



HAL
open science

Dispositif de pointage visuel par laser embarqué sur une lentille de contact sclérale

François-Maël Robert

► **To cite this version:**

François-Maël Robert. Dispositif de pointage visuel par laser embarqué sur une lentille de contact sclérale. Optique [physics.optics]. Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique, 2023. Français. NNT : 2023IMTA0380 . tel-04500459

HAL Id: tel-04500459

<https://theses.hal.science/tel-04500459>

Submitted on 12 Mar 2024

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

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

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'ÉCOLE NATIONALE SUPERIEURE MINES-TELECOM ATLANTIQUE BRETAGNE PAYS DE LA LOIRE – IMT ATLANTIQUE

ÉCOLE DOCTORALE N° 648
Sciences pour l'Ingénieur et le Numérique
Spécialité : *Physique*

Par

François-Maël ROBERT

Dispositif de pointage visuel par laser embarqué sur une lentille de contact sclérale

Thèse présentée et soutenue à l'IMT Atlantique, Brest, le 19 décembre 2023
Unité de recherche : Département Optique IMT Atlantique, Lab-STICC
Thèse N° : 2023IMTA0380

Rapporteurs avant soutenance :

Valentina EMILIANI Directrice de recherche (CNRS), Institut de la Vision
Sylvain BOURDEL Professeur, INP Grenoble

Composition du Jury :

Président :	M. Christian BROSEAU	Professeur, Université de Bretagne Occidentale
Examineurs :	Mme Valentina EMILIANI	Directrice de Recherche (CNRS), Institut de la Vision
	M. Sylvain BOURDEL	Professeur, INP Grenoble
Encadrant :	M. Vincent NOURRIT	Professeur, IMT Atlantique
Dir. de thèse :	M. Jean-Louis DE BOUGRENET DE LA TOCNAYE	Professeur, IMT Atlantique
Co-dir. de thèse :	M. Christian PERSON	Professeur, IMT Atlantique

Invitée :

Mme Laure ADAM Laboratoire LCS

RÉSUMÉ EN FRANÇAIS

L'œil est un organe sur lequel la mesure de différents paramètres biologiques et cognitifs est possible. En particulier, l'étude des mouvements de l'œil et de la position du regard, ou oculométrie, a diverses applications dans des domaines tels que la conception d'interfaces humain-machine, les thérapies de restauration et réhabilitation visuelles ou la mesure de la charge cognitive. Le plus couramment, un oculomètre consiste en un dispositif comportant une caméra filmant l'œil associée à un algorithme de détection de pupille, la position de celle-ci étant liée à une position de regard dans l'environnement. Cette technique nécessite un traitement d'image pouvant être complexe et sujet à de mauvaises détections de pupille.

Ce travail de thèse propose un nouveau type d'oculomètre vidéo, basé sur une lentille de contact sclérale dans laquelle sont encapsulés deux VCSELs, des lasers émettant dans l'infrarouge proche (850 nm). Ces lasers sont alimentés par induction à l'aide d'une bobine embarquée dans une monture. La monture embarque aussi la caméra filmant la lentille sur l'œil et une seconde caméra filmant l'environnement. La position des spots infrarouges de la lentille est associée à une position du regard par une calibration. Cette approche a été testée et validée expérimentalement, sur banc et sur humain. L'utilisation d'un capteur optique de position, un PSD (Position Sensing Detector), pour remplacer la caméra filmant l'œil et gagner en fréquence d'acquisition, a été également testée. La matérialisation du regard peut également passer par l'imagerie directe des spots infrarouges projetés dans l'environnement. Un élément d'optique diffractive a donc été incorporé à la lentille, pour collimater ou mettre en forme le faisceau issu des VCSELs sous forme de croix, et ainsi désigner une cible sans perturber la version humaine. La position regardée est vue par une caméra filmant dans l'infrarouge.

Ce document est mis à disposition selon les termes de la licence
Creative Commons « Attribution 4.0 International ».



REMERCIEMENTS

Comme tou·te·s les doctorant·e·s, je peux reprendre ici à mon compte la formule quelque peu tarte à la crème : « la préparation d'une thèse est un travail d'équipe ». Cela est pourtant exact, tant il est vrai que mon travail n'aurait pas connu les mêmes aboutissements sans le soutien d'une foule de personnes, que je souhaite remercier ici.

Merci tout d'abord à mes directeurs de thèse, Jean-Louis de Bougrenet de la Tocnaye et Christian Person, et à mon encadrant, Vincent Nourrit, pour m'avoir donné l'opportunité de préparer cette thèse, et pour m'avoir accompagné par vos conseils et vos encouragements tout au long de ce travail.

Merci également à la société LCS, et plus particulièrement à Laure Adam, pour le dessin et la fabrication des lentilles de contact, malgré les contraintes d'encapsulation que causaient les circuits. Pour la fourniture de diverses prothèses oculaires, je remercie à la fois LCS et Vincent Ruesh, prothésiste notamment au CHRU de Brest.

J'ai eu la chance de travailler au sein de département Optique de l'IMT Atlantique, et ainsi de travailler avec de merveilleuses personnes. Son équipe de doctorant·e·s a été d'un précieux support. Merci aux doctorant·e·s « lentille » Loïc, qui m'a tant appris, à la « nouvelle garde » Antoine et Marion. Je compte sur vous pour poursuivre le projet ! Merci à Jonathan, Thomas, Youen, Hankai, Octave, Florie, Abir, Pedro, Quentin, Julien... liste non exhaustive ! Merci également aux post-docs et ingénieur·e·s de recherche, Maïna, Jean-Baptiste, Florian, Thomas, Ana, Nobby... ainsi qu'aux enseignant·e·s-chercheur·e·s du département. Les pauses thé dans mon bureau vont me manquer. Merci aussi aux assistantes du département, toujours au top, de Jennifer à Anne-Laure. Bien sûr, nombre de projets du département n'auraient pu aboutir sans l'expertise électronique et les idées foisonnantes d'Emmanuel Daniel. Merci Manu, pour l'Arduino et les Minquiers, les DDS et les pizzas ! Petite pensée également à l'équipe du café/thé du matin, Maïna, Jennifer, Marie-Laure et Daniel.

Avec plus de six années passées à l'IMT Atlantique, j'ai pu interagir avec toute une farandole de personnes, et il serait impossible de citer tous les noms ici. Merci à toute l'équipe du Rak, pour la qualité de son travail et sa sympathie. Merci au personnel des bibliothèques de l'école, et en particulier aux documentalistes Isabelle, Véronique, Martine et Clément. C'était un plaisir d'échanger avec vous, de venir travailler ou bouquiner aux bibliothèques, et même d'y organiser quelques « pauses poésie-musique » pour mettre un peu d'animation parmi les bouquins ! Mes créneaux de permanence à la bibliothèque culturelle resteront un souvenir chéri de mon passage à l'école. Merci aussi au pôle doctoral pour son assistance administrative au bon déroulé de la

thèse ! Mes remerciements particuliers vont à Patrick, dont le travail d'animateur du foyer a permis, je pense, à nombre d'étudiant·e·s de grandir. J'en suis.

J'ai eu la chance d'être représentant des doctorant·e·s pour le Lab-STICC. Cette expérience m'a permis de vivre le fonctionnement « interne » d'un laboratoire de recherche public. Merci à tout les membres du conseil de laboratoire pour votre accueil, et en particulier à mes collègues doctorant·e·s de ce conseil.

Une école n'est rien sans ses étudiant·e·s. Parmi elles et eux, j'ai rencontré au fil de mes années teubreuses des personnes formidables. Des anciens « Moriartys » aux « Trolls » actuels, merci à vous : vous m'avez toujours supporté, un support qui m'a été essentiel. Merci à Tev, de m'avoir sorti une douloureuse régression linéaire du pied par sa sagacité mathématique. Merci à Aude, Gweltaz et Anthony d'avoir supporté mes *memes* de rageux. Merci à Ambre, Maxine et Maxence, la *dream team* confinement. Et merci à tou·te·s les autres, je ne vous nomme pas pour ne pas écrire des remerciements plus longs que mon manuscrit, mais le cœur y est ! Une pensée particulière va aux (ex-)membres du Coup de Venst, le meilleur journal du campus, que dis-je, de l'univers ! Les réunions de rédaction du lundi soir, les photomontages douteux, les orgies de M&M's et les couv's de N4 me manqueront. L'épuisement du lendemain un peu moins tout de même...

J'adresse un salut amical aux camarades du Syndicat des Doctorant·e·s Atlantiques. Avoir participé à la fondation de ce groupe est une fierté. Vive le SDA !

Merci aussi aux ami·e·s de Dinan, pour m'avoir porté à distance par vos encouragements !

Enfin et par-dessus tout, merci à ma famille de m'avoir toujours soutenu. C'est grâce à vous que j'en suis là.

TABLE DES MATIÈRES

Liste des acronymes	13
Liste des figures	16
Liste des tables	17
Introduction	19
1 Œil et oculométrie : Conception d'une lentille de contact instrumentée	23
1.1 L'œil : repères anatomiques et physiologiques	24
1.2 Principes et applications du suivi de regard	25
1.2.1 Bref historique de l'oculométrie	25
1.2.2 Dispositifs de vidéo-oculométrie	25
1.2.3 Métriques d'évaluation des oculomètres	26
1.2.4 Applications à l'oculométrie	26
1.3 Une mesure au plus proche de l'œil : la lentille de contact	27
1.3.1 Historique de la lentille de contact	27
1.3.2 Lentilles de contact instrumentées	27
2 Réalisation d'une lentille de contact pour le suivi de regard	33
2.1 Description de la lentille	33
2.1.1 Circuit électronique	33
2.1.2 Géométrie de la lentille	34
2.1.3 Alimentation électrique de la lentille	36
2.2 Impact de l'encapsulation sur le circuit électronique	37
2.2.1 Puissance optique émise par les VCSELs et transmission inductive de puissance en fonction du positionnement relatif des deux bobines	37
2.2.2 Effet de l'encapsulation sur la direction d'émission des VCSELs	39
2.2.3 Divergence des VCSELs après encapsulation	42
2.3 Lentille avec une direction d'émission des VCSELs prédéfinie	44
2.4 Ajout d'une micro-optique pour la mise en forme du faisceau	45
2.4.1 Montage et encapsulation de l'EOD dans une lentille de contact sclérale	46
2.4.2 Tests de l'optique de collimation	51

2.4.3	Utilisation d'un EOD pour visualiser directement un point de regard . . .	54
3	De la lentille instrumentée au dispositif complet d'oculométrie	59
3.1	Détection des spots et de leur position	59
3.1.1	Détection des spots par une caméra	59
3.1.2	Détection des spots par un PSD	61
3.1.3	Exemples d'intégration pour une application d'oculométrie	66
3.2	Réalisation d'un dispositif portable	68
3.2.1	La plateforme Pupil Core	68
3.2.2	Monture personnalisée	69
3.3	Calibration du dispositif d'oculométrie	70
3.4	Développement d'un logiciel pour faire fonctionner l'oculomètre en conditions standard d'utilisation	71
3.4.1	Technologies utilisées	71
3.4.2	Principe de détection des spots	72
4	Comparaison des performances de la lentille avec celles d'un oculomètre de référence	73
4.1	Principe de fonctionnement du Pupil Core	74
4.2	Métriques utilisées	74
4.3	Banc d'expérimentation	75
4.3.1	Œil artificiel	75
4.3.2	Platines de rotation	76
4.3.3	Mire de calibration	76
4.4	Protocole de comparaison	78
4.5	Résultats	81
4.6	Analyse des résultats	84
5	Validation du prototype par des essais de port sur animaux et humains	87
5.1	Détail des tests réalisés	87
5.2	Tests en laboratoire	88
5.2.1	Échauffement de la lentille	88
5.2.2	Puissance optique émise par les VCSELs	89
5.2.3	Compatibilité électromagnétique radio et sécurité électrique	89
5.2.4	Débit d'absorption spécifique (DAS)	92
5.2.5	Risques chimiques, toxicologiques et cytotoxicologiques	92
5.3	Tests sur animal	92
5.3.1	Présentation des mesures	92

5.3.2	Résultats des essais sur lapins	93
5.4	Tests sur humain	94
5.4.1	Tests de confort	94
5.4.2	Tests de port en fonction	96
5.5	Préparation des tests à Streetlab	96
Conclusions et perspectives		99
Liste des publications associées à ce travail de thèse		110
Annexe A : Rapport des tests de la lentille de contact instrumentée sur des lapins		113

LISTE DES ACRONYMES

CPP	Comité de Protection des Personnes
DDS	Direct Digital Synthesizer, ou synthétiseur numérique direct
EOD	Élément d'Optique Diffractive
IFTA	Iterative Fourier Transform Algorithm, ou algorithme de transformation de Fourier itératif
IOP	Intra-Ocular Pressure, ou pression intra-oculaire
OCT	Optical Coherence Tomography, ou tomographie en cohérence optique.
PCB	Printed Circuit Board, ou circuit imprimé
PSD	Position Sensitive Detector
ROI	Region Of Interest, ou zone d'intérêt.

