur la validité de l'aspect étaient positives. La problématique soulevée concerne la fidélité du rendu haptique de l'aiguille, suggérant l'utilisation d'un bras haptique à six degrés de liberté dans les futurs prototypes. Les réponses aux six questions sur la validité du contenu étaient positives. Les participants trouvent que le simulateur est un outil de formation prometteur particulièrement adapté pour développer les compétences de coordination œil-main. Ces résultats confortent nos choix de conception et suggèrent des améliorations pour notre simulateur avant sa validation comme outil de formation.

Virtual reality is a promising technology for training healthcare professionals in a safe simulation environment. In this work, we present the design and evaluation of an immersive simulator for training ultrasound-guided locoregional anesthesia operators. Eighteen anesthesiologists participated in a face and content validation study of the first prototype of the system. Responses to seven of the eleven questions on face validity were predominantly positive. The main raised issue concerns the fidelity of the needle haptic feedback, suggesting the use of a six degrees of freedom haptic feedback arm in the future prototypes. Responses to all six questions on content validity were predominantly positive. Participants find that the simulator

* Auteur correspondant

is a promising training tool particularly suited for developing hand-eye coordination skills. These results support our design choices and suggest improvements for our simulator before its validation as a training tool.

CCS CONCEPTS • **Human-centered computing~Human computer interaction (HCI)~Interaction paradigms~Virtual reality** • **Human-centered computing~Interaction design~Interaction design process and methods~User interface design** • **Human-centered computing~Human computer interaction (HCI)~Interaction devices~Haptic devices**

Additional Keywords and Phrases: Virtual reality, immersive simulator, Medical education, Simulator fidelity

Mots-clés additionnels : Réalité virtuelle, Simulateur Immersif, Formation médicale, Fidélité du simulateur

1 INTRODUCTION

La formation des personnels soignants est une question centrale du domaine médical qui impacte directement la sécurité des patients. Durant des années, celle-ci s'est basée sur le modèle de compagnonnage combinant enseignements théoriques et observations de praticiens confirmés, avant la pratique sur un patient réel, des animaux (in-vivo), ou des cadavres (ex vivo) [1, 2]. Cependant, cette approche introduit des problèmes éthiques et de sécurité des patients [3, 4, 5]. Depuis, cette formation a considérablement évolué et nécessite désormais des moyens ne mettant pas en danger la vie des patients. En effet, la Haute Autorité à la Santé a publié en 2012 un rapport dont la conclusion était « **jamais la première fois sur un patient** » avec de fortes conséquences sur la formation médicale. Cela s'est traduit en 2017 par la réforme des études médicales en France [6], qui impose une évolution des modèles éducatifs traditionnels et le renforcement du rôle de la simulation dans la formation. Par conséquent, le développement d'outils de simulation innovants pour la formation médicale devient un besoin réel et une urgence.

L'anesthésiologie est parmi les spécialités médicales impactées par cette réforme. L'anesthésie est un acte médical visant à éliminer la sensation de douleur et les réactions motrices d'une personne, avant de pratiquer une intervention chirurgicale. Plus spécifiquement, l'anesthésie locorégionale (ALR) ne concerne qu'une partie du corps, telle que le bras ou la jambe. Elle vise à localiser des blocs nerveux spécifiques pour bloquer temporairement leurs transmissions. L'intérêt est que le patient peut rester éveillé pendant les interventions chirurgicales et peut donc récupérer plus rapidement [7]. Cependant, cette approche nécessite des compétences techniques complexes en raison des emplacements nerveux cibles à proximité de structures vitales (ex. vaisseaux sanguins, organes vitaux et les nerfs eux-mêmes) et semble naturellement adaptée à l'incorporation de la simulation pendant la formation. De plus, l'évolution récente dans la pratique de l'ALR recommandant l'utilisation de l'échographie pour guider le geste [8], a créé une forte demande pour se former à cette modalité d'imagerie aussi bien pour des internes que pour des experts déjà en exercice. Ainsi, des lignes directrices pour la formation à ce type de techniques ont été publiées, soulignant l'important rôle de la simulation dans cette spécialité [9].

Dans ce contexte, la réalité virtuelle (RV) peut jouer un rôle important pour acquérir les compétences techniques nécessaires pour cette procédure. Cette technologie a déjà démontré son efficacité pour la formation médicale [10, 11, 12] en permettant d'immerger les apprenants dans des environnements réalistes, de dérouler différents scénarios et de les répéter jusqu'à ce que les compétences soient maîtrisées, tout en évitant les risques pour les patients.

Cependant, le développement de ces outils est délicat et potentiellement coûteux [13] avec un manque de lignes directrices pour leur conception. De plus, leur évaluation confond souvent la présentation d'un côté et la fonction du système de l'autre, et repose souvent sur des caractéristiques visuelles superficielles qui n'ont pas d'impacts sur l'acquisition des compétences cibles [14]. L'adoption de ces technologies pour la formation nécessite donc une approche de conception et de validation rigoureuse permettant de montrer que la simulation virtuelle capture bien les caractéristiques fondamentales de la tâche à apprendre et de l'environnement réel, et implique des comportements réalistes de la part des apprenants [14].

Dans ce travail, nous présentons le processus de conception et d'évaluation d'un simulateur en RV pour la formation des opérateurs en ALR échoguidée. Les phases d'analyse de la pratique et de conception du système ont été réalisées en collaboration avec des anesthésistes experts suivant une démarche centrée utilisateur guidée par le concept de la fidélité du simulateur. L'objectif de ce travail est double. Il informe d'abord sur le processus de conception d'un simulateur en RV pour la formation d'un geste technique. Il présente ensuite les résultats de l'évaluation du premier prototype du système permettant de valider certains de ses aspects et de guider les prochaines étapes de son développement. Les contributions de ce travail sont :

- (1) Proposer un cadre théorique pour la conception des simulateurs médicaux virtuels basé sur les notions de fidélité et de validité,
- (2) Concevoir un simulateur virtuel pour l'ALR échoguidée suivant le cadre théorique proposé. Le système immersif permet d'assurer la colocalisation des mains et des instruments et d'avoir un retour haptique sur deux outils pour avoir une interface utilisateur fidèle à la réalité,
- (3) Evaluer la validité de l'aspect et du contenu du simulateur avec des experts et des novices et en extraire des recommandations pour les prochaines itérations.

2 ETAT DE L'ART

2.1 Fidélité et Validité des simulateurs

La fidélité et la validité sont des concepts très importants pour l'évaluation et l'adoption des simulateurs comme outils de formation. Nous présentons dans ce qui suit une brève revue de ces deux concepts.

2.1.1 Validité des simulateurs

La validité est la mesure dans laquelle un test, un modèle, une simulation ou une autre reproduction fournit une représentation précise de son équivalent réel [14]. Par exemple, une simulation valide est une représentation précise de la tâche cible, dans le contexte des objectifs pédagogiques et de la population cible. Cependant, il n'est pas nécessaire que la simulation soit une copie du réel. En effet, elle doit capturer les principales caractéristiques de la tâche et de l'environnement réel, plutôt que de les imiter d'une manière exacte. La validation d'un simulateur médical nécessite cinq étapes [15] :

La validation d'aspect (face validity) qui est une validation esthétique reposant sur l'aspect de l'interface et sa différence par rapport au dispositif réel. La validation de contenu (content validity) qui évalue la justesse et la pertinence du contenu proposé par le simulateur. Ses deux étapes sont réalisées par des experts sur la base de l'examen détaillé du système. La validité de construction (construct validity) qui vise à s'assurer que le simulateur arrive à différencier les performances d'un novice de celles d'un expert. La validité de concurrence (concurrent validity), qui vérifie si le simulateur est semblable à ses concurrents dans le domaine. Enfin, la

validité de prédiction (predictive validity) qui vérifie que les performances obtenues sur le simulateur sont similaires à celles obtenues dans la situation réelle.

Chacune de ces étapes de validation vérifie un aspect important du simulateur. La validation complète d'un simulateur est donc un processus lent et progressif nécessitant la réalisation de nombreuses études.

2.1.2 *Fidélité des simulateurs*

Il est souvent admis que pour concevoir des simulateurs qui permettent le transfert des compétences vers le monde réel, l'environnement de simulation et l'environnement réel doivent être étroitement liés [16]. Ceci introduit la notion de fidélité du simulateur. Tenant compte des objectifs de formation d'un simulateur, la fidélité peut être définie comme « la similitude entre les compétences apprises dans un simulateur et celles utilisées dans l'environnement réel » [17].

Depuis l'apparition du terme fidélité, de nombreux chercheurs ont proposé différentes dimensions liées à ce concept afin d'évaluer leurs simulateurs. La variété des domaines et des simulateurs proposés rend difficile une classification qui englobe toutes les dimensions trouvées dans la littérature. De plus, selon le contexte, certains aspects de la fidélité peuvent avoir plus ou moins d'importance pour les objectifs et/ou performances d'un simulateur. Enfin, aucun consensus n'a été trouvé pour déterminer le rôle exact de la fidélité du simulateur dans la formation médicale, et plus important encore, le rôle de chacune de ses dimensions dans le transfert des compétences vers l'environnement réel [13].

Nous nous baserons ici sur le modèle proposé par Waller et Hunt [18] qui distingue entre deux dimensions de la fidélité : la fidélité de l'interface et la fidélité de l'environnement. La fidélité de l'interface est définie comme le degré selon lequel les dispositifs d'interaction d'entrée et de sortie utilisés dans le simulateur fonctionnent de la même manière que si l'apprenant interagissait avec le monde réel. Cette dimension joue un rôle central dans le transfert des compétences vers le monde réel [19]. Elle est affectée par la facilité d'interaction et le niveau de contrôle de l'utilisateur sur le système [16]. Par exemple, une interaction efficace nécessite que toute action de l'opérateur dans le monde virtuel génère une réponse multimodale instantanée et cohérente du système.

D'autre part, la fidélité de l'environnement est liée au réalisme de la simulation [16]. Elle est définie comme étant le degré de correspondance entre le monde réel et l'environnement simulé [18]. Cette dimension dépend d'un jugement subjectif de similitude entre ces deux environnements plutôt qu'une correspondance quantifiable entre les valeurs des variables. Elle est affectée par la qualité du rendu visuel, auditif et haptique du système. Cependant, le réalisme de l'environnement doit être un moyen de servir les objectifs pédagogiques spécifiques du système et non un objectif en soi de sa conception [20]. Ainsi, la fidélité de l'environnement doit être utilisée comme moyen pour affecter positivement la fidélité de l'interface [13].

