PolyPublie
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Simulateur en réalité virtuelle pour l'entraînement des spécialistes en chirurgie vitréo-rétinienne
Auteur: Author:	Cédryk Doucet
Date:	2023
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Doucet, C. (2023). Simulateur en réalité virtuelle pour l'entraînement des spécialistes en chirurgie vitréo-rétinienne [Mémoire de maîtrise, Polytechnique Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/54859/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/54859/
Directeurs de recherche: Advisors:	Benoît Ozell
Programme: Program:	Génie informatique

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
affiliée à l'Université de Montréal

Simulateur en réalité virtuelle pour l'entraînement des spécialistes en chirurgie vitréo-rétinienne

CÉDRYK DOUCET
Département de génie informatique et génie logiciel

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*
Génie informatique

Août 2023

© Cédryk Doucet, 2023.

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Simulateur en réalité virtuelle pour l'entraînement des spécialistes en chirurgie vitréo-rétinienne

présenté par **Cédryk DOUCET**
en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Lama SÉOUD, présidente
Benoit OZELL, membre et directeur de recherche
Benjamin DE LEENER, membre

DÉDICACE

À ma famille,
merci du support

REMERCIEMENTS

Merci à mon directeur de recherche, Benoît Ozell, qui m'a conseillé et guidé tout au long du projet.

Merci à Dr. Hammamji et Dr. Antaki pour leurs points de vue d'experts tout au long du développement du projet.

Merci à Dr. Milad pour son aide à organiser les rencontres avec les participants au projet.

Merci aux résidents et aux chirurgiens qui ont pris le temps de participer au projet et d'essayer notre système.

RÉSUMÉ

La chirurgie vitréo-rétinienne nécessite une grande précision des mouvements pour différentes manipulations à l'intérieur de l'œil. Par contre, la formation pour ce type de chirurgie n'est pas normalement fournie durant la résidence. L'utilisation de simulateurs chirurgicaux permet de réduire les coûts et de réduire les risques de la chirurgie. Un simulateur pour ce type de chirurgie existe, mais il est dispendieux et encombrant, réduisant sa disponibilité pour les étudiants. Afin d'augmenter l'exposition des étudiants en ophtalmologie à la chirurgie vitréo-rétinienne, l'utilisation de visiocasques de réalité virtuelle est explorée. Ainsi, un simulateur immersif et à faible coût utilisant un visiocasque de réalité virtuelle commercial est développé et est validé auprès d'experts en chirurgie vitréo-rétinienne pour leur capacité à utiliser leur expertise dans le simulateur et de leur expérience dans l'environnement virtuel. Ce simulateur a pour but de mesurer la précision et l'efficacité des mouvements dans l'œil près de la rétine ainsi que le traitement adéquat des tissus. Il teste quatre compétences fondamentales en chirurgie vitréo-rétinienne : vitrectomie, rasage périphérique, endolaser et pelage de membrane. Une étude a été faite avec des chirurgiens expérimentés et des résidents novices, dans le but de comparer leurs performances. Les résultats de l'étude ne permettent pas de dire que les experts ont eu de meilleures performances que les novices pour tous les modules. Par contre, l'expérience des participants était généralement positive. Ainsi, les résultats sont encourageants quant au potentiel du simulateur, mais certains éléments doivent être améliorés. Par exemple, il faudrait étudier le réalisme des manettes et de leurs interactions avec la simulation. Il serait donc nécessaire de conduire d'autres études avec davantage de participants et avec les modifications proposées par les experts afin de pouvoir confirmer la validité de l'utilisation d'un visiocasque pour entraîner la chirurgie vitréo-rétinienne.

ABSTRACT

Training for vitreoretinal surgery takes many years of work and preparation. However, such training is not commonly provided during ophthalmology residency. To facilitate the learning process, simulation systems can be created to provide a safe environment. These systems can reduce overall costs of surgery and minimize risks for patients. The most used simulation system for ocular surgery is expensive and not portable, thus its access is limited. By using a commercially available virtual reality head-mounted display, a low-cost, immersive simulation system for training vitreoretinal surgery is developed. This system assesses four fundamental skills for this surgery: core vitrectomy, peripheral shaving, membrane peeling and endolaser. To assess the validity of the simulator, performance measures are taken for each task based on precision, efficiency and tissue treatment. A study comparing the performances between experienced surgeons and novice residents was then conducted. The study results did not show significant differences between the performances of the two groups. However, the overall user experience was positive across both experts and novices. These results, while not conclusive, are encouraging and we believe that further studies should be conducted with additional participants once certain issues with the simulation system are looked at, such as improving the realism of the controllers and how they interact with the simulation.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE iii

REMERCIEMENTS iv

RÉSUMÉ v

ABSTRACT vi

TABLE DES MATIÈRES vii

LISTE DES TABLEAUX ix

LISTE DES FIGURES x

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS xii

LISTE DES ANNEXES xiii

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE 3

2.1 Matériel 5

2.1.1 Visiocasques 5

2.1.2 Appareils haptiques 6

2.2 Systèmes chirurgicaux 7

2.2.1 Système Eyesi 12

2.2.2 Retour haptique 14

2.3 Chirurgie vitréo-rétinienne 15

2.3.1 Vitrectomie 15

2.3.2 Rasage périphérique 15

2.3.3 Endolaser 16

2.3.4 Pelage de membrane 17

2.4 Objectifs 17

2.4.1 Objectifs spécifiques 17

2.5 Hypothèses 18

CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE 19
3.1 Matériel 19
3.2 Logiciel 19
3.2.1 Navigation 24
3.2.2 Rasage périphérique 25
3.2.3 Laser 25
3.2.4 Pelage de membrane 27
3.3 Étude 32
3.3.1 Participants 32
3.3.2 Expérience 32
3.3.3 Questionnaire 32

CHAPITRE 4 RÉSULTATS 35
4.1 Performances 35
4.1.1 Données 35
4.1.2 Analyse statistique 38
4.1.3 Laser 44
4.2 Expérience utilisateur 52

CHAPITRE 5 CONCLUSION 58
5.1 Synthèse des travaux 58
5.2 Limitations de la solution proposée 59
5.3 Améliorations futures 60

RÉFÉRENCES 61

ANNEXES 65

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Types de jeux sérieux	3
Tableau 4.1	Mesures du module de navigation	36
Tableau 4.2	Statistiques des mesures du module de navigation	36
Tableau 4.3	Mesures du module de rasage périphérique	36
Tableau 4.4	Statistiques des mesures du module de rasage périphérique	37
Tableau 4.5	Mesures du module de pelage de membrane	39
Tableau 4.6	Statistiques des mesures du module de pelage de membrane	39
Tableau 4.7	Mesures du module de laser	39
Tableau 4.8	Statistiques des mesures du module de laser	40
Tableau 4.9	Moyennes et médianes des mesures du module de navigation	40
Tableau 4.10	Moyennes et médianes des mesures du module de rasage périphérique	41
Tableau 4.11	Moyennes et médianes des mesures du module de pelage de membrane	41
Tableau 4.12	Moyennes et médianes des mesures du module de laser	42
Tableau 4.13	Tests U de Mann-Whitney des moyennes par participant ($\alpha = 0.05, n = 5$)	43
Tableau 4.14	Scores des participants au module de laser selon un expert (de 0 à 10)	46
Tableau 4.15	Moyennes de l'excentricité e et de la distance d au centre des ellipses ajustées sur les points de laser par déchirure	50
Tableau 4.16	Test de Scheirer–Ray–Hare pour comparer les excentricités e et les distances au centre d ($\alpha = 0.05$)	51
Tableau 4.17	Moyennes par déchirure	52
Tableau 4.18	Matrice des valeurs p des tests U de Mann-Whitney entre les déchirures 4-5 et 1-5	52
Tableau 4.19	Résultats de l'expérience utilisateur (de 1 à 10, 10 étant une réponse fortement positive pour le composant de l'UX)	54
Tableau 4.20	Médianes de l'expérience utilisateur (de 1 à 10, 10 étant une réponse fortement positive pour le composant de l'UX)	54

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Modèle UXIVE 4
Figure 2.2 Appareil *Touch* de *3D Systems* 6
Figure 2.3 Plateformes de simulation pour l'insertion d'implant (à gauche) et le remplissage et échange (à droite) 8
Figure 2.4 Appareil de suivi avec deux caméras et une DEL infrarouge. 9
Figure 2.5 Système *MicroVisTouch* de *ImmersiveTouch* 10
Figure 2.6 Système simulant l'injection de médicaments dans l'œil 11
Figure 2.7 Système de simulation chirurgicale Eyesi 12
Figure 2.8 Simulateur de pelage de membrane basé sur le retour haptique 14
Figure 2.9 Exercice entraînant la vitrectomie et l'induction du DVP 15
Figure 2.10 Exercice entraînant le rasage périphérique 16
Figure 2.11 Exercice entraînant l'utilisation du laser 16
Figure 2.12 Exercice entraînant le pelage de membrane 17
Figure 3.1 Texture utilisée pour représenter la rétine 20
Figure 3.2 Orientation des instruments virtuels par rapport aux manettes 20
Figure 3.3 Points d'insertion (sphères vertes) utilisés pour positionner les instruments 21
Figure 3.4 Point rouge créé suite à la collision entre l'instrument et la rétine . . 23
Figure 3.5 Module de navigation 23
Figure 3.6 Collision entre la pointe de l'instrument et une des sphères du module de navigation 24
Figure 3.7 Module de rasage périphérique 26
Figure 3.8 Module de laser 26
Figure 3.9 Méthode de détection des points du laser par lancer de rayons 28
Figure 3.10 Module de pelage de membrane 28
Figure 3.11 Maillage de la membrane pour l'affichage des triangles 30
Figure 3.12 Ressorts reliant les sommets de la membrane 30
Figure 3.13 Sphères englobantes des sommets pour la détection de collision 31
Figure 3.14 Participant à l'expérience durant un exercice 33
Figure 4.1 Histogramme des dommages à la rétine des novices, dans le module de navigation 37
Figure 4.2 Image montrant la distribution des points de laser, avec leur taille et transparence, ainsi qu'un cercle délimitant la zone à traiter 45

Figure 4.3 Composition des images des 15 traitements de laser effectués dans le simulateur pour un participant, évalué par la suite par un chirurgien expert en chirurgie vitréo-rétinienne. Les lignes correspondent aux 3 essais, et les 5 colonnes aux 5 déchirures traitées par essai. 46
Figure 4.4 Évaluation des traitements au laser d'un autre participant, avec un moins bon score 47
Figure 4.5 Distribution des points d'une des déchirures de l'expert 5, montrant les points sur le cercle délimitant la zone à traiter 47
Figure 4.6 Ellipse ajustée aux points de laser d'un participant, résultant en une ellipse loin d'un cercle 49
Figure 4.7 Ellipse ajustée aux points de laser d'un participant, résultant en une ellipse près d'un cercle 49
Figure 4.8 Ellipse ajustée aux points de laser d'un participant, avec des points loin du centre 50
Figure 4.9 Médianes des réponses aux composants de l'expérience utilisateur, séparées par groupe 55

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

RV Réalité virtuelle

LISTE DES ANNEXES

Annexe A Questionnaire 65

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Les chirurgiens en ophtalmologie nécessitent une formation de docteur en médecine générale, qui dure normalement 5 ans. Ils doivent ensuite suivre un programme de résidence de 5 ans en ophtalmologie, avant d'obtenir le droit de pratique dans ce domaine. Pour ceux désirant se spécialiser davantage, un fellowship en chirurgie vitréo-rétinienne est souvent complété par la suite, durant normalement 1 ou 2 ans. Ce type de chirurgie nécessite plusieurs années de préparation et de pratique pour maîtriser les compétences requises. Par contre, l'entraînement pour ce type de chirurgie n'est pas couramment fourni durant la résidence en ophtalmologie.

Avec l'établissement de modèles d'enseignement médical basés sur les compétences, il est important de pouvoir évaluer la capacité des résidents à effectuer les procédures adéquatement avant de commencer à traiter les patients [1] [2]. Les méthodes d'entraînement chirurgical classiques, comme l'utilisation d'animaux vivants ou non vivants, peuvent être coûteuses et limitées par des préoccupations éthiques [3]. Ainsi, l'utilisation d'un simulateur permet de pourvoir les résidents en ophtalmologie d'une méthode de pratique sécuritaire pour les patients. Le simulateur le plus étudié est le Eyesi de Haag-Streit Simulation, pour lequel il a été largement démontré que son utilisation améliore le processus d'apprentissage des chirurgies oculaires ainsi que les performances en salle d'opération [4] [5] [6] [7]. Par contre, ce simulateur est une machine complexe, encombrante et dispendieuse [8], ce qui limite son accessibilité pour les étudiants en ophtalmologie. En effet, un hôpital pourrait posséder, par exemple, une seule unité du simulateur. Les étudiants ne peuvent donc pas utiliser le simulateur autant qu'ils le souhaiteraient, réduisant le nombre d'heures qu'ils peuvent y passer.

Afin d'augmenter l'exposition des étudiants aux procédures de chirurgie oculaire, en particulier la chirurgie vitréo-rétinienne, et de réduire les coûts, l'utilisation de la réalité virtuelle est explorée. En effet, depuis les années 1970, les technologies de réalité virtuelle, dont les visiocasques de réalité virtuelle comme le Meta Quest [9] ou le HTC Vive [10], ont beaucoup évolué et sont maintenant une alternative intéressante, immersive et peu dispendieuse aux méthodes classiques. Il serait donc maintenant possible d'offrir un système suffisamment réaliste et représentatif des procédures chirurgicales en vitréo-rétinologie utilisant ces visiocasques commerciaux.

Pour arriver à ce but, ce projet explore l'utilisation d'un visiocasque de réalité virtuelle commercial évaluant certaines compétences de base en chirurgie vitréo-rétinenne. Ce projet est en collaboration avec le CHUM, Dr. Karim Hammamji, MDCM, FRCSC, DABO et

Dr. Fares Antaki, MDCM, FRCSC. L'objectif est de développer et d'évaluer un système de simulation de chirurgie vitréo-rétinienne à faible coût, séparé en sous-objectifs :

- Développer un logiciel immersif représentant l'œil humain et les instruments chirurgicaux appropriés à l'aide d'un casque de réalité virtuelle commercial.
- Inclure des exercices représentatifs de la chirurgie vitréo-rétinienne.
- Évaluer la validité du simulateur comme outil d'entraînement.
- Évaluer l'expérience utilisateur.

Dans ce mémoire, le chapitre 2 présente la revue de littérature, le chapitre 3 présente la méthodologie, le chapitre 4 présente et analyse les résultats et le chapitre 5 présente les conclusions au projet de recherche.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

L'utilisation de logiciels immersifs et interactifs pour l'apprentissage est un domaine qui prend de l'ampleur depuis une quinzaine d'années grâce aux avancées technologiques dans l'équipement de réalité virtuelle (RV). Checa et Bustillo [11] ont fait une revue de l'utilisation de jeux sérieux en réalité virtuelle pour l'apprentissage et la formation. Ils ont trouvé que la majorité des applications en réalité virtuelle pour l'apprentissage est développée pour des étudiants de niveau universitaire et que pour les applications de formation, les étudiants en médecine forment la démographie principale parmi tous les étudiants. Le domaine de la médecine représente aussi le domaine le plus mature pour l'utilisation de la réalité virtuelle en ayant le plus de publications à la fois pour des applications d'apprentissage et de formation. Pour ce qui est de l'implantation technologique des applications, les visiocasques les plus utilisés sont le Oculus Rift et le HTC Vive. Le développement des applications est fait en majeure partie à l'aide du moteur de jeu vidéo Unity 3D.

De plus, quatre types de jeux sérieux en réalité virtuelle sont définis dans le tableau 2.1. L'interaction exploratoire consiste à permettre à l'utilisateur d'explorer et d'interagir librement avec l'environnement virtuel. L'expérience exploratoire, quant à elle, permet l'exploration libre, mais sans interaction directe. L'expérience interactive permet l'interaction sans exploration et, finalement, l'expérience passive limite à la fois l'interaction et l'exploration de l'environnement virtuel. Le type d'expérience le plus couramment utilisé pour des applications de formation est l'expérience interactive. Pour l'évaluation de la performance de l'application, les applications de formation utilisent davantage des données récoltées directement par le système, alors que les applications d'apprentissage utilisent un questionnaire.

Tableau 2.1 Types de jeux sérieux

Type	Interaction libre	Interaction restreinte
Exploration libre	Interaction exploratoire	Expérience exploratoire
Exploration restreinte	Expérience interactive	Expérience passive

De Ponti et al. [12] ont discuté de l'utilisation de la réalité virtuelle pour l'entraînement médical à distance durant la pandémie de la COVID-19. En effet, les règlements de distanciation sociale empêchant les étudiants d'accéder aux hôpitaux pour l'entraînement posent un risque à leur formation et carrière. Les auteurs ont donc étudié l'utilisation d'un logiciel d'entraînement médical virtuel auprès d'étudiants en médecine. Ils ont trouvé que l'expérience était réaliste et utile à leur formation.

Grassini et al. [13] ont proposé que le sentiment de présence soit l'élément le plus important pour qu'un simulateur offre de bonnes performances au niveau de l'apprentissage. Ils sont arrivés à la conclusion que la simple utilisation d'un environnement en réalité virtuelle n'apporte pas de meilleures performances dans le cadre de l'apprentissage d'un exercice d'assemblage d'un modèle. Par contre, ils ont trouvé une corrélation entre le sentiment de présence des participants et leur performance au niveau de la rapidité d'exécution et du nombre d'erreurs. De plus, ils ont énoncé que l'utilisation d'un environnement immersif pour l'apprentissage d'une tâche ne nécessitant pas simplement une mémorisation des étapes à suivre, mais aussi des connaissances théoriques, comme c'est le cas pour des techniques médicales, verrait une plus grande amélioration des performances. Dubovi et al. [14] ont aussi trouvé que le sentiment de présence améliore les performances en réalité virtuelle, mais dans le cadre d'un exercice d'administration de médicaments.

Afin d'évaluer le sentiment de présence et le niveau d'immersion dans les environnements d'apprentissage en réalité virtuelle, Tcha-Tokey et al. [15] ont proposé un modèle conceptuel de l'expérience utilisateur (UX) pour les environnements virtuels immersifs (UXIVE). Ils ont divisé l'UX en 10 composants mesurables, comme on peut voir à la figure 2.1 ainsi que les interactions entre les composants.

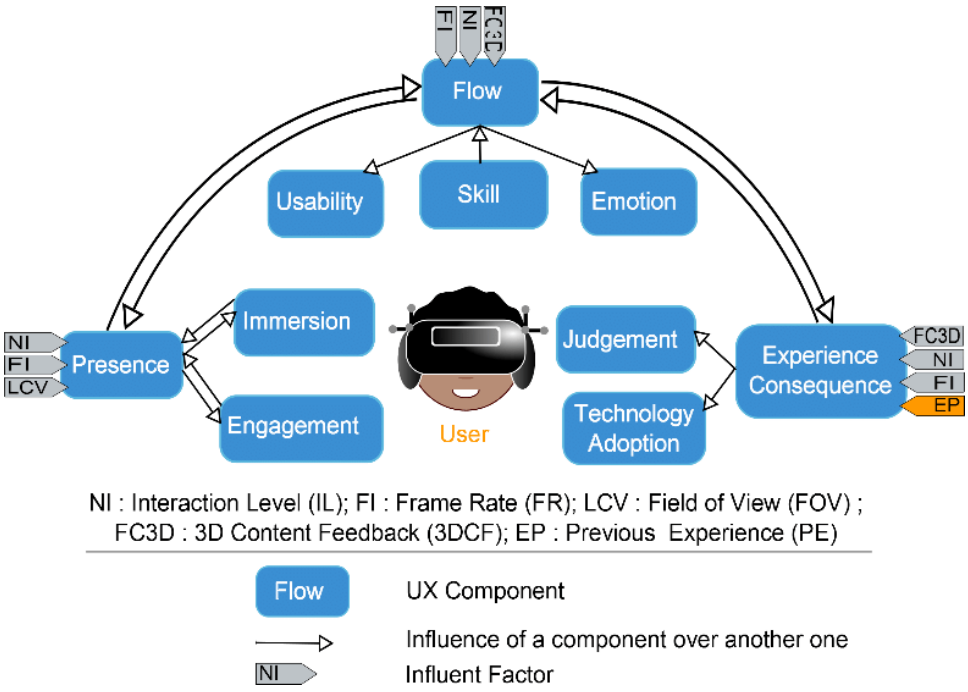


Figure 2.1 Modèle UXIVE

Le composant de *présence* correspond au "sentiment d'être là" dans l'environnement virtuel

et peut correspondre au sentiment de présence physique dans l'environnement ainsi qu'au sentiment de présence sociale dans des environnements collaboratifs. L'*engagement* est défini par l'énergie et l'attention accordées à l'activité par l'utilisateur. L'*immersion* correspond au niveau de fidélité sensorielle de l'environnement virtuel. L'immersion est créée en remplaçant les informations sensorielles du monde réel par des stimuli virtuels. Le composant de *contrôle* correspond au sentiment de contrôle, de plaisir et de joie lors des interactions avec l'environnement. La *compétence* correspond aux savoirs acquis lorsque l'utilisateur apprend à maîtriser l'environnement virtuel. L'*émotion* est définie par les différents sentiments, positifs ou négatifs, de l'utilisateur dans l'environnement virtuel. L'*utilisabilité* correspond à la facilité d'utilisation de l'environnement virtuel. L'*adoption de la technologie* est définie par l'intention de l'utilisateur d'utiliser l'environnement virtuel dans le futur. Le *jugement* correspond au jugement global de l'expérience. La *conséquence de l'expérience* est définie par les symptômes ressentis lors de l'expérience en réalité virtuelle, comme l'étourdissement ou la nausée.