TABLE DES FIGURES

1.1	Vue en coupe de la structure d'une lentille sclérale.	28
2.1	Trois exemples de circuits à deux VCSELs avant leur encapsulation dans des lentilles	34
2.2	Palet de lentille avec un circuit encapsulé, avant son usinage	35
2.3	Usinage au tour du palet de la lentille	35
2.4	Bobine primaire servant à alimenter la lentille par induction	36
2.5	Puissance optique émise par un VCSEL mis en série avec une résistance de $0,9\text{ k}\Omega$, alimenté en filaire selon la tension d'alimentation du circuit.	38
2.6	Effet de la rotation relative des bobines sur la puissance optique émise par un VCSEL.	39
2.7	Lentille de contact montée sur un œil artificiel.	40
2.8	Banc de mesure de la direction d'émission des VCSELs encapsulés.	41
2.9	Vues des angles d'émission des VCSELs encapsulés dans la lentille.	41
2.10	Images des spots sur l'écran de papier, enregistrés pour mesurer les directions d'émission des VCSELs, à trois distances de la lentille.	42
2.11	Recherche de l'angle de l'axe d'émission des VCSELs.	43
2.12	Exemple de détection du diamètre d'un spot pour calculer sa divergence.	43
2.13	Design du profil de la lentille pour contrôler les directions d'émission des VCSELs.	44
2.14	Vue par tomographie en cohérence optique du design de la lentille à direction d'émission contrôlée.	45
2.15	Motif de phase de l'EOD utilisé pour collimater le faisceau lumineux émis par le VCSEL.	46
2.16	EOD de dimensions $225 \times 225\ \mu\text{m}$ sur un carré de verre de $1,2 \times 1,2\ \text{mm}$, découpé par ablation laser ou par sablage.	47
2.17	Effet de la défocalisation de l'EOD.	48
2.18	Essais d'impression d'entretoises en trois parties.	49
2.19	Représentation numérique de l'entretoise déformable, en accordéon, utilisée pour fixer la distance entre le VCSEL et l'EOD.	49
2.20	Entretoise non déformable utilisée pour fixer la distance entre le VCSEL et l'EOD.	50
2.21	EOD monté sur le VCSEL d'un circuit de lentille.	51
2.22	Vue en tomographie optique cohérente du circuit à l'intérieur de la lentille de contact, avec une représentation schématique de l'EOD.	51

2.23	Vues de la lentille de contact avec un EOD encapsulé.	52
2.24	Schéma représentant les principales étapes du montage de l'EOD intégré à la lentille de contact.	52
2.25	Schéma de principe du banc de test de l'EOD de collimation avant son encapsulation.	53
2.26	Banc de test de l'EOD de collimation avant son encapsulation, monté à la verticale.	53
2.27	Spot de VCSEL collimaté projeté sur un écran de papier, et imagé par une caméra filmant dans l'infrarouge.	54
2.28	Motif de phase de l'EOD utilisé pour mettre sous forme de croix le faisceau lumineux émis par le VCSEL.	55
2.29	Croix formée par le passage de la lumière d'un VCSEL à travers l'EOD, projetée sur le capteur CMOS d'une caméra.	55
2.30	Montage optique utilisé pour valider le dispositif de pointage embarqué dans une lentille de contact sclérale.	56
2.31	Nouvelle version de l'EOD projetant une croix, projetée directement sur le capteur CMOS d'une caméra.	56
2.32	Prisme permettant le repliement du chemin optique entre le VCSEL et l'EOD.	57
3.1	Banc d'oculométrie avec la caméra.	60
3.2	Banc d'oculométrie avec le PSD.	62
3.3	Tension mesurée en fonction de la position du spot sur le PSD (après correction de l'offset).	62
3.4	Mesures de la réponse du PSD en fonction de la direction du regard pour deux distances lentille-PSD.	65
3.5	Réponse du PSD en fonction de la position du spot pour différentes distances par rapport au PSD.	66
3.6	Monture du dispositif d'oculométrie dans la configuration « caméra ».	67
3.7	Monture du dispositif d'oculométrie dans la configuration « PSD ».	68
3.8	Monture du dispositif d'oculométrie embarquant des PSD, dans le cas où la direction d'émission des VCSELs de la lentille est imposée.	69
3.9	Monture de lunettes imprimée en 3D embarquant la bobine primaire et les caméras Pupil Core.	70
4.1	Œil artificiel intégrant un laser rouge pour visualiser sa position du regard.	75
4.2	Différents yeux artificiels, et œil réel, sur lesquels le Pupil Core a été testé.	76
4.3	Exemple de port sur humain du Pupil Core monté sur sa monture originale, avec une mentonnière	77
4.4	Mire de calibration utilisée pour le Pupil Core et la lentille de contact.	78
4.5	Banc de mesure pour la comparaison des oculomètres en intérieur.	79

TABLE DES FIGURES

4.6	Banc de mesure pour la comparaison des oculomètres en extérieur.	79
4.7	Images vues par la caméra « œil » pour les deux systèmes d'oculométrie. a) Pour la lentille de contact ; b) Pour le Pupil Core, avec la pupille détectée par l'algorithme 2D de Pupil Capture en rouge. Pour la seconde image, la caméra était placée légèrement plus loin de l'œil que pour la première. Cela explique que les spots paraissent plus écartés sur la première image.	82
4.8	Trajectoire du regard estimée par la lentille de contact après calibration.	82
4.9	Extrait sur 1 s de la variation de la valeur de confiance de la détection de la pupille sur un enregistrement du Pupil Core en extérieur.	83
5.1	Banc de mesure de la puissance des rayonnements électromagnétiques en champ lointain, à AEMC Labs.	90
5.2	Banc de mesure de la puissance des rayonnements électromagnétiques utilisé au département optique.	91
5.3	Résultats de la troisième mesure de puissance rayonnée en radiofréquences.	91
5.4	Résultats d'une mesure de champ rayonné en radiofréquences, faite au département Optique.	91
5.5	Lapin dans une cage de contention et portant deux lentilles de contact, dont une alimentée.	93
5.6	Port de la lentille sur un œil humain.	95
5.7	Plateforme Homelab de Streetlab.	97

LISTE DES TABLEAUX

2.1	Direction d'émission du faisceau pour un circuit non encapsulé et pour trois échantillons de lentilles de contact. La variabilité des valeurs provient du procédé d'encapsulation manuelle.	42
4.1	Résultats de mesures d'exactitude et de robustesse pour l'oculomètre basé sur la lentille de contact	81
4.2	Résultats de robustesse de détection pour le Pupil Core. Les mesures ont été menées sur un œil humain.	83
5.1	Exercices orthoptiques utilisés pour les tests ReSee.	97

INTRODUCTION

L'œil humain et les structures associées qui sont le système lacrymal et les paupières forment un ensemble de structures anatomiques donnant accès à la mesure de plusieurs paramètres d'intérêt. Ceux-ci peuvent donner des renseignements d'ordre biologique. Par exemple, la composition des larmes peut informer sur le taux de glucose dans le sang, et peut être étudiée dans le cadre du suivi d'un diabète. La mesure de la pression intra-oculaire est utilisée pour diagnostiquer un glaucome, et suivre son évolution. L'œil permet également l'accès à des paramètres cognitifs, comme l'état de stress, de fatigue et la charge cognitive, qui sont corrélés à la fréquence de clignement des paupières, au diamètre des pupilles, à la position du regard, etc.

L'œil étant un organe externe, il est particulièrement accessible à la mesure. Les dispositifs de mesure peuvent être positionnés à distance de l'œil, comme c'est le cas notamment des caméras, ou être directement en contact avec celui-ci. Cela permet une mesure *in situ*, donc avec le minimum de perturbations venant du milieu extérieur. Les lentilles de contact sont un exemple d'objets pouvant être placés directement en contact avec les parties externes de l'œil, et utilisées comme interface de mesure. Pour cela, il est nécessaire d'équiper la lentille de contact de dispositifs de mesure. On parle alors de lentille de contact instrumentée. De telles lentilles ont été développées depuis plusieurs décennies. Il en existe par exemple pour la mesure du taux de glucose des larmes, ou pour mesurer la pression intra-oculaire.

Un des paramètres d'intérêt mesurables sur l'œil est la direction du regard. L'étude de celle-ci est appelée *oculométrie*. Les dispositifs servant à la mesurer sont les oculomètres, ou *eye trackers*. L'oculométrie a des applications dans de multiples champs d'étude. La psychologie en fait usage pour des études comportementales. Par exemple, la position du regard a été mesurée pour la première fois dans le cadre d'études de la lecture. D'un point de vue clinique, elle donne accès à différents paramètres cognitifs. En ergonomie, la connaissance du point de regard d'une personne utilisant une interface peut être utilisée pour rendre celle-ci plus accessible. L'oculométrie peut également être utilisée directement comme interface, par la désignation de cibles.

Le plus couramment, l'oculométrie est réalisée par des méthodes basées sur la vidéo. Une caméra filme l'œil et un algorithme recherche la position de la pupille. Après calibration, cette position de pupille est associée à une position de regard. Cette méthode est lourde d'un point de vue informatique, car elle nécessite de rechercher un élément particulier dans une image riche en détails. De plus, la qualité de la détection dépend de nombreux paramètres, et notamment de l'éclairage ambiant. Un éclairage trop important ou de trop grandes variations de

celui-ci peuvent conduire à une dégradation de la détection. Ces limites rendent les oculomètres difficilement utilisables dans certaines conditions, par exemple en extérieur.

Ce travail de thèse présente une lentille de contact sclérale instrumentée pour l’oculométrie. Un circuit électronique y est encapsulé. Il alimente deux VCSELs (pour *Vertical Cavity Surface-Emitting Lasers*), des lasers à émission verticale de format réduit, émettant dans l’infrarouge proche. La lentille étant stable sur l’œil, la position du regard est directement corrélée à celle des spots issus des VCSELs. Un dispositif de détection des spots permet donc d’y accéder. Deux techniques de détection de la position des spots ont été étudiées ici : une technique vidéo, avec l’utilisation d’une caméra, et une technique optoélectronique, en utilisant un capteur de position (*Position Sensing Dector*, ou PSD). Une plateforme matérielle, basée sur celle d’un oculomètre commercial, et un logiciel de traitement des données ont été développés. Les performances de ce nouvel oculomètre ont été évaluées sur banc et comparées à celles d’un oculomètre « témoin ». La lentille de contact a également été portée, et le fonctionnement du suivi de regard sur humain a été étudié.

Ce manuscrit s’articule autour des différentes étapes de développement du dispositif d’oculométrie. Le premier chapitre rappelle les notions fondamentales pour l’oculométrie de la vision humaine. Un bref historique de l’oculométrie et de ses applications y est présenté, ainsi qu’un inventaire des différentes techniques d’oculométrie utilisées de nos jours. Les limites de celles-ci sont relevées. Enfin, un court état de l’art des lentilles instrumentées est présenté, mettant en lumière les défis spécifiques à l’intégration de fonctions dans un tel dispositif.

Le chapitre 2 décrit la lentille de contact sclérale développée, et les composants qui y sont encapsulés. Son principe de fonctionnement électronique est explicité. Les propriétés optiques des VCSELs sont mesurées et comparées avant et après encapsulation, afin de démontrer le fonctionnement du circuit dans des conditions de port de la lentille. La fabrication et l’intégration d’un élément d’optique diffractif pour collimater le faisceau issu du VCSEL afin d’améliorer sa détection par un PSD est présenté. Une mise en forme du faisceau en forme de croix pour matérialiser directement la position du regard sur des images de caméra est aussi proposée.

Le chapitre 3 est consacré à la création du dispositif d’oculométrie complet, permettant d’exploiter les propriétés de la lentille pour remonter à une position de regard. Les spots infrarouges émis par les VCSELs doivent être détectés par un capteur pour pouvoir réaliser une telle mesure. Les performances et la précision de deux capteurs, une caméra et un capteur optoélectronique de position du spot (*Position Sensitive Detector*, ou PSD), sont évalués. Plusieurs propositions d’intégration de ces capteurs sont faites, afin d’obtenir un dispositif d’oculométrie embarqué. La réalisation de l’une d’entre elles, basée sur le matériel ouvert d’un oculomètre commercial, est présentée. L’implémentation logicielle d’un algorithme de détection des positions des spots et de calibration pour y associer une direction de regard en temps réel est décrite.

Le chapitre 4 est centré sur la comparaison sur banc du dispositif d’oculométrie basé sur la

lentille de contact avec un vidéo-oculomètre commercial de référence basé sur la détection de la pupille, le Pupil Core de la société Pupil Labs. L'objectif est de mettre en évidence la pertinence d'une architecture d'oculomètre basée sur une lentille de contact, via un relevé de la précision obtenue, ainsi que du nombre de points sur lesquels la position de regard est mal calculée ou ne l'est pas. Pour cela, les principes de fonctionnement des deux systèmes étant différents, des métriques sont décrites pour pouvoir les comparer. Différentes conditions de mesures sont choisies, avec plusieurs valeurs d'éclairage ambiant. Les résultats de cette comparaison sont présentés.