Cependant, il y a actuellement un manque de lignes directrices pour atteindre les niveaux appropriés de ces deux dimensions de fidélité pour les simulateurs médicaux. En effet, il est intuitif de penser que si les environnements réels et simulés ne peuvent pas être distingués, alors le transfert des compétences est garanti. Cependant, des recherches ont montré que les simulateurs basse-fidélité peuvent suffire pour une formation efficace et efficiente [21, 22]. De plus, les simulateurs haute-fidélité sont onéreux. Cela soulève un certain nombre de questions. Par exemple, jusqu'où peut-on descendre en termes de niveau de fidélité ? Qu'est-ce qu'il est important d'inclure dans un simulateur et si tous les aspects du simulateur doivent avoir le même niveau de fidélité ? Une fidélité moins élevée sur certains aspects affecte-elle les performances des apprenants et le transfert de compétences vers le monde réel ?

Le travail présenté ici n'a pas pour objectif de répondre à ces questions. Néanmoins, il se basera sur la littérature existante autour du concept de la fidélité pour guider la conception et le choix des éléments composants le simulateur virtuel de l'ALR échoguidée. Pour ce faire, une approche de conception centrée utilisateur impliquant des experts anesthésistes lors des choix des éléments à inclure dans le simulateur virtuel et leur niveau de fidélité sera suivie. De plus, l'évaluation du simulateur sera guidée par le concept de validité et les étapes de validations décrites précédemment. Ceci vise à concevoir un système mieux adapté aux besoins des praticiens et de valider le système en se basant sur une méthodologie fondée sur des preuves.

2.2 Simulateurs pour la formation médicale

Les simulateurs médicaux sont conçus pour reproduire un environnement de travail allant de la réplique d'un seul aspect d'une tâche à la recréation de l'ensemble de l'environnement, comme une salle d'opération. Nous présentons ici une revue de la littérature des simulateurs médicaux en se focalisant plus particulièrement sur ceux utilisés pour la formation à l'ALR. Ces simulateurs seront séparés en deux grandes familles : les simulateurs physiques et les simulateurs virtuels.

2.2.1 Simulateurs physiques

Ces simulateurs utilisent des mannequins et des modèles synthétiques reproduisant tout ou une partie de l'anatomie. Leur fidélité est variable selon les besoins.

Les simulateurs à haute-fidélité permettent aux apprenants de s'entraîner sur des procédures complètes [23]. Ils ont souvent une fidélité visuelle élevée permettant de reproduire tout ou une partie du corps humain. Cependant, ils sont généralement très coûteux en raison de la complexité de leur fonctionnement. Ceci limite leur utilisation à grande échelle dans les centres de formation.

Les simulateurs basse-fidélité, également appelés simulateurs partiels (ou part-task trainers, en anglais) sont quant à eux centrés sur des tâches spécifiques et visent à entraîner les compétences techniques et psychomotrices basiques, telles que la dextérité bimanuelle ou la coordination œil-main [24]. Ces compétences apprises séparément peuvent ensuite être combinées pour réaliser une procédure complète. Un exemple de ces systèmes est le Blue Phantom Select (Blue Phantom)¹ utilisé pour apprendre des gestes techniques de base tels que l'insertion d'aiguille pour l'ALR. Ce modèle minimaliste consiste en un bloc de tissu mou en silicone contenant de petites structures tubulaires représentant des vaisseaux (veines, artères...etc.) et des nerfs. Il dispose aussi d'un système de gestion des fluides reproduisant le flux sanguin lorsque les vaisseaux sont perforés. Ce modèle doit néanmoins être combiné avec un système d'échographie externe et une aiguille (non fournies) pour simuler une ALR échoguidée. D'autres modèles commerciaux basés sur le même principe existent sur le marché, tels que les simulateurs de NYSORA (NYSORA) et le TruNerveBlock (TwinMedical). D'autres prototypes non commerciaux ont également été proposés dans la littérature [25, 26].

Ces simulateurs à basse-fidélité ont généralement un coût d'acquisition peu élevé avec un rendu tactile et haptique plus au moins réaliste [13, 27]. Cependant, ils ont aussi de nombreux inconvénients. Tout d'abord, leur réutilisabilité reste limitée, ce qui augmente le coût de la formation sur le long terme [24, 13, 28]. En effet, les aiguilles insérées laissent des traces visibles à l'échographie et changent également les propriétés mécaniques du tissu ce qui peut gêner l'apprenant lors des insertions suivantes [29]. Ils incluent également un

¹ www.bluephantom.com

nombre limité de scénarios et sont difficilement personnalisables pour l'étude d'un cas particulier. De plus, ils ne fournissent pas de moyens objectifs pour évaluer les performances des apprenants et se basent souvent sur des évaluations subjectives par des praticiens expérimentés ou des formateurs [30, 5]. Enfin, une revue de la littérature récente montre que les simulateurs physiques pour l'ALR manquent souvent de sensations tactiles et de retours haptiques réalistes [1]. Ces inconvénients ont limité l'adoption, la validation et l'utilisation à grande échelle de ces systèmes [1, 31].

2.2.2 *Simulateurs virtuels*

Les simulateurs virtuels simulent l'environnement médical à travers des modèles 3D générés par ordinateur. Ils intègrent souvent des interfaces physiques permettant à l'utilisateur de contrôler les instruments en temps réel. Le système capture les changements sur les modèles 3D et renvoie une réponse adaptée à l'utilisateur. Certains systèmes intègrent un retour haptique, produisant l'illusion d'être en contact avec le modèle physique ce qui donne à l'utilisateur l'impression de toucher la représentation 3D du patient en plus de la voir.

Les simulateurs virtuels présentent de nombreux avantages pour la formation médicale. En effet, ils permettent de multiplier et de personnaliser les sessions et les scénarios [23] avec des niveaux de difficulté progressifs, d'inclure des indices contextualisés aidant l'apprenant au fil de la simulation, ou d'incorporer des éléments stressants à mesure que l'apprenant gagne en aisance. Ils permettent aussi d'évaluer objectivement la performance à travers plusieurs mesures relevées automatiquement [15, 5] pour renvoyer à l'apprenant des retours appropriés sur sa performance et lui permettre de suivre sa courbe d'apprentissage [11].

Cependant, ces technologies présentent aussi quelques inconvénients. En effet, bien qu'il soit relativement facile actuellement d'obtenir un rendu visuel fidèle, obtenir un rendu haptique réaliste est beaucoup plus complexe [4, 23]. De plus, le coût d'acquisition de ces simulateurs est souvent très élevé, surtout lorsqu'ils contiennent des interfaces haptiques [28]. Cependant, ce coût peut être amorti sur le long terme puisque ces systèmes sont plus réutilisables que les simulateurs physiques. Enfin, bien que des études de validations existent, très peu de simulateurs ont été adoptés comme outils standards pour la formation médicale [32, 13].

Comme leurs homologues physiques, les simulateurs virtuels peuvent être répartis en deux catégories : les simulateurs partiels et simulateurs complets. Nous nous focaliserons ici sur les simulateurs virtuels partiels permettant de se former aux gestes d'insertion d'aiguille et plus particulièrement à l'ALR. Deux aspects seront principalement discutés : les études de validité des systèmes et la fidélité de leurs interfaces utilisateur.

L'insertion d'aiguille est un acte médical courant consistant à introduire une aiguille dans le corps du patient avec ou sans l'aide d'un système d'imagerie (ex. IRM, scanner, ou échographie) pour atteindre une zone cible (ex. tumeur ou organe) et effectuer un prélèvement ou un traitement (biopsie, anesthésie). Ce type d'actes requiert une bonne coordination œil-main, des capacités spatiales tridimensionnelles, et des compétences de perception haptique. Plusieurs simulateurs virtuels pour le geste d'insertion d'aiguille ont été proposés [33, 34, 29, 35]. Le lecteur peut se référer à deux revues de la littérature récentes sur le sujet [36, 37].

Dans ce contexte, plusieurs systèmes virtuels ont été proposés spécifiquement pour la formation à l'ALR. Par exemple, Bibin et al. [38] ont développé SAILOR, un simulateur virtuel pour l'ALR. Le simulateur intègre un rendu visuel réaliste, des interactions simples utilisant la souris pour manipuler l'aiguille et un effet pseudo haptique lors de l'interaction avec les tissus. Ulrich et al. [39] ont présenté RASim, un simulateur virtuel d'ALR basé sur un écran stéréoscopique 3D affichant les outils et le membre concerné et un bras haptique permettant de manipuler l'aiguille virtuelle. Une interface similaire a été utilisée par Grottko et al. [40] dans leur simulateur

d'ALR qui se distingue par la génération de scénarios personnalisés utilisant les données spécifiques à chaque patient. Seules des évaluations subjectives préliminaires de ces systèmes ont été réalisées et aucune étude sur leur validité n'a été publiée [41]. De plus, les systèmes précédents utilisent des écrans où la scène 3D est déportée par rapport à l'espace d'action de l'utilisateur. Ceci pourrait impacter l'acquisition des compétences de coordination œil-main pendant la réalisation du geste. En effet, des études montrent que la vision indirecte avec désalignement translationnel entre l'espace moteur et l'espace visuel a un impact négatif sur la coordination œil-main [42, 43]. D'autres études montrent que la colocalisation des mains et des outils contrôlés par l'utilisateur a un impact positif sur la performance dans des tâches de manipulation en RV [44, 45, 46]. Enfin, les systèmes précédents n'intègrent pas d'échographie pour guider le geste ce qui limite leur utilisation pour des procédures respectant les recommandations récentes des sociétés savantes d'anesthésiologie [9].

D'un autre côté, des systèmes virtuels simulant l'image d'échographie ont été proposés, mais très peu sont utilisés pour former aux gestes d'insertion de l'aiguille échoguidée [47, 41]. Par exemple, Vidal et al. [48] ont proposé un simulateur virtuel pour réaliser une ponction guidée par échographie en radiologie interventionnelle. L'interface utilisateur du système intègre un écran stéréoscopique affichant en 3D le membre concerné et deux bras haptiques pour manipuler l'aiguille et la sonde d'échographie virtuelles. Une étude de validation d'aspect et de contenu a été réalisée sur le système [49] uniquement avec des novices rendant difficile l'évaluation de la validité du système. Alamilla-Daniel et al. [50] ont proposé récemment un simulateur virtuel pour l'infiltration interarticulaire guidée par échographie. L'interface utilisateur est composée de deux bras haptiques pour contrôler l'aiguille et la sonde d'échographie et d'un simple écran d'ordinateur pour la visualisation de la scène virtuelle. Aucun test utilisateur n'a été réalisé pour évaluer ce système.