Ils ont aussi proposé un questionnaire mesurant chaque composant à l'aide d'un questionnaire utilisant des questions avec des échelles de Likert à 10 points [16]. Lors de la validation de leur questionnaire, ils ont éliminé le composant d'utilisabilité du questionnaire puisque la sous-échelle mesurant ce composant n'a pas passé leur test de fiabilité. Dans ce questionnaire, un score élevé dans une sous-échelle correspond que le composant de l'expérience utilisateur est fortement perçu par le participant.

2.1 Matériel

2.1.1 Visiocasques

Les visiocasques disponibles commercialement se distinguent principalement par le mode de connectivité utilisé. Un premier type de visiocasque doit être connecté à un ordinateur en tout temps et nécessite donc une machine suffisamment puissante pour générer les images affichées dans le visiocasque. Le HTC Vive Pro 2, disponible au coût de 1849$ [10], est un exemple de visiocasque se connectant à un ordinateur. Ce casque utilise des écrans de 2448 par 2448 pixels par œil pour une résolution totale de 4896 par 2448 pixels ainsi qu'un taux de rafraîchissement de 90 à 120 images par seconde et un champ de vision horizontal de 120 degrés. Un périphérique additionnel est disponible pour permettre l'utilisation du casque sans fil pour un coût supplémentaire. De plus, il existe une autre version du casque, le Vive Pro Eye, qui inclut la technologie de suivi oculaire. Un autre exemple de casque utilisant ce mode de connectivité est le HP Reverb G2, avec une résolution de 2160 par 2160 pixels par

œil (4320 par 2160 total), un taux de rafraîchissement de 90 images par seconde et un champ de vision horizontal de 100 degrés, disponible au coût de 850$ [17].

Le deuxième type de visiocasque est sans fil et inclut un processeur embarqué dans le casque éliminant la nécessité d'avoir un ordinateur. Un visiocasque utilisant cette technologie est le Meta (Oculus) Quest 2, au coût de 459$ [9]. La résolution des écrans de ce casque est de 1832 par 1920 pixels par œil pour un total de 3664 par 1920 pixels. Le taux de rafraîchissement des écrans est de 60 à 120 images par seconde et le champ de vision horizontal est de 89 degrés.

Une autre caractéristique importante à prendre en compte est le mode de suivi des mouvements. En effet, les casques comme le HTC Vive Pro 2 utilisent des stations de base qu'il faut installer dans la pièce avant de pouvoir utiliser le casque. Les stations utilisent des lasers infrarouges pour balayer la pièce et connaître la position du casque et des manettes dans l'espace. Il est nécessaire d'utiliser 2 stations de base pour connaître les coordonnées en 3 dimensions. L'utilisation de stations de base est susceptible au problème d'occlusion lorsque l'objet suivi (le casque ou les manettes) est obstrué du champ de vision par un autre objet. Il est possible de réduire ce problème en utilisant davantage de stations de base pour mieux couvrir l'espace 3D. L'autre mode de suivi, utilisé par le Oculus Quest 2 et le HP Reverb G2, n'utilise pas d'appareils externes au visiocasque et aux manettes. Ces systèmes utilisent des caméras sur le casque en combinaison avec d'autres capteurs comme des gyroscopes, des accéléromètres et des magnétomètres. Cette méthode permet donc d'avoir un casque portable, surtout en combinaison avec la technologie sans fil, comme c'est le cas pour l'Oculus Quest 2.

2.1.2 Appareils haptiques



Figure 2.2 Appareil *Touch* de *3D Systems*

Un appareil haptique utilisé dans plusieurs simulateurs médicaux est l'appareil *Touch X* de

3D Systems (voir figure 2.2), aussi connu sous les noms *Phantom Omni* et *Geomagic Touch*. Cet appareil a été initialement conçu en 1994 par Thomas Massie et Kenneth Salisbury [18] et consiste en un crayon attaché à un bras articulé capable de suivre la position du crayon avec six degrés de liberté, soit les trois axes de translation et les trois axes de rotation du crayon. De même, l'appareil est capable de créer un retour de force avec trois degrés de liberté.

Un autre appareil intéressant est le gant haptique de *Haptx* [19]. Ces gants utilisent 133 points de retour tactile en combinaison avec un retour de force provenant d'un exosquelette et offrent un suivi du mouvement des mains avec 30 degrés de liberté avec une précision submillimétrique.

2.2 Systèmes chirurgicaux

Li et al. [20] discutent de l'application de la réalité virtuelle pour différentes simulations chirurgicales, telles que la laparoscopie, l'arthroscopie et la mastoïdectomie. Les auteurs expliquent que les principaux avantages des simulateurs en réalité virtuelle sont qu'ils fournissent un système de pointage ne nécessitant pas de supervision et qu'ils augmentent la performance des étudiants ayant utilisé le système comparativement à ceux ayant utilisé une méthode traditionnelle. Par exemple, Seymour et al. [21] ont trouvé que l'entraînement en réalité virtuelle accélère la dissection de la vésicule biliaire de 29% et que ceux n'ayant pas utilisé la réalité virtuelle ont 5 fois plus de chance d'endommager la vésicule biliaire. De plus, le système peut fournir un retour haptique à l'utilisateur lui permettant de se familiariser avec l'opération sans risques pour les patients. Par contre, les systèmes comportent des limitations importantes, telles que la difficulté à simuler des surfaces convexes et des propriétés palpables.

Heimann et al. [22] ont développé un système d'entraînement en réalité virtuelle pour une nouvelle procédure chirurgicale en ophtalmologie. Pour ce nouveau type de chirurgie, deux simulateurs ont été créés pour entraîner les deux procédures associées, soient l'insertion d'un implant dans l'œil et le remplissage et échange de médicament dans l'implant. Les deux simulateurs (voir figure 2.3) utilisent le système *Touch X* de *3D Systems* pour le contrôle des instruments virtuels. Ce système ne supportant pas l'échange du crayon pour une autre pièce ni l'utilisation de deux appareils à proximité l'un de l'autre, ils ont modifié le cardan ainsi que le crayon pour optimiser leur utilisation dans un contexte ophtalmologique et éviter les collisions des deux appareils. Pour la première procédure, un affichage stéréoscopique utilisant des lentilles de microscope est utilisé pour simuler la vision dans le microscope lors de la chirurgie. Pour la seconde procédure, un casque de réalité virtuelle, l'*Oculus Rift CV1*, est utilisé pour simuler graphiquement l'effet des loupes grossissantes utilisées pour cette



Figure 2.3 Plateformes de simulation pour l'insertion d'implant (à gauche) et le remplissage et échange (à droite)

procédure.

Ropelato et al. [23] ont développé un outil d'entraînement chirurgical en ophtalmologie en utilisant la technologie de réalité augmentée, plus précisément le pelage de membrane. Ils ont utilisé un casque de réalité augmentée Microsoft Hololens 1 ainsi qu'un système de contrôle personnalisé utilisant des caméras infrarouges. Ils ont créé des répliques des instruments de chirurgie comme micro-manipulateurs, avec au bout de la tige une boule réfléchissante. Le système de suivi utilise une diode électroluminescente (DEL) infrarouge avec deux caméras placées à un angle de 90° l'une de l'autre pour pouvoir localiser l'instrument dans l'espace en utilisant la réflexion des rayons infrarouges sur l'instrument réfléchissant dans les caméras, comme on peut voir dans la figure 2.4. Le modèle d'œil affiché par le simulateur est agrandi d'un facteur de 8 puisqu'un facteur plus élevé a un impact négatif sur la performance des micromanipulations. Afin de définir le processus de la chirurgie, cinq sous-tâches ont été définies, soient l'insertion de l'instrument dans l'œil, la création d'un rabat dans la membrane, le pelage de la membrane dans le sens horaire, le pelage dans le sens antihoraire et l'extraction de l'instrument. Pour chacune de ces tâches, un chemin cylindrique est utilisé pour représenter le chemin que l'instrument doit prendre. Afin de mesurer les performances, ils ont établi deux équations pour obtenir un score en mesurant la distance entre la position de l'instrument et

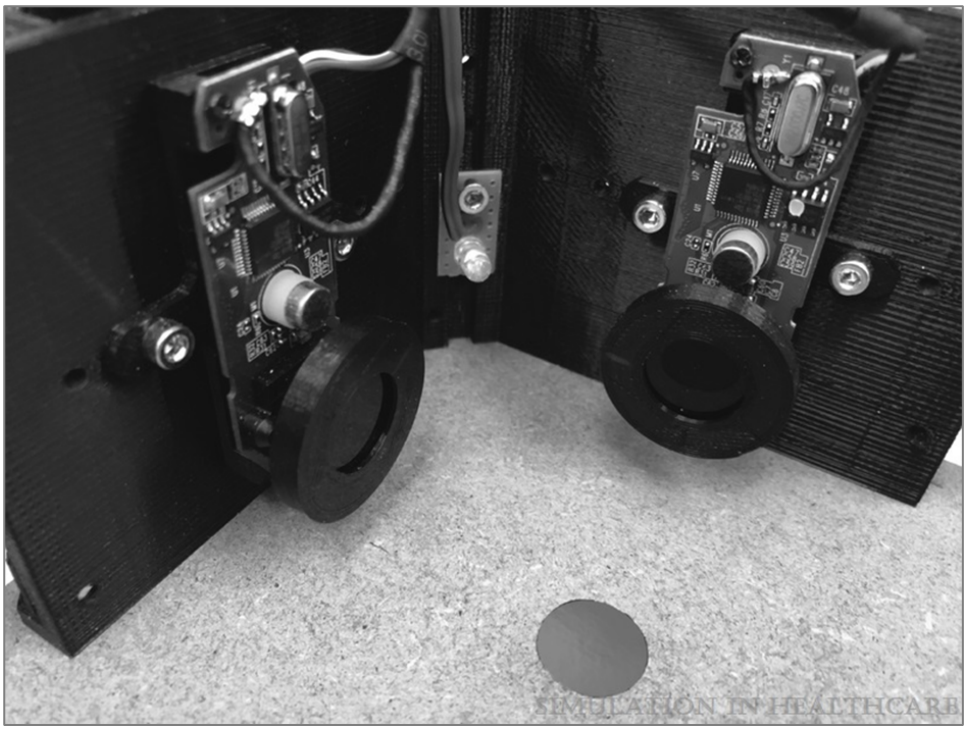


Figure 2.4 Appareil de suivi avec deux caméras et une DEL infrarouge.

le chemin à suivre 20 fois par seconde :

$$score = \left(\frac{20 - \varepsilon}{20}\right) 1 + 1.6d \tag{2.1}$$

$$\varepsilon = b \cdot maxError + (1 - b) \cdot averageError \tag{2.2}$$

Où d représente le niveau de difficulté de 1 à 5, $maxError$ représente la distance maximale entre la position de l'instrument et le chemin cylindrique en millimètres, $averageError$ correspond à la distance moyenne tout au long de l'exercice, et b est un facteur de pondération, auquel une valeur de $0.095d$ a été assignée par les auteurs. La valeur de 20 utilisée dans l'équation 2.1 correspond à la dimension de l'espace suivi par les caméras. Le diamètre des chemins cylindriques varie entre 1 mm pour le niveau de difficulté le plus facile et 0.5 mm pour le plus difficile. Afin d'offrir un apprentissage personnalisé à l'utilisateur, les auteurs ont implémenté un algorithme de tutorat intelligent (ITS). Cinq niveaux de difficulté ont été créés pour chaque sous-tâche en se basant sur l'expertise de chirurgiens en ophtalmologie. Le système commence par offrir les exercices d'insertion et d'extraction à la difficulté la plus basse, puis détermine en se basant sur la performance de l'utilisateur les exercices ainsi que

les difficultés qui offrent un défi sans toutefois être trop difficile. L'étude faite par les auteurs montre une amélioration de la performance des utilisateurs lorsque l'ITS est utilisé versus une approche séquentielle où les exercices ainsi que les niveaux de difficulté sont effectués l'un après l'autre.



Figure 2.5 Système *MicroVisTouch* de *ImmersiveTouch*

Kozak et al. [24] ont exploré l'utilisation de la tomographie par cohérence optique (OCT) dans un simulateur de chirurgie ophtalmologique en réalité virtuelle pour obtenir des modèles d'œil provenant de vrais patients afin de rendre l'expérience plus près de la réalité. Leur simulateur utilise le système *MicroVisTouch* de *ImmersiveTouch*, qui utilise un appareil *touch* de *3D Systems* (voir figure 2.5). Ils ont simulé l'opération de pelage de membrane en développant un algorithme personnalisé. L'utilisation d'imagerie OCT d'un patient avec une membrane épiretinale ou un trou maculaire (pathologies nécessitant le pelage de membrane) permet de générer la membrane virtuelle à peler. Des capteurs de pression attachés à l'appareil de retour haptique permettent de simuler la force requise pour garder les forceps fermés sans

que la membrane ne glisse. Une rétine déformable est aussi modélisée à l'aide de l'imagerie OCT en utilisant un algorithme de dynamique basée sur les positions des sommets [25]. Pour mesurer les performances des utilisateurs, ils ont utilisé trois différentes métriques. Premièrement, ils mesurent le niveau de circularité de la membrane pelée par rapport au pelage idéal. Deuxièmement, le nombre de fois que la rétine est touchée par les forceps donne une autre métrique. Finalement, le nombre de fois que les forceps sont refermés pour agripper la membrane constitue la dernière métrique utilisée. Les auteurs n'ont pas effectué d'étude de validité de l'utilisation d'imagerie OCT, mais ils supposent que cela améliorerait l'expérience d'apprentissage en mettant au défi les étudiants avec différentes conditions réelles qu'ils pourraient rencontrer dans la salle d'opération.



Figure 2.6 Système simulant l'injection de médicaments dans l'œil

Spera et al. [26] ont développé un simulateur en réalité virtuelle pour une chirurgie ophtalmologique nécessitant deux chirurgiens. Le chirurgien en chef de l'opération utilise un visiocasque ainsi que deux appareils *touch* de *3D Systems* afin d'insérer une canule dans un modèle d'œil. L'assistant, quant à lui, observe le déroulement de l'opération sur un écran et utilise un appareil personnalisé imitant une seringue afin de délivrer une dose de médicament au moment opportun (voir figure 2.6). Les appareils *touch* permettent d'avoir un retour haptique réaliste en offrant une résistance à l'insertion des canules dans les tissus oculaires. Ils ont aussi utilisé la tomographie par cohérence optique pour avoir une expérience plus réaliste.

2.2.1 Système Eyesi



Figure 2.7 Système de simulation chirurgicale Eyesi

Le simulateur de chirurgie ophtalmologique *Eyesi* de *VRmagic* (*Haag-Streit Simulation*) est couramment utilisé comme outil d'apprentissage pour les étudiants en ophtalmologie et permet de pratiquer les techniques requises pour les chirurgies de la cataracte ainsi que les chirurgies rétiniennes (voir figure 2.7). Deuchler et al. [4] ont évalué l'efficacité de ce système d'apprentissage virtuel. L'étude a été effectuée en ayant 4 chirurgiens effectuant au total 21 chirurgies, avec 9 chirurgies précédées par l'utilisation du simulateur comme exercice d'échauffement et 12 ne l'utilisant pas. Les auteurs ont ainsi déterminé que l'utilisation du simulateur avant la chirurgie a un effet statistiquement significatif sur la performance lors de l'opération, ainsi qu'il existe un lien entre la performance dans le simulateur et la performance lors de l'opération.

Lowry et al. [8] ont calculé les coûts ainsi que les potentielles économies à long terme en utilisant le simulateur Eyesi comme outil d'apprentissage pour réduire le temps de chirurgie. En dollars américains de 2012 et en incluant seulement les économies provenant de la réduction du temps de chirurgie, avec une réduction du temps de chirurgie de 60 minutes par année pour un total de 50 chirurgies et un coût de 10$ par minute, ils ont calculé des économies minimales de 5502$ pour un programme de 2 étudiants sur 5 ans et des économies maximales de 46 117$ pour un programme de 9 étudiants sur 10 ans. Dans le cas le plus optimiste, où les économies de temps et les coûts par minute d'opération sont augmentés de 50%, les

économies sont de 103 763$ pour un programme de 9 étudiants sur 10 ans. Dans tous les scénarios étudiés, aucun ne permet de couvrir entièrement les coûts du simulateur, estimés à 150 000$, mais d'autres facteurs d'économie potentiels ont été identifiés par les auteurs, comme la confiance du chirurgien, la réduction du stress de l'étudiant et de l'enseignant, ainsi que le recrutement de résidents.

Rothschild et al. [27] ont étudié les effets de l'utilisation des simulateurs en réalité virtuelle pour la chirurgie de la cataracte sur les complications lors de la chirurgie. Ils ont identifié 10 études utilisant un simulateur comme le Eyesi et mesurant les impacts sur les taux de complication lors de vraies chirurgies. Ils ont trouvé que l'utilisation du simulateur a un impact significatif sur 2 des complications possibles lors de ce type de chirurgie. De plus, ils ont trouvé que l'impact est plus important lorsque le simulateur est utilisé plus longtemps (les sujets ayant utilisé le simulateur pour plus de 50 heures ont eu moins de complications que ceux l'utilisant pour moins de 6 heures). Par contre, ces études prenaient en compte seulement le temps total d'entraînement avec le simulateur sans se soucier de la qualité ou de la structure du programme d'entraînement. Les auteurs proposent donc que la qualité du programme d'entraînement ainsi que l'encadrement adéquat des étudiants ont un impact important sur l'efficacité d'un simulateur chirurgical. Ils rapportent aussi une étude de Ferris et al. [7] démontrant que le coût de l'achat de 20 simulateurs Eyesi serait repayé en seulement 4 ans par les économies provenant des complications évitées.

Rasmussen et al. [28] ont effectué une revue de l'utilisation de simulation pour l'entraînement à la chirurgie vitréo-rétinienne. Dans leur étude, ils ont trouvé que l'utilisation du simulateur Eyesi permet de différencier les novices en chirurgie vitréo-rétinienne des experts et qu'il peut être utilisé afin d'améliorer les compétences chirurgicales des utilisateurs.

Vergmann et al. [29] ont élaboré un programme d'entraînement en chiurgie vitréo-rétinienne utilisant le Eyesi pour mesurer la validité du simulateur comme outil d'entraînement efficace. Ils ont démontré que quatre des modules offerts par le simulateur Eyesi sont de bons indicateurs de compétence pour la chirurgie vitréo-rétinienne en comparant les performances de chirurgiens expérimentés avec celles de novices. Ces modules sont la navigation (nécessitant d'aller récolter des billes générées aléatoirement dans l'œil), l'entraînement bimanuel (où il faut manipuler des tiges avec les deux mains), l'ablation de la hyaloïde postérieure et le pelage de membrane. Ils ont aussi testé deux autres modules, soient le contrôle des forceps et la coagulation par laser, mais sans pouvoir valider leur efficacité en tant qu'outils d'entraînement à la véritable chirurgie. Cissé et al. [30] ont effectué une étude similaire, mais ont trouvé que le module de manipulation des forceps permettait de différencier les chirurgiens expérimentés des résidents sans expérience. Le module de navigation a aussi été validé par

Solverson et al. [6]. Ils ont aussi trouvé que la performance des novices augmente rapidement avec des répétitions de l'exercice. Le module de navigation est considéré par Ahmed et al. [5] comme étant le module principal et central au simulateur Eyesi et sa validité s'étend aux autres modules en évaluant les habiletés fondamentales à la chirurgie vitréo-rétinienne.

2.2.2 Retour haptique

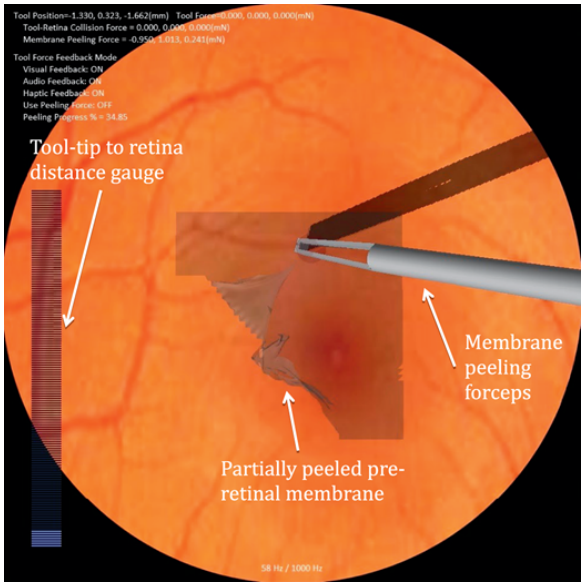


Figure 2.8 Simulateur de pelage de membrane basé sur le retour haptique

Francone et al. [31] ont étudié les effets du retour haptique sur les performances lors d'une simulation de pelage de membrane rétinienne. Ils ont développé leur propre logiciel de simulation de pelage de membrane ainsi qu'un appareil de retour haptique personnalisé (voir figure 2.8). Les interactions entre l'outil et la membrane sont simulées à l'aide d'un système de masses-ressorts. Lorsque l'outil pénètre la rétine de 0.025 mm, un blanchiment apparaît à l'endroit de la pénétration et lorsque la pénétration dépasse 0.06 mm, un saignement apparaît. La force de collision entre l'outil et la rétine est calculée en multipliant la distance de pénétration avec la rigidité de la rétine, fixée à 1.0 N/mm pour simplicité de calculs. Le retour haptique fourni par le simulateur est fonction de la distance de la pointe de l'outil à la rétine. En testant leur simulateur avec des chirurgiens et des non-chirurgiens et en comparant les résultats avec et sans retour haptique, ils ont trouvé que le retour haptique réduit le temps de complétion du pelage de membrane de 40% et que cela élimine complètement les collisions avec la rétine pouvant causer des dommages.

2.3 Chirurgie vitréo-rétinienne

La chirurgie vitréo-rétinienne réfère aux procédures effectuées à l'intérieur de l'œil au niveau de la rétine et du vitré par des chirurgiens spécialistes. Quatre procédures principales sont identifiées : vitrectomie et induction du décollement du vitré postérieur (DVP), rasage périphérique, endolaser et pelage de membrane.