Si la validation sur banc des performances du prototype prouve son intérêt dans le suivi de regard, le but est de réaliser la mesure directement sur l'œil humain. Le chapitre 5 décrit les étapes franchies jusqu'aux premiers essais de port de la lentille. Dans un premier temps, l'innocuité de l'ensemble du dispositif doit être démontrée, via l'obtention d'une certification. Les résultats des différentes mesures effectuées dans ce cadre sont présentés, attestant de l'absence de danger du dispositif pour la santé humaine. La lentille a finalement été portée par un premier groupe de testeurs, afin d'affiner sa géométrie et de l'adapter à chaque morphologie, ainsi que de recueillir les sensations de confort. Cette première session de port est détaillée et discutée.

Pour conclure, les principales étapes de la conception d'un dispositif d'oculométrie complet basé sur une lentille de contact et les résultats des mesures de performance de celui-ci sont rappelés.

ŒIL ET OCULOMÉTRIE : CONCEPTION D'UNE LENTILLE DE CONTACT INSTRUMENTÉE

Introduction

L'œil est un milieu adapté à la mesure de paramètres biologiques ou physiologiques. Comme indiqué dans l'introduction, avec ses différentes structures associées (glandes lacrymales, paupières), il permet d'accéder à de nombreuses informations. En particulier, la direction de regard et les mouvements de l'œil d'une personne renseignent par exemple sur son degré d'attention, de stress, ou encore de fatigue. De plus, la direction de regard peut être utilisée comme interface de communication dans différentes applications, comme pour la conception d'interfaces humain-machine. La technique la plus répandue d'oculométrie, c'est-à-dire de mesure de la position de regard, fait appel à des caméras filmant les yeux. Un algorithme détectant la position des pupilles et y associant un point regardé dans le monde réel permet, après calibration, de mesurer des positions de regard.

Cette technique, la vidéo-oculométrie, est limitée par la complexité informatique du traitement d'images. Les techniques de traitement d'image utilisées pour détecter la pupille sont gourmandes en ressources de calcul numérique et défailantes dans des conditions d'éclairage particulières, causant une dégradation des performances de l'oculomètre. Pour répondre à ce problème, l'idée développée au cours de ce travail de thèse est d'utiliser une lentille de contact instrumentée, disposant de deux sources de lumière embarquées sur l'œil. L'oculométrie n'est alors plus réalisée sur la détection des pupilles, mais des spots issus des sources lumineuses. Au cours de ce chapitre, un bref état de l'art des technologies d'oculométrie existantes est réalisé, en mettant en lumière leurs performances et leurs limites. Les différentes technologies de lentilles instrumentées sont également présentées. La faisabilité de la solution d'oculométrie présentée dans ce manuscrit est ainsi contextualisée.

1.1 L'œil : repères anatomiques et physiologiques

Avant d'étudier le suivi du regard, il est nécessaire d'exposer le principe élémentaire de la vision humaine. Le globe oculaire humain est assimilable à une sphère de diamètre de 23 mm [1]. Différentes structures le composent. L'extérieur est constitué de la sclère, la partie blanche et opaque, et de la cornée, transparente, que la lumière traverse. La lumière traverse la pupille, dont l'ouverture se réduit avec l'augmentation de l'éclairement et évite ainsi l'éblouissement. Elle rencontre ensuite le cristallin, qui joue le rôle de lentille de vergence variable pour accommoder la vision. Enfin, les rayons lumineux impactent la rétine, où se trouvent les photorécepteurs (cônes et bâtonnets). Le point de la rétine auquel la densité de cônes est la plus élevée est appelé la fovéa. L'acuité visuelle est maximale dans cette zone. Les photorécepteurs communiquent avec des neurones qui tapissent la rétine, et qui transmettent les informations au cerveau par le nerf optique. La papille, qui marque le point de départ du nerf optique sur la rétine, est un point aveugle, sans photorécepteurs.

La fovéa n'est pas alignée transversalement avec le centre de la pupille. L'axe qui passe par le centre de la pupille transversalement est appelé *axe pupillaire*. L'axe entre un point regardé et la fovéa est appelé *axe visuel*. L'axe visuel et l'axe optique se croisent selon un angle, usuellement noté κ , qui est variable selon les individus. La valeur de κ selon l'axe horizontal est en moyenne de 5° , tandis qu'elle est de 2° en moyenne pour l'axe vertical [2].

Pour accomplir sa tâche de vision, l'œil est amené à effectuer différents mouvements. À cette fin, six muscles, dits oculomoteurs, peuvent entrer en action pour aligner la fovéa avec le point regardé [3]. Les mouvements oculaires sont principalement classifiables en deux catégories : les fixations et les saccades. Les saccades sont des mouvements brefs, d'une durée allant de 30 à 100 ms, d'une amplitude comprise entre $0,5^\circ$ et 40° , avec une vitesse maximale entre 30 et $700^\circ/\text{s}$ [4]. En général, les rotations de l'œil n'excèdent pas $\pm 16^\circ$, seuil au-delà duquel l'humain a tendance à plutôt tourner la tête pour regarder un point [5]. Les fixations, quant à elles, ont lieu quand l'œil est immobile pour examiner un point. Il faut en moyenne 250 ms pour que l'acquisition visuelle se fasse [6]. Durant les fixations, de micro-saccades ont lieu. Elles ont une amplitude de moins de 1° , et ont lieu une à deux fois par seconde [7].

L'œil est complété par des organes associés, les paupières et l'appareil lacrymal. Les paupières sont deux membranes de peau pouvant recouvrir l'œil, actionnées par des muscles. Elles permettent de le protéger de petites agressions, comme celle de la poussière. Elles ont aussi un rôle d'occultation de la lumière, et d'aide à l'hydratation de la cornée en renouvelant le film lacrymal. Celui-ci est composé de larmes, produites par les glandes lacrymales et émises par les voies lacrymales.

La déformation de l'œil modifie le chemin optique parcouru par la lumière, qui ne s'image plus correctement sur la rétine. Cela provoque des défauts de la vision. Le port de lunettes permet de rétablir ce chemin optique et de compenser les défauts oculaires. Depuis la seconde

moitié du XX^e siècle, des lentilles de contact, portées directement sur l'œil, sont disponibles commercialement.

1.2 Principes et applications du suivi de regard

Le suivi de regard, aussi appelé *oculométrie*, est la mesure de la direction de regard d'une personne. De nombreux systèmes d'oculométrie ont été développés depuis le début du XX^e siècle.

1.2.1 Bref historique de l'oculométrie

Les premières recherches sur les mouvements des yeux sont étroitement liées aux études de psychologie, et en particulier à l'étude de la lecture. Les premières théories sur la manière dont les humains lisent datent du XIX^e siècle. Le médecin ophtalmologue Louis Émile Javal découvre en 1879 que l'œil suit une succession de saccades et de fixations lors de la lecture. Cependant, le premier appareil de mesure des mouvements oculaires ne date que de 1901, avec l'expérience de Dodge et Cline [8]. Le but de ce dispositif était d'estimer la vitesse de rotation de l'œil. Quelques années plus tard, en 1908, le premier dispositif d'oculométrie « embarqué » est attribué à Edmond Burke Huey [9]. Celui-ci consiste en une lentille de contact auquel est liée une pièce métallique pointant dans la direction du regard. Ce dispositif était hautement inconfortable, voire douloureux pour les personnes le portant.

Au cours du siècle, différentes techniques d'oculométrie ont été développées. Un exemple en est la mesure de l'électro-oculogramme, réalisé par l'enregistrement des potentiels électriques des muscles assurant la rotation oculaire en plaçant des électrodes sur le pourtour de l'œil [10]. Cette méthode a cependant une exactitude (voir la section 1.2.3) limitée, de l'ordre de 2°.

1.2.2 Dispositifs de vidéo-oculométrie

La technique d'oculométrie la plus répandue actuellement est la vidéo-oculométrie, c'est-à-dire du suivi de regard basé sur une image filmée de l'œil. Les dispositifs peuvent être portables, embarqués sur une monture, ou bien fixes, avec la tête prise dans une mentonnière. L'œil est en général éclairé par une source lumineuse infrarouge, pour être bien visible par la caméra sans déranger la vision humaine. Cette source est reflétée sur la surface extérieure cornée, formant une réflexion appelée *première réflexion de Purkinje*. Par des moyens de traitement d'images informatique, les coordonnées du vecteur première réflexion de Purkinje – centre de la pupille (aussi appelé *Pupil-glint vector*) dans le repère du capteur de la caméra sont calculées. Par une étape de calibration, chaque valeur possible pour ces coordonnées est associée à une direction de regard [11]. Cette mesure est cependant complexe d'un point de vue informatique et sensible à des perturbations extérieures (clignement de la paupière masquant la pupille, trop fort éclairage extérieur – notamment dans l'infrarouge –, iris de couleur sombre...). La robustesse n'est donc

souvent pas assurée, ce qui peut poser souci dans des applications sensibles. De plus, l'exactitude de la mesure est limitée par la résolution des caméras utilisées. Différentes techniques plus complexes peuvent être utilisées pour améliorer l'exactitude de la mesure, par exemple par l'usage de réseaux de neurones convolutifs pour traiter les images et en extraire une direction de regard [12].

1.2.3 Métriques d'évaluation des oculomètres

Les oculomètres peuvent être classifiés selon leur caractère invasif, leur portabilité et leur praticité d'utilisation. Une métrique d'importance pour évaluer leurs performances est toutefois le couple exactitude et précision (respectivement « accuracy » et « precision » en anglais). L'exactitude donne l'écart entre la valeur de position mesurée moyenne et la valeur réelle, dans le cas où la mesure est réalisée un nombre suffisant de fois. La précision caractérise la variabilité entre les résultats lorsqu'une mesure est réalisée plusieurs fois. Elle est généralement exprimée comme l'écart-type d'une série de mêmes mesures. En général, ces mesures sont exprimées en valeur d'angle visuel.

Les valeurs d'exactitude annoncées par les fabricants de vidéo-oculomètres embarqués sont en général de l'ordre de $0,5^\circ$ à 1° , tandis que leur précision annoncée peut descendre jusqu'à $0,01^\circ$ [13]. La précision vidéo-oculomètres fixes, pour lesquels la tête est maintenue en place, peut atteindre une exactitude de $0,4^\circ$ [14].

1.2.4 Applications à l'oculométrie

Le suivi de regard n'est depuis longtemps plus circonscrit à l'étude de la lecture. Ses applications sont variées. Le regard peut servir d'interface humain-machine pour des personnes atteintes de handicaps. De nombreux accessoires expérimentaux ont été développés pour communiquer avec le regard, de la planche de plastique transparent avec des lettres inscrites à l'interface de saisie de texte, en passant par la souris virtuelle [15]. Toujours dans le domaine médical, l'étude des mouvements de l'œil donne des informations sur la charge cognitive d'une personne, ainsi que sa fatigue. L'oculométrie est également utilisée dans le cadre de thérapies de restauration de la rétine [16]. Le suivi de regard est également nécessaire pour les dispositifs de réalité augmentée. L'affichage d'objets virtuels en superposition du monde réel requiert une connaissance de la direction de regard. La réalité virtuelle gagne également à utiliser l'oculométrie, en n'affichant avec netteté que la zone regardée dans le même temps, ce qui peut permettre de simuler un flou de focus [17].

1.3 Une mesure au plus proche de l'œil : la lentille de contact

1.3.1 Historique de la lentille de contact

L'idée d'apposer une lentille directement sur l'œil pour corriger la vision remonte à plusieurs siècles [18, 19]. Bien que la première description de principe d'une première lentille de contact soit souvent attribuée à Léonard de Vinci [20], en 1508, cette affirmation repose sur une mauvaise interprétation d'un de ses manuscrits et a été démentie [21]. En 1637, René Descartes décrit dans son « Discours septiesme sur la dioptrique » un tube rempli de fluide, posé sur la cornée, pour agrandir la taille de l'image rétinienne [22]. Il s'agit de la première description d'un système optique en contact avec l'œil. Ce n'est toutefois qu'en 1888 que la première lentille de contact est mise au point par l'ophtalmologiste allemand Adolf Eugene Fick [19]. Il s'agit d'une lentille de contact sclérale, c'est-à-dire reposant sur la sclère de l'œil, en verre, pour traiter des patients souffrant d'opacification de la cornée ou de kératocône, une affection déformant la cornée en forme de cône. Le verre a une faible perméabilité à l'oxygène, ce qui rend le port de telles lentilles inconfortable.

Le développement des matériaux plastiques, et notamment de l'acrylique, à partir des années 1930, permet la conception de lentilles plus adaptées au port sur de longues durées [18]. En 1948, les premières lentilles de contact en polyméthacrylate de méthyle (PMMA, connu sous la dénomination commerciale de Plexiglas) sont mises sur le marché. La perméabilité du PMMA permet de meilleurs échanges d'oxygène entre l'œil et l'extérieur. Les lentilles souples ont quant à elles été rendues possibles par le développement de gels hydrocolloïdes à partir des années 1960.