La revue précédente montre que les simulateurs partiels, qu'ils soient réels ou virtuels, sont plus adaptés pour l'apprentissage des compétences techniques et psychomotrices basiques. Les simulateurs partiels physiques sont abordables mais présentent plusieurs inconvénients.

Bien que les simulateurs virtuels offrent une alternative intéressante permettant de surmonter certaines de ces inconvénients, les systèmes existants intègrent des interfaces utilisateurs avec un niveau de fidélité modéré. De plus, très peu de systèmes combinent actuellement l'utilisation de l'échographie avec l'insertion d'aiguille, une pratique fortement recommandée actuellement pour la réalisation des ALR. Enfin, très peu d'études de validité ont été réalisées sur les systèmes proposés. Il nous semble donc nécessaire d'aller plus loin que l'existant en proposant un nouveau simulateur virtuel d'ALR avec échographie. L'approche proposée intègre le concept de la fidélité d'interface pour surmonter les limites des interfaces des systèmes existants, et suit une démarche d'évaluation rigoureuse pour valider progressivement les différents aspects du système.

Dans ce qui suit, nous présentons le processus de conception centrée-utilisateur du simulateur allant de l'analyse de la procédure jusqu'à l'évaluation du système par les professionnels du domaine.

3 ANALYSE DE LA PROCEDURE ET DES COMPETENCES CIBLES

3.1 Analyse de la procédure

3.1.1 Méthode d'analyse

L'analyse de l'ALR échoguidée a été réalisée par deux opérateurs (novices en ALR) en combinant plusieurs approches complémentaires. La première a consisté à visionner des vidéos pédagogiques montrant des

anesthésistes experts réaliser cette procédure et expliquant leur pratique en commentant les vidéos. Un total de dix vidéos publiques d'une durée totale 49 min ont été visionnées. Ces vidéos montrent la réalisation d'ALR échoguidées du nerf sciatique et du nerf fémoral. L'analyse de ces vidéos a apporté un premier aperçu de l'ALR échoguidée et a permis d'identifier les étapes de base que le praticien doit suivre pour la réaliser.

La seconde étape a consisté à consulter un document de référence pour la réalisation des blocs nerveux échoguidés destiné aux internes en anesthésie et décrivant précisément la réalisation d'ALR du nerf sciatique, du nerf fémoral et du plexus brachial [51]. Les informations contenues dans ce document ont permis de compléter et d'étoffer les notes prises à partir des vidéos des blocs nerveux échoguidés.

Enfin, des sessions d'observation sur le terrain ont été réalisées. Au total, trois procédures complètes d'ALR échoguidée du nerf fémoral ont été observées. Deux procédures ont été réalisées par un expert et une par un interne supervisé par l'expert. Pendant la réalisation des procédures, l'expert avait comme consigne de commenter ses actions à voix haute. Ces sessions ont permis de visualiser l'ensemble des étapes de la procédure, de la préparation du patient jusqu'à la vérification de l'efficacité de l'anesthésique. A la suite de ces observations, un entretien a été réalisé avec deux anesthésistes experts qui ont présenté le matériel utilisé et son fonctionnement. Ils ont également exposé les difficultés qui peuvent être rencontrées lors de la réalisation de l'intervention et les risques possibles pour le patient, notamment lorsque le nerf est touché.

Enfin, une session de formation (Figure 1) sur simulateur physique impliquant trois internes a été observée. Celle-ci a permis de se focaliser sur les gestes d'insertion de l'aiguille et la manipulation de la sonde.



Figure 1 : Session de formation à l'ALR échoguidée sur simulateur physique (Blue Phantom)

3.1.2 Résultats de l'analyse

Parmi les différentes procédures d'ALR échoguidée, nous avons choisi en concertation avec les anesthésistes experts, de nous focaliser sur le bloc du nerf fémoral (BNF). Le BNF est une technique d'injection d'anesthésique au niveau du nerf fémoral afin d'analgésier la face antérieure de la cuisse, le genou et le tibia proximal. Le BNF peut être utilisé pour l'anesthésie ou l'analgésie postopératoire de plusieurs types de chirurgie du membre inférieur, allant de l'ostéosynthèse de la fracture du col du fémur à la prothèse totale de genou.

L'opération s'effectue selon différentes étapes (Figure 2). La première consiste à installer le patient en décubitus dorsal. Ensuite, le praticien prépare la peau du patient (désinfection, marquage éventuel de la sonde). Puis, il prépare une sonde linéaire de 5-10 MHz. Ce type de sondes permet une vision nette à faible profondeur, ce qui est bien adapté pour les ALR qui ne nécessitent pas d'insérer l'aiguille profondément. La sonde est ensuite déplacée latéralement afin d'identifier l'artère, caractérisée par de légères pulsations et la veine fémorale qui va s'écraser sous la pression exercée par la sonde sur la peau. Le nerf est alors juste à droite de l'artère et apparaît comme une structure ovale hyperéchogène lumineuse.

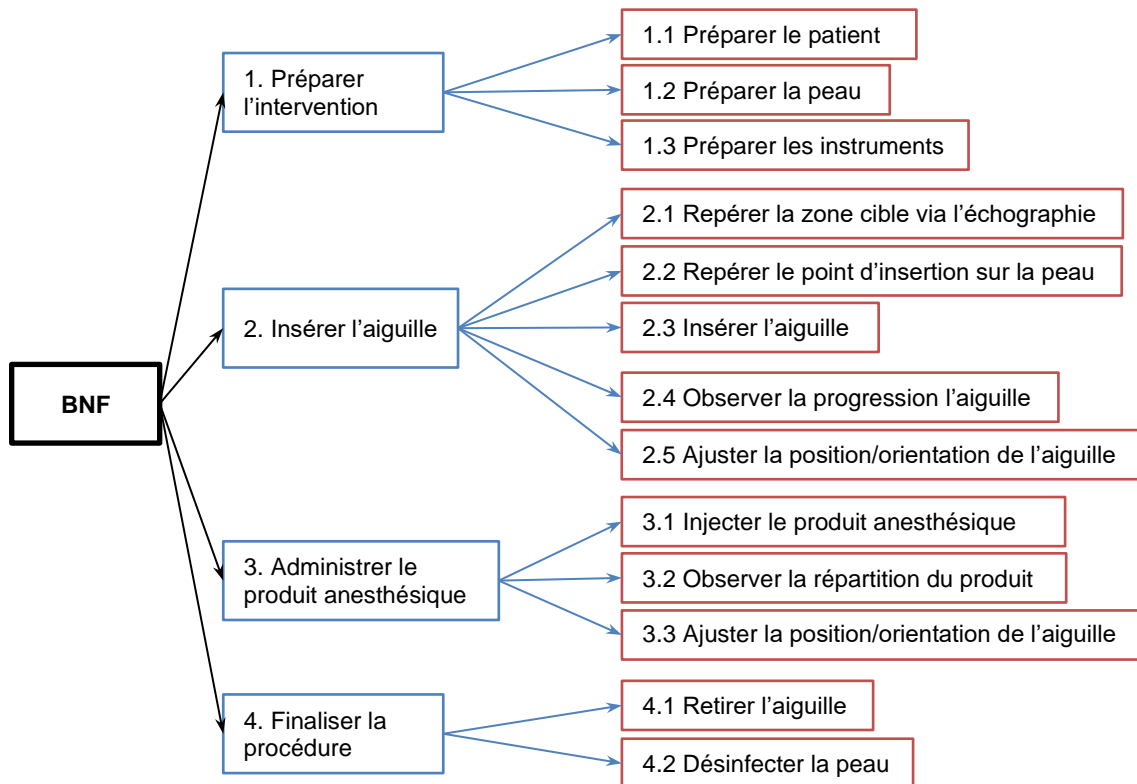


Figure 2 : Analyse hiérarchique des tâches pour le BNF échoguidée (en bleu les étapes, en rouge les tâches associées)

Une fois celui-ci repéré, l'anesthésiste insère une aiguille vingt-deux G de cinq centimètres (la profondeur cible se situe entre deux et quatre centimètres chez un adulte) *dans le plan* de l'échographie. Dans cette approche, l'ensemble de l'aiguille est visible à l'échographie sous la forme d'une ligne droite. Une approche *hors plan* (aussi appelée approche en ligne) est aussi possible. L'aiguille n'est alors représentée sur l'échographie que par un point blanc. Lorsque l'aiguille atteint le point de jonction des nerfs, le praticien peut injecter l'anesthésique puis observer sa distribution autour du nerf. Cette substance appliquée au contact du tissu nerveux possède la capacité de bloquer la conduction nerveuse. Il est à noter que l'aiguille doit être insérée au-dessus et en dessous du nerf fémoral sans le toucher et ainsi l'endommager.

3.2 Analyse des compétences

3.2.1 Méthodes d'analyse

Pour identifier les compétences nécessaires à la réalisation de l'ALR échoguidée et choisir celles à cibler par le simulateur, un entretien semi-dirigé a été organisé avec les deux anesthésistes experts. Pendant l'entretien, les anesthésistes devaient associer des compétences techniques aux tâches identifiées lors de l'analyse précédente et donner leur avis sur la pertinence de les apprendre à travers le simulateur virtuel.

3.2.2 Résultats de l'analyse

L'entretien a permis d'identifier les compétences techniques suivantes pour réaliser une ALR échoguidée :

- Placer et orienter correctement la sonde d'échographie afin de visualiser les différents éléments anatomiques (veines, artères, nerfs, os...),
- Localiser et d'identifier ces éléments sur l'image d'échographie et planifier son geste,
- Insérer et retirer l'aiguille selon une trajectoire appropriée,
- Coordonner les mouvements de chacune de ses mains (l'une pour manipuler la sonde, l'autre pour insérer l'aiguille) en ayant ses yeux focalisés sur l'image d'échographie,
- Injecter le produit au bon endroit.

Parmi ces compétences, la coordination œil-main a été jugée par les deux experts comme étant importante à acquérir. Elle a donc été choisie comme objectif principal de la formation sur notre simulateur. Ainsi, la suite de la conception s'est focalisée sur l'étape 2 (insérer l'aiguille) et l'étape 3 (administrer le produit), directement liées à cette compétence, et sur les tâches qui leurs sont associées.