2.3.1 Vitrectomie

La première étape de la vitrectomie pars plana consiste à réduire le vitré central de l'œil. L'induction du DVP est une autre étape importante dans la plupart des vitrectomies. Pour ces procédures, il est nécessaire de garder l'œil bien centré, avec le vitré bien illuminé par le conduit de lumière. Des mouvements précis et efficaces du vitrecteur et du conduit de lumière sont requis, sans toucher la rétine. Un exercice virtuel entraînant ces procédures est de récolter des billes flottant dans l'œil à différentes profondeurs (figure 2.9).

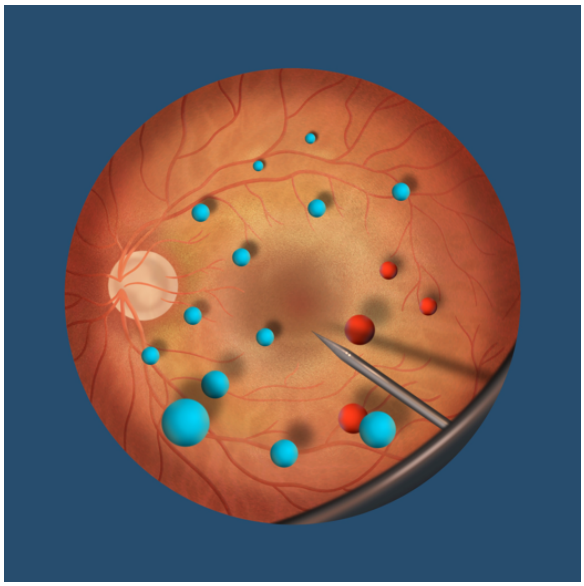


Figure 2.9 Exercice entraînant la vitrectomie et l'induction du DVP

2.3.2 Rasage périphérique

Le rasage périphérique consiste à retirer le vitré dans la périphérie de l'œil. Cette procédure nécessite de découper le vitré le plus près possible de la rétine, sans y toucher afin d'éviter toute lésion. Un exercice pour cette procédure est de suivre une trajectoire près de la rétine de manière constante (figure 2.10).

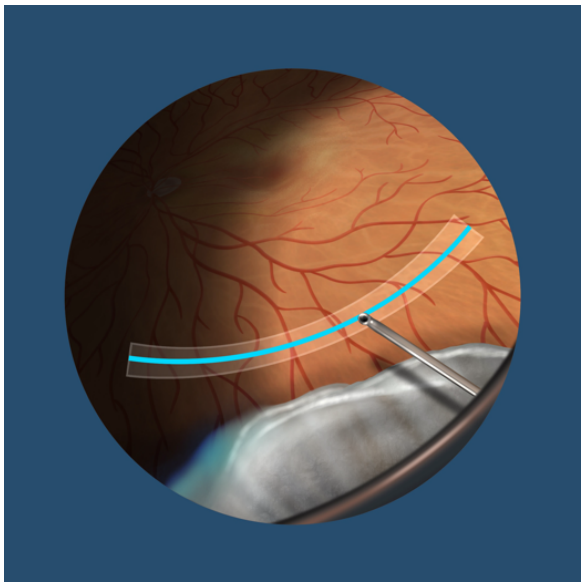


Figure 2.10 Exercice entraînant le rasage périphérique

2.3.3 Endolaser

Un laser est couramment utilisé pour entourer des bris dans la rétine et créer des barricades protégeant le reste de la rétine. Il faut bien entourer la zone d'intérêt avec le laser sans brûler la rétine (figure 2.11).

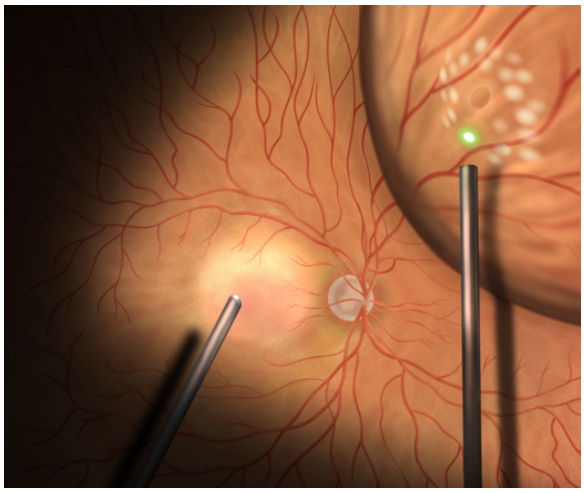


Figure 2.11 Exercice entraînant l'utilisation du laser

2.3.4 Pelage de membrane

Une autre procédure consiste au pelage de membrane épirétinienne ou de membrane limitante interne. Cette procédure nécessite la manipulation précise d'une membrane collée sur la rétine, sans l'endommager (figure 2.12).

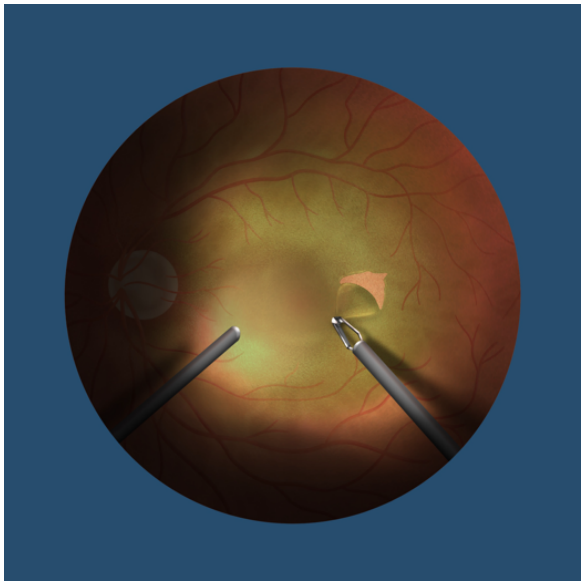


Figure 2.12 Exercice entraînant le pelage de membrane

2.4 Objectifs

Dans les sections précédentes, nous avons vu que l'utilisation d'un simulateur en réalité virtuelle pour entraîner les différentes techniques utilisées dans la chirurgie vitréo-rétinienne permet d'augmenter les performances des étudiants. Par contre, les systèmes disponibles comme le Eyesi de VRmagic sont dispendieux et encombrants, réduisant leur accessibilité pour les étudiants. Nous avons aussi vu qu'il est possible d'utiliser un casque de réalité virtuelle pour des simulations médicales. Ainsi, l'objectif général de cette recherche est de développer et évaluer un système de simulation de chirurgie vitréo-rétinienne portable, à faible coût et immersif.

2.4.1 Objectifs spécifiques

L'objectif général peut se diviser en objectifs spécifiques :

1. Développer un système immersif présentant un œil humain et simulant la manipulation des instruments utilisés dans la chirurgie vitréo-rétinienne, à l'aide d'un casque de

réalité virtuelle commercial.

2. Ajouter des exercices mesurant les habiletés fondamentales à la chirurgie vitréo-rétinienne :
   (a) Entraînement à la navigation pour la vitrectomie
   (b) Contrôle des tremblements pour le rasage périphérique
   (c) Précision au laser
   (d) Contrôle des forceps pour le pelage de membrane
3. Faire une étude avec des participants chirurgiens et novices afin d'évaluer la validité du simulateur comme outil d'entraînement
4. Évaluer l'expérience utilisateur des participants

2.5 Hypothèses

H1 L'utilisation du simulateur permet de mesurer une différence significative au niveau des performances des différents exercices entre les experts chirurgiens et les novices

H2 Le simulateur offre une expérience utilisateur généralement positive, propice à l'apprentissage

CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE

3.1 Matériel

Dans le but de réduire les coûts et de maximiser la portabilité du simulateur, le casque de RV visé est le Meta Quest 2. Le développement du simulateur est tout de même fait en partie à l'aide de casques filaires comme le HTC Vive et le HP Reverb, puisque cela simplifie le développement en réduisant le temps de test. En effet, tester sur un casque sans-fil nécessite de recompiler le programme et de l'installer sur l'ordinateur embarqué sur le casque. Ainsi, les nouvelles versions du simulateur sont développées et testées à l'aide de casques filaires, puis testées à nouveau sur le casque sans-fil, avant d'être téléversées sur un serveur fourni par Meta pour les développeurs d'applications sur leur plateforme. Les collaborateurs chirurgiens peuvent ensuite tester le logiciel et fournir leurs commentaires.

Aucun appareil haptique n'a été utilisé afin de simplifier le développement et de minimiser les coûts. Le contrôle des instruments virtuels est fait avec les manettes standard des casques de RV.

3.2 Logiciel

Le logiciel de simulation a été programmé à l'aide du moteur de jeu vidéo Unity 3D, puisqu'il supporte les casques de RV utilisés et est couramment utilisé dans la littérature et dans la pratique. Afin de représenter l'œil humain, une sphère dont les normales pointent vers l'intérieur est affichée devant la caméra, avec une texture de rétine appliquée sur la surface (voir figure 3.1).

Pour tous les exercices, la manette de gauche contrôle l'éclairage alors que la manette de droite contrôle l'instrument approprié pour l'exercice. Les deux manettes sont représentées dans l'environnement virtuel par une série de cylindres noirs de différentes tailles. Les instruments virtuels sont orientés vers le bas du manche de la manette. Comme l'œil est positionné devant la caméra, mais que les manettes doivent être orientées vers le haut (pour que les instruments virtuels pointent vers le bas des manettes), une rotation de 90 degrés est appliquée aux instruments virtuels autour de l'axe de droite (axe des X). Cette rotation est suffisante pour les casques filaires comme le Hp Reverb, mais pour orienter les manettes du casque Quest 2 correctement, il faut appliquer une seconde rotation de -45 degrés autour de l'axe de droite (ou simplement appliquer une rotation de 45 degrés au lieu de 90 degrés). L'orientation des manettes et des instruments est montrée à la figure 3.2. Il est important de spécifier que

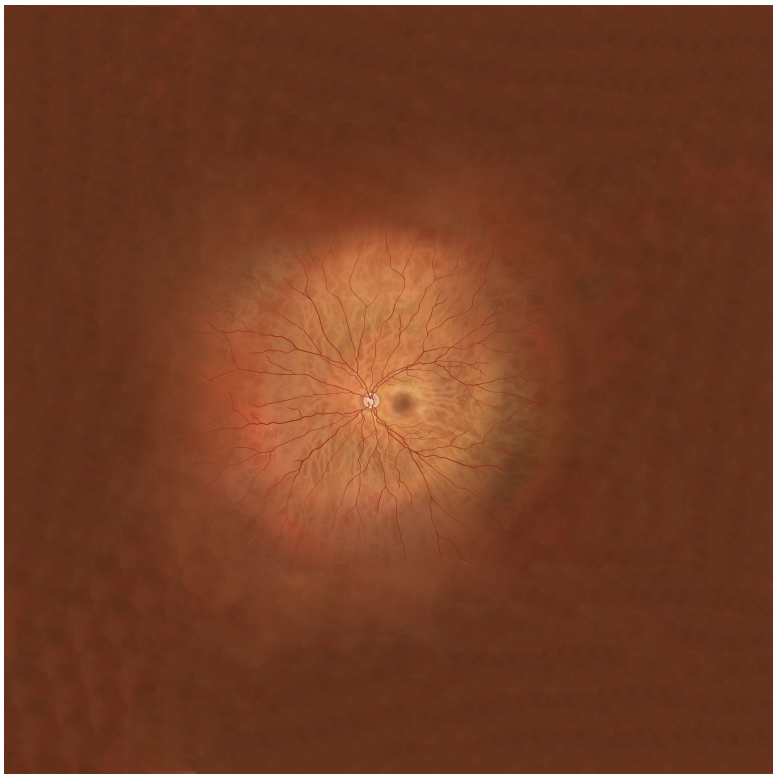


Figure 3.1 Texture utilisée pour représenter la rétine

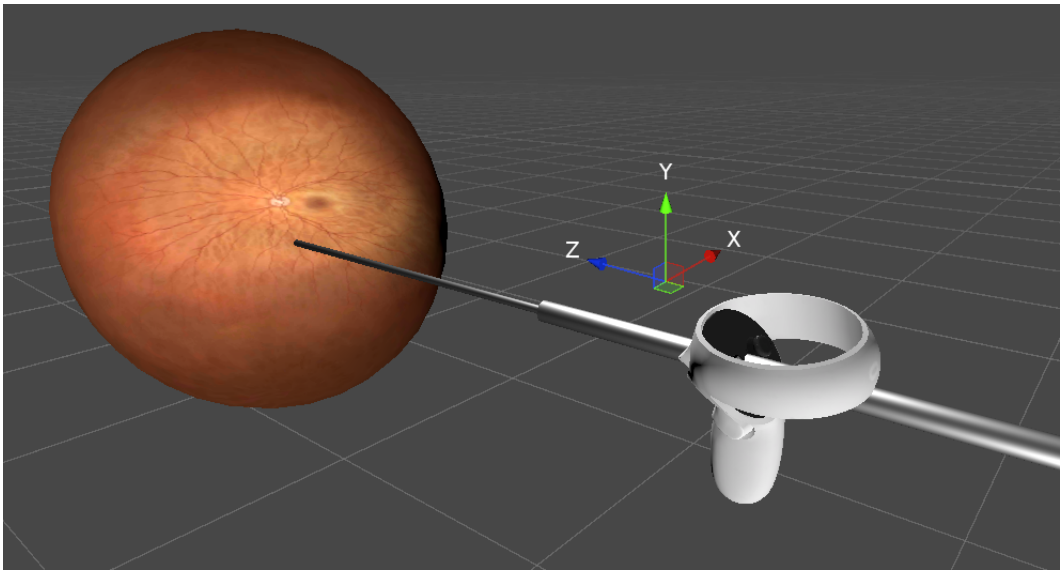


Figure 3.2 Orientation des instruments virtuels par rapport aux manettes

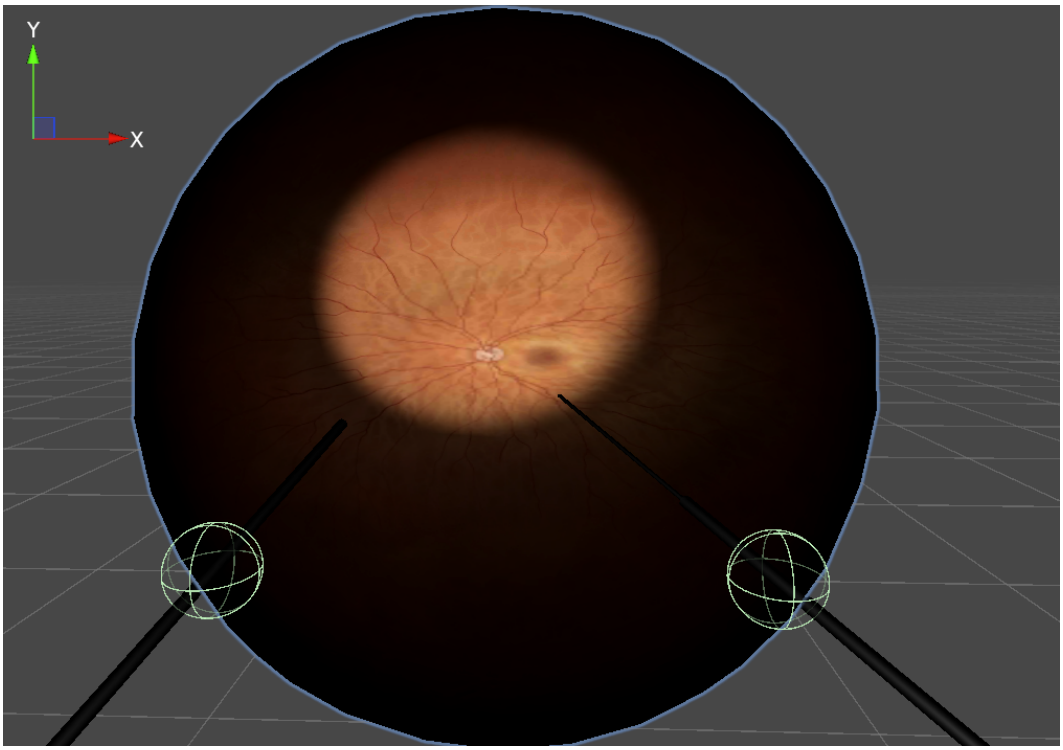


Figure 3.3 Points d'insertion (sphères vertes) utilisés pour positionner les instruments

la rotation ne s'applique pas seulement aux modèles des instruments virtuels, mais aussi à leurs mouvements. En effet, lorsque les manettes sont déplacées vers le bas (en direction du manche, axe des Y négatifs), les instruments se déplacent vers la sphère représentant l'œil (axe des Z). Afin de représenter la taille réelle de l'œil humain, les mouvements des instruments virtuels ont été amplifiés d'un facteur de 6, qui donnait un bon compromis entre la précision du suivi des manettes et le réalisme. Le mouvement de l'œil est contrôlé par la position de l'intersection entre l'instrument de droite et la sphère, afin de créer un effet de pivot, appliquant une rotation à l'œil lorsque l'instrument de droite est déplacé. La rotation est effectuée en créant une rotation pointant vers le point d'intersection entre l'instrument et l'œil, puis en la multipliant avec une seconde rotation autour de l'axe du haut afin de placer un point spécifié comme étant le point d'insertion de l'instrument de droite au point d'intersection. La combinaison des deux rotations permet d'orienter un vecteur quelconque (vecteur pointant vers le point d'insertion de l'instrument de droite) dans la direction voulue (vecteur pointant vers le point d'intersection entre l'instrument de droite et l'œil). Les points d'insertion sont des objets vides positionnés manuellement aux endroits dans la sphère de l'œil où les instruments sont insérés, comme on peut voir dans la figure 3.3.

Dans une vraie chirurgie, les positions des deux instruments insérés dans l'œil influencent la

rotation de l'œil, mais en absence d'un lien physique entre les deux manettes, il n'est pas possible de recréer le même effet dans le simulateur. Ainsi, la manette de droite a été choisie pour contrôler les mouvements de l'œil parce que c'est celle qu'on déplace le plus durant les exercices. Les mouvements de l'œil produits par la main droite devraient donc être les plus près de la vraie chirurgie, malgré le fait que le mouvement de l'un des instruments devrait entraîner le mouvement de l'autre.

Puisque les manettes et le casque sont libres de se déplacer dans l'environnement, il est nécessaire d'inclure une étape de calibration des positions. La calibration utilise les positions du casque et des manettes pour positionner les éléments de la scène aux bons endroits dans l'espace virtuel. La calibration utilise l'angle autour de l'axe du haut (pointant vers le plafond) du casque ainsi que sa position pour placer l'œil devant la caméra à la bonne distance et orientation. Les instruments virtuels sont aussi tournés autour du même axe, ainsi qu'autour de l'axe des Z par le même angle. Pour la position des instruments, les distances vectorielles entre les instruments et leurs points d'insertion sont calculées, puis ils sont déplacés le long de ces distances. Les positions et rotations du casque et des manettes sont enregistrées dans des variables statiques pour pouvoir les appliquer à chaque module. Pour faire la calibration, il suffit d'enfoncer la gâchette sur le manche de la manette de gauche pendant deux secondes.

Lorsqu'un des instruments touche le fond de l'œil, un point rouge est créé à la position touchée en ajoutant un quadrilatère avec une texture circulaire pointant vers le centre de l'œil (figure 3.4).

Le logiciel a été séparé en quatre scènes représentant les quatre exercices mesurant les habiletés fondamentales à la chirurgie vitréo-rétinienne : navigation, rasage périphérique, laser et pelage de membrane. Dans chaque exercice, le but est de mesurer la précision des mouvements, la rapidité d'exécution et le niveau de dommages à l'œil. À ce but, des mesures sont prises durant les exercices, et ces données sont écrites dans un fichier au format texte enregistré localement dans le stockage interne du casque de RV. Ces mesures incluent, pour tous les modules :

- Temps de complétion
- Positions des endroits où un instrument a touché à la rétine

Le fichier est ensuite récupéré en connectant le casque à un ordinateur par câble USB. Pour passer d'un exercice à l'autre, il faut soit compléter l'exercice ou appuyer sur la touche A sur la manette de droite.