Au cours de ces décennies, plusieurs formats de lentilles de contact ont été développés. La lentille rigide, sclérale, est la première à avoir été conçue. Apparues plus tard, les lentilles souples sont fabriquées en hydrogels. Enfin, les recherches les plus récentes portent sur des lentilles hybrides, avec une partie centrale rigide et une partie périphérique en hydrogel. Elles offrent le confort des lentilles souples, tout en étant plus simple à centrer. [23].

1.3.2 Lentilles de contact instrumentées

La lentille de contact est placée directement sur l'œil, et est à ce titre une bonne candidate pour réaliser diverses mesures de manière non invasive d'informations physiques, chimiques et biologiques [24]. La lentille de contact (souple ou rigide) utilisée comme capteur permet une mesure continue de paramètres physiologiques, donc de l'état de santé de la personne la portant, ce qui permet un suivi continu de certaines pathologies. Néanmoins, le support particulier de la lentille de contact, par ses dimensions, soulève différents défis d'intégration.

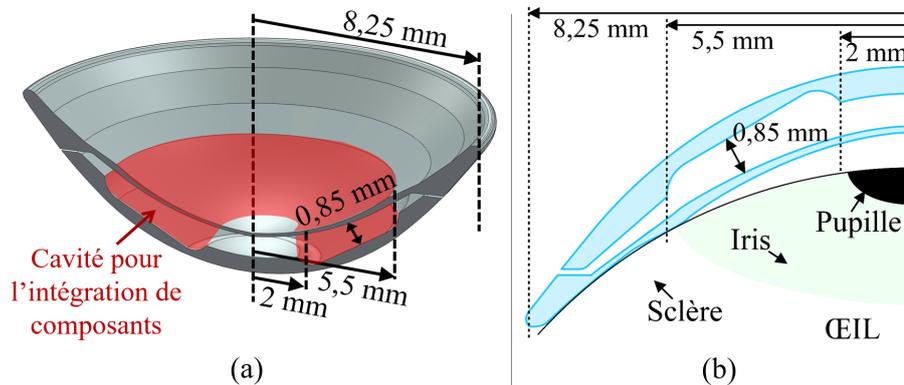


FIGURE 1.1 – Vue en coupe de la structure d'une lentille sclérale. (a) Représentation en 3D ; (b) Exemple de cotations de la lentille reposant sur l'œil. Issu de [25].

Intégration de capteurs dans une lentille de contact

L'espace réduit disponible sur le support qu'est la lentille de contact est également un défi technique à relever pour l'intégration de capteurs. Une lentille sclérale a un diamètre maximal de 24 mm [23]. Elle est fabriquée à partir d'un palet usiné à l'aide d'un tour pour obtenir une forme épousant le globe oculaire.

Dans le but d'inclure de l'électronique dans la lentille, il est possible d'évider deux demi-palets de lentille sclérale, puis de les coller pour former un palet qui est usiné comme précédemment. Un espace est ainsi disponible pour encapsuler des éléments d'électronique. À titre d'exemple, dans le cas d'une lentille de diamètre 16,5 mm, cela correspond à une rainure en anneau d'environ 0,9 mm d'épaisseur et de diamètre maximal de 11 mm (voir l'exemple en figure 1.1). La compacité des composants du capteur est ainsi nécessaire.

Il est également nécessaire, dans le cas d'une mesure *in situ*, d'avoir un système de *communication* intégré à la lentille, pour que les données de mesure puissent être transmises à un outil externe. Ce transfert peut se baser sur des protocoles de communication en champ proche usuels, de type NFC (*Near Field Communication*, avec une porteuse de fréquence 13,56 MHz par exemple). Cela impose la présence d'une bobine intégrée à la lentille associée à un transpondeur, pour servir d'antenne de transmission.

L'autre point critique est l'*alimentation électrique* de l'électronique intégrée à la lentille. Comme il est impossible de fournir de l'énergie en filaire, la lentille doit être alimentée par induction ou être autonome. Dans ce second cas, une source d'énergie doit être embarquée. Une batterie lithium-ion souple pour lentilles sclérales a été développée dans le cadre d'un projet parallèle à ce travail de thèse [26]. Cette batterie prend la forme d'un anneau de moins de 300 μm d'épaisseur, ce qui est suffisant pour la rendre embarquée. Sa surface est de 0,75 cm^2 et atteint une capacité surfacique de 43 $\mu\text{Ah}/\text{cm}^2$ à une température de 20°C. La recharge peut alors en être effectuée par induction. D'autres solutions ont été proposées dans la littérature, telles qu'une

batterie qui se recharge dans une solution de glucose et se décharge par contact avec le film lacrymal [27].

Lentille de contact pour des applications du suivi médical

Les premières lentilles de contact instrumentées ont été développées à partir de la seconde moitié des années 2000. Le film lacrymal recouvrant le globe oculaire est un milieu riche en informations physiologiques. Il est notamment possible d'en mesurer la concentration en glucose par des procédés chimiques, qui serait corrélée avec la glycémie [28]. Cela vise à éviter la mesure capillaire de la glycémie, qui consiste en des prélèvements de sang sur un doigt, à la fois invasifs et inconfortables. La mesure sur l'œil permet un suivi continu [29].

D'autres paramètres peuvent également être mesurés dans les larmes, comme la concentration en acide lactique, liée à celle dans le sang, un marqueur de divers dysfonctionnements physiologiques tels que l'hypoxie (manque de dioxygène dans le sang) ou la concentration trop élevée de sel dans le sang. Une lentille de contact mesurant la concentration en acide lactique des larmes en quelques secondes par l'intermédiaire du courant produit par une réaction d'oxydo-réduction a été présentée dans [30].

Une autre application aux lentilles de contact régulièrement étudiée est la mesure de la pression intra-oculaire, ou IOP (pour *intra-ocular pressure*). Ce paramètre est mesuré dans le cadre du glaucome, une maladie dégénérative du nerf optique due à une pression intra-oculaire trop élevée. Sa valeur est liée à la courbure de la cornée. En embarquant par exemple des jauges de déformation et une électronique de calcul et de transfert de l'information dans une lentille de contact, il est possible de mesurer les variations de cette courbure et donc de la pression intra-oculaire [31].

Lentilles de contact instrumentées à applications thérapeutiques

Au cours de la décennie 2010, une nouvelle génération de lentilles de contact à usages thérapeutiques a commencé à émerger. Il ne s'agit alors plus seulement de capteurs de mesure, mais de lentilles permettant d'intervenir directement et activement sur la surface de l'œil. La prise de médicaments pour traiter des affections de l'œil se fait généralement sous forme de collyres. Cette voie d'administration est toutefois contraignante pour la personne traitée, et les clignements d'yeux ainsi que les larmes limitent la pénétration cornéenne des gouttes. Le médicament peut également être administré par une lentille de contact, ce qui permet une pénétration maximale du principe actif. À cette fin, différentes techniques de relâche de substances contenues dans des lentilles de contacts sont recherchées [32].

Lentilles de contact pour la réalité augmentée et la réalité virtuelle

Depuis plus récemment, des lentilles de contact à visée d'utilisation dans le cadre de dispositifs de réalité augmentée et de réalité virtuelle sont développées. Il s'agit par exemple de lentilles embarquant un afficheur, tel que le prototype de la société Mojo [33] (abandonné en 2023). La société Samsung a également déposé un brevet pour une lentille de contact avec un afficheur intégré, ainsi qu'une nano-caméra [34]. L'idée derrière de tels concepts est d'afficher en surimpression à la vision de l'environnement des informations supplémentaires. Cela suit le mouvement de recherches autour de la réalité augmentée, dont des exemples de mise en pratique sont les casques HoloLens 1 et 2 de Microsoft. Les applications sont pour l'instant à visée professionnelle, pour l'aide à la réalisation de tâches complexes ou à la décision dans des situations de charge cognitive importante. Pour cette dernière application, une preuve de concept de lentille de contact intégrant un hologramme, le PRAR (pour *Perifoveal Augmented Reality*) a été présenté dans [35]. Le but est de projeter en cas de danger pour la personne porteuse de la lentille un symbole directement dans la zone périphérique de la lentille. Une information vue dans cette zone provoque une réaction plus rapide que sur la fovéa, ce qui apporte une aide lors de l'évolution dans des environnements complexes.

Pour optimiser leur efficacité, les systèmes de réalité augmentée ont généralement besoin de connaître la position de regard. Il est donc nécessaire d'y implémenter une fonction d'oculométrie.

Lentilles de contact pour l'oculométrie

Depuis les expérimentations invasives d'Edmund Burke Huey en 1908, deux types de dispositifs d'oculométrie basés sur une plateforme de lentille de contact ont été développés jusqu'à présent. Le premier est la *Scleral search coil*, qui consiste en une spire encapsulée dans une lentille de contact sclérale. Des bobines placées autour de l'œil, dans lesquelles un courant circule, mesurent l'inductance vue de la bobine placée sur l'œil, qui va varier selon la rotation de celui-ci [36, 37]. Cette technique est généralement limitée à des expérimentations en laboratoire.

Plus récemment, une lentille de contact sclérale intégrant une bobine pour l'alimentation, des photodiodes et un circuit de calcul (ASIC) du barycentre des photocourants mesurés par ces composants a été étudiée à IMT Atlantique [38]. Le système d'oculométrie inclut également une monture avec une bobine primaire servant à l'alimentation, des DELs infrarouges et un récepteur NFC pour réceptionner les données émises par la lentille. Lorsque l'œil tourne, l'éclairement reçu par chaque photodiode varie, ce qui entraîne la variation du barycentre de leurs photocourants. La mesure de cette variation permet de remonter à la direction du regard. Ce projet a montré la possibilité d'intégrer une fonction intelligente dans une lentille de contact sclérale, et d'obtenir des performances d'oculométrie égales ou supérieures à celles de dispositifs commerciaux existants. L'intégration de plusieurs photodiodes, d'un ASIC et d'un module de communication NFC impose

toutefois des contraintes fortes face au volume disponible limité, c'est pourquoi une alternative intéressante serait de déporter un maximum de fonctions sur la monture.

Conclusion

Le suivi de regard, c'est-à-dire la mesure de la direction de regard d'une personne, a de nombreuses applications, en particulier dans les domaines de la réalité augmentée et de la réalité virtuelle. L'utilisation d'une plateforme d'oculométrie basée sur une lentille de contact a été rendue possible par les progrès intervenus ces dernières décennies dans l'intégration et la miniaturisation de fonctions embarquées sur de tels supports. Une lentille de contact basée sur la mesure de photocourants, associée à sa monture de contrôle, a notamment été présentée.

Ce travail de thèse découle des résultats obtenus avec ce dernier dispositif. Il hérite de ce premier prototype et des enseignements qui en ont été tirés sur la conception. Il y apporte néanmoins une modification de principe : les sources lumineuses sont cette fois embarquées sur une lentille de contact sclérale, tandis que les capteurs photosensibles sont situés sur une monture. La lentille de contact est donc active.

RÉALISATION D'UNE LENTILLE DE CONTACT POUR LE SUIVI DE REGARD

Les travaux présentés dans ce chapitre ont fait l'objet de publications dans les revues PLOS One [39] et Nature Scientific Reports [40]

Introduction

Dans le chapitre précédent, il a été montré que la technique de suivi de regard la plus répandue est la vidéo-oculométrie. Les limites du traitement vidéo des images de pupille ont été soulevées. Pour répondre à ces difficultés de détection de la pupille dans certaines conditions, une lentille de contact sclérale embarquant des sources lumineuses émettant dans l'infrarouge a été développée. La trace lumineuse de ces sources peut alors être détectée par un dispositif extérieur à la lentille.

Ce chapitre présente les différents composants encapsulés dans une lentille de contact sclérale pour qu'elle émette des faisceaux lumineux dans l'infrarouge, ainsi que l'impact de l'encapsulation sur leurs propriétés optiques et géométriques.

Les résultats de ces mesures sur des premières lentilles encapsulées donnent une base de travail pour améliorer les performances de la lentille dans le cadre de l'oculométrie. Dans un second temps, sont donc présentées les améliorations réalisées sur la géométrie de la lentille, et la possibilité d'ajouter un élément d'optique supplémentaire pour mettre en forme le faisceau lumineux infrarouge.

2.1 Description de la lentille

2.1.1 Circuit électronique

L'encapsulation d'électronique dans une lentille de contact sclérale doit répondre à des contraintes géométriques strictes, dues au peu d'espace disponible. Le circuit réalisé doit donc être compact. De plus, il ne doit pas gêner la vision.

Le circuit réalisé est constitué d'un circuit imprimé (PCB, ou *Printed Circuit Board*) en forme d'anneau, de diamètres intérieur de 4,8 mm et extérieur de 10,5 mm. L'épaisseur du PCB est

d'environ 0,125 mm, ce qui correspond à un substrat épais de 25 μm sur chaque face duquel sont déposées deux pistes, également de 25 μm d'épaisseur, recouvertes chacune par une épaisseur d'environ 25 μm de coverlay.