4 CONCEPTION DU SYSTÈME

4.1 Méthode

Pour guider la conception des composants du système, deux sessions de travail dédiées (focus groups) chacune d'une durée de deux heures ont été organisées avec les deux experts. Les choix de conception ont également été guidés par les recommandations extraites depuis l'état de l'art. Dans ce qui suit, les choix des différents composants du simulateur seront décrits en fonction des niveaux de fidélité souhaités.

4.2 Choix de conception

4.2.1 Conception des techniques d'interaction

Les premiers choix concernent les techniques d'interaction et les interfaces à intégrer dans le simulateur. En se basant sur les tâches décrites précédemment, les tâches d'interaction suivantes que l'utilisateur doit pouvoir effectuer sur le simulateur ont été identifiées :

1. La visualisation de l'environnement avec changement du point de vue,
2. La manipulation de la sonde d'échographie,
3. La manipulation de l'aiguille d'anesthésie,
4. L'injection du produit anesthésique.

Les experts ont complété cette liste par (5) le changement d'échelle de l'image d'échographie (zoom).

Comme discuté ultérieurement, le simulateur virtuel doit avoir une fidélité d'interface élevée pour les interactions directement liées à l'apprentissage des compétences techniques ciblées par le simulateur [13]. Ainsi, parmi les tâches d'interaction identifiées, les tâches 4 et 5 ont été jugées par les experts comme étant moins essentielles pour acquérir les compétences de coordination œil-main. Des métaphores d'interaction (des clics sur des boutons physiques) ont donc été utilisées pour les réaliser. Les trois premières tâches devaient néanmoins avoir une fidélité d'interface élevée.

Ainsi, deux bras haptiques ont été utilisés pour la manipulation de la sonde et de l'aiguille, un par instrument. L'emploi d'un bras haptique permet à l'utilisateur d'avoir une prise naturelle et de réaliser des mouvements sur

6 degrés de liberté (DDL) pour une manipulation directe des instruments. Ces mouvements sont plus proches de la situation réelle en comparaison à l'emploi de manettes ou d'une souris. Le bras haptique permet également d'avoir un retour de force lié à l'interaction de l'instrument avec les tissus, plusieurs études ayant montré l'importance de ce retour pour l'apprentissage des gestes techniques en médecine [52, 53, 54].

4.2.2 Rendus haptique et visuel

Pour le retour haptique sur la sonde d'échographie, il était important pour les experts de faire glisser la sonde sur la peau pour la positionner correctement et choisir l'approche appropriée (dans le plan ou hors plan). Pour l'aiguille, un retour haptique réaliste pendant sa pénétration dans le corps est nécessaire pour guider le geste. Une fois la surface de la peau perforée, l'aiguille se déplace dans une seule direction avec la possibilité de faire de légers ajustements en réalisant de petites rotations autour du point d'insertion. L'utilisateur doit également sentir le passage de l'aiguille à travers les différents tissus.

Pour le rendu visuel, un casque de RV est choisi pour immerger l'utilisateur dans l'environnement virtuel incluant le patient et l'écran d'échographie. Ceci permet que les mains virtuelles de l'utilisateur soient colocalisées avec ses mains réelles. Ceci est en adéquation avec les recommandations extraites depuis l'état de l'art [42, 43, 44, 45, 46] et celles données aux apprenants par les experts les conseillant de disposer l'écran face à soi, afin d'avoir dans son champ visuel, l'aiguille, la sonde et l'écran. Afficher la scène 3D sur un écran déporté, même stéréoscopique, aurait en effet créé un décalage entre les mains réelles de l'utilisateur et les instruments virtuels affichés sur l'écran. De plus, le casque permet à l'utilisateur de changer son point de vue (tâche d'interaction 1) d'une manière naturelle en bougeant sa tête.

4.2.3 Contenu de l'environnement virtuel

Comme suggéré dans la littérature [10, 13], la fidélité de l'environnement peut être modérée. De plus, les anesthésistes nous ont confié ne pas regarder le corps du patient pendant l'insertion de l'aiguille, leur attention étant exclusivement tournée sur l'écran d'échographie. Ainsi, comme pour les simulateurs physiques partiels, seul un genou simplifié du patient virtuel a été inclus dans la scène virtuelle sous la forme d'un pavé droit (parallélépipède rectangle). En effet, le genou est la seule partie avec laquelle le praticien interagit lors d'un BNF. Ce pavé devait néanmoins contenir trois structures : le nerf fémoral, l'artère et la veine fémorales afin d'avoir une représentation anatomique réaliste nécessaire à la réalisation du geste. Nous avons également fait le choix de ne pas inclure les mains virtuelles de l'utilisateur mais seulement les instruments qu'il manipule comme suggéré par la littérature [55, 56]. Ce choix est conforté par les commentaires des experts qui admettent ne pas regarder leurs propres mains durant l'intervention.

Enfin, et afin de répondre à leurs exigences d'immersion, la scène virtuelle devait intégrer un lit d'hôpital sur lequel est posé le pavé droit, et le modèle 3D d'un écran d'échographie.

5 DÉVELOPPEMENT DU SIMULATEUR

5.1 Environnement virtuel

Le premier prototype du simulateur a été développé sous l'environnement Unity 3D (2019.4.2f1). La scène virtuelle (Figure 3) consistait en un pavé droit contenant trois cylindres représentant respectivement le nerf fémoral, l'artère fémorale et la veine fémorale (Figure 4). Un écran affichant l'image d'échographie était

positionné face à l'utilisateur (Figure 3). Enfin, des modèles 3D réalistes d'une sonde d'échographie et d'une aiguille d'anesthésie ont été intégrés à la scène (Figure 3).

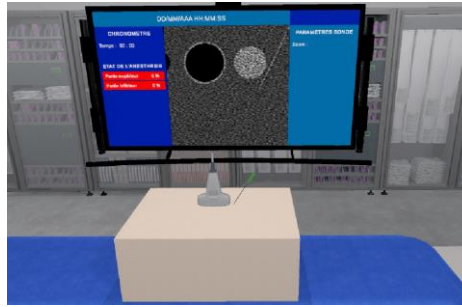


Figure 3 : Scène virtuelle incluant l'écran d'échographie et instruments manipulés par l'utilisateur

L'application a été installée sur un PC portable avec un processeur Inter Core i7 à 2.2GHZ, 16 GO de RAM et une carte graphique Nvidia GeForce GTX 1070Ti avec 8GO de RAM.

Un casque de RV Oculus Rift (Oculus) avec le plugin SteamVR a été utilisé pour visualiser la scène 3D avec une résolution de de 1080x1200 par œil à 90 Hz (Figure 6).

Pour simuler l'image d'échographie, nous avons utilisé une caméra orthographique reliée aux mouvements de la sonde virtuelle et tournée de manière à filmer l'intérieur du pavé droit perpendiculairement à la sonde (Figure 5). Des nuanceurs (shaders) ont été utilisés pour paramétrer le rendu visuel et obtenir une coupe 2D des objets 3D intersectés (Figure 5). L'image ainsi obtenue a été transformée en niveaux de gris. Enfin, un bruit de Perlin [57] dynamique a été appliqué à la texture pour aboutir à une image semblable à celle visualisée sur un échographe. L'image permet de visualiser les trois structures anatomiques ainsi que l'aiguille (Figure 3).

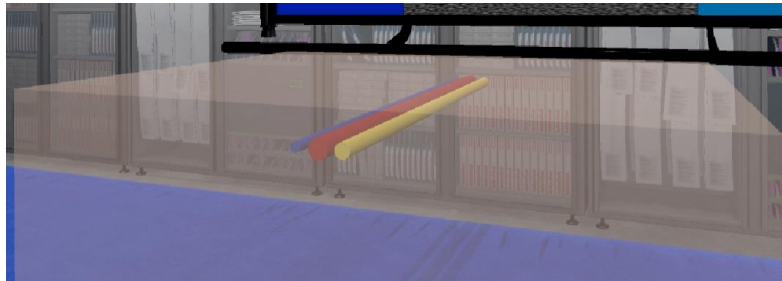


Figure 4 : Pavé droit (en transparence) contenant trois tubes représentant le nerf fémoral (à droite), l'artère fémorale (au milieu) et la veine fémorale (à gauche)

Enfin, deux bras haptiques Geomagic Touch (3D Systems Inc.) avec le plugin Open source de Kirurobo² ont été utilisés pour la manipulation des instruments (Figure 6). Ces bras permettent de réaliser des mouvements sur 6 DDL (en translation et en rotation sur x-y-z) et d'avoir un retour de force sur 3 DDL (en translation sur x-y-z). Les deux boutons du bras haptique gauche ont été utilisés pour changer l'échelle de l'image d'échographie alors qu'un des deux boutons du bras droit a été utilisé pour déclencher l'injection de l'anesthésie.

² <https://github.com/kirurobo/ManagedPhantom>

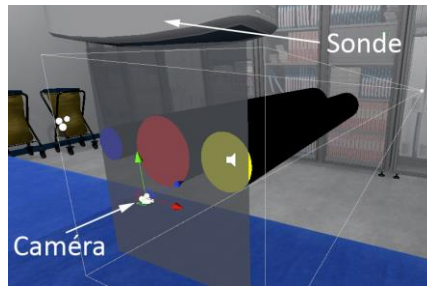


Figure 5 : Génération de l'image d'échographie avec une caméra orthographique et un plan de coupe correspondant à la position de la sonde



Figure 6 : Interfaces physiques utilisées pour le système

5.2 Rendu haptique

La sonde d'échographie doit rester à la surface de la peau et renvoyer une force de résistance lorsqu'elle se déplace à sa surface. Pour ce faire, la force de raideur et la force de Hooke ont été implémentées.

La force de raideur est générée lorsque la sonde glisse sur la surface de la peau et se calcule comme suit :

$$f_s = \begin{cases} 0, & \delta \leq d_i \\ \lambda\delta^n + \mu\delta\delta^n, & d_i < \delta \leq d_j \\ 0, & \delta > d_j \end{cases}$$

Avec λ la rigidité de contact inconnue, μ le coefficient d'amortissement inconnu, n le coefficient de compliance hertzien inconnu, d_i et d_j la position de la surface du tissu, $\delta(t)$ la déformation locale de la peau :

$$\delta(t) = x - x_t$$

La force de Hooke est générée lorsque la sonde appuie sur la peau et sa formule est :

$$f_h = -kx$$

Avec k la rigidité de la peau et x le vecteur de pénétration.