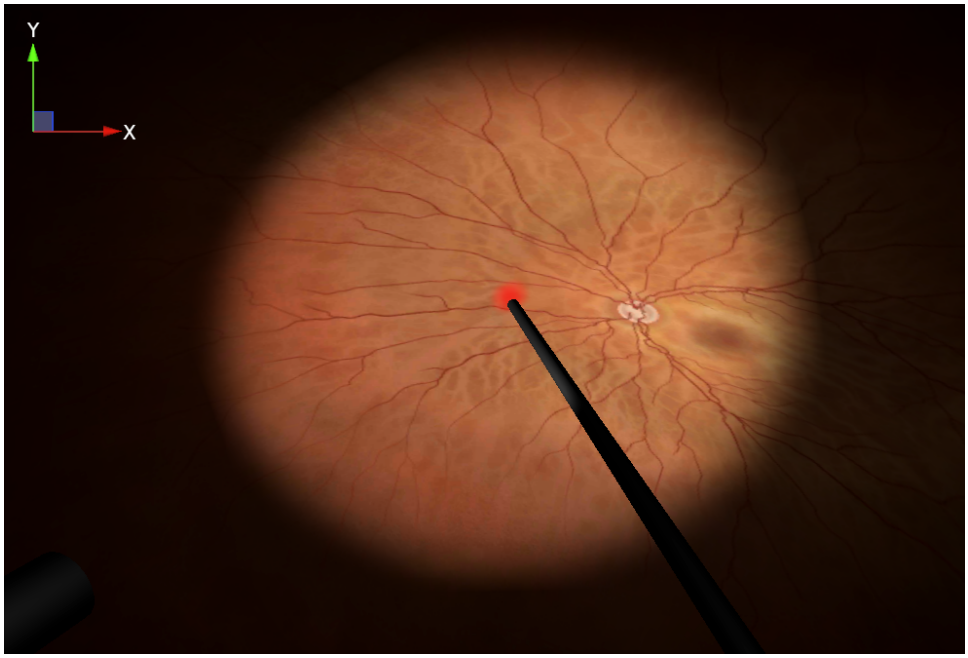


Figure 3.4 Point rouge créé suite à la collision entre l'instrument et la rétine

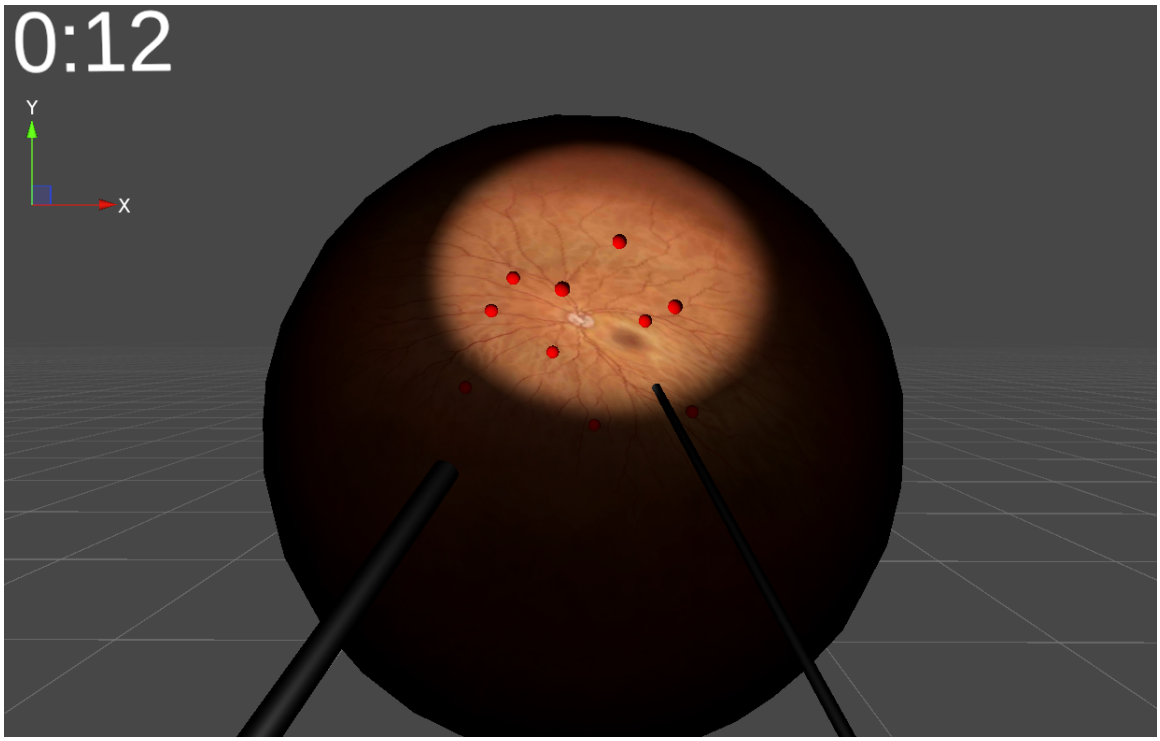


Figure 3.5 Module de navigation

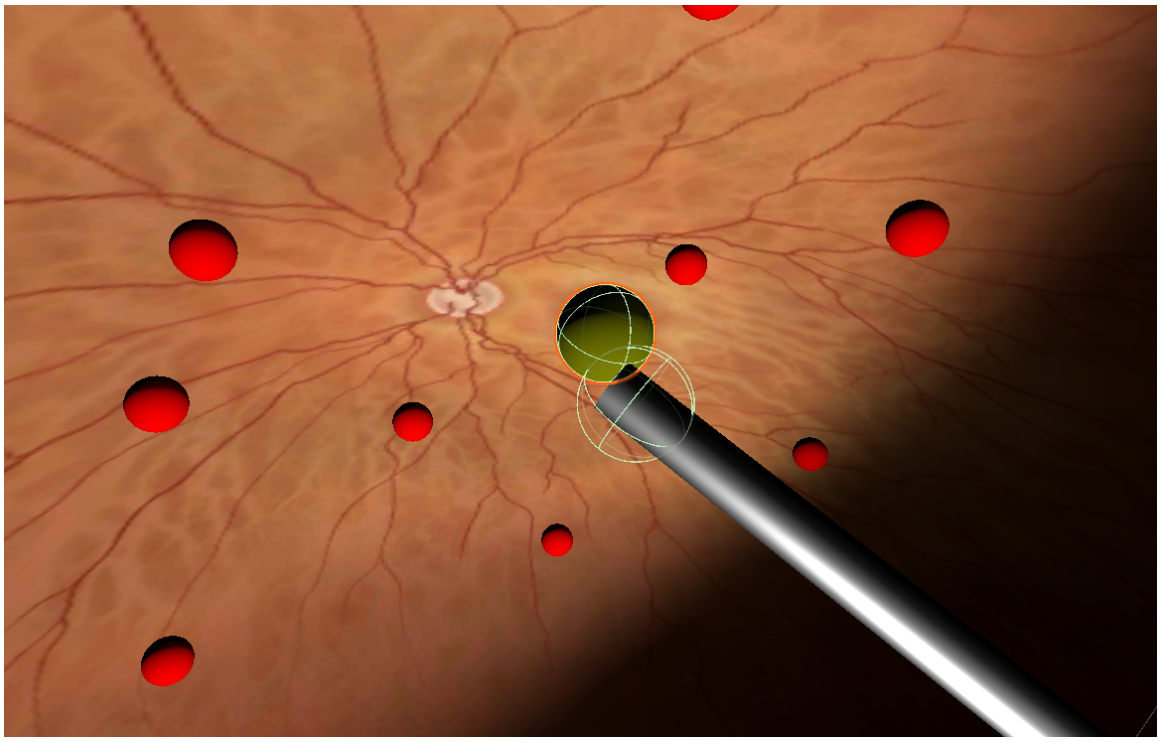


Figure 3.6 Collision entre la pointe de l'instrument et une des sphères du module de navigation

3.2.1 Navigation

Afin de mesurer l'habileté à naviguer dans le vitré de l'œil lors de la chirurgie vitréo-rétinienne, un exercice où des sphères doivent être récoltées a été conçu (figure 3.5). Les sphères sont initialement colorées en rouge et se colorent en vert lorsqu'elles sont en train d'être récoltées. Afin de les récolter, il faut que la pointe de l'instrument de droite soit en collision avec la sphère pendant une certaine durée de temps (figure 3.6). Une durée de 2 secondes a été choisie après discussion avec les experts en chirurgie vitréo-rétinienne. Après cette durée de temps sans que la pointe de l'instrument ne sorte de la sphère, elle disparaît et est considérée comme récoltée. La collision est calculée en utilisant la détection de collision intégrée dans Unity avec une petite sphère englobante représentant la pointe de l'instrument. Afin d'éliminer les potentielles collisions avec les autres éléments dans la scène, une étiquette est ajoutée à la sphère englobante de l'instrument afin de filtrer les autres collisions avec les sphères à récolter. Lorsqu'une collision est détectée par une des sphères, si l'étiquette de l'objet entrant en collision ne correspond pas à celui de l'instrument, la collision est ignorée.

L'exercice se termine lorsque toutes les sphères ont été récoltées. Un nombre de 10 sphères a été choisi, positionnées à différentes profondeurs dans l'œil. Le nombre de fois que l'instrument sort des sphères est enregistré dans le fichier de résultats pour mesurer la précision.

3.2.2 Rasage périphérique

Pour cet exercice, l'habileté à contrôler les mouvements de l'instrument près de la rétine pour découper le vitré est mesurée. Une série de cylindres formant une spline composée de courbes de Bézier représentant le chemin à suivre pour découper le vitré est affichée (figure 3.7). Une sphère initialement positionnée à la base du premier cylindre note le départ du chemin à suivre. Lorsque la pointe de l'instrument de droite entre en collision avec cette sphère, elle commence à se déplacer le long de la spline, et elle continue ainsi tant et aussi longtemps que l'instrument reste en collision avec la sphère, sinon elle arrête de se déplacer. Le but de l'exercice est de suivre le mouvement de la sphère le long de la spline avec l'instrument sans sortir de son rayon et sans toucher à la rétine.

Comme dans Ropelato et al. [23], les distances moyenne et maximale au centre du chemin à suivre sont utilisées pour mesurer la précision.

3.2.3 Laser

L'exercice de traitement au laser nécessite un bon contrôle de la distance entre les instruments et la rétine. L'instrument de droite contrôle un laser, et un point rouge est affiché sur la rétine à l'endroit où l'instrument pointe. La taille et le niveau de transparence de ce point varient en fonction de la distance de l'instrument à la rétine simulant un faisceau conique : plus l'instrument est loin de la rétine, plus le point est gros et transparent. Lorsque la gâchette sur le manche de la manette de droite est enfoncée, un point blanc avec la même taille et transparence est ajouté au même endroit sur la rétine pour représenter la zone traitée par le laser. La gâchette peut être maintenue pour faire des points en rafale. Si le point est trop gros, il n'est pas affiché du tout, simulant un traitement au laser trop diffus, et s'il est trop petit, il est affiché en rouge simulant une brûlure endommageant la rétine. Ces points rouges et blancs sont affichés de la même manière que les points de dommages à la rétine. La même texture est utilisée, en changeant la couleur et la transparence au besoin. Cinq cibles circulaires blanches sont présentes sur la rétine, et le but de l'exercice est d'entourer la zone autour du cercle central de la cible représentant une déchirure dans la rétine de points blancs. Lorsqu'une déchirure est considérée comme bien traitée, elle devient verte (figure 3.8).

Les cibles sont représentées à l'aide d'une texture appliquée sur un panneau positionné près de la rétine. Comme la taille de la cible est assez importante comparée à la courbure de l'œil, les sommets du panneau sont déplacés afin de suivre cette courbure. Cette transformation est effectuée en déplaçant chaque sommet le long de la normale de l'œil, en assumant que le sommet au centre du panneau est à la bonne position.

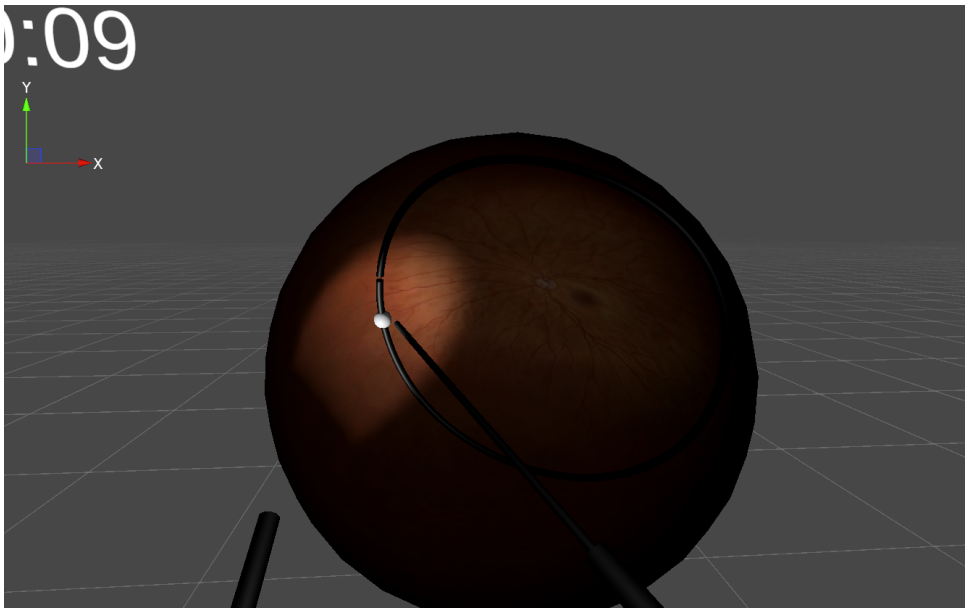


Figure 3.7 Module de rasage périphérique

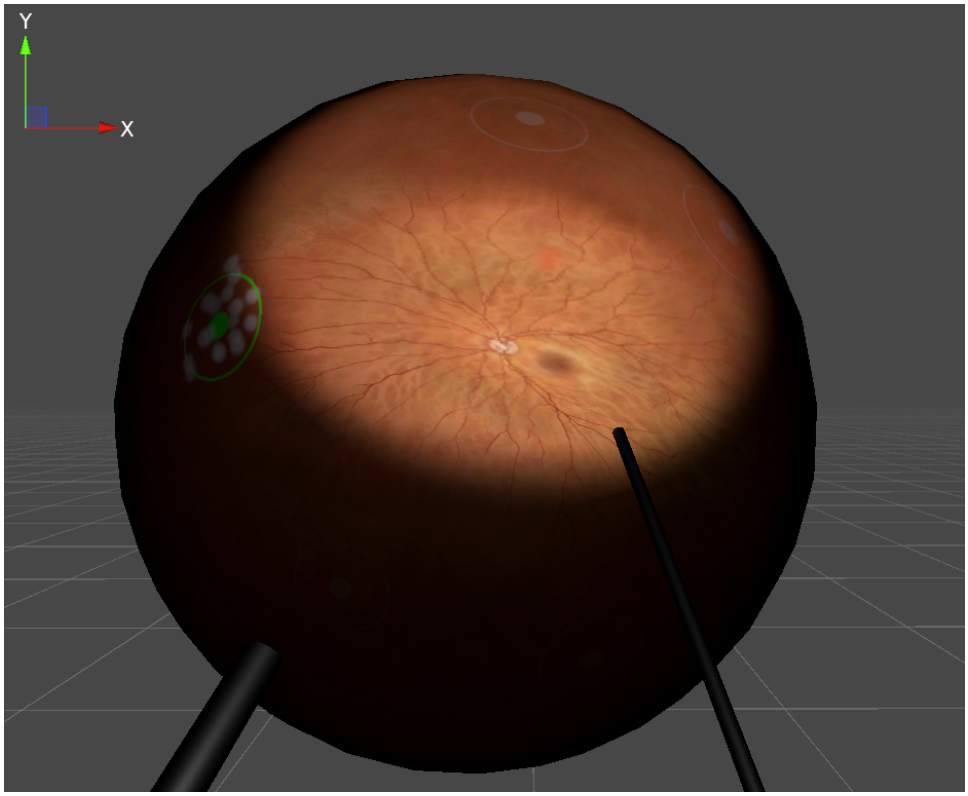


Figure 3.8 Module de laser

Afin de déterminer si une déchirure est bien traitée, une approche analytique a été initialement utilisée. Cette approche tentait de mesurer le taux de remplissage de la zone à traiter. Ainsi, l'aire des points blancs est sommée, à laquelle est soustraite l'intersection entre chaque cercle utilisant l'équation d'intersection de deux cercles [32] :

$$\begin{aligned} A = {} & r_1^2 cos^{-1}\left(\frac{d^2 + r_1^2 - r_2^2}{2dr_1}\right) + r_2^2 cos^{-1}\left(\frac{d^2 + r_2^2 - r_1^2}{2dr_2}\right) \\ & - \frac{1}{2}\sqrt{(-d + r_1 + r_2)(d + r_1 - r_2)(d - r_1 + r_2)(d + r_1 + r_2)} \end{aligned} \tag{3.1}$$

où r_1 est le rayon du premier cercle, r_2 est le rayon du deuxième cercle et d est la distance entre le centre des deux cercles.

La même équation est aussi utilisée pour déterminer la portion des points à l'intérieur de la cible, dans le cas où ils ne sont pas entièrement à l'intérieur. Un problème majeur avec cette approche est qu'elle ne permet pas de savoir si la déchirure est complètement entourée de points, ce qui est l'objectif dans ce type de chirurgie, sans demander un taux de remplissage trop élevé demandant trop de points. Par exemple, un taux de remplissage d'environ 45% a été déterminé avec les experts comme étant représentatif du nombre de points à utiliser pour traiter ces déchirures, mais il était alors possible de compléter l'exercice en ajoutant beaucoup de points sur une moitié de la cible, sans entourer complètement la déchirure.

Ainsi, il a été nécessaire d'utiliser une différente méthode pour déterminer si les déchirures sont bien traitées. Dans le but de déterminer si la cible a bien été traitée sur 360 degrés, une approche utilisant la diffusion de rayons de Unity a été utilisée. Pour chaque point de laser créé, une sphère englobante de la même taille est aussi créée, comme on peut voir dans la figure 3.9. Il est ensuite possible de lancer des rayons à partir du centre de la cible jusqu'à sa limite, en appliquant une rotation aux rayons de manière à couvrir le cercle au complet. Lorsque tous les rayons entrent en collision avec au moins deux sphères, la déchirure est considérée comme correctement traitée.

Afin d'analyser la performance, la position et la taille de chaque point de laser sont enregistrées.

3.2.4 Pelage de membrane

Le pelage de membranes épirétinienne et limitante interne nécessite une manipulation précise des instruments chirurgicaux tout près de la rétine, sans l'endommager. Le but de l'exercice est de complètement peler la membrane du fond de la rétine sans toucher à la rétine (figure 3.10). À cette fin, une membrane est modélisée avec un système de masses-ressorts, basé

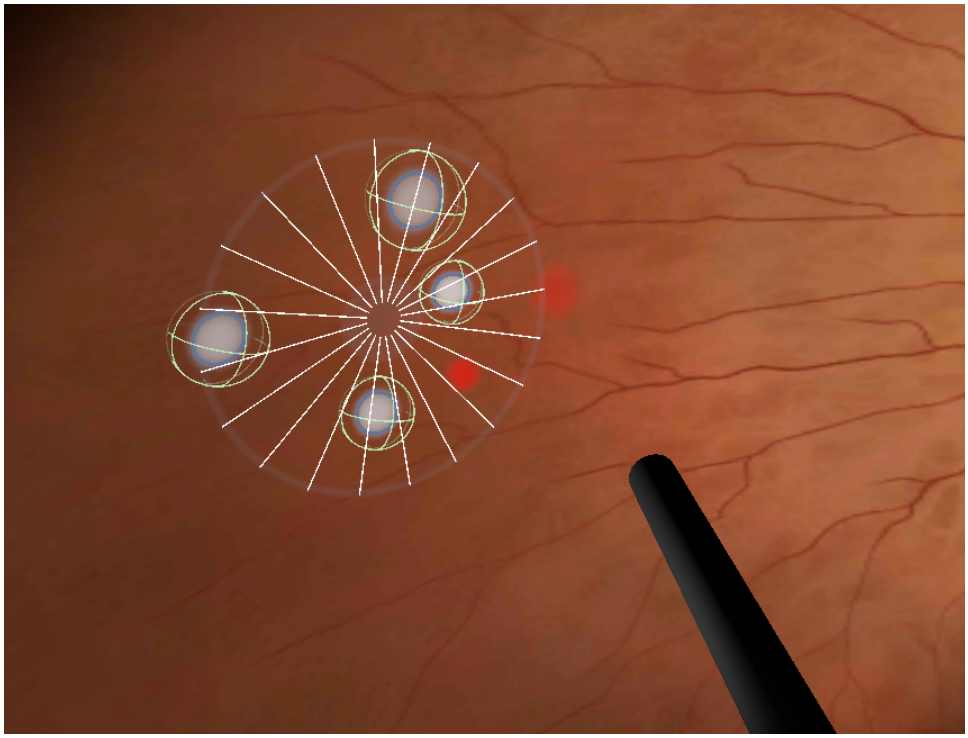


Figure 3.9 Méthode de détection des points du laser par lancer de rayons

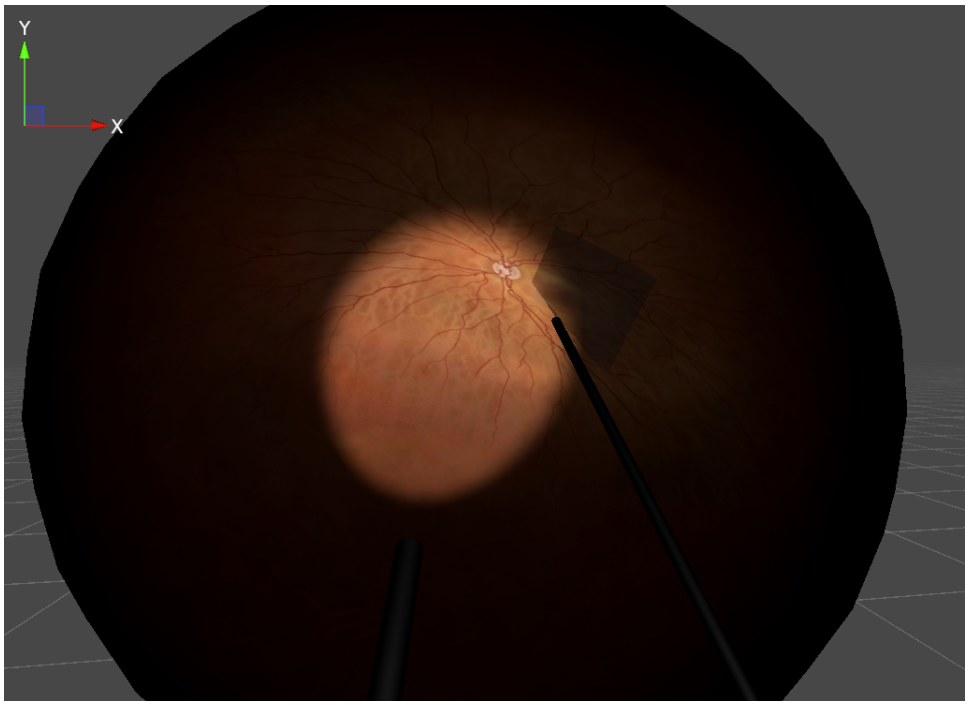


Figure 3.10 Module de pelage de membrane

sur le système de masses-ressorts de Provot et al. [33]. Afin d'implanter ce système dans Unity, un maillage personnalisé a été implanté afin d'avoir un contrôle sur la position de chaque sommet. Le maillage généré pour l'affichage des triangles est montré dans la figure 3.11. Puisque cet exercice nécessite une grande précision près de la rétine, il est possible d'agrandir la vue en appuyant sur la touche x sur la manette de gauche. Cet agrandissement est implanté en approchant la caméra de l'œil.