L'électronique encapsulée dans la lentille est alimentée par induction. La bobine secondaire est imprimée directement sous forme de pistes sur le PCB. Deux VCSELs, émettant de la lumière infrarouge à 850 nm, sont alimentés par ce lien inductif. Les VCSELs utilisés sont vendus par la société Roithner LaserTechnik, sous la référence VC850S-SMD. Ces composants disposent d'un capot de protection, et sont épais de 600 μm . Ils sont montés en parallèle et dans des sens opposés, ce qui permet que l'un et l'autre soient allumés alternativement à la fréquence du courant induit. Leur demi-angle de divergence donné par le fabricant est de 4° . Une capacité permet de fixer la valeur de la fréquence de résonance du lien inductif. Les VCSELs portent l'épaisseur maximum du circuit à 725 μm , ce qui permet l'encapsulation de celui-ci dans une lentille de contact. Le circuit est présenté en figure 2.1.



FIGURE 2.1 – Trois exemples de circuits à deux VCSELs avant leur encapsulation dans des lentilles. Les deux VCSELs sont placés sur un diamètre de l'anneau et le condensateur d'accord est visible en haut des circuits sur cette figure.

2.1.2 Géométrie de la lentille

La lentille dans laquelle le circuit est encapsulé est une lentille sclérale en polyméthacrylate de méthyle (PMMA), fabriquée par la société LCS, notre partenaire pour ce projet. Elle a un diamètre de 16,5 mm, et est constituée de deux demi-palets collés l'un à l'autre avec de la colle UV (Loctite AA 3301), puis usinés avec un tour pour atteindre une géométrie portable sur un œil humain [41]. Son épaisseur maximale est de 1,4 mm une fois le circuit encapsulé. Les palets et leur usinage sont présentés en figures 2.2 et 2.3.

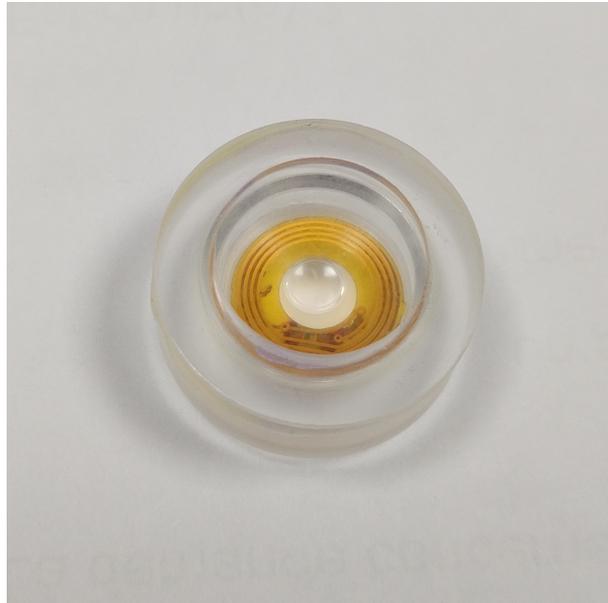


FIGURE 2.2 – Palet de lentille avec un circuit encapsulé, avant son usinage.

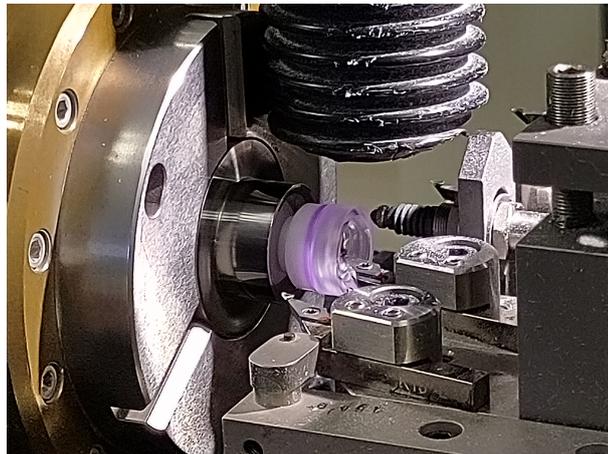
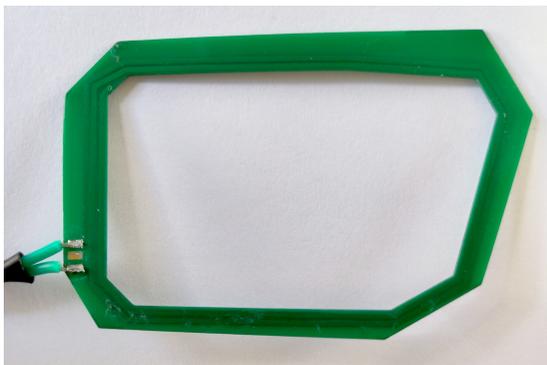


FIGURE 2.3 – Usinage au tour du palet de la lentille, dans les locaux de la société LCS. Le palet est monté sur un axe de rotation. Celui-ci, tout en tournant, peut avancer ou reculer pour que le palet entre en contact avec un diamant et soit ainsi usiné. Un aspirateur, au-dessus, évacue les copeaux.

2.1.3 Alimentation électrique de la lentille

La lentille est alimentée par induction. La fréquence de résonance de la bobine, fixée par sa géométrie et par le condensateur d'accord, est de 13,56 MHz. Le courant alternatif sinusoïdal circulant dans la bobine primaire est généré par un synthétiseur de signal numérique Analog Device AD9834. Celui-ci permet de générer des signaux périodiques de forme, amplitude, fréquence et phase choisies. L'amplitude maximale du signal est de 5,5 V. La programmation du synthétiseur, ainsi que son alimentation, sont réalisées par un lien USB (5 V). Un deuxième étage d'amplification est ajouté pour produire un signal sinusoïdal avec une amplitude de 9 V. Ce signal circule sous forme de courant dans une bobine primaire, en forme de trapézoïde (représentée en figure 2.4a). Sa forme n'est pas optimale, car assez différente de la bobine de la lentille, qui est circulaire. Elle est choisie ainsi pour être intégrable dans une monture de lunette existante de la société Eyes3Shut, qui a servi de base à la conception de l'oculomètre (voir chapitre 3). Dans une version finale de la monture, une bobine de forme plus adaptée, plus proche d'un cercle pour améliorer le facteur de forme et donc améliorer le rendement inductif, pourra être utilisée (voir en figure 2.4b). La fréquence est réglée manuellement autour de 13,56 MHz pour avoir un maximum de couplage entre les deux bobines, et ainsi prendre en compte les variations de la fréquence de résonance induite par la variation de la valeur du condensateur utilisé ($\pm 10\%$). Au total, la puissance électrique circulant dans la bobine primaire est de l'ordre de 340 mW.



(a)



(b)

FIGURE 2.4 – Bobines primaire servant à alimenter la lentille par induction. a) Version utilisée dans le cadre de ce travail de thèse, de forme adaptée à la monture Eyes3Shut. b) Future bobine primaire, de forme plus adaptée au transfert de puissance électrique avec la bobine secondaire. Cette bobine n'a pas été utilisée dans le cadre de ce travail de thèse, mais le sera dans la suite du projet.

2.2 Impact de l'encapsulation sur le circuit électronique

Les propriétés du circuit électronique de la lentille doivent être maîtrisées pour que celle-ci soit utilisable dans un contexte d'oculométrie. Étant donné que l'ensemble du dispositif repose sur la détection des spots issus des lasers, il est important d'évaluer comment l'encapsulation peut affecter les faisceaux lumineux.

Tout d'abord, le circuit électronique sur lequel sont montés les VCSELs est initialement plat, et son encapsulation manuelle sur une surface incurvée peut entraîner des variations de direction d'émission des VCSELs. Ensuite, la calotte de la lentille de contact positionnée au-dessus du VCSEL peut réduire la transmission optique, modifier la direction du faisceau et augmenter sa divergence, ce qui influe sur sa détection par des capteurs opto-électroniques, dont la précision dépend de la taille du spot.

Les paramètres critiques sont donc la divergence des VCSELs, leur puissance optique émise et leur direction d'émission. Le positionnement de capteurs et la bonne détection de la lumière issue des VCSELs par ceux-ci dépend de ces valeurs. Ces paramètres ont donc été mesurés et comparés avant et après encapsulation sur trois circuits.

2.2.1 Puissance optique émise par les VCSELs et transmission inductive de puissance en fonction du positionnement relatif des deux bobines

Pour qu'un VCSEL s'allume, il faut qu'une tension de valeur suffisante, appelée *seuil de lase*, soit appliquée à ses bornes. La tension d'alimentation typique des VCSELs utilisés dans ce circuit est, d'après leur fiche technique, de 1,8 V.

Le rendement du couplage électromagnétique inductif entre les deux bobines dépend entre autres de leur positionnement relatif. Pour deux bobines planes parallèles mises face à face et espacées d'une distance d , la puissance transmise par induction varie approximativement en $1/d^3$. La distance moyenne entre les deux bobines, correspondant à la distance entre le circuit encapsulé dans la lentille sur l'œil et la bobine primaire embarquée dans une monture, est de 13 mm.

La puissance optique émise par un VCSEL est mesurée par un radiomètre optique Thorlabs PM100D.

La puissance moyenne émise mesurée pour chacun des six VCSELs (deux VCSELs pour les trois circuits caractérisés) avant l'encapsulation est de $120 \pm 23 \mu\text{W}$ et de $108 \pm 28 \mu\text{W}$ après. La perte en puissance optique s'explique en partie par le coefficient de transmission du PMMA, qui est d'environ 93 % à 850 nm, et par les réflexions dioptriques sur les surfaces internes de la lentille de contact. Cette perte est acceptable, car la puissance optique émise par les VCSELs est suffisamment élevée pour que les spots restent détectables. Il n'est donc pas

nécessaire d'augmenter la puissance électrique émise par l'antenne primaire. Les considérations de sécurité des rayonnements lors du port de la lentille de contact sont traitées au chapitre 5.

Tous les lasers fonctionnent au-dessus de leur seuil de lase (tension d'alimentation supérieure à 1,8 V, courant supérieur à 4,0 mA). Pour évaluer l'efficacité de la transmission de la puissance électrique par induction, une comparaison a été faite entre un VCSEL alimenté en filaire, mis en série avec une résistance de $0,9\text{ k}\Omega$, et un VCSEL alimenté par induction. Le circuit filaire est alimenté par une alimentation stabilisée de laboratoire. La puissance optique émise par le VCSEL est relevée pour différentes valeurs de tension générées dans le circuit. Les résultats sont présentés en figure 2.5. Une puissance optique de $120\text{ }\mu\text{W}$ émise correspond à une tension d'alimentation du VCSEL de 2,1 V. Dans ce cas, un courant (mesuré aux bornes de la résistance) de 4 mA est consommé. Lorsque le VCSEL lase avec cette puissance optique, ce qui est le cas pour le VCSEL alimenté par induction avant encapsulation, il consomme ainsi 8,2 mW électriques. Une puissance électrique de 340 mW circulant dans la bobine primaire, cela revient à une efficacité de transmission de l'énergie électrique par induction de 2,4 %. La faible efficacité du couplage est principalement due au nombre limité de spires et au faible facteur de forme entre deux les bobines.

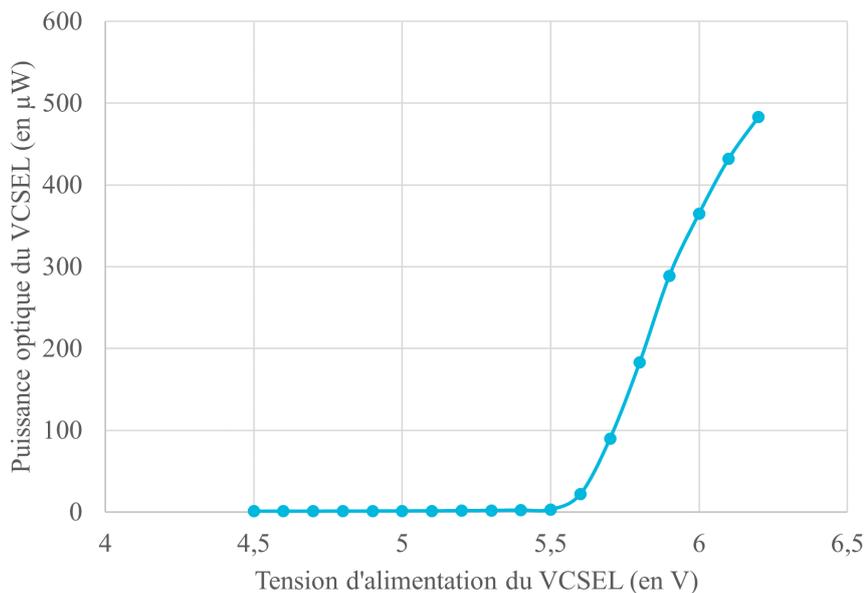


FIGURE 2.5 – Puissance optique émise par un VCSEL mis en série avec une résistance de $0,9\text{ k}\Omega$, alimenté en filaire selon la tension d'alimentation du circuit.