La valeur de la force de Hooke a également été utilisée pour déformer la veine fémorale sous la pression exercée par la sonde sur la peau.

A la différence de la sonde, l'aiguille doit pouvoir pénétrer à l'intérieur de la peau. Une fois à l'intérieur (Figure 7), elle peut être translattée uniquement selon son axe de pénétration et elle peut tourner autour de ce même axe (axe de roulis) ou autour du point de contact de la peau (axes de tangage et de lacet).

La force d'insertion de l'aiguille est composée des forces de raideur (stiffness), de frottement (friction) et de coupe (cutting) [58]:

$$F(x) = f_s(x) + f_f(x) + f_c(x)$$

Avec x la position de la pointe de l'aiguille, f_s la force de raideur, f_f la force de frottement et f_c la force de coupe.

La force de raideur est générée avant la ponction de la peau (calculée avec même formule que pour la sonde). La force de friction n'est générée qu'à l'intérieur du tissu et est fonction de sa rigidité :

$$f_f = \begin{cases} 0, & x \leq d_0 \\ (f_0 + b_0)e^{a_0(x-d_0)} + b_0, & d_0 \leq x \leq d_1 \\ (f_1 + b_1)e^{a_1(x-d_1)} + b_0, & x > d_1 \end{cases}$$

Avec d_0 la position initiale du tissu, d_1 la position de perforation, et f_0 , f_1 , a_0 , a_1 , b_0 , b_1 des paramètres dépendants des propriétés mécaniques du tissu.

La force de coupe est nécessaire à l'aiguille pour trancher le tissu. Il s'agit d'une force constante dépendant de la compliance du tissu et qui n'est pas liée à la profondeur de l'aiguille dans le tissu :

$$f_c = c$$

Enfin, contraint par les 3 DDL en retour de forces du bras haptique utilisé, nous n'avons pas appliqué de force sur l'aiguille lors de sa rotation autour du point de pivot.

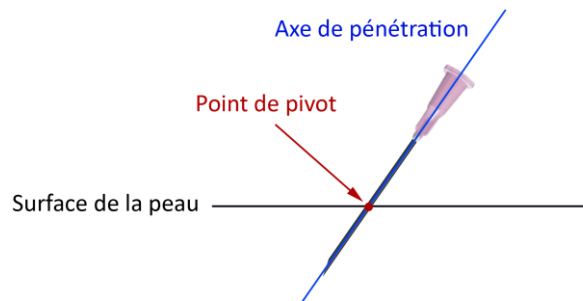


Figure 7 : Comportement de l'aiguille à l'intérieur de la peau. Elle peut tourner autour de son axe de pénétration (roulis) ou autour du point pivot (tangage et lacet) et être traduite selon son axe de pénétration.

6 TESTS UTILISATEURS

L'objectif des tests utilisateurs était de valider l'aspect et le contenu du simulateur. Pour ce faire, nous avons construit deux questionnaires inspirés d'études récentes de validation d'autre simulateurs en RV [29, 59, 60].

Le questionnaire de validation de l'aspect est composé de 11 questions avec une échelle de Likert à 5 points (Table 1) alors que le questionnaire de la validation du contenu est composé de 6 questions avec également une échelle de Likert à 5 points (Table 2). La question de recherche associée à cette étude était : A quel point les professionnels du domaine apprécient-ils l'aspect et le contenu actuels du simulateur ?

6.1 Participants

Cette étude a été réalisée dans le service d'anesthésie et de réanimation d'un hôpital partenaire. Au total, 18 anesthésistes (11 hommes, 7 femmes ; 1 gaucher, 17 droitiers) âgés de 32 à 69 ans (44.16 ± 11.28 ans) ont participé à cette étude. Tous avaient très peu d'expérience avec la RV et les dispositifs haptiques et jouent très peu aux jeux vidéo. Ils ont été répartis en deux groupes selon leur niveau d'expertise dans la réalisation des ALR échoguidées (sur la base de déclaration) : 7 experts (dont 2 femmes) et 11 débutants (dont 5 femmes). L'étude a été validée par le Comité d'Ethique de la Recherche (CER) de l'Université Paris Saclay.

Table 1 : questionnaire pour la validation de l'aspect avec des scores variant de 1 (complètement irréaliste/artificiel/complexe/limité) à 5 (complètement réaliste/naturel/simple/illimité)

Questions : A quel point...

- Qa1 : l'environnement virtuel vous a-t-il semblé visuellement réaliste ?
Qa2 : l'ambiance sonore vous a-t-elle semblé réaliste ?
Qa3 : le rendu visuel sur l'écran de l'échographe vous a-t-il semblé réaliste ?
Qa4 : la déformation de la veine vous a-t-elle semblé réaliste ?
Qa5 : la prise en main des bras haptiques vous a-t-elle semblé complexe ?
Qa6 : la prise en main des bras haptiques vous a-t-elle semblé naturelle ?
Qa7 : le déplacement de la sonde dans l'environnement virtuel vous a-t-il semblé cohérent avec vos mouvements ?
Qa8 : le retour de force lié à la sonde vous a-t-il semblé réaliste ?
Qa9 : le déplacement visuel de l'aiguille dans l'EV vous a-t-il semblé cohérent avec vos mouvements ?
Qa10 : le retour de force lié à l'aiguille vous a-t-il semblé réaliste ?
Qa11 : vous êtes-vous sentis limités dans les mouvements de l'aiguille ?

Table 2 : questionnaire pour la validation du contenu avec des scores variant de 1 (complètement en désaccord/inadapté/insuffisant/inutile) à 5 (complètement d'accord/adapté/suffisant/utile)

Questions : A quel point...

- Qc1 : ce simulateur est-il un outil de formation prometteur ?
Qc2 : ce simulateur est-il un outil adapté pour le développement de la coordination œil-main ?
Qc3 : ce simulateur vous a-t-il paru suffisant pour se former à l'ALR ?
Qc4 : l'interface de l'échographe vous a-t-elle été utile ?
Qc5 : le retour visuel de l'anesthésique vous a-t-il été utile ?
Qc6 : les retours sonores vous ont-ils semblé utiles ?

6.2 Procédure expérimentale

Une session expérimentale durait en moyenne 20 minutes par participant. A son arrivée, le participant devait lire et signer le formulaire de consentement éclairé et remplir un questionnaire démographique. Par la suite, l'expérimentateur lui expliquait le déroulement de la session expérimentale et lui présentait le simulateur et son fonctionnement. Le participant devait ensuite s'installer confortablement, s'équiper du casque de RV, prendre les interfaces haptiques dans les mains et tester librement le système (Figure 8).

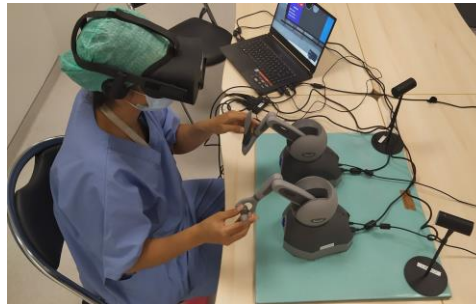


Figure 8 : Dispositif expérimental

Après cette phase de prise en main, le test du simulateur commençait. Pendant ce test, le participant avait pour instructions de réaliser le geste d'insertion d'aiguille en se guidant par l'image d'échographie pour réaliser

une ALR. Pour ce faire, il devait explorer l'intérieur du corps virtuel et localiser le nerf fémoral tout en repérant les structures adjacentes. Ensuite, il devait choisir un point d'entrée et insérer l'aiguille dans le plan de l'image d'échographie. Une fois arrivé à proximité du nerf, il devait injecter l'anesthésique et suivre sa propagation autour du nerf. Le test se terminait lorsque le participant retirait l'aiguille du corps virtuel. Les participants n'avaient pas l'obligation de finir ce test, l'objectif étant d'abord d'avoir un retour subjectif sur l'aspect et le contenu du simulateur. Immédiatement après la réalisation du test, les participants devaient répondre successivement aux deux questionnaires sur la validation de l'aspect et du contenu. Ils pouvaient ensuite faire des commentaires libres sur leur ressenti et sur les potentielles améliorations à apporter au prototype actuel.

6.3 Résultats

6.3.1 Validation de l'aspect

Les réponses au questionnaire de validation de l'aspect sont résumées dans la Figure 9. Bien que les retours des experts (37,66% des réponses ayant un score supérieur à 3 et 27,27% des réponses ayant un score inférieur à 3) soient globalement plus positifs que ceux des débutants (31,40% des réponses ayant un score supérieur à 3 et 39,66% des réponses ayant un score inférieur à 3), aucune différence statistique n'a été observée entre les moyennes des scores des deux groupes.

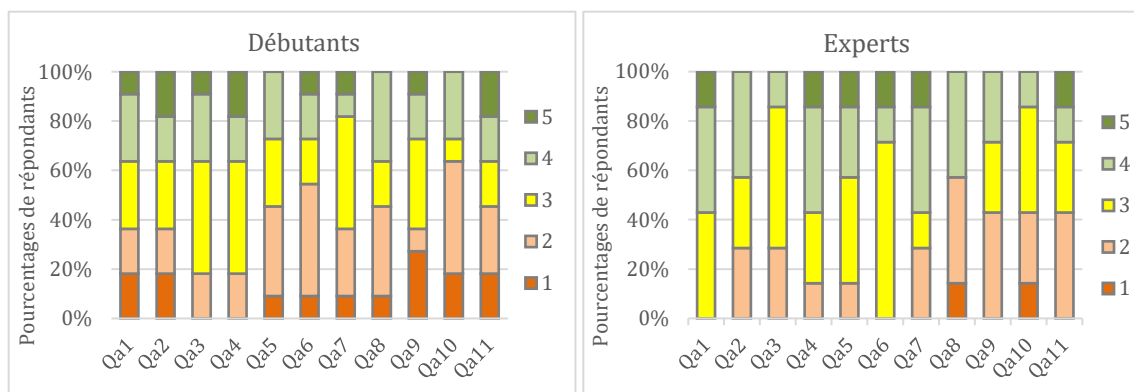


Figure 9 : Pourcentages de répondants par note et par question pour le questionnaire de validation de l'aspect

Les scores les plus bas (2.45 ± 1.12 pour les débutants et 2.57 ± 0.97 pour les experts) ont été obtenus pour la question Qa10 (réalisme du retour haptique de l'aiguille). Les experts ont noté les questions Qa3 (réalisme de l'interface de l'échographe) et Qa8 (réalisme du retour haptique sur la sonde) plus bas (2.85 ± 0.69 et 2.71 ± 1.25 , respectivement) que les débutants (3.27 ± 0.90 et 2.81 ± 1.07 , respectivement). D'un autre côté, les débutants ont noté les questions Qa5 et Qa6 (prise en main du bras haptique), Qa7 (déplacement de la sonde) et Qa9 (cohérence des déplacements visuels de l'aiguille) plus bas (2.72 ± 1.01 , 2.72 ± 1.19 , 2.82 ± 1.07 , et 2.72 ± 1.36 ; respectivement) que les experts (3.42 ± 0.97 , 3.42 ± 0.78 , 3.42 ± 1.13 , 2.85 ± 0.89 ; respectivement). Les scores les plus élevés ont été obtenus pour les questions Qa1 (réalisme de l'environnement virtuel) pour les experts (3.71 ± 0.75) et Qa4 (réalisme de la déformation de la veine) pour tous les participants (3.36 ± 1.02 pour les débutants et 3.57 ± 0.97 pour les experts). Les autres questions ont obtenu des scores modérés mais avec une moyenne supérieure à 3.