Afin de représenter les ressorts, une matrice est initialisée en même temps dénotant les sommets voisins de chaque sommet. Ainsi, à chaque sommet sont associés 8 voisins (4 pour les ressorts structurels orthogonaux et 4 pour les ressorts de cisaillements diagonaux). Les ressorts reliant chaque sommet ont été affichés dans la figure 3.12. Les ressorts de flexion reliant les deuxièmes voisins ont été omis pour simplifier le système. La longueur L des ressorts au repos est calculée selon le nombre de sommets par côté N et la longueur totale du côté du maillage W de la manière suivante :

$$L = \frac{W}{(N-1)} \text{ pour les ressorts structurels} \tag{3.2}$$

$$L = \sqrt{2} * \frac{W}{(N-1)} \text{ pour les ressorts de cisaillement} \tag{3.3}$$

À chaque mise à jour de la simulation, les forces résultantes sur chaque sommet sont calculées en prenant en compte les forces des ressorts ainsi qu'une force constante de gravité, orientée vers la rétine de l'œil. Afin d'augmenter la précision, quatre itérations sont faites par mise à jour de l'image. Les forces des ressorts sont calculées en soustrayant la distance entre le sommet et son voisin à la longueur de repos du ressort. Cette force est ensuite appliquée dans la direction du voisin, de manière à ce qu'une force positive attire le sommet au voisin et qu'une force négative le repousse. Un amortissement est ensuite appliqué aux forces de ressorts en soustrayant la vitesse actuelle du sommet multipliée par une constante d'amortissement. Pour calculer les nouvelles vitesses, la masse des sommets est considérée comme étant unitaire afin de simplifier les calculs. Ensuite, un test de collisions avec la rétine est fait en vérifiant si la distance entre le sommet et le centre de l'œil est plus grande que son rayon et dans le cas où il y a une collision, les composantes de la vitesse orientées vers l'extérieur de l'œil sont éliminées. Une fois chaque sommet mis à jour, une procédure d'ajustement des longueurs des ressorts est appliquée à chaque sommet. Cette procédure calcule le taux de déformation des ressorts structurels de chaque sommet et ajuste leur position lorsqu'un ressort dépasse un certain seuil de déformation. Cette procédure permet de mieux modéliser le comportement réel des tissus qui doivent avoir une limite à leur élasticité. Les collisions entre les sommets

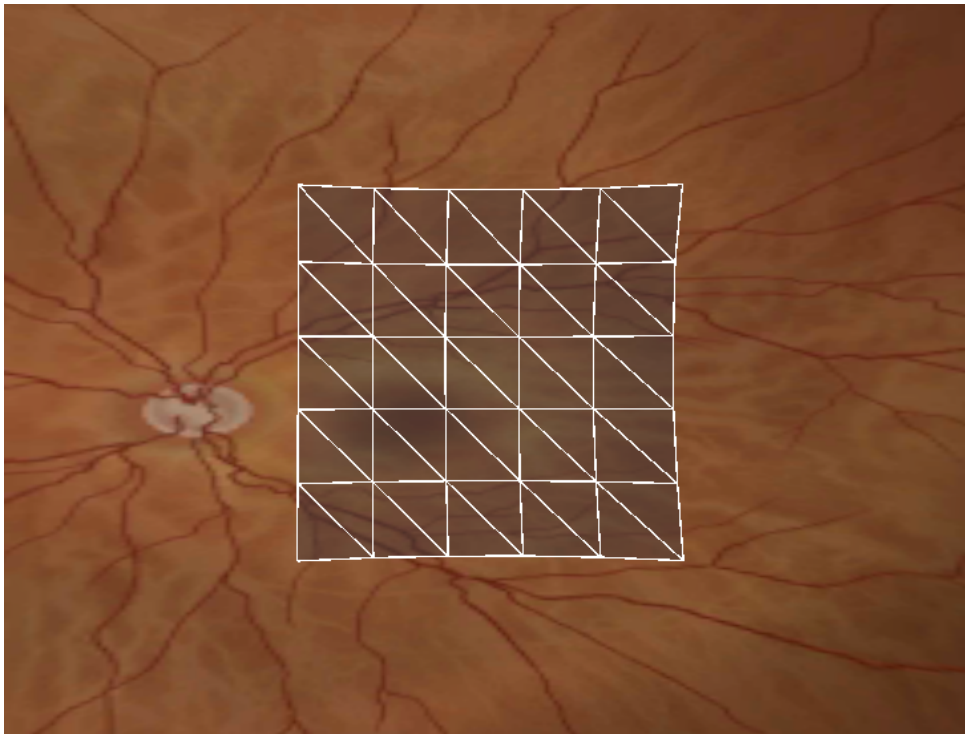


Figure 3.11 Maillage de la membrane pour l'affichage des triangles

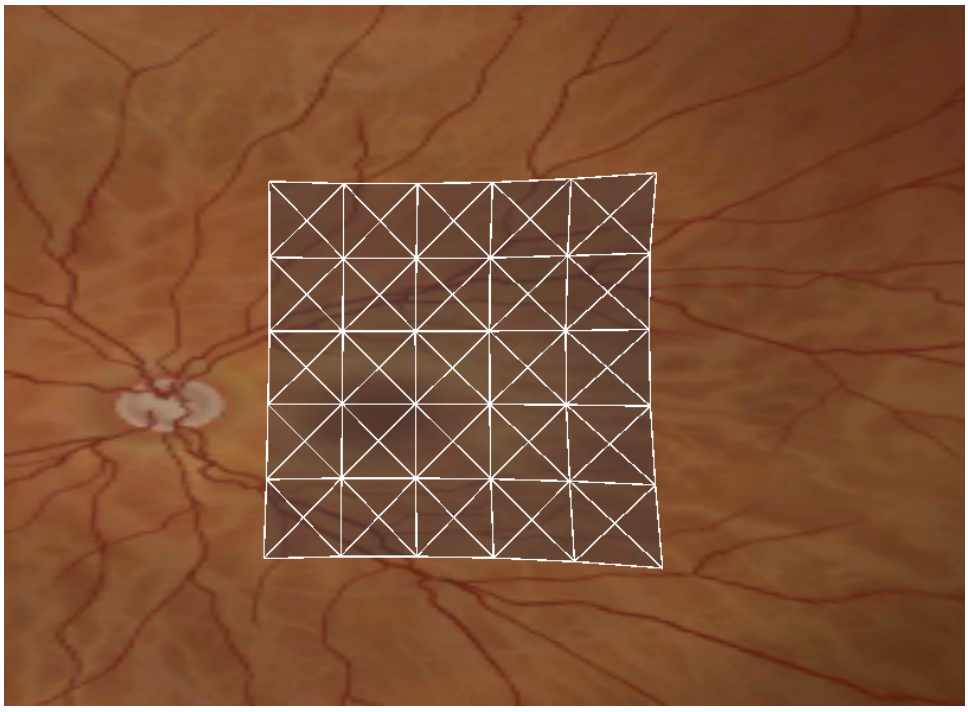


Figure 3.12 Ressorts reliant les sommets de la membrane

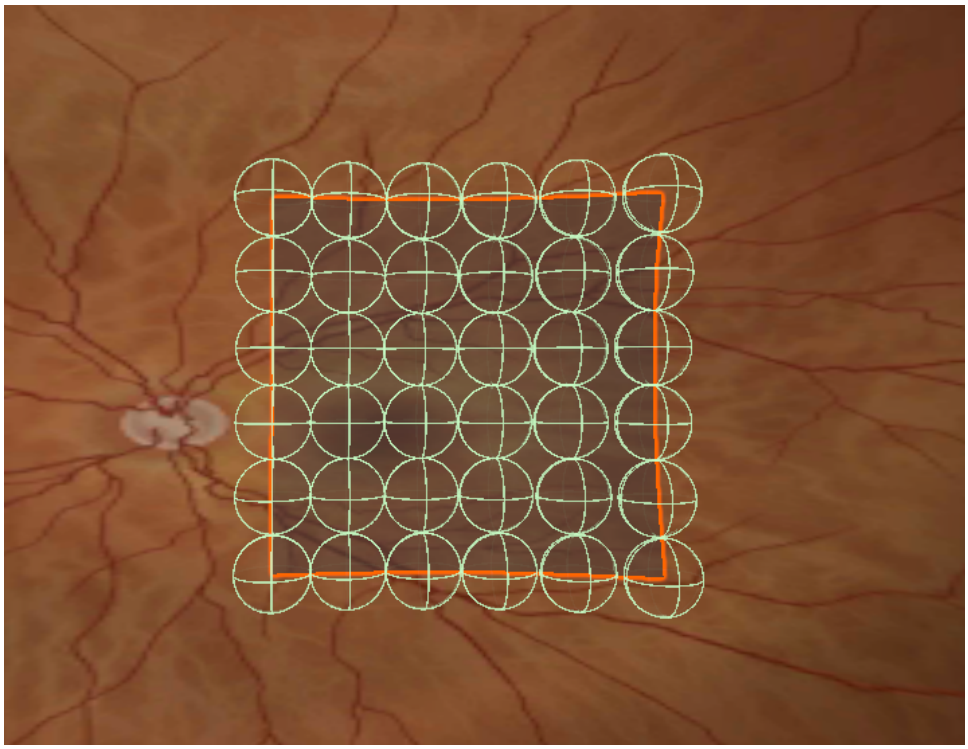


Figure 3.13 Sphères englobantes des sommets pour la détection de collision

de la membrane sont ignorées pour simplifier la simulation.

Afin d'ajouter au modèle la fonctionnalité de pelage, une liste de sommets considérés comme pelés, ou détachés du fond de l'œil, est enregistrée. Les sommets de la membrane sont initialement considérés comme attachés au fond de la rétine. Un sommet attaché au fond de la rétine ne peut pas être déplacé par aucune force. Lorsque les forces des ressorts sont calculées et sommées pour un sommet, si l'intensité des composantes de la force en direction de la normale du fond de l'œil, soit en direction du centre de l'œil, dépasse un certain seuil, le sommet est considéré détaché du fond de la rétine, est ajouté à la liste et peut désormais être déplacé par les forces des ressorts. Pour pouvoir interagir avec la membrane, une sphère englobante est créée pour chacun de ses sommets (voir figure 3.13). Ces sphères permettent de faire un test de collision avec la pointe de l'instrument de droite. Ainsi, lorsque la pointe de l'instrument est placée sur la membrane et que la gâchette sur le manche de la manette de droite est enfoncée, le sommet associé à la sphère est ajouté à la liste des sommets pelés et il est déplacé à la position de la pointe de l'instrument. Dans le cas où plusieurs sommets sont un par-dessus l'autre, ils sont tous sélectionnés. De cette manière, il est possible d'attraper un sommet de la membrane et, en déplaçant le sommet vers le centre de l'œil, de détacher les autres sommets du fond de l'œil. Afin d'ajouter un élément de complexité à l'exercice, il

est seulement possible d'attraper un sommet qui est soit un des sommets du contour de la membrane, ou qui possède au moins un voisin détaché de la rétine. Il est aussi seulement possible de détacher les voisins du sommet sélectionné. Cela fait en sorte qu'il faille attraper la membrane plusieurs fois pour compléter l'exercice. Ainsi, le nombre de fois que la membrane a été agrippée est enregistré pour mesurer les performances.

3.3 Étude

L'étude de la validité du simulateur a été entièrement réalisée au CHUM. Le projet a été approuvé par le comité d'éthique du CHUM (autorisation numéro 2023-10479(22.035)).

3.3.1 Participants

Un total de 10 participants ont été recrutés pour l'étude du simulateur. Ces participants sont séparés en 2 groupes : 5 novices sans expérience en chirurgie vitréo-rétinienne ainsi que 5 experts chirurgiens. Les novices incluent, entre autres, des étudiants en ophtalmologie ayant utilisé le système Eyesi ainsi que d'autres participants avec aucune expérience.

3.3.2 Expérience

L'expérience débute avec des explications sur le système et sur l'utilisation des manettes. Ensuite, le simulateur débute avec un œil vide afin d'effectuer la calibration et de se familiariser avec le mouvement des manettes. Les participants procèdent ensuite aux quatre exercices du simulateur. Chaque exercice est effectué trois fois de suite. La vue des participants tout au long de l'expérience est enregistrée et l'expérience totale dure environ 15 à 20 minutes, incluant les explications. Les données sont récoltées automatiquement par le logiciel dans le fichier de résultats.

3.3.3 Questionnaire

Afin de mesurer l'expérience utilisateur, un questionnaire a été utilisé (voir Annexe A). Le questionnaire est basé sur celui de Tcha-tokey et al. [16]. Pour chaque composant de l'UX, un nombre réduit de questions a été choisi : 3 pour la présence, 2 pour l'engagement, 2 pour l'immersion, 2 pour le contrôle, 2 pour l'émotion, 2 pour la compétence, 3 pour le jugement, 2 pour la conséquence de l'expérience et 3 pour l'adoption de la technologie. L'échelle de Likert à 10 points a été conservée pour ces questions. En plus de ces 21 questions, 2 questions portant sur l'expérience antérieure avec la réalité virtuelle et les simulateurs médicaux ainsi



Figure 3.14 Participant à l'expérience durant un exercice

que 3 questions ouvertes pour les commentaires sur le simulateur ont été incluses, pour un total de 26 questions. Les questions 13, 19 et 20 et 23 étant posées à la négative, la réponse a été soustraite à 11 pour obtenir son complément afin de simplifier l'analyse. Par exemple, une réponse de 2 à la question 13 correspond à une réponse positive pour le composant de l'émotion, alors une valeur de 9 est utilisée pour l'analyse.

CHAPITRE 4 RÉSULTATS

4.1 Performances

4.1.1 Données

Pour tous les modules, le temps de complétion, en secondes, et le nombre de dommages à la rétine (nombre de fois que le participant a touché à la rétine avec un instrument) sont mesurés. Pour les modules de navigation et de rasage périphérique, le nombre de sorties des billes est mesuré. Le module de rasage périphérique mesure aussi les distances moyennes et maximales au centre du chemin à suivre. Ces distances sont exprimées en millimètres. Le module de pelage de membrane mesure le nombre de fois que la membrane a été agrippée pour la peler au complet. Finalement, pour le module de laser, la position et la taille de chaque point pour traiter les déchirures sont enregistrées pour faire une analyse visuelle. Le nombre de points utilisés (ou nombre de coups de laser) est aussi comptabilisé pour l'analyse.

Les statistiques descriptives (moyenne, minimum, maximum et médiane) des deux groupes ont été calculées pour chacune des mesures. Dans les données du module de navigation (tableaux 4.1 et 4.2), on peut voir que la moyenne des experts est plus basse que celle des novices pour toutes les mesures. L'écart-type des mesures des novices semble plus élevé que celui des experts. Pour le temps de complétion, cela semble être causé par le fait que deux des participants novices (participants 1 et 3) ont eu des temps beaucoup plus élevés que le reste des participants, influençant grandement la moyenne. En effet, on peut voir que ces deux participants ont obtenu des résultats allant de 76.73 à 175.74 secondes, alors que la plus grande valeur parmi les autres novices est de seulement 55.33. Pour les mesures du temps de complétion, on peut voir que la moyenne et la médiane du groupe des novices sont assez différentes. Cela signifie que la distribution des résultats est asymétrique. Il en va de même pour les dommages à la rétine et les sorties des billes. Pour les dommages à la rétine, l'asymétrie peut être causée par le fait que les valeurs sont près de 0, mais ne peuvent pas aller sous 0. Il est possible de voir cette asymétrie dans l'histogramme des dommages à la rétine des novices (voir figure 4.1), qui représente la fréquence de chaque valeur obtenue par les participants.

Le module de rasage périphérique (tableaux 4.3 et 4.4) semble avoir des écarts-types plus près entre les experts et les novices, sauf pour la distance maximale. Trois des experts ont eu une distance maximale beaucoup plus élevée que le reste (92, 86.2 et 180), causant une grande variance, parce qu'ils ont réajusté leur position durant l'exercice, ce qui n'est pas pris

Tableau 4.1 Mesures du module de navigation

Participants	Temps de complétion (s)			Dommages à la rétine (n)			Sorties des billes (n)		
Novices	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	175.74	95.42	76.44	8	6	1	109	11	18
2	54.53	43.51	39.09	0	0	1	11	7	7
3	106.01	148.33	76.73	0	0	0	42	38	15
4	42.35	43.16	33.65	0	0	1	11	21	11
5	55.33	46.85	50.65	2	1	5	8	7	5
Experts	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	41.87	37.44	42.25	0	0	0	8	9	12
2	72.15	40.36	43.59	0	1	0	17	2	7
3	61.85	58.25	75.69	0	1	0	10	17	31
4	38.45	39.71	45.17	0	0	0	2	6	5
5	47.26	36.98	43.00	0	0	0	8	3	12

Tableau 4.2 Statistiques des mesures du module de navigation

Statistique	Temps de complétion (s)		Dommages à la rétine (n)		Sorties des billes (n)	
	Experts	Novices	Experts	Novices	Experts	Novices
Moyenne	48.27	72.52	0.13	1.67	9.93	21.4
Médiane	43.00	54.53	0	1	8	11
Minimum	36.98	33.65	0	0	2	5
Maximum	75.69	175.74	1	8	31	109
Écart-type	12.59	42.32	0.35	2.55	7.48	26.63

Tableau 4.3 Mesures du module de rasage périphérique

Participants	Temps de complétion (s)			Dommages à la rétine (n)			Sorties de la billes (n)			Distance moyenne (mm)			Distance maximale (mm)		
Novices	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	71.75	49.19	34.71	9	9	3	199	197	168	18.2	16.9	15.5	54.9	46.6	29.6
2	36.88	26.27	25.19	0	0	1	336	191	179	15.0	14.7	14.6	19.9	22.6	21.8
3	77.27	40.60	–	0	0	–	196	141	–	18.3	16.7	–	60.6	75.5	–
4	69.05	46.71	32.11	0	0	0	211	143	113	16.3	15.9	15.8	28.0	27.5	52.9
5	50.47	41.86	36.00	4	13	0	261	206	161	16.5	15.9	15.6	30.9	25.2	30.6
Experts	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	39.75	27.33	24.22	0	1	1	185	148	130	14.9	13.9	13.7	24.1	29.8	18.3
2	40.78	34.36	25.35	0	6	0	113	115	110	15.6	15.3	13.9	30.7	32.1	22.0
3	79.54	49.50	43.51	1	0	0	215	237	225	19.0	15.0	15.1	92.0	21.8	21.9
4	41.45	37.83	28.09	1	0	0	232	274	187	18.1	15.4	14.6	86.8	36.9	18.2
5	59.30	35.63	36.06	0	0	0	158	150	230	20.6	15.1	15.3	180	23.2	23.8

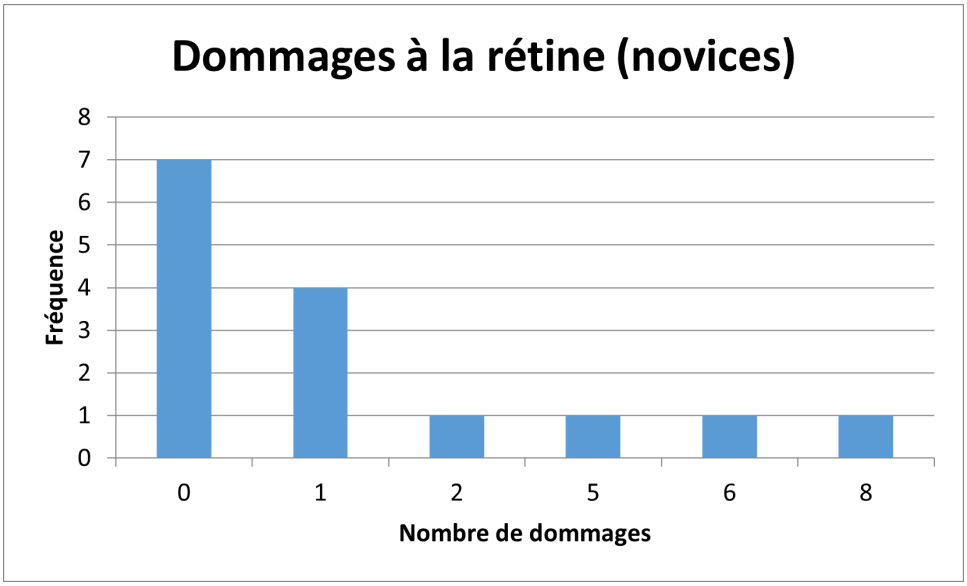


Figure 4.1 Histogramme des dommages à la rétine des novices, dans le module de navigation

Tableau 4.4 Statistiques des mesures du module de rasage périphérique

Statistique	Temps de complétion (s)		Dommages à la rétine (n)		Sorties de la billes (n)		Distance moyenne (mm)		Distance maximale (mm)	
	Experts	Novices	Experts	Novices	Experts	Novices	Experts	Novices	Experts	Novices
Moyenne	40.18	45.58	0.67	2.79	180.6	193.0	15.70	16.14	44.10	37.61
Médiane	37.83	41.23	0	0	185	193.5	15.1	15.9	24.1	30.1
Minimum	24.22	25.19	0	0	110	113	13.7	14.6	18.2	19.9
Maximum	79.54	77.27	6	13	274	336	20.6	18.3	180	75.5
Écart-type	14.34	16.58	1.54	4.37	52.87	54.83	1.98	1.13	44.10	17.26

en compte par le calcul des distances. La moyenne des experts pour cette mesure est donc plus élevée que celle des novices. Pour les autres mesures, les experts ont eu des résultats plus bas que ceux des novices, sauf pour les sorties des billes, qui sont très près l'un de l'autre. Un problème technique a fait en sorte qu'un des participants novices n'a pas eu de résultats pour la troisième répétition du module de rasage périphérique. Encore une fois, on peut observer l'asymétrie dans les résultats des dommages à la rétine. La distance maximale semble aussi être asymétrique.