L'angle relatif entre les deux bobines a également une influence sur la puissance électrique transmise par le lien inductif. Pour caractériser cela, une lentille contenant un circuit encapsulé a été placée sur un support rotatif, son centre à une distance de 13 mm de la bobine primaire. La

puissance optique émise par un VCSEL est mesurée pour différents angles horizontaux entre les bobines. La tête du radiomètre est également placée sur la platine de rotation pour rester en face du VCSEL. L'angle maximum considéré entre les deux circuits est de $\pm 16^\circ$, ce qui correspond à l'angle maximum pour lequel une personne aura tendance à tourner les yeux plutôt que la tête pour regarder un point. Les résultats sont présentés en figure 2.6. La puissance optique émise par un VCSEL diminue de 30 %, mais celui-ci lase encore et les spots restent détectables. Une optimisation possible à la transmission de puissance par induction consiste en la courbure de la bobine primaire selon un axe vertical, pour la rapprocher de la bobine secondaire lors d'une rotation selon un axe horizontal de l'œil. Cela sera intégré dans une future génération de lunettes.

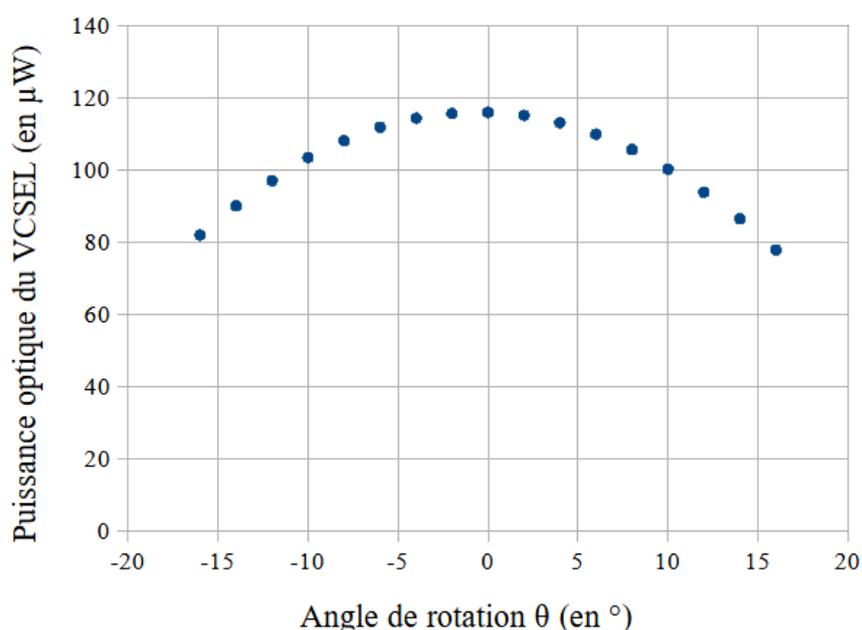


FIGURE 2.6 – Effet de la rotation relative des bobines sur la puissance optique émise par un VCSEL, pour une distance entre les centres des deux bobines de 13 mm.

2.2.2 Effet de l'encapsulation sur la direction d'émission des VCSELs

Lors de l'encapsulation, une force est appliquée au circuit imprimé pour qu'il soit légèrement courbé, afin d'épouser la forme de la lentille. Ce processus d'encapsulation est réalisé manuellement. En conséquence, la direction des faisceaux par rapport à la normale de la pupille peut varier d'une lentille à l'autre. Les notations θ et ϕ correspondent respectivement aux angles entre le faisceau et la normale à la pupille dans les plans horizontal et vertical (figure 2.9). La séparation angulaire entre les deux VCSEL dans le plan horizontal est donc $\Delta\theta = |\theta_{gauche} - \theta_{droite}|$ où

gauche et droite désignent les VCSELS de gauche et de droite. De même, la séparation angulaire entre les deux lasers dans le plan vertical est $\Delta\phi = |\phi_{gauche} - \phi_{droite}|$.

Ces angles ont été mesurés selon la procédure suivante. La lentille de contact est positionnée sur un œil artificiel imprimé en résine 3D (présenté en figure 2.7), orienté de manière que les deux VCSELS soient alignés horizontalement. Le spot issu de chaque VCSEL est projeté sur un écran de papier. De l'autre côté de cet écran, une caméra enregistre une image des spots par transmission. Le banc de mesure est présenté en figure 2.8. Le temps d'exposition de la caméra est préalablement réglé pour que les pixels de l'image ne soient pas saturés. Des images sont enregistrées pour différents angles de rotation de l'œil artificiel, autour de la direction estimée de propagation du faisceau, et pour trois distances entre la lentille de contact et l'écran. Les rotations autour de cette direction sont réalisées degré par degré à l'aide d'une platine rotative Newport URS100-PP, qui a une précision absolue de $0,03^\circ$. Pour chaque angle, trois images du spot VCSEL sont donc enregistrées (une pour chacune des trois distances lentille de contact-écran, voir figure 2.10). Les coordonnées (x, y) du barycentre des spots sont calculées pour les trois distances, ainsi que l'écart-type sur les valeurs de x et y sur ces trois mesures. Cet écart-type est minimal lorsque l'angle de rotation de la lentille sur l'œil artificiel correspond à l'angle d'émission du faisceau.



FIGURE 2.7 – Lentille de contact montée sur un œil artificiel.

La même procédure est répétée pour le second VCSEL. La figure 2.11 illustre le processus de calcul de θ . La séparation angulaire horizontale des deux VCSELS de chaque lentille de contact est comprise entre 39° et 46° , avec une moyenne de 42° . Ces variations sont dues au processus d'encapsulation manuel. Ensuite, la lentille de contact est tournée de 90° sur l'œil artificiel du banc, afin que les VCSEL soient alignés verticalement, et tout le processus est répété pour mesurer la séparation angulaire verticale. Celle-ci est moins importante que l'horizontale, ce qui est cohérent avec la façon dont les VCSELS sont montés sur le circuit électronique, alignés avec la direction verticale. Les mesures sont synthétisées dans la table 2.1.

Une séparation angulaire bien choisie pour les deux VCSEL peut être utilisée pour concevoir

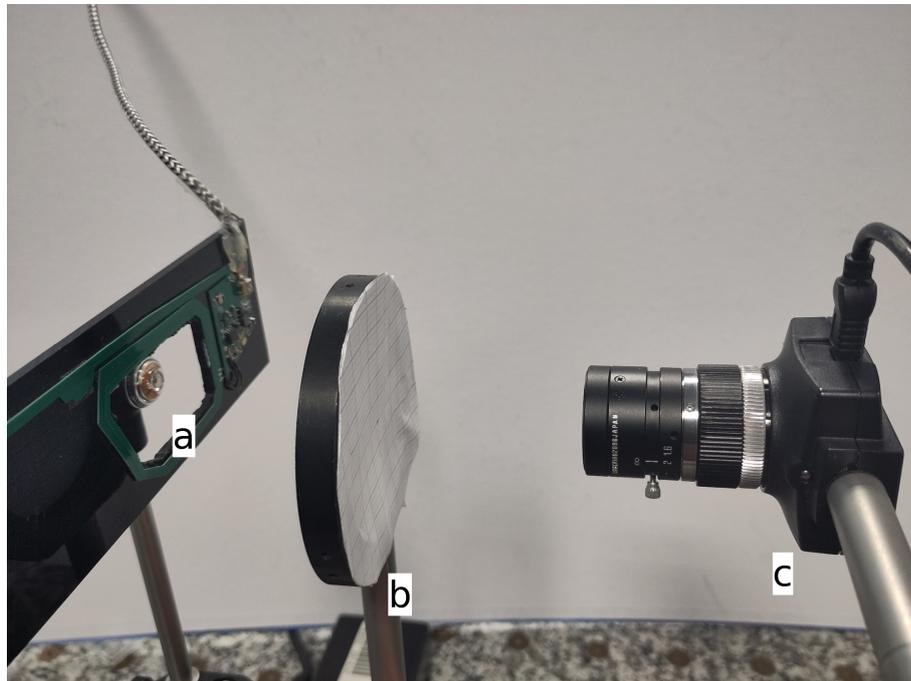


FIGURE 2.8 – Banc de mesure de la direction d'émission des VCSELs encapsulés. a) Lentille montée sur un œil artificiel et alimenté par une bobine primaire; b) Écran de papier sur lequel sont projetés les spots des VCSELs; c) Caméra imageant les spots projetés sur l'écran par transmission.

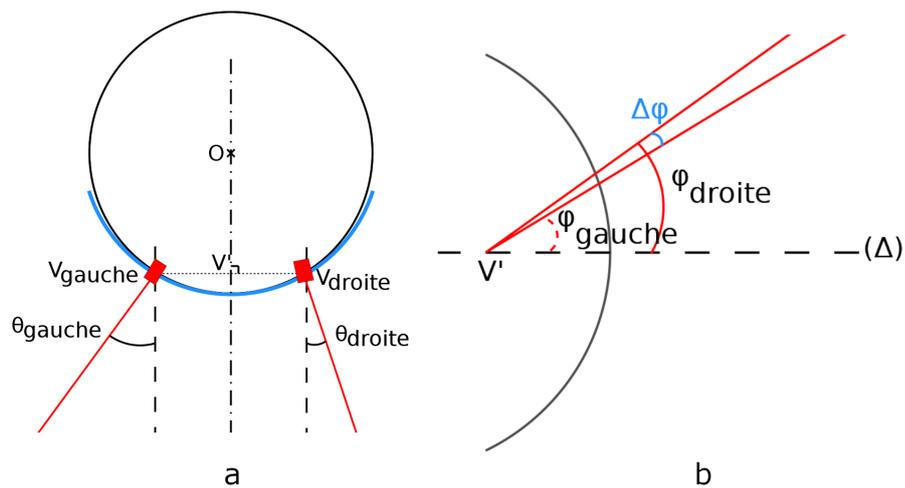


FIGURE 2.9 – (a) Lentille de contact vue de dessus avec la séparation angulaire horizontale; (b) vue de côté avec la séparation angulaire verticale des VCSELs.

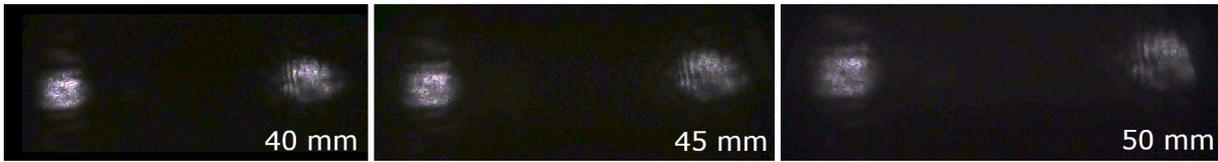


FIGURE 2.10 – Images des spots sur l'écran de papier, enregistrées pour mesurer les directions d'émission des VCSELs, à trois distances de la lentille : 40 mm, 45 mm et 50 mm.

	Angle horizontal θ		Angle vertical ϕ	
	VCSEL de gauche	VCSEL de droite	VCSEL de gauche	VCSEL de droite
Circuit nu	3°	1°	1°	3°
Lentille n°1	24°	-16°	7°	12°
Lentille n°2	23°	-16°	-1°	3°
Lentille n°3	35°	-11°	1°	8°

TABLE 2.1 – Direction d'émission du faisceau pour un circuit non encapsulé et pour trois échantillons de lentilles de contact. La variabilité des valeurs provient du procédé d'encapsulation manuelle.

un dispositif complet de détection des spots. Le processus d'encapsulation doit alors être amélioré pour définir l'angle souhaité. Un exemple est présenté en partie 2.3.

2.2.3 Divergence des VCSELs après encapsulation

Après avoir déterminé l'axe de propagation du faisceau pour chaque VCSEL par rapport à la normale à la pupille, la méthode suivante est utilisée pour évaluer l'impact de l'encapsulation sur la divergence des VCSELs. Une lentille de contact est positionnée de sorte que le faisceau issu d'un de ses VCSELs soit normal au plan de la caméra. Un écran de papier est placé entre la caméra et le VCSEL et une image du spot projeté sur cette feuille est prise pour trois positions de la feuille par rapport à la caméra, comme dans la section précédente. Le temps d'exposition de la caméra est à nouveau réglé pour éviter que les spots apparaissent saturés sur l'image. Le faisceau est supposé rester gaussien. Les images sont ensuite traitées pour calculer le diamètre du spot, ou plus précisément de son *waist*, défini comme le diamètre du cercle centré sur le spot et contenant 86,5 % de la puissance émise. Un exemple d'extraction du diamètre d'un spot est présenté en figure 2.12. Sur cette illustration, le cercle bleu contient 86,5 % de la puissance émise par le spot du haut. Pour chaque distance, une taille est calculée et l'angle de divergence correspondant est déduit. La moyenne de ces trois angles est retenue comme valeur de divergence du VCSEL. L'encapsulation provoque une légère augmentation de la divergence de chaque VCSEL. Le demi-angle de divergence est de 4° pour les VCSELs non encapsulés (en accord avec la fiche technique du fabricant) et de $5,5 \pm 0,5^\circ$ lorsqu'ils sont encapsulés.