6.3.2 Validation du contenu

Les réponses au questionnaire de validation du contenu sont résumées dans la Figure 10. Bien que les retours des experts (66,66% des réponses ayant un score supérieur à 3 et 7.14% des réponses ayant un score inférieur à 3) soient globalement plus positifs que les débutants (59,09% des réponses ayant un score supérieur à 3 et 12.12% des réponses ayant un score inférieur à 3), aucune différence statistique n'a été observée entre les moyennes des scores des deux groupes.

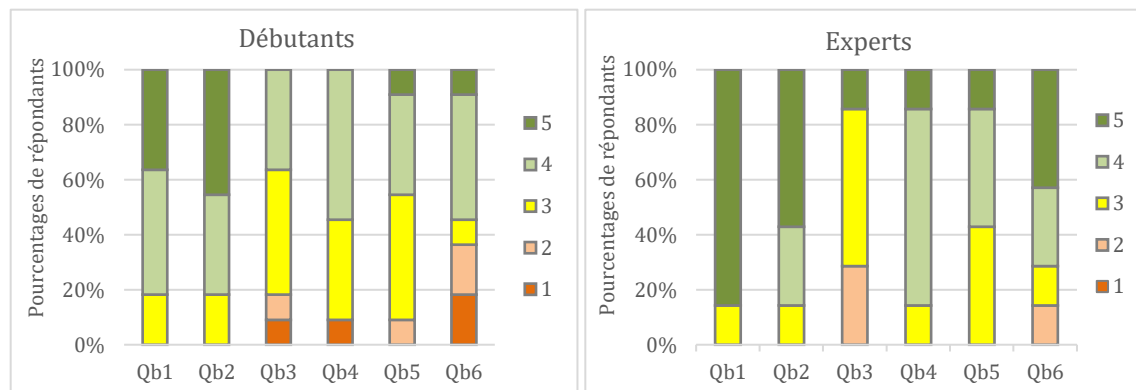


Figure 10 : Pourcentages de répondants par note et par question pour le questionnaire de validation du contenu

Toutes les questions ont obtenu un score moyen supérieur à 3, aussi bien pour les débutants que pour les experts. Le score le plus bas concerne la question Qc3 (simulateur suffisant pour se former à l'ALR) avec un score moyen modéré de 3.0 ± 1.00 pour les experts et 3.09 ± 0.94 pour les débutants. Les autres questions ont obtenu des scores moyens plus élevés surtout pour les experts avec notamment un score de 4.71 ± 0.75 pour la question Qc1 (outil de formation prometteur) et 4.42 ± 0.78 pour la question Qc2 (simulateur adapté pour le développement de la coordination œil-main).

6.3.3 Commentaires libres

Après avoir répondu aux deux questionnaires, les participants ont donné des retours verbaux libres sur leur ressenti et sur les potentielles améliorations à apporter au prototype actuel. Nous résumons ici les commentaires les plus fréquents.

D'abord, plusieurs participants ont signalé un manque de support de leurs bras lors de la manipulation des dispositifs haptiques ce qui a augmenté la fatigue et a diminué la précision du geste. Les experts ont noté également que les forces ressenties lors du déplacement latéral de la sonde sur la peau (force de raideur de la sonde) étaient trop faibles par rapport la réalité. De plus, bien que les retours de forces de l'aiguille avant et pendant le perçage de la peau (force de raideur et force de coupe) aient été satisfaisants pour les participants, plusieurs d'entre eux ont signalé que ces retours étaient trop faibles une fois que l'aiguille avait traversé la surface de la peau (force de friction), rendant ainsi les mouvements trop rapides et moins précis.

Pour finir, les participants ont suggéré des pistes d'amélioration du système. Par exemple, la possibilité d'inverser la position de la sonde et de l'aiguille ce qui permettrait d'élargir l'utilisation du simulateur à des procédures autre que l'ALR. Les experts ont également suggéré la possibilité d'utiliser l'aiguille pour bouger légèrement le nerf ce qui permettrait d'être plus précis lors de l'injection de l'anesthésique.

6.4 Discussion

Nous avons présenté la conception et l'évaluation du premier simulateur immersif permettant la formation aux gestes basiques de l'ALR échoguidée. Notre système se distingue par les choix de conception de son interface utilisateur visant à augmenter sa fidélité pour supporter l'apprentissage de la coordination œil-main.

L'objectif de la première étude expérimentale était d'évaluer l'aspect et le contenu du premier prototype du système. Bien que ces deux éléments doivent généralement être validés par des experts du domaine [15], il nous a semblé intéressant d'inclure aussi des novices pour augmenter la taille de notre échantillon et pour avoir des retours de la part de la population potentiellement destinée à se former sur ce système.

D'un point de vue global, les réponses à 7 des 11 questions sur la validité de l'aspect étaient positives (score moyen supérieur à 3). Le réalisme de l'environnement virtuel et de l'ambiance a été jugé satisfaisant par plus de 60% des participants. Le réalisme du rendu visuel sur l'écran de l'échographie s'est avéré un peu moins adapté pour les experts (un seul expert ayant donné une note supérieure à 3). En effet, les informations affichées sur cet écran étaient minimalistes (image de l'échographie, niveau de zoom, niveau du produit injecté) ce qui a pu perturber les experts habitués à avoir davantage d'informations sur cette interface. Les débutants ont semblé être moins perturbés, ayant certainement moins d'expertise sur l'utilisation de ces systèmes. Des discussions avec les experts pourraient permettre de choisir les informations pertinentes à afficher sur l'écran.

De plus, 44% des participants (dont 57% des experts) ont été satisfaits du rendu de la déformation de la veine sous la pression de la sonde. Cette caractéristique est utilisée comme repère clinique afin de distinguer les structures affichées à l'écran. Elle est donc jugée utile pour la formation et sera utilisée dans le simulateur.

D'un autre côté, les interfaces haptiques ont posé des problèmes aux participants. D'abord, leur prise en main n'a pas été simple et naturelle pour 50% des débutants. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'aiguille et la sonde soient contrôlées par des stylets similaires. Remplacer ces derniers par des modèles plus réalistes basées sur des impressions 3D des poignets de la sonde et de l'aiguille pourrait améliorer cet aspect. Ensuite, les participants ont signalé des difficultés à positionner leurs bras par rapport aux dispositifs haptiques. Ceci a rendu peu pratique les mouvements de la sonde. En effet, dans la réalité, les cliniciens prennent appui avec leurs bras sur le corps du patient pour mieux contrôler leurs mouvements. Il sera donc nécessaire de concevoir des supports physiques permettant aux utilisateurs de poser leurs bras pendant la réalisation du geste.

Les retours de force de la sonde sur la peau et de l'aiguille à l'intérieur du corps ont été jugés trop faibles rendant les mouvements trop rapides et moins précis. Ainsi, 52% des participants étaient insatisfaits des retours haptiques expérimentés. Les scores obtenus sont comparables à ceux d'autres évaluations subjectives du retour haptique sur des simulateurs médicaux virtuels [13, 59, 61]. Ces études ont souligné la difficulté de reproduire un retour haptique réaliste. Cet aspect est critique pour l'apprentissage des gestes techniques en médecine [52, 53, 54, 4] et notamment pour la coordination œil-main [62]. Il doit donc être amélioré pour valider notre système. Ainsi la première étape consistera à augmenter les amplitudes des forces de friction de l'aiguille et des forces de raideur de la sonde pour qu'elles correspondent mieux aux forces réelles. Ceci nécessitera de simuler les propriétés mécaniques des tissus d'une manière plus fine. De plus, l'utilisation d'un bras à retour de forces sur 6 DDL pour contrôler l'aiguille est envisagé. En effet, le bras actuel ne permet pas de contraindre les mouvements de rotation (forces latérales en rotation) de l'aiguille une fois insérée dans le corps. Nous avons donc dû contraindre les mouvements en translation (en appliquant des forces latérales en translation au niveau du point de pivot) et permettre des mouvements en rotation autour du point de pivot mais sans retour de forces, ce qui a diminué la fidélité du retour haptique. L'utilisation d'un bras haptique à 6 DDL permettrait d'avoir des

forces en rotation mais augmenterait considérablement le prix du simulateur (environ 300% d'augmentation sur le prix de l'interface physique du simulateur selon nos estimations). Néanmoins, ce coût supplémentaire se justifie par les besoins pédagogiques du système. D'autres approches, telles que l'utilisation d'un retour pseudo haptique permettant de compenser l'absence du retour de force par une autre modalité pourrait également être envisagées. Dans ce cas, la modification du comportement visuel de l'outil (tel que réduire sa vitesse de rotation) donnerait à l'utilisateur l'illusion que les mouvements de ce dernier sont contraints par l'environnement et il devra augmenter sa force de manipulation pour réaliser le mouvement souhaité [63]. Cette méthode passive pourrait être combinée avec l'utilisation d'un bras haptique à 3 DDL pour compenser l'absence des retours de forces en rotation. Des études expérimentales seront néanmoins nécessaires pour explorer l'efficacité des solutions envisagées et leurs impacts sur l'apprentissage des gestes.