Pour le module de pelage de membrane (tableaux 4.5 et 4.6), un problème avec la simulation physique de la membrane a causé l'absence de résultats pour la troisième répétition d'un des experts. Malgré ce petit problème, on peut observer que le temps de complétion des experts semble plus élevé que celui des novices, contrairement aux valeurs de temps des autres modules. On peut aussi voir que le nombre de dommages à la rétine des novices semble plus élevé que ceux des experts. Il semblerait donc que les experts ont pris davantage leur temps afin de ne pas toucher à la rétine lors de cet exercice. Il ne semble pas y avoir de différence entre les deux groupes pour les prises de la membrane, indiquant que cette mesure m'est possiblement pas représentative de l'expérience des participants.

Finalement, pour le module de laser (tableaux 4.7 et 4.8), on observe que le temps de complétion et le nombre de dommages à la rétine des experts sont plus bas que ceux des novices. Pour le nombre de coups de laser, on n'observe pas de différence entre les deux groupes. Cette mesure n'est donc probablement pas une bonne mesure de performance.

4.1.2 Analyse statistique

Afin de répondre à la question de recherche, les performances des deux groupes sont comparées pour chaque mesure. Puisque les tests statistiques demandent des observations indépendantes pour les deux groupes, et que les répétitions des participants ne sont pas nécessairement indépendantes (la familiarisation avec l'environnement ainsi qu'avec les tâches à accomplir a un impact sur les résultats), la moyenne des répétitions de chaque participant est utilisée pour l'analyse. Ces moyennes, ainsi que la nouvelle médiane de chaque groupe, se retrouvent dans les tableaux 4.9, 4.10, 4.11 et 4.12.

L'utilisation des moyennes comme variable a aussi l'effet de transformer les données discrètes des dommages à la rétine, des sorties des billes, des prises de la membrane et du nombre de coups de laser en données continues. Comme la taille des échantillons est basse ($n = 5$) et qu'on ne peut pas affirmer que tous les échantillons sont distribués comme une loi normale, un test non paramétrique, le test U de Mann-Whitney, a été utilisé pour comparer les performances. Ce test compare les médianes des échantillons, et ne nécessite pas que les

Tableau 4.5 Mesures du module de pelage de membrane

Participants	Temps de complétion (s)			Dommages à la rétine (n)			Prises de la membrane (n)		
Novices	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	56.64	106.08	36.31	7	20	10	7	9	9
2	61.59	41.60	36.10	10	2	0	9	12	10
3	50.25	40.75	38.80	0	0	0	6	9	8
4	49.21	25.02	22.29	2	0	1	8	7	9
5	57.33	43.17	41.25	11	3	5	6	8	7
Experts	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	43.23	40.28	–	0	2	–	5	7	–
2	108.22	87.93	58.46	4	0	0	10	11	10
3	106.00	49.48	63.30	1	0	0	8	7	9
4	71.92	38.41	47.88	0	0	0	8	6	8
5	132.33	30.88	24.64	1	0	0	14	9	8

Tableau 4.6 Statistiques des mesures du module de pelage de membrane

Statistique	Temps de complétion (s)		Dommages à la rétine (n)		Prises de la membrane (n)	
	Experts	Novices	Experts	Novices	Experts	Novices
Moyenne	64.50	47.09	0.57	4.73	8.57	8.27
Médiane	53.97	41.60	0	2	8	8
Minimum	24.64	22.29	0	0	5	6
Maximum	132.33	106.08	4	20	14	12
Écart-type	32.60	19.69	1.16	5.84	2.24	1.58

Tableau 4.7 Mesures du module de laser

Participants	Temps de complétion (s)			Dommages à la rétine (n)			Coups de laser (n)		
Novices	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	90.73	97.84	85.50	1	0	0	151	198	163
2	125.57	102.76	69.75	0	1	0	144	169	126
3	141.32	96.29	88.47	0	1	0	145	121	113
4	115.34	121.58	75.04	6	0	0	181	154	126
5	151.16	255.54	106.50	0	5	1	194	227	156
Experts	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	137.59	103.03	100.72	2	0	0	208	232	206
2	71.80	55.57	47.00	0	0	0	126	120	98
3	162.49	85.66	104.56	0	0	2	161	157	182
4	118.16	76.36	57.62	0	0	0	153	130	105
5	98.40	81.09	76.50	0	0	0	124	161	138

Tableau 4.8 Statistiques des mesures du module de laser

Statistique	Temps de complétion (s)		Dommages à la rétine (n)		Coups de laser (n)	
	Experts	Novices	Experts	Novices	Experts	Novices
Moyenne	91.77	114.89	0.27	1.00	153.4	157.8
Médiane	85.66	102.76	0	0	153	154
Minimum	47.00	69.75	0	0	98	113
Maximum	162.49	255.54	2	6	232	227
Écart-type	31.30	45.18	0.70	1.89	39.46	31.83

Tableau 4.9 Moyennes et médianes des mesures du module de navigation

Participants Novices	Temps de complétion (s)	Dommages à la rétine (n)	Sorties des billes (n)
1	115.87	5.00	46.00
2	45.71	0.33	8.33
3	110.36	0.00	31.67
4	39.72	0.33	14.33
5	50.94	2.67	6.67
Médiane	50.94	0.33	14.33
Experts			
1	40.52	0.00	9.67
2	52.03	0.33	8.67
3	65.26	0.33	19.33
4	41.11	0.00	4.33
5	42.41	0.00	7.67
Médiane	42.41	0.00	8.67

Tableau 4.10 Moyennes et médianes des mesures du module de rasage périphérique

Participants Novices	Temps de complétion (s)	Dommages à la rétine (n)	Sorties des billes (n)	Distance moyenne (mm)	Distance maximale (mm)
1	51.88	7.00	188.00	16.87	43.7
2	29.45	0.33	235.33	14.77	21.43
3	58.94	0.00	168.50	17.50	68.05
4	49.29	0.00	155.67	16.00	36.13
5	42.78	5.67	209.33	16.00	28.90
Médiane	49.29	0.33	188.00	16.00	36.13
Experts					
1	30.43	0.67	154.33	14.17	24.07
2	33.50	2.00	112.67	14.93	28.27
3	57.52	0.33	225.67	16.37	45.23
4	35.79	0.33	231.00	16.03	47.30
5	43.66	0.00	179.33	17.00	75.67
Médiane	35.79	0.33	179.33	16.03	45.23

Tableau 4.11 Moyennes et médianes des mesures du module de pelage de membrane

Participants Novices	Temps de complétion (s)	Dommages à la rétine (n)	Prises de la membrane (n)
1	66.34	12.33	8.33
2	46.43	4.00	10.33
3	43.27	0.00	7.67
4	32.17	1.00	8.00
5	47.25	6.33	7.00
Médiane	46.43	0.33	8.00
Experts			
1	41.76	1.00	6.00
2	84.87	1.33	10.33
3	72.93	0.33	8.00
4	52.74	0.00	7.33
5	62.62	0.33	10.33
Médiane	62.62	0.00	8.00

Tableau 4.12 Moyennes et médianes des mesures du module de laser

Participants Novices	Temps de complétion (s)	Dommages à la rétine (n)	Coups de laser (n)
1	91.36	0.33	170.67
2	99.36	0.33	146.00
3	108.69	0.33	126.33
4	103.99	2.00	153.67
5	171.07	2.00	192.33
Médiane	103.99	0.33	153.67
Experts			
1	113.78	0.67	215.33
2	58.12	0.00	114.67
3	117.57	0.67	166.67
4	84.04	0.00	129.33
5	85.33	0.00	141.00
Médiane	85.33	0.00	141.00

échantillons suivent la loi normale. Ainsi, pour ce test, l'hypothèse nulle H_0 que la médiane des mesures des experts est la même que celle des novices est utilisée, avec l'hypothèse alternative H_1 que la médiane des experts est significativement plus petite que celle des novices. Pour le test comparant les médianes du temps de complétion du module de pelage de membrane, l'hypothèse alternative H_1 que la médiane des experts est significativement plus grande que celle des novices est utilisée. Puisque la direction de la relation entre les novices et les experts est indiquée, un test unilatéral est effectué, avec un niveau de confiance $\alpha = 0.05$. Les résultats des tests se retrouvent dans le tableau 4.13.

On peut donc observer que, pour tous les modules, on ne peut pas rejeter l'hypothèse nulle pour aucune des mesures. Il n'est donc pas possible d'affirmer que les experts ont eu une meilleure performance que les novices. Pour le temps de complétion, seulement le temps du pelage de membrane démontre une différence qui pourrait être acceptée avec un niveau de confiance plus élevé (par exemple avec $\alpha = 0.1$). Comme c'était aussi le seul test avec l'hypothèse que le temps des experts était plus grand que celui des novices, cela semble indiquer que le temps de complétion des exercices dans le simulateur n'est pas un bon indicateur en soi de l'expérience du participant dans la chirurgie. On ne pourrait donc pas distinguer un expert d'un novice en regardant seulement le temps pris pour compléter les exercices. La mesure de dommages à la rétine, par contre, semble être un meilleur indicateur. En effet, pour trois des modules (navigation, pelage et laser), on observe une valeur p près du seuil de confiance. Pour les autres mesures, il n'y a pas suffisamment de différence entre les deux groupes pour

Tableau 4.13 Tests U de Mann-Whitney des moyennes par participant ($\alpha = 0.05, n = 5$)

Module	Mesure	U	p	significatif ?
Navigation	Temps de complétion	9	0.23	non
	Dommages à la rétine	5.5	0.059	non
	Sorties des billes	8	0.17	non
Rasage périphérique	Temps de complétion	9	0.23	non
	Dommages à la rétine	12	0.46	non
	Sorties des billes	10	0.30	non
	Distance moyenne	11	0.38	non
	Distance maximale	10	0.30	non
Pelage de membrane	Temps de complétion	6	0.087	non
	Dommages à la rétine	6	0.085	non
	Prises de la membrane	12.5	0.50	non
Laser	Temps de complétion	8	0.17	non
	Dommages à la rétine	6	0.08	non
	Coups de laser	10	0.30	non

pouvoir utiliser les mesures pour distinguer les deux groupes. La mesure du nombre de prises de membrane semble être la pire mesure, avec la valeur de p la plus grande (0.5). Il n'est donc pas possible de confirmer l'hypothèse de recherche sur la validité du simulateur au niveau des performances des participants avec l'analyse statistique. Par contre, avec davantage de participants, il serait probablement possible de voir une différence plus significative entre les mesures des experts et des novices. En effet, comme la taille des échantillons était petite, la puissance des tests statistiques était petite. Par exemple, pour le test comparant les dommages à la rétine du module de navigation, la puissance du test est estimée à 0.18. Cette valeur étant la probabilité de correctement rejeter l'hypothèse nulle du test, on peut voir qu'il y a une importante probabilité que le résultat du test est un faux négatif. Afin d'obtenir le même résultat (même taille d'effet) pour ce test, mais avec une puissance de 0.8 (valeur couramment utilisée), il faudrait des échantillons d'au moins 52 individus. Ce nombre de participants serait par contre difficile à obtenir pour une étude de ce genre, puisque le nombre d'experts en chirurgie vitréo-rétinienne disponibles et intéressés à participer à un projet de recherche est assez limité. Par contre, il est clair qu'avoir davantage de participants aurait un impact sur les résultats des tests. Par exemple, il est possible qu'un plus grand nombre de participants augmente la taille d'effet des tests, augmentant la puissance statistique en même temps.

4.1.3 Laser

Afin de comparer les experts et les novices pour le module de traitement au laser, la position et la taille de chaque point de laser ont été enregistrées, avec la position et la taille des cinq zones à traiter autour des déchirures. Ces informations ont ensuite été utilisées pour recréer la distribution des points de chaque déchirure de chaque participant. Pour ce faire, chaque point de laser est attribué à la déchirure la plus près. Ensuite, l'intersection de la droite passant par le centre de l'œil et le point de laser avec le plan tangent à l'œil au centre de la zone à traiter est calculée. L'équation de l'intersection est la suivante :

$$\vec{p_2} = \vec{p} + \frac{(\vec{t} - \vec{p}) \cdot \vec{n}}{\vec{d} \cdot \vec{n}} \vec{d} \tag{4.1}$$

où $\vec{p}$ est la position du point de laser sur la surface de l'œil, $\vec{t}$ est le point du centre de la zone à traiter (point où le plan tangent touche à la surface de l'œil), $\vec{n}$ est la normale du plan, orientée vers le centre de la sphère, et $\vec{d}$ est le vecteur unitaire de direction de la droite, défini par $\vec{d} = \dfrac{\vec{p} - \vec{c}}{||\vec{p} - \vec{c}||}$, avec $\vec{c}$ étant le centre de l'œil. Une fois l'intersection trouvée dans l'espace tridimensionnel, il faut transformer les coordonnées en coordonnées en 2 dimensions afin d'afficher les points sur une image. Pour ce faire, il faut trouver deux vecteurs unitaires coplanaires et orthogonaux sur le plan tangent et calculer le produit scalaire du point d'intersection sur ces deux vecteurs :

$$\begin{aligned} \vec{u_0} &= \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \\ \vec{u} &= \frac{\vec{n} \times \vec{u_0}}{||\vec{n} \times \vec{u_0}||} \\ \vec{v} &= \frac{\vec{n} \times \vec{u}}{||\vec{n} \times \vec{u}||} \\ u &= \vec{u} \cdot (\vec{p_2} - \vec{t}) \\ v &= \vec{v} \cdot (\vec{p_2} - \vec{t}) \end{aligned} \tag{4.2}$$

La soustraction de $\vec{t}$ à $\vec{p_2}$ permet de placer le zéro du système de coordonnées au centre de la zone à traiter. Il suffit ensuite d'afficher tous les points associés à chaque déchirure sur une image en 2 dimensions. Un cercle peut aussi être ajouté à l'image pour voir la délimitation de la zone à traiter, comme illustré à la figure 4.2.

Afin d'obtenir une intuition sur comment analyser les images et pour obtenir une base avec laquelle comparer les critères de performance, les images ont été compilées par participant et envoyées à un expert en chirurgie vitréo-rétinienne n'ayant pas participé à l'étude pour

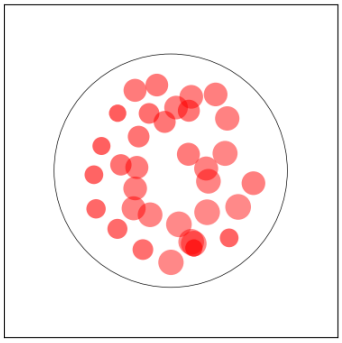


Figure 4.2 Image montrant la distribution des points de laser, avec leur taille et transparence, ainsi qu'un cercle délimitant la zone à traiter

évaluer chaque participant individuellement. Chaque participant a été attribué un score de 0 à 10, basé sur l'impression du chirurgien en observant les images. Le groupe du participant (expert ou novice), n'était pas mentionné au chirurgien évaluant l'image. L'évaluation permet d'obtenir les critères utilisés par le chirurgien pour différencier un expert d'un novice pour le traitement au laser. Il est aussi possible de comparer les critères obtenus à l'évaluation de l'expert. Par exemple, on peut voir dans la figure 4.3 que la note de 9/10 a été attribuée à ce participant, basée sur les critères suivants :

— Taille similaire entre les points
— Ne dépasse pas la zone à traiter
— Entoure bien la déchirure

De plus, on peut aussi voir dans la figure 4.4 que ce participant a obtenu un moins bon score (5/10) parce que la distribution des points formait davantage un ovale qu'un cercle. Les scores attribués à chaque participant sont notés dans le tableau 4.14. On peut observer que les novices ont eu, en général, de meilleurs scores, puisque non seulement leur médiane est plus haute, mais ils ont aussi la valeur maximale. Deux des experts ont eu les pires valeurs. Pour ces deux participants, experts 1 et 5, il y a possiblement eu un problème de compréhension de l'exercice. En effet, en observant les distributions des points, ces experts ont mis leurs points sur le cercle délimitant la zone à traiter, plutôt qu'à l'intérieur, comme on peut le voir à la figure 4.5. Une telle distribution de points a probablement résulté en un score plus bas puisque presque tous les points dépassent de la zone, malgré le fait qu'ils semblent assez bien répartis autour de la déchirure de manière assez circulaire.

Avec ces critères, il semble possible d'évaluer la performance d'un participant avec la forme de la position des points. Pour ce faire, il serait possible d'ajuster une ellipse aux positions

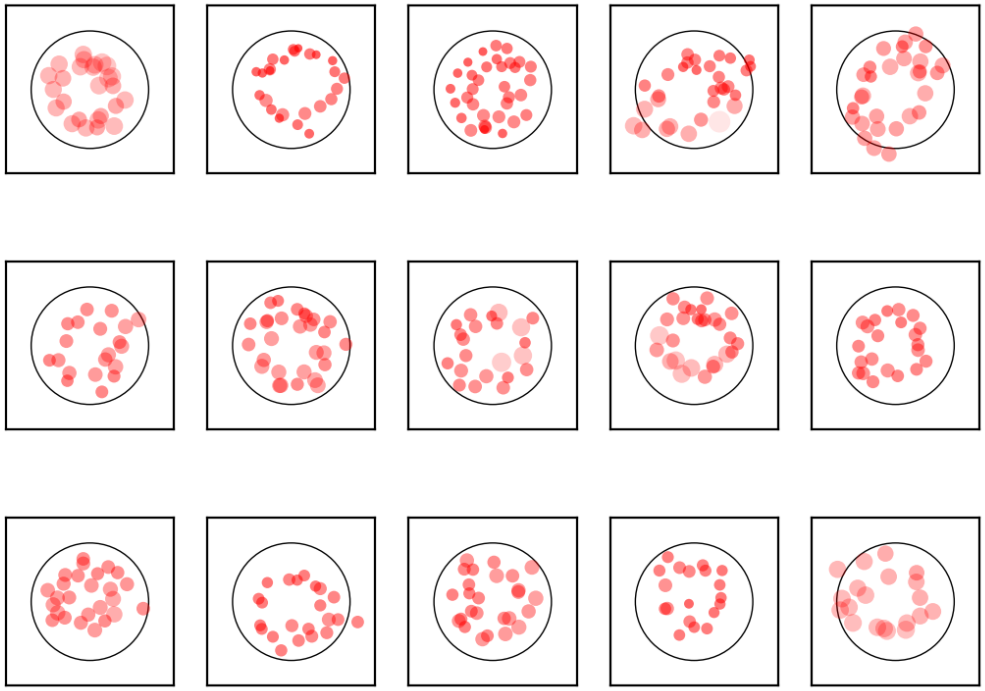


Figure 4.3 Composition des images des 15 traitements de laser effectués dans le simulateur pour un participant, évalué par la suite par un chirurgien expert en chirurgie vitréo-rétinienne. Les lignes correspondent aux 3 essais, et les 5 colonnes aux 5 déchirures traitées par essai.