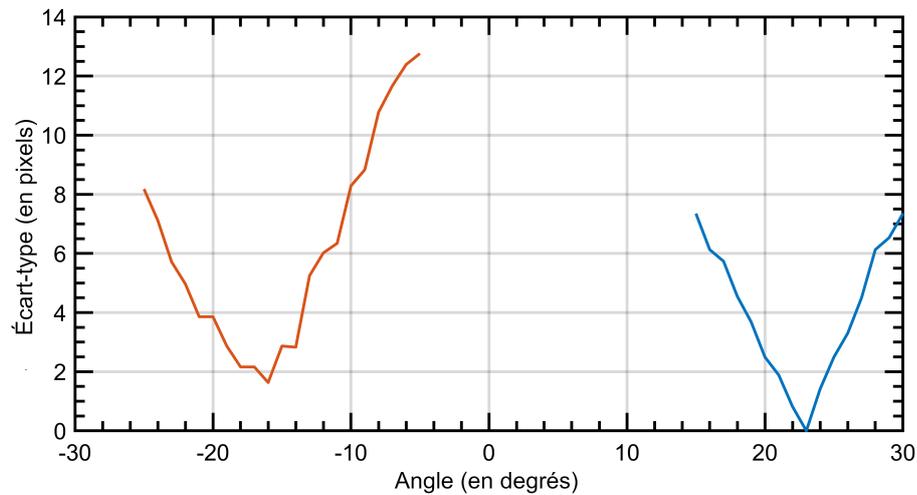


FIGURE 2.11 – Recherche de l'angle de l'axe d'émission des VCSELs pour une lentille donnée. Axe des ordonnées : écart-type (en pixels), calculé sur la série des trois positions du barycentre en x pour trois distances lentille de contact-écran. Lorsque cette valeur est minimale, l'écran est considéré comme normal à la direction d'émission du VCSEL. Courbe orange : pour le VCSEL de gauche ; courbe bleue : pour le VCSEL de droite.

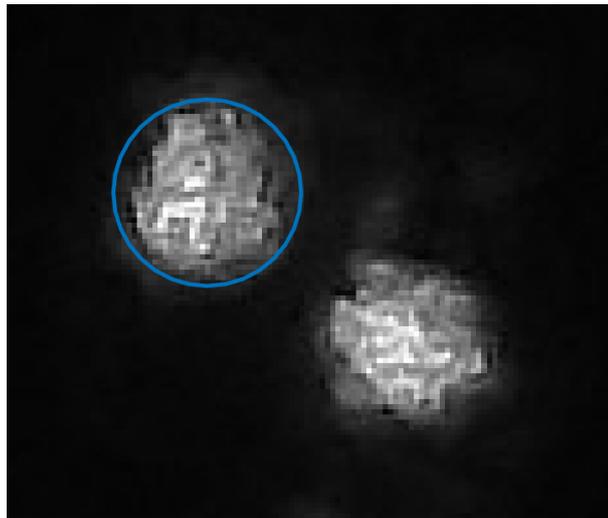


FIGURE 2.12 – Exemple de détection du diamètre d'un spot pour calculer sa divergence. Le cercle bleu contient 86,5 % de la puissance émise par le spot du haut. La puissance émise par le second spot n'est ici pas illustrée.

L'encapsulation a ainsi un impact sur les caractéristiques du faisceau (puissance, direction d'émission, divergence), mais celui-ci est relativement faible et assez similaire sur les trois lentilles de contact encapsulées étudiées, malgré le processus de fabrication manuel de chaque lentille. Si la puissance optique émise par les lasers est directement dépendante du rendement du lien

inductif, la direction d'émission et la divergence des VCSELs peuvent être contrôlées par des modifications de la géométrie de la lentille de contact ou l'ajout d'éléments dans celles-ci.

2.3 Lentille avec une direction d'émission des VCSELs prédéfinie

La direction d'émission des VCSELs a un impact sur le positionnement des capteurs de position des spots dans le cas de l'utilisation d'un PSD (Position Sensing Detector) par exemple (voir en chapitre 3). Ces derniers doivent en effet être placés en face de la région balayée par les spots. Pour optimiser ce positionnement, la lentille de contact peut être usinée de façon à imposer une direction d'émission aux VCSELs du circuit. De plus, dans le cas où les capteurs sont embarqués au plus près des yeux, cela permet de les placer au plus près de la lentille et donc de limiter l'effet de la divergence des faisceaux, qui peut altérer la précision de la détection de leur position.

La direction d'émission des VCSELs peut être imposée lors de la fabrication de la lentille de contact, en gravant avant l'encapsulation à l'intérieur d'un demi-palet une cavité formant une encoche dans une direction préétablie dans lequel le VCSEL vient se placer. Le profil d'une telle lentille est présenté en figure 2.13 (image de gauche).

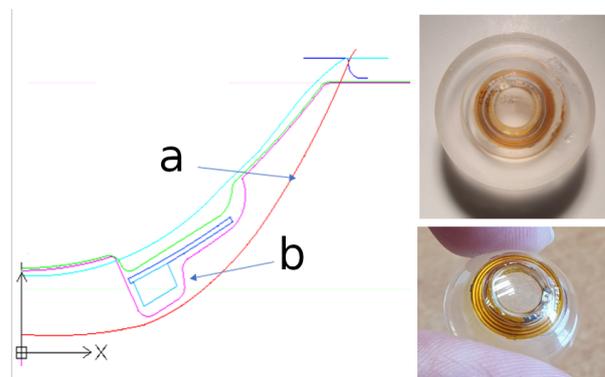


FIGURE 2.13 – Design du profil de la lentille pour contrôler les directions d'émission des VCSELs. À gauche : coupe transversale de la lentille. a) La surface externe de la lentille et b) le VCSEL dans son encoche et le circuit. En haut à droite : le palet de lentille de contact avant l'usinage. En bas à droite : la lentille de contact finale.

L'électronique et le VCSEL sont encapsulés dans ce palet, présenté en haut à droite de la figure 2.13. La lentille de contact (présentée en bas à droite de la même figure) est ensuite usinée à l'aide d'un tour, de la même façon qu'en figure 2.3.

La lentille de contact présentée en figure 2.13 est conçue pour imposer un angle de direction d'émission du VCSEL de 25° . La figure 2.14 en présente une vue transversale par tomographie en cohérence optique (réalisée avec un Optovue iVue-80). La direction d'émission du VCSEL

de cette lentille a été mesurée après encapsulation à 22° , avec le même procédé que dans la partie 2.2.2. Cela est en accord avec la valeur attendue de 25° .

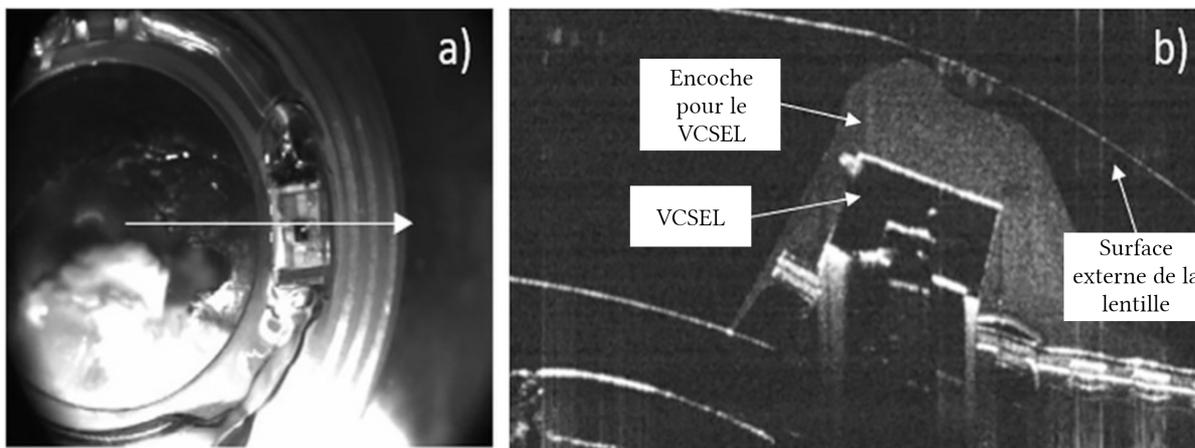


FIGURE 2.14 – Vue par tomographie en cohérence optique du design de la lentille à direction d'émission contrôlée. a) Vue du dessus de la lentille de contact fabriquée, avec une flèche indiquant la direction de la coupe transversale représentée en b); b) coupe transversale montrant le VCSEL dans son encoche.

2.4 Ajout d'une micro-optique pour la mise en forme du faisceau

La divergence des VCSELs est un autre frein potentiel à l'utilisation d'un PSD pour la détection des spots. En effet, l'étalement de la tache issue du laser provoque la dispersion de la puissance portée par le faisceau sur une plus grande étendue géométrique, ce qui a pour effet de diminuer la réponse électrique de capteur, et donc de faire décroître sa précision. La divergence du VCSEL impose donc une limite sur la position relative entre la lentille et le capteur dans une application d'oculométrie.

Pour lever cette limite, il est possible d'ajouter un élément optique dans la lentille de contact, réduisant la divergence du VCSEL. À cette fin, un élément optique diffractif (ou EOD) a été développé au sein du laboratoire, qui dispose d'une grande expérience dans leur conception et leur réalisation. Il s'agit d'une micro-structure fabriquée par photolithographie, composée de pixels de différentes épaisseurs. Lorsque l'élément est traversé par un faisceau lumineux, chaque pixel diffracte une partie de ce faisceau, ce qui permet de contrôler la phase des rayons lumineux. Par interférences, le front d'onde incident va être modifié pour former le motif souhaité. Ici, un EOD permettant de collimater le VCSEL a été réalisé et caractérisé. Il a ensuite été encapsulé dans une lentille de contact fonctionnelle.

2.4.1 Montage et encapsulation de l'EOD dans une lentille de contact sclérale

Conception, fabrication et découpe de l'EOD L'EOD est calculé à l'aide d'un algorithme conventionnel modifié de transformée de Fourier itérative en trois étapes (Iterative Fourier Transform Algorithm, ou IFTA) [42, 43]. L'utilisation d'un laser disposant d'une bonne cohérence permet la conception d'un EOD de Fourier. L'EOD présenté ici est un élément à 256 niveaux de phase, gravé dans une couche de résine photosensible (S1813 de la société MicroChem), d'une épaisseur d'environ 1,8 μm . La résine est déposée par *spin-coating* sur un substrat en verre borosilicaté de 75 μm d'épaisseur, à l'aide d'un phototraceur à gravure massivement parallèle, conçu au sein du laboratoire [44, 45]. L'efficacité diffractive de tels EOD est généralement autour de 70-75 %. La surface utilisable de l'EOD est dans le cas présent déterminée par la divergence du faisceau issu du VCSEL et la distance entre le VCSEL et l'EOD, qui doit être strictement inférieure à 1 mm pour ne pas épaissir la lentille exagérément. Ainsi, compte tenu de la divergence de notre VCSEL (4° de demi-angle, soit 8° au total) et d'une distance entre ce VCSEL et l'EOD fixée à 800 μm , la surface utilisable est d'environ 0,3 mm² (le diamètre du spot étant de 95 μm à 680 μm de distance du VCSEL). Les dimensions de l'EOD réalisé sont ici de 225 \times 225 μm . Le motif de phase utilisé pour collimater la lumière issue du VCSEL est présenté en figure 2.15. Celui-ci ayant pour objectif la collimation du faisceau, il correspond logiquement à une lentille de Fresnel dont le foyer est le VCSEL.

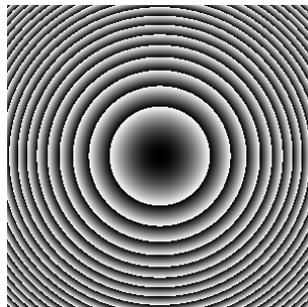


FIGURE 2.15 – Motif de phase de l'EOD utilisé pour collimater le faisceau lumineux émis par le VCSEL. Ce motif présente 256 niveaux de phase.

Pour pouvoir être encapsulé, le support de verre sur lequel est gravé l'EOD est découpé en un petit carré d'environ 1 mm². Différentes techniques de découpe ont été testées. Un premier essai a été réalisé en utilisant un laser de découpe à 1064 nm, de la société Laser Cheval. L'ablation de matière au laser pose un problème lié à l'échauffement du verre pendant le processus, qui peut endommager l'EOD en le faisant fondre. C'est particulièrement le cas lorsque de la résine photosensible est utilisée. Il est donc nécessaire d'ajouter entre l'EOD et le bord du substrat une zone vide, qui peut être endommagée lors de la découpe sans que l'EOD lui-même soit affecté. Cela augmente la taille globale de l'élément placé dans la lentille, et donc les contraintes

d'encapsulation. Le plus petit élément découpé avec succès est un carré de verre de 1,2 mm de côté. Les paramètres de découpe du laser sont alors : durée d'impulsion de 50 ns, fréquence de répétition de 20 kHz, puissance moyenne de 20 W, vitesse de balayage de 10 mm/s et 15 passages. Ces paramètres ont été fixés après divers essais, afin de trouver des valeurs qui permettent de découper le verre sans brûler la couche de résine photosensible qui y est déposée. De nouveaux essais d'ablation laser ont été menés avec un laser femtoseconde de 20 W, également de la société Laser Cheval. La résine photosensible a été dans ce cas remplacée par de l'Ormocomp, pour réduire la sensibilité du dépôt à la chaleur. L'Ormocomp est un polymère hybride organique-inorganique, produit par la société Microresist, qui présente des propriétés de transmission optiques et mécaniques adaptées à la réalisation de micro-optiques. Le résultat est présenté en figure 2.16a. La découpe des arêtes du carré est nette. Les bords sont tranchés. L'Ormocomp n'est endommagé par la chaleur du laser que sur environ 50 μm de bord du carré de verre.