Les réponses à toutes les questions sur la validité du contenu étaient positives à plus de 60%. Les résultats ont mis en évidence que le simulateur représente un outil de formation prometteur plus particulièrement adapté au développement des compétences de coordination œil-main ce qui répond à l'objectif pédagogique défini pour notre simulateur. Les scores obtenus sont comparables à ceux d'autres études de validation du contenu d'autres simulateurs virtuels [29, 59, 60, 13]. L'utilité de l'interface graphique de l'échographe, l'ambiance sonore mise en place ainsi que la représentation de l'anesthésique autour du nerf ont également été appréciées (à plus de 60%). Ceci permet donc de valider le contenu de notre système. Néanmoins, seul 27% des participants jugent le système actuel suffisant pour se former à l'ALR échoguidée. Ceci peut s'expliquer par les problématiques soulevées lors de la validation de l'aspect limitant ainsi son utilisation d'une manière efficace pour se former à l'ALR échoguidée.

Pour finir, bien que l'implication des professionnels du domaine tout au long du processus de conception n'ait pas permis d'identifier tous les problèmes, elle a néanmoins permis d'avoir des retours très utiles pour choisir les composants du système. Cette première itération avec une évaluation située dépendait de la disponibilité d'un prototype fonctionnel du système. C'est cette expérience pratique du simulateur qui nous a permis d'obtenir les interactions avec les professionnels du domaine qui comblent le fossé entre le monde réel et la simulation, en mettant l'accent sur les composants de la fidélité. Par exemple, les sensations haptiques sont difficiles à décrire verbalement [13]. Donner la possibilité aux anesthésistes de tester le simulateur leur a permis de comparer les retours de forces renvoyés par le système à ceux appris lors de leurs expériences sur le terrain et de décrire plus facilement les différences relatives. Cette approche a été donc très enrichissante et utile pour pointer les problématiques liées à la fidélité de l'interface du système afin de les améliorer lors des prochaines itérations.

Pour résumer, les résultats cette étude permettent de conclure que le simulateur développé est un outil de formation prometteur pour développer des compétences de coordination œil-main. L'environnement virtuel est réaliste et reproduit fidèlement l'environnement de travail des anesthésistes. L'interface de l'échographe virtuel est satisfaisante mais l'image d'échographie devra être améliorée. Des problèmes liés à la fidélité de l'interface (ergonomie et retour haptique) ont néanmoins été identifiés. Améliorer le niveau de fidélité de ces éléments sera nécessaire avant la validation du système.

7 CONCLUSIONS ET TRAVAUX FUTURS

Dans ce travail, nous avons présenté le processus de conception d'un simulateur virtuel pour former des anesthésistes à réaliser les gestes basiques de l'ALR échoguidée. Ce processus a suivi une démarche centrée

utilisateur avec une implication forte des experts du domaine dès les premières phases de conception. La conception a également été guidée par des notions théoriques telles que la fidélité du simulateur et par les recommandations issues de l'état de l'art. Notre démarche est basée également sur une approche rigoureuse d'évaluation à travers une expérience pratique permettant de valider les différentes caractéristiques du système d'une manière progressive.

Ainsi, nous avons présenté ici une première étude expérimentale visant à valider l'aspect et le contenu du système développé, les deux premières étapes nécessaires à la validation d'un simulateur. Les résultats de cette étude montrent plusieurs aspects positifs liés au système développé et montrent que c'est un outil de formation prometteur. Néanmoins, certaines limitations ont été soulevées suggérant des pistes d'amélioration du système avant de valider son aspect. Ces pistes incluent notamment l'amélioration de la fidélité du rendu haptique, de la prise en main des interfaces physiques, et l'intégration de supports physiques pour soutenir les bras de l'utilisateur pendant la réalisation du geste. La simulation d'autres scénarios est également envisagée avec l'utilisation de structures anatomiques différentes et plus complexes.

Sur le plan méthodologique, notre analyse des compétences s'est basée sur des entretiens avec les experts et sur des observations sur le terrain. Bien que cette approche ait montré son efficacité par le passé [13], nos observations ont fortement été perturbées par la crise sanitaire du COVID 19 qui a limité l'accès aux experts et aux blocs opératoires. D'autres approches complémentaires, telles que des modèles de l'apprentissage humain [64], pourraient être utilisées dans le futur pour enrichir cette méthodologie et assurer une meilleure adéquation du simulateur avec les besoins pédagogiques et les connaissances préalables des apprenants.

Une fois ses améliorations apportées, de nouvelles études d'évaluation seront réalisées afin de valider les autres caractéristiques du simulateur, notamment sa capacité à distinguer les novices et les experts du domaine (validité de construction), sa similarité avec les standards actuels de la formation (validité de concurrence) et sa capacité à transférer les compétences apprises vers le monde réel (validité de prédiction).

Cette validation permettra d'offrir aux apprenants une alternative et un complément aux méthodes de formation actuelles tout en respectant les recommandations de la Haute Autorité de Santé et des sociétés savantes d'anesthésiologie visant à améliorer les pratiques et à assurer la sécurité des patients.

REMERCIEMENTS

Ce travail a été soutenu par Genopole (appel à idées innovantes 2021) et par l'Agence National de la Recherche (ANR-20-CE33-0010 Show-me). Les auteurs tiennent à remercier le personnel du Pôle Anesthésiologie du Centre Hospitalier Sud Francilien ayant participé aux études.

REFERENCES

- [1] Udani, Ankeet D., Kim, T. Edward, Howard, Steven K., and Mariano, Edward R. 2015. Simulation in teaching regional anesthesia: current perspectives. *Local and regional anesthesia*, 8, 33.
- [2] Halsted, William S. 1904. The training of the surgeon. *Bull Johns Hop Hosp*, 267–275.
- [3] Balcombe, Jonathan. 2004. Medical training using simulation: toward fewer animals and safer patients. *Alternatives to Laboratory Animals*, 32, 553–560.
- [4] Coles, Timothy R., Meglan, Dwight, and John, Nigel W. 2010. The role of haptics in medical training simulators: A survey of the state of the art. *IEEE Transactions on haptics*, 4, 51–66.
- [5] Arikatla, Venkata S., Sankaranarayanan, Ganesh, Ahn, Woojin, Chellali, Amine, De, Suvranu, Caroline, G. L., Hwabejire, John, DeMoya, Marc, Schwaitzberg, Steven, and Jones, Daniel B. 2013. Face and construct validation of a virtual peg transfer simulator. *Surgical endoscopy*, 27, 1721–1729.

- [6] JORF. 2017. *Arrêté du 27 novembre 2017 modifiant l'arrêté du 12 avril 2017 relatif à l'organisation du troisième cycle des études de médecine et arrêté du 21 avril 2017 relatif aux connaissances, aux compétences et aux maquettes de formation des diplômés d'études spécialisées et fixant la liste de ces diplômés et des options et formations spécialisées transversales du troisième cycle des études de médecine*. Journal Officiel de la République Française.
- [7] Hutton, M., Brull, R., and Macfarlane, A. J. R. February 2018. Regional anaesthesia and outcomes. *BJA Education*, 18, 52–56.
- [8] Mariano, Edward R., Marshall, Zwade J., Urman, Richard D., and Kaye, Alan David. 2014. Ultrasound and its evolution in perioperative regional anesthesia and analgesia. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28, 29–39.
- [9] Sites, Brian D., Chan, Vincent W., Neal, Joseph M., Weller, Robert, Grau, Thomas, Koscielniak-Nielsen, Zbigniew J., and Ivani, Giorgio. 2010. The American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine and the European Society of Regional Anaesthesia and Pain Therapy joint committee recommendations for education and training in ultrasound-guided regional anesthesia. *Regional Anesthesia & Pain Medicine*, 35, S74–S80.
- [10] Yiannakopoulou, Eugenia, Nikiteas, Nikolaos, Perrea, Despina, and Tsigris, Christos. 2015. Virtual reality simulators and training in laparoscopic surgery. *International Journal of Surgery*, 13, 60–64.
- [11] Buckley, C. E., Nugent, E., Ryan, D., Neary, P. C., and Eichenberg, C. 2012. Virtual reality—A new era in surgical training. *Virtual reality in psychological, medical and pedagogical applications*, 139–166.
- [12] Seymour, Neal E., Gallagher, Anthony G., Roman, Sanziana A., O'Brien, Michael K., Bansal, Vipin K., Andersen, Dana K., and Satava, Richard M. 2002. Virtual reality training improves operating room performance: results of a randomized, double-blinded study. *Annals of surgery*, 236, 458.
- [13] Chellali, Amine, Mentis, Helena, Miller, Amie, Ahn, Woojin, Arikatla, Venkata S., Sankaranarayanan, Ganesh, De, Suvranu, Schwaizberg, Steven D., and Cao, Caroline G. L. 2016. Achieving interface and environment fidelity in the Virtual Basic Laparoscopic Surgical Trainer. *International journal of human-computer studies*, 96, 22–37.
- [14] Harris, David J., Bird, Jonathan M., Smart, Philip A., Wilson, Mark R., and Vine, Samuel J. 2020. A framework for the testing and validation of simulated environments in experimentation and training. *Frontiers in Psychology*, 11, 605.
- [15] Satava, Richard M., Cuschieri, Alfred, and Hamdorf, Jeffrey. 2003. Metrics for objective assessment. *Surgical endoscopy*, 17, 220.
- [16] Hamblin, Christopher James. 2005. *Transfer of training from virtual reality environments*. Wichita State University.
- [17] Stoffregen, Thomas A., Bardy, Benoit G., Smart, L. J., and Pagulayan, R. J. 2003. On the nature and evaluation of fidelity in virtual environments. *Virtual and adaptive environments: Applications, implications, and human performance issues*, 111–128.
- [18] Waller, David, Hunt, Earl, and Knapp, David. 1998. The transfer of spatial knowledge in virtual environment training. *Presence*, 7, 129–143.
- [19] Drews, Frank A. and Bakdash, Jonathan Z. 2013. Simulation training in health care. *Reviews of Human Factors and Ergonomics*, 8, 191–234.
- [20] Dieckmann, Peter. 2009. *Using simulations for education, training, and research*. Pabst Science Publishers, Lengerich Miami.
- [21] McMains, K. and Weitzel, E. 2008. Low-fidelity simulation for skill attainment in endoscopic sinus surgery. *The Internet Journal of Otorhinolaryngology*, 11, 1.
- [22] Kim, Hyun K., Rattner, David W., and Srinivasan, Mandayam A. 2003. The role of simulation fidelity in laparoscopic surgical training. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 1–8.
- [23] Sainsbury, Ben, Łacki, Maciej, Shahait, Mohammed et al. 2020. Evaluation of a virtual reality percutaneous nephrolithotomy (PCNL) surgical simulator. *Frontiers in Robotics and AI*, 6, 145.
- [24] Forsslund, Jonas, Sallnäs Pysander, Eva-Lotta, and Lundin Palmerius, Karljohan. 2011. Design of Perceptualization Applications in Medicine. In *First workshop on Engineering Interactive Computing Systems for Medicine and Health Care (EICS4Med)*. Pisa, Italy-June 13, 2011, 42–47.
- [25] Rosenberg, Andrew D., Popovic, Jovan, Albert, David B., Altman, Robert A., Marshall, Mitchell H., Sommer, Richard M., and Cuff, Germaine. 2012. Three Partial-Task Simulators for Teaching Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. *Regional Anesthesia & Pain Medicine*, 37, 106–110.
- [26] Sparks, Scott, Evans, David, and Byars, Don. 2014. A low cost, high fidelity nerve block model. *Critical ultrasound journal*, 6, 1, 1–3.
- [27] Steigerwald, Sarah. 2014. *Do fundamentals of laparoscopic surgery (FLS) and LapVR evaluation metrics predict intra-operative performance?* University of Manitoba (Canada).
- [28] Orzech, Neil, Palter, Vanessa N., Reznick, Richard K., Aggarwal, Rajesh, and Grantcharov, Teodor P. 2012. A comparison of 2 ex vivo training curricula for advanced laparoscopic skills: a randomized controlled trial. *Annals of surgery*, 255, 833–839.