Tableau 4.14 Scores des participants au module de laser selon un expert (de 0 à 10)

Participants	Novices	Experts
1	7	3
2	8	7
3	9	5
4	5	8
5	5	4
Médiane	7	5

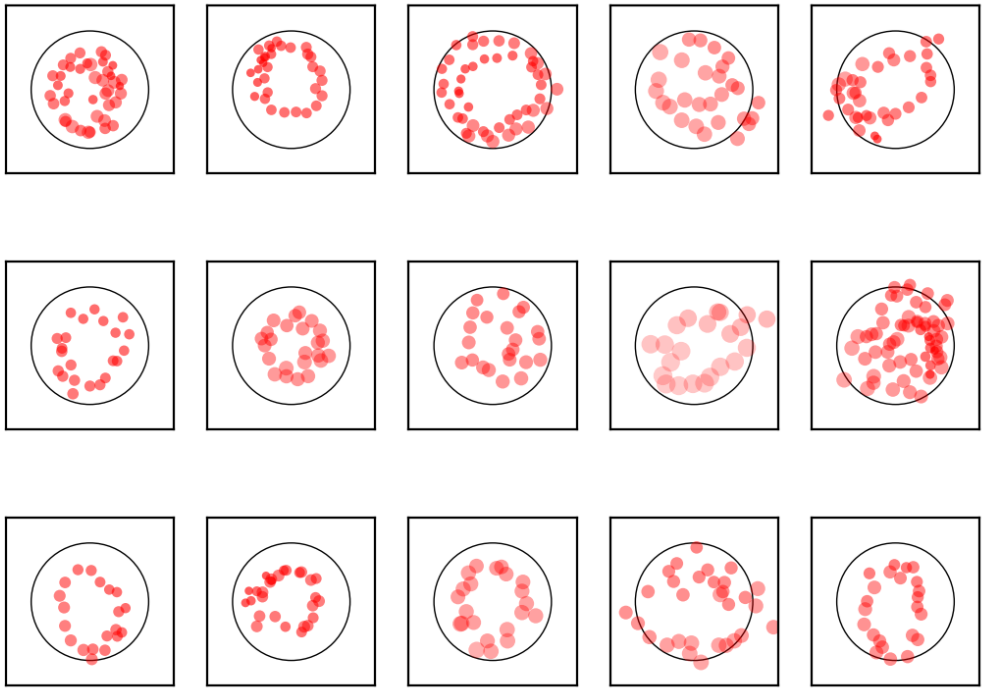


Figure 4.4 Évaluation des traitements au laser d'un autre participant, avec un moins bon score

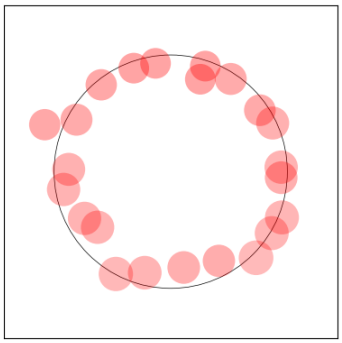


Figure 4.5 Distribution des points d'une des déchirures de l'expert 5, montrant les points sur le cercle délimitant la zone à traiter

des points, et de comparer les paramètres de l'ellipse. En effet, avec une ellipse centrée au point C, avec les paramètres a et b correspondant aux longueurs des axes de l'ellipse, on peut utiliser le centre C pour évaluer si les points sont bien centrés autour de la déchirure (si le centre de l'ellipse est loin du centre de la déchirure, les points ne sont pas centrés) et l'excentricité (mesure de l'allongement d'une ellipse) de l'ellipse afin d'évaluer si les points sont distribués de manière circulaire. Pour mesurer le centre, on peut utiliser la distance du centre de l'ellipse au centre de la déchirure. Comme le centre de la déchirure dans l'image est aux coordonnées $(0, 0)$, la distance, en millimètres, est définie de la manière suivante : $d = \sqrt{C_x^2 + C_y^2}$, où C_x et C_y sont les coordonnées du centre de l'ellipse. L'excentricité de l'ellipse est définie par $e = \sqrt{1 - \left(\frac{b}{a}\right)^2}$, avec $a > b$, a et b étant les longueurs des axes de l'ellipse et est égale à 0 lorsque l'ellipse est un cercle parfait. Pour ajuster l'ellipse aux points de laser, la méthode de Halir et Flusser [34] a été utilisée. L'ellipse résultante peut ensuite être affichée sur l'image des points de laser. Par exemple, dans la figue 4.6, on peut voir que l'ellipse est assez loin d'un cercle, avec une excentricité $e = 0.83$, et qu'elle n'est pas bien centrée sur la déchirure. Dans la figure 4.7, l'ellipse est plus près d'un cercle, avec $e = 0.32$, mais son centre est aussi loin de la déchirure. Comme l'ajustement prend en compte tous les points pour calculer l'ellipse et que les points hors des zones à traiter sont attribués à la zone la plus près, si un point se retrouve très loin de la zone à traiter, les paramètres de l'ellipse seront grandement impactés. Par exemple, dans la figure 4.8, on peut voir qu'il y a deux points très loin du centre de la zone qui ont un impact marqué sur la forme de l'ellipse. Il serait possible d'éliminer ces points et de refaire les calculs, mais puisque les points situés à l'extérieur de la zone sont considérés comme des erreurs importantes pour ce type de chirurgie, il y a un intérêt à garder ces points dans le calcul. De plus, on peut calculer la moyenne des paramètres des 3 essais de chaque participant par déchirure afin de réduire la variabilité introduite par ces points. Les moyennes des paramètres des ellipses sont montrées dans le tableau 4.15.

Avec ces données, il est intéressant de comparer les valeurs des experts et des novices. Selon l'hypothèse que les experts distribuent leurs points de manière circulaire et bien centrée sur la déchirure, on peut étudier l'hypothèse que l'excentricité des ellipses des experts est plus petite que celle des novices. Il en va de même pour la distance au centre. Il serait aussi intéressant de comparer les paramètres entre les déchirures, pour voir si certaines déchirures étaient plus difficiles à bien entourer que d'autres. Ainsi, comme on veut étudier deux facteurs (les groupes d'experts et de novices et les déchirures), ayant potentiellement une interaction entre eux, et que les échantillons pour chaque combinaison sont petits ($n = 5$), un test de Scheirer–Ray–Hare est approprié, étant une version non paramétrique du test d'analyse des

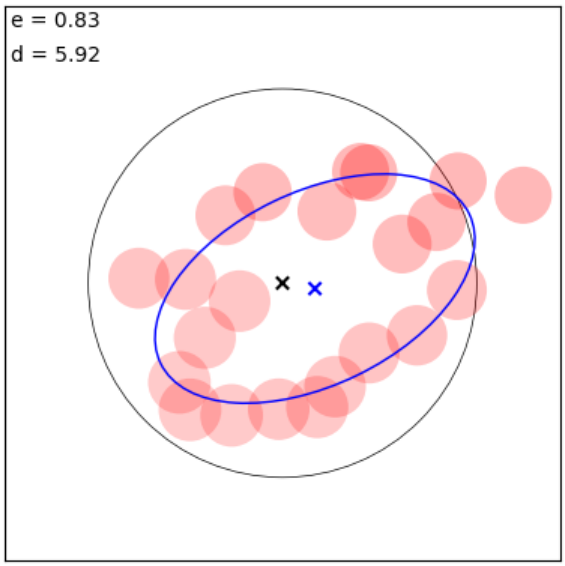


Figure 4.6 Ellipse ajustée aux points de laser d'un participant, résultant en une ellipse loin d'un cercle

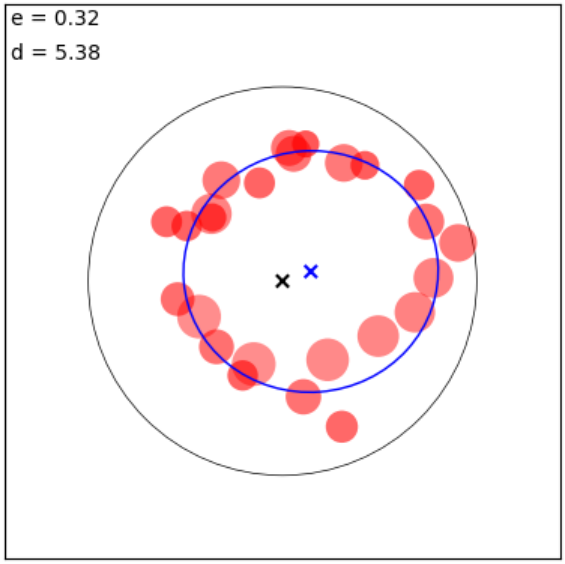


Figure 4.7 Ellipse ajustée aux points de laser d'un participant, résultant en une ellipse près d'un cercle

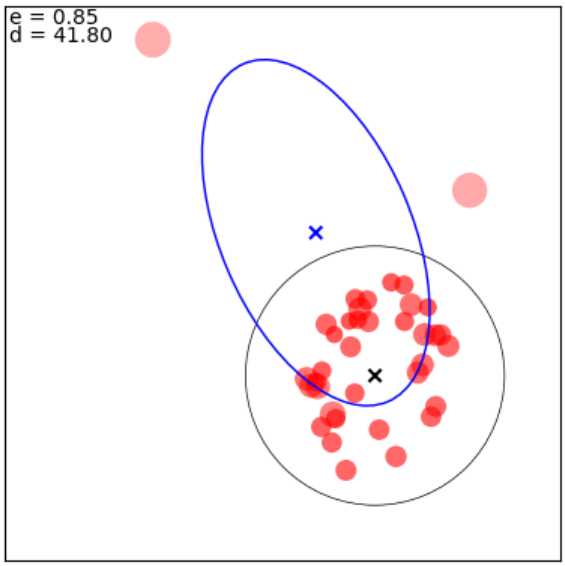


Figure 4.8 Ellipse ajustée aux points de laser d'un participant, avec des points loin du centre

Tableau 4.15 Moyennes de l'excentricité e et de la distance d au centre des ellipses ajustées sur les points de laser par déchirure

Participants	e					d (mm)				
Novices	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
1	0.47	0.65	0.45	0.75	0.61	2.24	4.54	2.64	2.63	3.57
2	0.34	0.41	0.43	0.58	0.42	3.30	2.89	3.59	5.21	4.44
3	0.64	0.51	0.45	0.72	0.63	2.78	4.42	1.86	5.48	4.53
4	0.63	0.43	0.42	0.83	0.81	3.56	3.60	3.59	5.90	5.14
5	0.46	0.46	0.59	0.73	0.61	4.23	4.86	1.58	9.96	2.70
Experts										
1	0.59	0.49	0.41	0.59	0.53	4.67	2.50	4.83	6.75	5.82
2	0.37	0.51	0.37	0.55	0.64	1.76	4.30	4.86	1.76	4.85
3	0.52	0.46	0.65	0.65	0.68	3.60	4.21	2.77	6.19	17.24
4	0.59	0.50	0.56	0.69	0.63	1.69	2.57	1.43	1.83	3.97
5	0.48	0.45	0.39	0.67	0.55	4.01	2.09	1.82	3.64	6.18

variances (ANOVA) à deux facteurs. Les résultats des tests, avec un niveau de confiance $\alpha = 0.05$, sont dans le tableau 4.16. On peut voir que pour les deux paramètres des ellipses, il n'est pas possible de dire qu'il y a une différence entre les valeurs des experts et des novices. De même, il n'est pas possible de dire qu'il y a une interaction entre les effets des groupes et des déchirures. Par contre, il y a une différence ($p = 0.00022$, $p = 0.018$) pour les deux paramètres des déchirures à traiter. En effet, en plaçant les moyennes de chaque déchirure dans un tableau (voir tableau 4.17), on peut voir que les déchirures 4 et 5 semblent avoir des valeurs plus élevées que les autres. Pour vérifier ces différences, il est possible de faire des tests de Mann-Whitney entre ces déchirures et les autres. On peut donc construire une matrice des résultats de ces tests afin de vérifier que les déchirures 4 et 5 donnent bien des valeurs plus élevées pour les paramètres des ellipses. Dans le tableau 4.18, on peut voir que, pour l'excentricité, toutes les valeurs de p entre les colonnes 4, 5 et 1 à 3 sont sous le seuil de confiance $\alpha = 0.05$. Il est donc possible d'affirmer que les déchirures 4 et 5 produisent des ellipses avec une plus grande excentricité que les déchirures 1 à 3, et ce, pour les novices et les experts. Il n'y a pas de différence entre les valeurs des déchirures 4 et 5. Il en est de même pour les distances au centre, sauf pour la paire des déchirures 4 et 2. La déchirure 4 était positionnée dans le bas de l'œil, alors que la déchirure 5 était la seule dans la moitié droite de l'œil. Les différences entre les valeurs de ces deux déchirures et celles des trois autres peuvent donc être expliquées par la difficulté d'accéder aux sections de l'œil près du point d'insertion de l'instrument de droite, puisque ces sections nécessitent de travailler plus près du point influençant le mouvement de l'œil. Un petit mouvement de l'instrument introduit donc un plus grand mouvement de l'œil que dans les autres sections de l'œil, réduisant la précision.

Encore une fois, la petite taille des échantillons ne permet pas de voir de différences entre les groupes. Par contre, cette fois-ci, on peut voir que les moyennes des deux groupes sont en effet très près pour chaque déchirure. Il n'est donc pas surprenant que le test n'ait pas

Tableau 4.16 Test de Scheirer–Ray–Hare pour comparer les excentricités e et les distances au centre d ($\alpha = 0.05$)

e	Somme des carrés	Degrés de liberté	p	significatif ?
Groupes	9.68	1	0.83	non
Déchirures	4634.75	4	0.00022	oui
Interaction	116.47	4	0.97	non
d (mm)				
Groupes	11.52	1	0.82	non
Déchirures	2537.45	4	0.018	oui
Interaction	1124.03	4	0.26	non

Tableau 4.17 Moyennes par déchirure

Participants		1	2	3	4	5
e	Experts	0.51	0.49	0.47	0.72	0.62
	Novices	0.51	0.48	0.48	0.63	0.61
	Moyennes	0.51	0.49	0.47	0.68	0.61
d (mm)	Experts	3.22	4.06	2.65	5.84	4.08
	Novices	3.15	3.13	3.14	4.04	7.61
	Moyennes	3.18	3.60	2.90	4.94	5.84

Tableau 4.18 Matrice des valeurs p des tests U de Mann-Whitney entre les déchirures 4-5 et 1-5

Déchirures		1	2	3	4	5
e	4	0.001	0.0002	0.0004	–	0.065
	5	0.029	0.005	0.006	0.065	–
d	4	0.035	0.09	0.02	–	0.47
	5	0.005	0.02	0.005	0.47	–

détecté de différences. En fait, l'absence de différence significative entre les deux groupes indique que l'analyse visuelle effectuée n'est probablement pas suffisante pour discerner les différences. Les critères utilisés, soit l'excentricité et la distance au centre, ne permettent pas de complètement caractériser la distribution des points et ses impacts sur la performance de l'exercice. Par exemple, la taille des points et les points légèrement à l'extérieur de la zone à traiter sont importants selon l'expert qui a évalué les traitements, mais ne sont pas directement inclus dans les paramètres calculés. Aussi, l'expert a mentionné qu'il était difficile d'évaluer les performances en regardant seulement les images, parce que chaque chirurgien a sa propre façon de traiter une déchirure. L'analyse visuelle des traitements est donc complexe et non suffisante pour évaluer les performances des participants.

4.2 Expérience utilisateur

Le questionnaire évaluant l'expérience utilisateur a été rempli par les participants après avoir complété les exercices. Les réponses aux questions sont présentées dans le tableau 4.19. Les réponses d'un novice et d'un expert n'ont pas été reçues. On peut voir qu'aucun des participants avait une grande expérience en réalité virtuelle (question 1), et que seulement deux participants avaient de l'expérience avec des simulateurs médicaux (question 2), comme le Eyesi. Ces deux participants étant des novices, il serait intéressant de voir s'ils ont mieux performé dans les exercices. Pour le module de navigation, le novice 2 a eu des moyennes de

temps de complétion et de sorties des billes plus basses que les médianes, mais le novice 3 a eu des valeurs beaucoup plus hautes, notamment pour le temps de complétion. Il en va de même pour le rasage périphérique, avec le novice 2 ayant des résultats sous la médiane pour le temps de complétion, la distance moyenne et la distance maximale, alors que le novice 3 a eu des valeurs plus élevées. Pour le module de pelage de membrane, les deux participants ont eu des résultats similaires, mais plus près de la médiane. Finalement, on peut observer la même chose pour le module de laser, avec des valeurs près de la médiane pour les deux participants. Il ne semble donc pas y avoir d'influence importante entre l'expérience avec d'autres simulateurs médicaux et les résultats dans le logiciel. Par contre, il est possible que les exercices de cette étude étaient différents de ce qu'ils ont pratiqué dans d'autres simulateurs. De plus, il est possible qu'il soit possible d'observer une différence avec davantage de participants avec différents niveaux d'expérience avec des simulateurs médicaux, notamment avec le Eyesi.

Afin d'évaluer le niveau de perception de chaque participant par composant de l'UX, la médiane des questions par catégorie est calculée. Les médianes par groupe et totales sont aussi calculées dans le tableau 4.20. On peut observer dans le graphique 4.9 que la perception de chaque composant est généralement élevée. La sous-échelle de la présence est la moins bien perçue, avec une médiane de 7, qui est tout de même assez élevé. On peut voir que pour cette sous-échelle, les seuls participants avec des niveaux de perception sous la médiane totale sont deux des experts (2 et 3). En étudiant les réponses aux questions individuelles, on peut voir que ces deux participants ont répondu favorablement à la question 4, mais pas aux questions 3 et 5. Les questions 3 et 5 demandaient si les interactions et les périphériques d'interaction semblaient naturels aux participants, alors que la question 4 portait sur la capacité au participant à se concentrer sur la tâche à accomplir. En effet, il a été mentionné dans les commentaires sur l'expérience par ces participants que le manque de coordination conjointe des manettes était un point négatif à l'expérience, et que la forme des manettes physiques n'était pas naturelle. Il est intéressant de noter que les réponses aux questions 3 et 5 ont aussi été plus basses pour les autres experts, qui ont aussi mentionné la forme et le positionnement des manettes. Certains ont aussi mentionné que l'utilisation d'un appui réaliste aiderait à se positionner de manière naturelle. Il est aussi mentionné que les mouvements des manettes étaient trop exagérés par rapport aux mouvements des instruments lors de la chirurgie, qui sont très petits et précis. Par exemple, les chirurgiens utilisent normalement seulement leurs poignets et leurs doigts pour se déplacer dans l'œil, mais ils avaient à bouger leurs bras pour se déplacer dans la réalité virtuelle.

Pour les autres sous-échelles, les médianes se situent entre 8 et 9.5, indiquant une perception élevée de ces composants de l'UX. On peut observer aussi pour ces sous-échelles que les experts 2 et 3 ont eu des réponses en général plus basses que les autres experts et que les

Tableau 4.19 Résultats de l'expérience utilisateur (de 1 à 10, 10 étant une réponse fortement positive pour le composant de l'UX)

Composants de l'UX	Question	Novices					Experts				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
	1 (heures)	0	0	0	1	-	-	1	0	0	0
	2 (heures)	0	48	60	5	-	-	1	0	0	0
Présence	3	5	7	7	8	-	-	3	3	9	7
	4	8	7	10	8	-	-	8	10	10	10
	5	8	5	7	3	-	-	4	3	6	8
Engagement	6	8	7	10	6	-	-	8	7	7	7
	7	9	9	10	10	-	-	9	5	10	10
Immersion	8	8	7	10	10	-	-	2	3	5	10
	9	8	7	10	10	-	-	8	7	9	8
Contrôle	10	7	6	10	9	-	-	3	6	8	9
	11	6	10	10	10	-	-	6	9	10	10
Émotion	12	9	9	10	10	-	-	10	6	10	10
	13	9	9	9	4	-	-	9	9	10	10
Compétence	14	6	9	9	9	-	-	4	7	7	8
	15	9	9	8	9	-	-	2	8	9	9
Jugement	16	10	9	10	10	-	-	9	8	9	10
	17	9	9	10	10	-	-	9	9	9	10
	18	9	9	10	10	-	-	8	7	10	10
Conséquence de l'expérience	19	9	5	10	10	-	-	9	9	10	10
	20	9	9	10	10	-	-	9	10	10	10
Adoption de la technologie	21	7	7	6	10	-	-	9	8	10	10
	22	9	9	5	10	-	-	9	8	10	10
	23	9	10	10	10	-	-	8	9	10	10

Tableau 4.20 Médianes de l'expérience utilisateur (de 1 à 10, 10 étant une réponse fortement positive pour le composant de l'UX)

Composants de l'UX	Novices					Experts					Total
	1	2	3	4	M	2	3	4	5	M	M
Présence	8	7	7	8	7	4	3	9	8	7.5	7
Engagement	8.5	8	10	8	9	8.5	6	8.5	8.5	7.5	8.5
Immersion	8	7	10	10	9	5	5	7	9	7.5	8
Contrôle	6.5	8	10	9.5	9.5	5	5	7	9	8.5	9
Émotion	9	9	9.5	7	9	9.5	7.5	10	10	10	9
Compétence	7.5	9	8.5	9	9	3	7.5	8	8.5	7.5	8.5
Jugement	9	9	10	10	10	9	8	9	10	9	9
Conséquence	9	7	10	10	9.5	9	9.5	10	10	10	10
Adoption	9	9	6	10	9	9	8	10	10	9.5	9

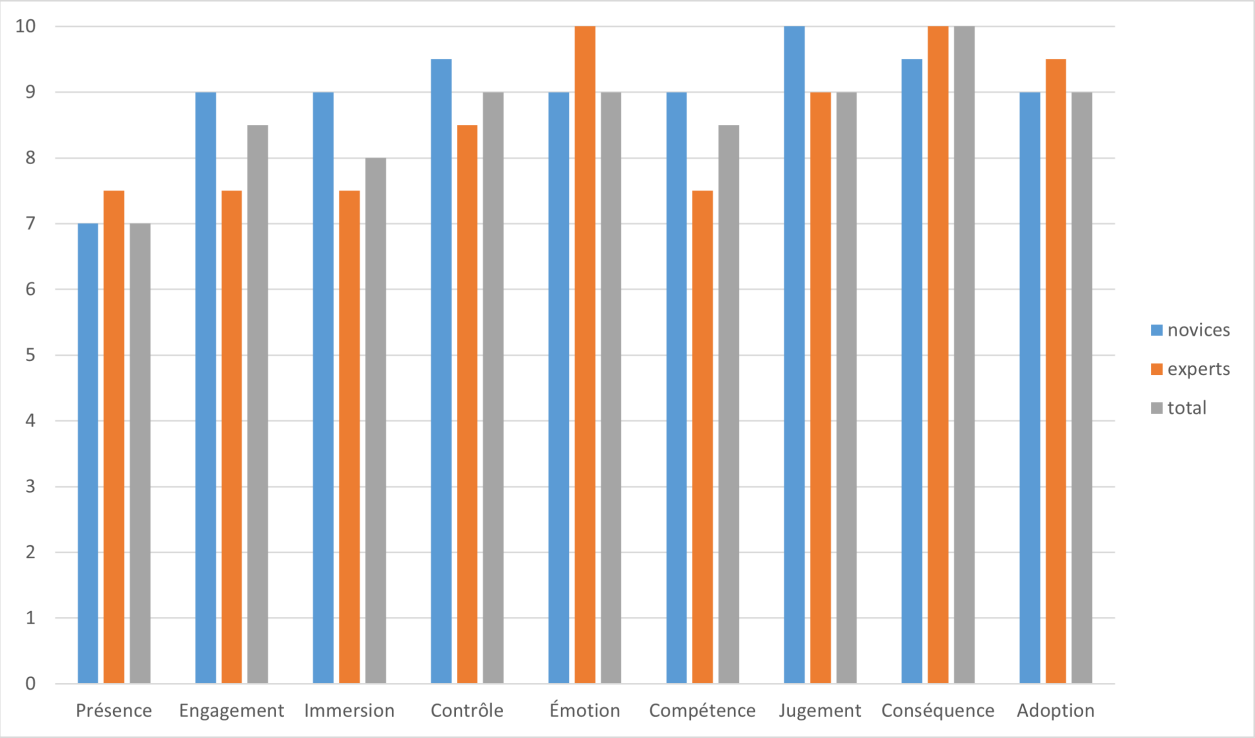


Figure 4.9 Médianes des réponses aux composants de l'expérience utilisateur, séparées par groupe

novices. En particulier, les experts 2 et 3 ont eu une perception de 5 pour l'immersion et le contrôle, et l'expert 2 a eu une perception de 3 pour la compétence.

Pour l'immersion, les réponses plus basses sont pour la question 8, et c'est le cas aussi pour l'expert 4. Pour l'expert 2, la basse réponse peut être expliquée par le fait que les lentilles du casque de RV étaient mal ajustées pour ce participant et que la qualité de l'image en était affectée. Les novices n'ont pas eu de réponses moins élevées pour cette question.

Pour le contrôle, les experts ont répondu plus faiblement à la question 10. Cette question étant en rapport avec le sentiment de contrôle des actions, ce résultat peut aussi être expliqué pour les mêmes raisons que les questions d'immersion sur les manettes, par exemple les mouvements trop exagérés des manettes.

Dans la catégorie de la compétence, l'expert 2 a perçu le composant beaucoup plus faiblement que les autres participants, et ce pour les deux questions. Ces questions étant sur la perception de la compétence du participant dans l'environnement virtuel, il semble normal qu'un individu avec peu d'expérience avec la réalité virtuelle ait un certain niveau de difficulté à s'adapter à l'environnement. Comme mentionné plus haut, le fait que le casque était mal ajusté pour ce participant a certainement eu un effet sur sa capacité à se sentir à l'aise dans l'environnement.

On peut aussi observer que les médianes des sous-échelles des novices sont assez près de celles des experts, sauf pour les composants mentionnés ci-haut, qui sont un peu plus basses pour les experts. Le composant de l'engagement est aussi plus bas pour les experts, en particulier pour la question 6 portant sur le réalisme. Il est normal que les experts aient davantage de critiques sur le réalisme du simulateur, puisqu'ils ont beaucoup d'expérience dans ce type de chirurgie. De manière générale, on peut donc dire que les participants, novices et experts, ont eu une expérience positive. Il est aussi intéressant de noter que les réponses au composant de la conséquence de l'expérience, étant en rapport avec le sentiment physique durant l'expérience, étaient fortement positives, avec seulement une réponse en bas de 9. Aucun des participants n'a donc subi de cybermalaise causé par la réalité virtuelle, malgré leur faible expérience. Un des participants a émis l'hypothèse, après l'expérience, que le fait que l'environnement soit assez statique et qu'il n'y ait pas de déplacements du point de vue dans l'espace faisait probablement en sorte que l'expérience était moins à risque de causer des cybermalaises. En effet, les seuls mouvements du simulateur sont les mouvements de l'œil causés par la manette de droite, le reste de l'environnement est statique. Un autre facteur potentiel est le fait que l'expérience était plutôt courte, avec des durées de 10 à 20 minutes, incluant les explications et la calibration.

En général, les experts ont trouvé que le module de pelage de membrane était très réaliste, mais que les modules de rasage périphérique et de traitement au laser avaient des problèmes

causés par le fait que les rotations lorsque l'instrument se retrouve dans la périphérie de l'œil ne sont pas réalistes. Aussi, puisque le simulateur était seulement mis en place pour les droitiers, qui manipulent le vitrecteur avec la main droite et l'éclairage avec la main gauche, certains participants gauchers ont eu de la difficulté à utiliser le simulateur adéquatement, notamment le novice 4, qui a répondu négativement aux questions 5 et 13 portant sur les périphériques d'interaction.

CHAPITRE 5 CONCLUSION

5.1 Synthèse des travaux

Un simulateur de chirurgie vitréo-rétinienne en réalité virtuelle a été développé avec le moteur de jeu Unity, pour le visiocasque Meta Quest 2. Une sphère inversée représentant un œil est affichée devant la caméra. Les instruments sont contrôlés par les manettes de RV. La manette de droite contrôle l'éclairage, alors que la manette de droite contrôle l'instrument approprié à l'exercice, ainsi que le mouvement de l'œil. Le simulateur contient quatre modules : navigation, rasage périphérique, pelage de membrane et traitement au laser. Dans le module de navigation, il faut récolter 10 billes à différentes positions dans l'œil avec la pointe de l'instrument de droite. Pour le module de rasage périphérique, il faut suivre une bille dans un chemin cylindrique en périphérie de l'œil. Le module de pelage nécessite de peler une membrane du fond de la rétine. Finalement, le module de laser présente cinq déchirures qu'il faut traiter en les entourant adéquatement avec un laser.

Afin d'évaluer le simulateur et les mesures, une étude comparant les performances de novices avec aucune expérience en chirurgie vitréo-rétinienne et d'experts a été conduite. L'étude a utilisé cinq participants novices et cinq participants experts, où chacun a fait les quatre exercices trois fois. De plus, un questionnaire sur l'expérience utilisateur a été donné aux participants.

Des mesures de performance sont enregistrées pour chaque module. Ces mesures incluent le temps de complétion et le nombre de fois que la rétine a été endommagée pour tous les modules. Le module de navigation mesure le nombre de fois que l'instrument est sorti des billes à récolter. Le module de rasage mesure aussi le nombre de sorties de la bille à suivre, ainsi que les distances moyennes et maximales au centre du chemin. Le module de pelage de membrane mesure le nombre de fois que la membrane a été agrippée et le module de laser mesure le nombre de points de laser utilisé, ainsi que les positions et tailles de chaque point.

Les résultats montrent que les mesures de temps de complétion, de dommages à la rétine et du nombre de sorties des billes des experts étaient plus bas que ceux des novices. Pour le module de pelage de membrane, le temps de complétion des experts était plus élevé que celui des novices. Les mesures de distances au chemin du rasage périphérique, du nombre de prises de la membrane et du nombre de coups de laser ne montraient pas de différences entre les groupes. Par contre, la petite taille des échantillons fait en sorte que les différences observées ne sont pas statistiquement significatives avec $\alpha = 0.05$. Pour les positions des

points de laser, les mesures de l'excentricité et de la centralité d'une ellipse ajustée sur les points de laser autour de chaque déchirure ont été proposées comme mesures de performance, basé sur l'évaluation des résultats par un expert chirurgien. Ces mesures n'ont pas permis de différencier les performances des experts et des novices, mais il est possible d'observer une différence statistique entre les mesures des déchirures situées près du point d'insertion de l'instrument de droite et les autres déchirures.

Les réponses aux questionnaires montrent que l'expérience utilisateur était généralement positive. Il n'y avait pas de différence importante entre les réponses des experts et des novices, sauf pour un des experts qui a eu un problème avec l'ajustement des lentilles du casque. Aucun des participants n'a subi de cybermalaise lors de l'expérience.

En conclusion, il n'est pas possible de confirmer l'hypothèse H1 puisqu'il n'est pas possible d'observer des différences statistiques entre les mesures de performance des experts et des novices. Par contre, les données sont encourageantes et il serait possible d'observer une plus grande différence avec davantage de participants dans l'étude. Pour l'hypothèse H2, il est possible de confirmer que l'expérience utilisateur du simulateur est positive, mais qu'il y a certains éléments à améliorer, notamment au niveau des manettes et des mouvements de l'œil.

5.2 Limitations de la solution proposée

Les résultats de l'étude sont encourageants, mais il y a certaines limites au simulateur et à l'étude qu'il faut considérer. En effet, le logiciel développé ne simule pas le comportement de la chirurgie parfaitement, puisque l'utilisation de matériel commercial à bas coût apporte des limites importantes sur le design et sur les capacités du système. Premièrement, le manque de mouvement conjoint entre les deux manettes est un élément assez important soulevé par les experts qui ont essayé le simulateur. Ensuite, les mouvements de l'œil ne sont pas complètement naturels. Par exemple, il y a une limite à laquelle il est possible de tourner l'œil humain, absente dans le simulateur. En général, l'œil virtuel semblait trop tourner comparativement à l'œil durant la chirurgie. Une autre limitation du simulateur était que l'amplitude des mouvements nécessaire aux manipulations était trop grande.

Au niveau de l'étude, le problème majeur était que le nombre de participants était trop bas. En effet, avec seulement cinq participants par groupe, il était impossible de conclure qu'il y avait une différence statistiquement significative entre les groupes sans que la différence ne soit massive. Aussi, les mesures prises pour les modules ne sont pas exhaustives. Il existe possiblement d'autres éléments mesurables qui permettraient de mieux différencier les experts.

Par exemple, les mesures de dispersion des points de laser ne prennent pas en compte tous les critères déterminés. Aussi, ces critères ont été déterminés avec la participation de seulement un expert et il serait possible de raffiner davantage les critères avec davantage d'experts. Il est aussi possible que l'utilisation de critères basés sur la distribution et la dispersion des points ne soit pas la bonne façon de comparer les performances, puisqu'il est mentionné que chaque chirurgien traite les déchirures de sa propre façon.

5.3 Améliorations futures

Il y a plusieurs améliorations possibles pour le simulateur. Le développement de manettes sur mesure permettrait d'améliorer le réalisme des mouvements et d'améliorer le sentiment de présence. L'utilisation de manettes personnalisées aiderait à régler d'autres problèmes avec le simulateur, dont l'absence de limite dans le mouvement de l'œil. Par contre, on s'éloignerait de l'objectif d'un simulateur à faible coût. Il serait aussi intéressant d'inclure la possibilité de changer la main dominante, pour accommoder les utilisateurs gauchers, et de permettre de changer l'œil (œil droit ou œil gauche) sur lequel on fait la chirurgie pour pratiquer différentes situations.

Une amélioration majeure pour la collecte de données serait de faire l'étude avec davantage de participants. Il serait aussi intéressant d'étudier l'effet de l'utilisation du simulateur sur les performances avec le Eyesi. Une analyse statistique plus approfondie serait appropriée avec plus de participants.

Au niveau des mesures, il serait possible de prendre en compte de plus d'éléments et aussi d'analyser les effets entre les différentes variables mesurées. Par exemple, pour mesurer la distribution et la dispersion des points de laser, il serait possible de comparer les variances des tailles des points, pour voir si les tailles sont constantes d'un essai à l'autre et d'une déchirure à l'autre. Il serait aussi possible de prendre davantage en compte l'effet des points à l'extérieur de la zone à traiter. Des exemples de mesures à explorer sont la longueur du plus grand axe de l'ellipse versus rayon de la zone à traiter, l'aire de la section de l'ellipse à l'extérieur de la zone, l'aire ou le nombre des points à l'extérieur de la zone et l'aire ou le taux de superposition des points. Pour les autres modules, il serait aussi intéressant de mesurer les mouvements de l'œil causés par le participant durant les exercices.

RÉFÉRENCES

[1] N. Arnstead *et al.*, "Feedback Frequency in Competence by Design : A Quality Improvement Initiative," *Journal of Graduate Medical Education*, vol. 12, n°. 1, p. 46–50, févr. 2020.

[2] J. R. Frank *et al.*, "Competency-based medical education : theory to practice," *Medical Teacher*, vol. 32, n°. 8, p. 638–645, 2010.

[3] J. Couceiro *et al.*, "Step by step : microsurgical training method combining two nonliving animal models," *Journal of Visualized Experiments : JoVE*, n°. 99, p. e52625, mai 2015.

[4] S. Deuchler *et al.*, "Clinical Efficacy of Simulated Vitreoretinal Surgery to Prepare Surgeons for the Upcoming Intervention in the Operating Room," *PLOS ONE*, vol. 11, n°. 3, p. e0150690, mars 2016. [En ligne]. Disponible : https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0150690

[5] T. M. Ahmed et M. A. Rehman Siddiqui, "The role of simulators in improving vitreoretinal surgery training - A systematic review," *JPMA. The Journal of the Pakistan Medical Association*, vol. 71(Suppl 1), n°. 1, p. S106–S111, janv. 2021. [En ligne]. Disponible : https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33582734/

[6] D. J. Solverson *et al.*, "Virtual Reality Simulation in Acquiring and Differentiating Basic Ophthalmic Microsurgical Skills," *Simulation in Healthcare*, vol. 4, n°. 2, p. 98–103, 2009. [En ligne]. Disponible : https://journals.lww.com/simulationinhealthcare/Fulltext/2009/00420/Virtual_Reality_Simulation_in_Acquiring_and.00006.aspx

[7] J. D. Ferris *et al.*, "Royal College of Ophthalmologists' National Ophthalmology Database study of cataract surgery : report 6. The impact of EyeSi virtual reality training on complications rates of cataract surgery performed by first and second year trainees," *The British Journal of Ophthalmology*, vol. 104, n°. 3, p. 324–329, mars 2020. [En ligne]. Disponible : https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2018-313817

[8] E. A. Lowry, T. C. Porco et A. Naseri, "Cost analysis of virtual-reality phacoemulsification simulation in ophthalmology training programs," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 39, n°. 10, p. 1616–1617, oct. 2013. [En ligne]. Disponible : https://journals.lww.com/jcrs/Citation/2013/10000/Cost_analysis_of_virtual_reality.25.aspx

[9] "Oculus Quest 2 : Our Most Advanced New All-in-One VR Headset | Oculus." [En ligne]. Disponible : https://www.oculus.com/quest-2/

[10] "VIVE Pro 2 Full Kit Specs | VIVE Canada." [En ligne]. Disponible : https://www.vive.com/ca/product/vive-pro2-full-kit/specs/

[11] D. Checa et A. Bustillo, "A review of immersive virtual reality serious games to enhance learning and training," *Multimedia Tools and Applications*, vol. 79, nº. 9, p. 5501–5527, mars 2020. [En ligne]. Disponible : https://doi.org/10.1007/s11042-019-08348-9

[12] R. De Ponti *et al.*, "Pre-graduation medical training including virtual reality during COVID-19 pandemic : a report on students' perception," *BMC Medical Education*, vol. 20, nº. 1, p. 332, sept. 2020. [En ligne]. Disponible : https://doi.org/10.1186/s12909-020-02245-8

[13] S. Grassini, K. Laumann et M. Rasmussen Skogstad, "The Use of Virtual Reality Alone Does Not Promote Training Performance (but Sense of Presence Does)," *Frontiers in Psychology*, vol. 0, 2020. [En ligne]. Disponible : https://internal-journal.frontiersin.org/articles/10.3389/fpsyg.2020.01743/full

[14] I. Dubovi, S. T. Levy et E. Dagan, "Now I know how! The learning process of medication administration among nursing students with non-immersive desktop virtual reality simulation," *Computers & Education*, vol. 113, p. 16–27, oct. 2017. [En ligne]. Disponible : https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360131517301148

[15] K. Tcha-Tokey *et al.*, "Towards a Model of User Experience in Immersive Virtual Environments," *Advances in Human-Computer Interaction*, sept. 2018.

[16] ——, "Proposition and Validation of a Questionnaire to Measure the User Experience in Immersive Virtual Environments," *The International Journal of Virtual Reality*, vol. 16, p. 33–48, oct. 2016.

[17] "HP Reverb G2 VR Headset." [En ligne]. Disponible : https://www.hp.com/ca-en/vr/reverb-g2-vr-headset.html

[18] T. H. Massie et K. J. Salisbury, "PHANToM haptic interface : a device for probing virtual objects," dans *Proceedings of the 1994 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, November 6, 1994 - November 11, 1994*, ser. American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control Division (Publication) DSC, vol. 55-1. Chicago, IL, USA : ASME, 1994, p. 295–299.

[19] S. Varga, "Haptic gloves for virtual reality and robotics." [En ligne]. Disponible : https://haptx.com/

[20] L. Li *et al.*, "Application of virtual reality technology in clinical medicine," *American Journal of Translational Research*, vol. 9, nº. 9, p. 3867–3880, sept. 2017. [En ligne]. Disponible : https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5622235/

[21] N. E. Seymour *et al.*, "Virtual reality training improves operating room performance - Results of a randomized, double-blinded study," *Annals of Surgery*, vol. 236, n°. 4, p. 458–464, oct. 2002. [En ligne]. Disponible : https://doi.org/10.1097/00000658-200210000-00008

[22] F. Heimann *et al.*, "A custom virtual reality training solution for ophthalmologic surgical clinical trials," *Advances in Simulation*, vol. 6, avr. 2021. [En ligne]. Disponible : https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8052818/

[23] S. Ropelato *et al.*, "Augmented Reality Microsurgery : A Tool for Training Micromanipulations in Ophthalmic Surgery Using Augmented Reality," *Simulation in Healthcare*, vol. 15, n°. 2, p. 122–127, avr. 2020. [En ligne]. Disponible : https://journals.lww.com/simulationinhealthcare/Fulltext/2020/04000/Augmented_Reality_Microsurgery___A_Tool_for.10.aspx

[24] I. Kozak *et al.*, "Virtual reality simulator for vitreoretinal surgery using integrated OCT data," *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)*, vol. 8, p. 669–672, mars 2014. [En ligne]. Disponible : https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3976234/

[25] M. Müller *et al.*, "Position based dynamics," *Journal of Visual Communication and Image Representation*, vol. 18, n°. 2, p. 109–118, avr. 2007. [En ligne]. Disponible : https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1047320307000065

[26] C. Spera *et al.*, "Virtual reality haptic surgical simulation for sub-retinal administration of an ocular gene therapy," *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 61, n°. 7, p. 4503–4503, juin 2020. [En ligne]. Disponible : https://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2769876

[27] P. Rothschild *et al.*, "Effect of virtual reality simulation training on real-life cataract surgery complications : systematic literature review," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 47, n°. 3, p. 400–406, mars 2021. [En ligne]. Disponible : https://journals.lww.com/jcrs/Abstract/2021/03000/Effect_of_virtual_reality_simulation_training_on.18.aspx

[28] R. C. Rasmussen, J. Grauslund et A. S. Vergmann, "Simulation training in vitreoretinal surgery : a systematic review," *BMC Ophthalmology*, vol. 19, n°. 1, p. 90, avr. 2019. [En ligne]. Disponible : https://doi.org/10.1186/s12886-019-1098-x

[29] A. S. Vergmann, A. H. Vestergaard et J. Grauslund, "Virtual vitreoretinal surgery : validation of a training programme," *Acta Ophthalmologica*, vol. 95, n°. 1, p. 60–65, 2017. [En ligne]. Disponible : https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/aos.13209

[30] C. Cissé *et al.*, “EYESI surgical simulator : validity evidence of the vitreoretinal modules,” *Acta Ophthalmologica*, vol. 97, n°. 2, p. e277–e282, 2019. [En ligne]. Disponible : https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/aos.13910

[31] A. Francone *et al.*, “The Effect of Haptic Feedback on Efficiency and Safety During Preretinal Membrane Peeling Simulation,” *Translational Vision Science & Technology*, vol. 8, n°. 4, p. 2–2, juill. 2019. [En ligne]. Disponible : https://tvst.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2737754

[32] E. W. Weisstein, “Circle-Circle Intersection,” Wolfram Research, Inc. [En ligne]. Disponible : https://mathworld.wolfram.com/Circle-CircleIntersection.html

[33] X. Provot, “Deformation constraints in a mass-spring model to describe rigid cloth behavior,” dans *In Graphics Interface*, 1995, p. 147–154.

[34] R. Halır et J. Flusser, “Numerically stable direct least squares fitting of ellipses,” dans *Proc. 6th International Conference in Central Europe on Computer Graphics and Visualization. WSCG*, vol. 98, 1998, p. 125–132.

ANNEXE A QUESTIONNAIRE

Questionnaire utilisé pour mesurer l'expérience utilisateur (UX) des participants.

1. Combien d'heures d'expérience, à peu près, avez-vous avec des environnements de réalité virtuelle?

2. Combien d'heures d'expérience, à peu près, avez-vous avec des logiciels de simulation médicale?

3. Mes interactions avec l'environnement virtuel me semblaient naturelles.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

4. Je suis parvenu(e) à me concentrer sur les tâches requises plutôt que sur les périphériques d'interaction (manettes).

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

5. Les périphériques (manettes) permettant mon mouvement dans l'environnement virtuel me semblaient naturels.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

6. La sensation de déplacement à l'intérieur de l'environnement virtuel était réaliste.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

7. Les aspects visuels de l'environnement virtuel m'invitaient à m'y impliquer.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

8. Il m'est arrivé d'être tellement absorbé(e) dans l'environnement virtuel que j'avais l'impression d'être à l'intérieur du jeu plutôt qu'en train de manœuvrer des manettes et de regarder un écran.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

9. Physiquement, je me sentais bien dans l'environnement virtuel.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

10. Je sentais que je contrôlais parfaitement mes actions.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

11. À chaque étape, je savais ce que je devrais faire.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

12. J'ai apprécié être dans cet environnement virtuel.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

13. Les périphériques d'interaction (casque Oculus, manettes) étaient très ennuyeux.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

14. J'étais sûr(e) de moi lorsque j'utilisais la manette pour me déplacer dans l'environnement virtuel.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

15. Je suis sûr(e) de pouvoir acquérir des compétences avancées dans une application de réalité virtuelle utilisant le casque Oculus.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

16. Personnellement, je dirais que cet environnement virtuel est Pratique.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

17. Personnellement, je dirais que cet environnement virtuel est Maîtrisable.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

18. Personnellement, je dirais que cet environnement virtuel est Clair.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

19. Je me suis senti(e) fatigué(e) durant mon interaction avec l'environnement virtuel.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

20. Je me suis senti(e) étourdi(e) lorsque j'ouvrais les yeux durant mon interaction avec l'environnement virtuel.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

21. J'arriverai aisément à acquérir les compétences requises pour utiliser cet environnement virtuel.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

22. Si j'utilise de nouveau le même environnement virtuel, mon interaction avec l'environnement sera claire et compréhensible pour moi.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

23. Utiliser ces périphériques d'interaction (casque Oculus, manettes) est une mauvaise idée.

Fortement en désaccord									Fortement en accord
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

---

24. À votre avis, quels ont été les points positifs de votre expérience?

25. À votre avis, quels ont été les points négatifs de votre expérience?

26. Avez-vous des suggestions pour améliorer cet environnement de réalité virtuelle?