- [29] Enquobahrie, Andinet, Horvath, Sam, Arikatla, Sreekanth, Rosenberg, Avi, Cleary, Kevin, and Sharma, Karun. November 2019. Development and face validation of ultrasound-guided renal biopsy virtual trainer. *Healthcare technology letters*, 6, 210–213.
- [30] Botden, Sanne M. B. I. and Jakimowicz, Jack J. 2009. What is going on in augmented reality simulation in laparoscopic surgery? *Surgical endoscopy*, 23, 1693–1700.
- [31] Nix, Catherine M., Margarido, Clarita B., Awad, Imad T., Avila, Arsenio, Cheung, Jeffrey J. H., Dubrowski, Adam, and McCartney, Colin J. L. 2013. A scoping review of the evidence for teaching ultrasound-guided regional anesthesia. *Regional Anesthesia & Pain Medicine*, 38, 471–480.
- [32] Kawaguchi, Koji, Egi, Hiroyuki, Hattori, Minoru, Sawada, Hiroyuki, Suzuki, Takahisa, and Ohdan, Hideki. 2014. Validation of a novel basic virtual reality simulator, the LAP-X, for training basic laparoscopic skills. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 23, 287–293.
- [33] Corrêa, Cléber G., dos Santos Nunes, Fátima de Lourdes, and Tori, Romero. 2014. Virtual reality-based system for training in dental anesthesia. In *International Conference on Virtual, Augmented and Mixed Reality*, 267–276.
- [34] Henshall, Gareth, Pop, Serban R., Edwards, Marc R., Ap Cenydd, Llyr, and John, Nigel W. 2015. Towards a high fidelity simulation of the kidney biopsy procedure. In *2015 IEEE Virtual Reality (VR)*, 191–192.
- [35] Ricca, Aylene, Chellali, Amine, and Otmame, Samir. June 2020. Comparing touch-based and head-tracking navigation techniques in a virtual reality biopsy simulator. *Virtual Reality*, 25, 191–208.
- [36] Ravali, Gourishetti and Manivannan, Muniyandi. 2017. Haptic feedback in needle insertion modeling and simulation. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 10, 63–77.
- [37] Corrêa, Cléber G., Nunes, Fátima L. S., Ranzini, Edith, Nakamura, Ricardo, and Tori, Romero. January 2019. Haptic interaction for needle insertion training in medical applications: The state-of-the-art. *Medical engineering & physics*, 63, 6–25.
- [38] Bibin, L., Lécuyer, A., Burkhardt, J., Delbos, A., and Bonnet, M. 2008. SAILOR: a 3-D medical simulator of loco-regional anaesthesia based on desktop virtual reality and pseudo-haptic feedback. *Proceedings of the 2008 ACM symposium on Virtual reality software and technology*, 97–100.
- [39] Sebastian, Ullrich, Thorsten, Frommen, Rolf, Rossaint, and Torsten, Kuhlen. 2009. Virtual Reality-based Regional Anaesthesia Simulator for Axillary Nerve Blocks. *Studies in Health Technology and Informatics*, 142, 392-394.
- [40] Grottko, O., Ntouba, A., Ullrich, S., Liao, W., Fried, E., Prescher, A., Deserno, T. M., Kuhlen, T., and Rossaint, R. October 2009. Virtual reality-based simulator for training in regional anaesthesia. *British journal of anaesthesia*, 103, 594–600.
- [41] Huang, Victoria W., Jones, Cara B., and Gomez, Ernest D. 2020. State of the art of virtual reality simulation in anesthesia. *International Anesthesiology Clinics*, 58, 31–35.
- [42] Hanna, George B., Shimi, Sami M., and Cuschieri, Alfred. April 1998. Task Performance in Endoscopic Surgery Is Influenced by Location of the Image Display. *Annals of Surgery*, 227, 481–484.
- [43] Wentink, Breedveld. January 2001. Eye-hand coordination in laparoscopy - an overview of experiments and supporting aids. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 10, 155–162.
- [44] Geis, W. P. July 1996. Head-mounted video monitor for global visual access in mini-invasive surgery. *Surgical Endoscopy*, 10, 768–770.
- [45] Swapp, David, Pawar, Vijay, and Loscos, Céline. April 2006. Interaction with co-located haptic feedback in virtual reality. *Virtual Reality*, 10, 24–30.
- [46] Lev, Dror David, Rozengurt, Roman, Gelfeld, Tami, Tarchenshvili, Alex, and Reiner, Miriam. 2010. The effects of 3D collocated presentation of visuo-haptic information on performance in a complex realistic visuo-motor task. In *International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications*, 432–437.
- [47] Blum, Tobias, Rieger, Andreas, Navab, Nassir, Friess, Helmut, and Martignoni, Marc. April 2013. A Review of Computer-Based Simulators for Ultrasound Training. *Simulation in Healthcare*, 8, 98–108.
- [48] Vidal, Franck P., Villard, Pierre-Frederic, Holbrey, Richard, John, Nigel W., Bello, Fernando, Bulpitt, Andrew, and Gould, Derek A. 2009. Developing an immersive ultrasound guided needle puncture simulator. In *Medicine Meets Virtual Reality 17*, IOS Press, 398.
- [49] Vidal, Franck Patrick, John, Nigel W., Healey, Andrew E., and Gould, Derek A. 2008. Simulation of ultrasound guided needle puncture using patient specific data with 3D textures and volume haptics. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 19, 111–127.
- [50] de los Angeles Alamilla Daniel, Ma, Moreau, Richard, and Tanneguy, Redarce. July 2020. Development of haptic simulator for practicing the intraarticular needle injection under echography. In *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE.
- [51] Chan, Vincent and Dabu, Anna. 2006. *Guide pratique des blocs nerveux échoguidés*. Sauramps médical.
- [52] Panait, Lucian, Akkary, Ehab, Bell, Robert L., Roberts, Kurt E., Dudrick, Stanley J., and Duffy, Andrew J. 2009. The role of haptic feedback

- in laparoscopic simulation training. *Journal of Surgical Research*, 156, 312–316.
- [53] Coles, Timothy R., John, Nigel W., Gould, Derek, and Caldwell, Darwin G. 2011. Integrating haptics with augmented reality in a femoral palpation and needle insertion training simulation. *IEEE transactions on haptics*, 4, 199–209.
- [54] Escobar-Castillejos, David, Noguez, Julieta, Neri, Luis, Magana, Alejandra, and Benes, Bedrich. 2016. A review of simulators with haptic devices for medical training. *Journal of medical systems*, 40, 104.
- [55] Ricca, Aylen, Chellali, Amine, and Otrmane, Samir. 2020. Influence of hand visualization on tool-based motor skills training in an immersive VR simulator. In *2020 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)*, 260–268.
- [56] Ricca, Aylen, Chellali, Amine, and Otrmane, Samir. March 2021. The influence of hand visualization in tool-based motor-skills training, a longitudinal study. In *2021 IEEE Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, IEEE, 103–112.
- [57] Perlin, Ken. 1985. An image synthesizer. *ACM Siggraph Computer Graphics*, 19, 287–296.
- [58] Okamura, A. M., Simone, C., and O’Leary, M. D. 2004. Force modeling for needle insertion into soft tissue. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 10, 51, 1707–1716.
- [59] Alsalamah, Amal, Campo, Rudi, Tanos, Vasilios, Grimbizis, Gregoris, Belle, Yves Van, Hood, Kerenza, Pugh, Neil, and Amso, Nazar. September 2017. Face and content validity of the virtual reality simulator ‘ScanTrainer®’. *Gynecological surgery*, 14, 31–35.
- [60] Varoquier, M., Hoffmann, C. P., Perrenot, C., Tran, N., and Parietti-Winkler, C. 2017. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man® Simulator for Otologic Surgical Training. *International journal of otolaryngology*, 2017, 1–8.
- [61] Matsumoto, Edward D. February 2011. Development and validation of a virtual reality transrectal ultrasound guided prostatic biopsy simulator. *Canadian Urological Association Journal*, 27–27.
- [62] Lin, Yanping, Wang, Xudong, Wu, Fule, Chen, Xiaojun, Wang, Chengtao, and Shen, Guofang. April 2014. Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill. *Journal of Biomedical Informatics*, 48, 122–129.
- [63] Lécuyer, Anatole, Coquillart, Sabine, Kheddar, Abderrahmane, Richard, Paul, and Coiffet, Philippe. 2000. Pseudo-haptic feedback: can isometric input devices simulate force feedback? In *Proceedings IEEE Virtual Reality 2000*, 83–90.
- [64] Mamei, Arez, Luengo, Vanda, Cau, Jerome, and Mesas, Aurel. 2009. Méthodologie de conception d’un simulateur vidéo laparoscopique. De l’analyse des connaissances à la création des parcours d’apprentissage : Le cas de la chirurgie aortique. In *Actes de la conférence EIAH 2009*.