L'utilisation d'Ormocomp permettrait donc théoriquement de réduire encore la taille du carré découpé à 1 mm de côté. Une découpe par sablage, réalisée par la société suisse Icoflex, a également été réalisée. L'EOD est là aussi gravé sur une couche d'Ormocomp. La découpe, dont le résultat est présenté en figure 2.16b, présente des bords moins nets et plus épais. L'épaisseur du bord endommagé dépend de l'épaisseur du verre à découper. Environ deux mois après la découpe, la couche d'Ormocomp sur laquelle l'EOD était gravé s'est décollée. La raison en est probablement les contraintes imposées sur la structure par le sablage. Cette méthode n'a donc plus été utilisée par la suite.

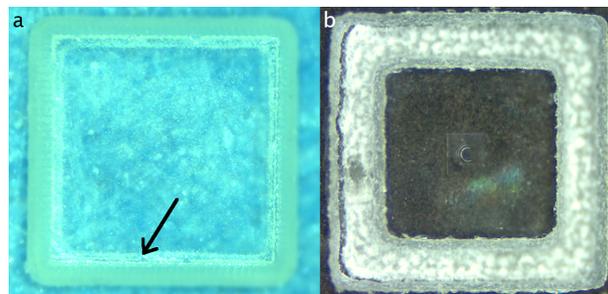


FIGURE 2.16 – EOD de dimensions $225 \times 225 \mu\text{m}$ sur un carré de verre de $1,2 \times 1,2 \text{ mm}$. a) découpé par ablation laser. La flèche noire indique la zone dans laquelle l'Ormocomp est endommagé par la chaleur lors du processus de découpe. b) Découpé par sablage. La zone claire correspond aux bords de la plaque de verre endommagés lors de la découpe. La zone endommagée est plus importante que pour la découpe par ablation laser.

Conception, fabrication et assemblage d'une entretoise La distance focale très réduite de l'EOD (800 μm) implique une tolérance de positionnement faible pour celui-ci. En prenant en compte l'épaisseur du capot du VCSEL, la distance entre ce capot et l'EOD doit être de 680 μm pour que la collimation du faisceau se fasse correctement. La tolérance de positionnement a été

estimée expérimentalement à $\pm 20 \mu\text{m}$. Cette tolérance est confirmée par un calcul théorique utilisant la relation de conjugaison de Descartes, présenté en figure 2.17. Il faut donc non seulement fixer précisément la position relative de l'EOD et du VCSEL, mais aussi s'assurer que cette position ne varie pas lors de l'encapsulation du circuit dans une lentille de contact. À cette fin, une entretoise adaptée a été dessinée. Plusieurs tentatives ont été faites. Le premier essai d'entretoise, monobloc, fabriquée par impression 3D en résine, n'avait pas une précision de fabrication suffisante pour pouvoir fixer convenablement sa hauteur. Pour pouvoir régler cette hauteur, qui correspond à la distance VCSEL-EOD, un modèle d'entretoises en trois parties a été dessiné et réalisé, avec un cylindre percé (pour laisser passer la lumière) encastrable dans un plateau portant l'EOD et dans un socle reposant sur le VCSEL. La résolution de l'imprimante 3D n'était cependant pas suffisante pour que les pièces soient correctement imprimées, comme le montrent les entretoises obtenues, présentées en figure 2.18.

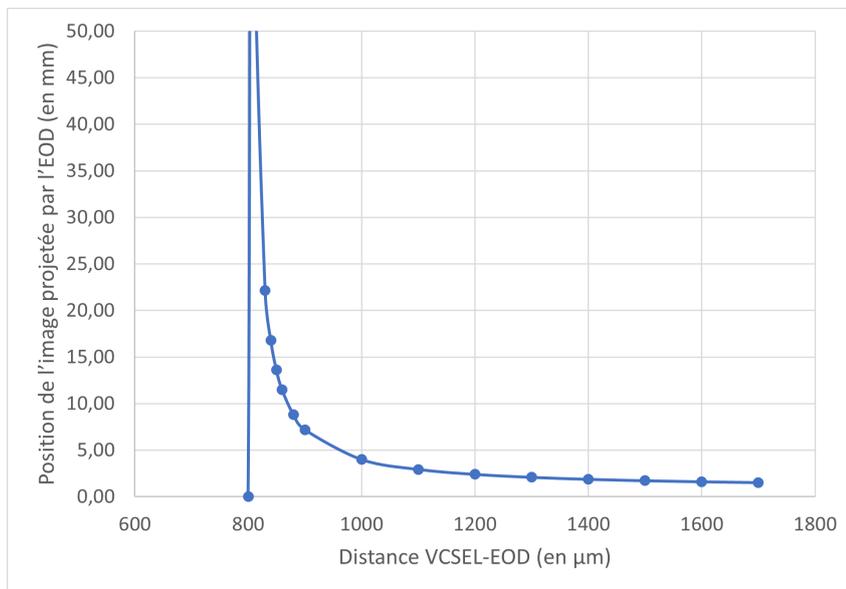


FIGURE 2.17 – Effet de la défocalisation de l'EOD, calculé à partir de la relation de conjugaison du système optique. Lorsque la distance entre le VCSEL et l'EOD correspond à la distance focale de l'optique de collimation (800 μm), l'image du spot collimaté se forme à l'infini. Lorsque la distance entre la source lumineuse et l'EOD varie, le spot n'est plus collimaté et son image se forme rapidement plus proche du foyer image. Une augmentation de 20 μm conduit à la formation de l'image du spot à 3 cm de l'EOD plutôt qu'à l'infini. La tolérance sur la distance VCSEL-EOD est donc faible.

Finalement, une entretoise en résine polymère flexible a été fabriquée, ce qui permet de positionner précisément l'EOD à la bonne distance du VCSEL, en prenant en compte les différents paramètres pouvant individuellement varier, comme la hauteur du capot d'un VCSEL donné. Elle est tout d'abord modélisée à l'aide du logiciel Solidworks (voir figure 2.19). Sa structure est dans un premier temps en accordéon, pour faciliter sa déformation. L'utilisation d'une entretoise

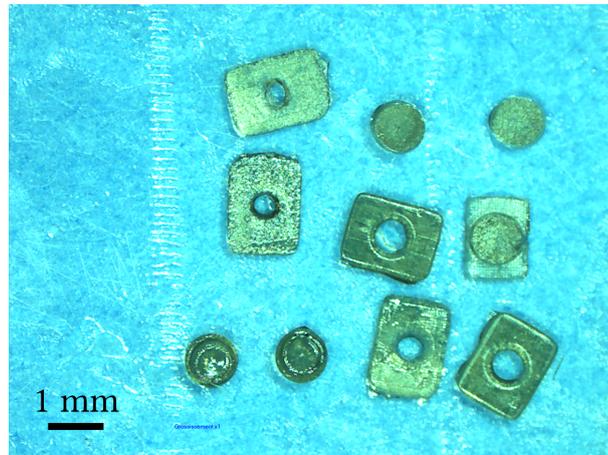


FIGURE 2.18 – Essais d'impression d'entretoises en trois parties. Les cylindres censés être percés ne le sont pas, la résine ayant coulé dedans. Les plateaux et bases sont mal formés.

flexible permet, par compression, de fixer la distance VCSEL-EOD de sorte que la collimation soit correctement réalisée. Dans un second temps, une autre entretoise de hauteur convenable est dessinée (voir figure 2.20a), puis imprimée en résine solide afin de fixer définitivement cette distance pendant le processus de montage et d'encapsulation. Cette entretoise fabriquée est présentée en figure 2.20b. La distance entre le haut du capot du VCSEL et le plan de l'EOD est de $680\ \mu\text{m}$, avec des variations entre les différentes entretoises imprimées dues à la précision de l'imprimante 3D. La pièce dispose de pattes de fixation pour la maintenir au-dessus du boîtier du VCSEL, et d'une surface plane supérieure destinée à recevoir le carré de verre de $1,2\ \text{mm}$ de côté sur lequel l'EOD est gravé. Un trou cylindrique creux traversant l'entretoise par son milieu laisse le chemin optique de la lumière issue du VCSEL libre.

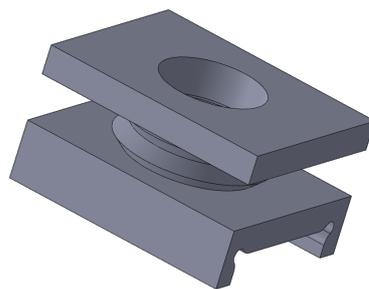


FIGURE 2.19 – Représentation numérique de l'entretoise déformable, en accordéon, utilisée pour fixer la distance entre le VCSEL et l'EOD.

Assemblage de l'EOD avant encapsulation et collage Avant d'encapsuler le circuit, il est nécessaire d'assembler et de sceller l'ensemble formé par le circuit électronique, l'entretoise et

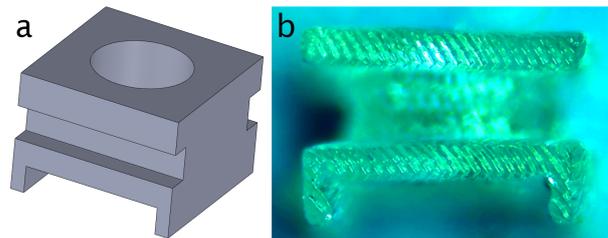


FIGURE 2.20 – Entretoise finale, non déformable, utilisée pour fixer la distance entre le VCSEL et l'EOD. a) Représentation numérique en 3D ; b) Photographie de l'entretoise réalisée.

l'EOD. Les éléments assemblés ayant des dimensions inférieures au millimètre, les manipulations sont réalisées sous une loupe binoculaire. Différentes colles ont été testées pour l'assemblage. Certaines se sont avérées trop fluides, comme la colle optique UV Norland Optical Adhesive 65 ou la colle UV UVS 91. Lorsqu'une goutte de ces colles est déposée avec une aiguille sur l'entretoise ou le substrat du circuit, elle s'étale et emplit le trou central de l'entretoise. La résine SU8, également testée comme colle, est quant à elle d'une viscosité trop élevée. Il est alors impossible de déposer une petite goutte sur l'entretoise. La solution trouvée est le dépôt d'une petite goutte de vernis à ongles à base de nitrocellulose (Rimmel 60 Seconds Super Shine, tel qu'utilisé dans [46]) sur chaque extrémité longitudinale de l'entretoise. Le vernis à ongles présente une bonne viscosité et sèche sans nécessiter une exposition aux UV, ce qui simplifie le montage. Après que le vernis ait séché, au bout de quelques minutes, une autre goutte est déposée sur deux extrémités de la surface plane supérieure de l'entretoise, afin d'assurer une légère adhérence. Le carré de verre comportant l'EOD est ensuite placé sur cette surface, face gravée tournée vers le côté du VCSEL, afin d'assurer la bonne distance VCSEL-EOD. Enfin, une goutte de vernis est déposée de chaque côté du morceau de verre, en la faisant couler sur l'entretoise pour lier les deux éléments. La figure 2.21 montre l'EOD assemblé sur un circuit de lentille. À chaque étape, la bonne propagation de la lumière à travers la structure est vérifiée. Une caméra infrarouge est utilisée pour vérifier que la lumière traversant l'EOD est convenablement collimatée à la fin du montage.

Encapsulation du circuit et de l'EOD Une fois le circuit monté, il peut être encapsulé en suivant le procédé dont le principe a été présenté en section 2.3. Une encoche en anneau est préalablement gravée dans un des demi-palets, afin de pouvoir accueillir le système optique que constitue l'ensemble VCSEL, entretoise et EOD (voir figure 2.22). Les deux demi-palets sont collés à la colle UV pour former un palet de lentille, qui est usiné à l'aide d'un tour pour former une lentille de contact. La lentille réalisée est présentée en figure 2.23. Elle présente une épaisseur maximale de 1,7 mm.

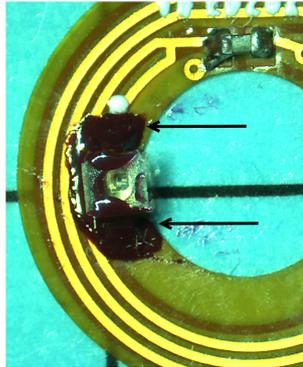


FIGURE 2.21 – EOD monté sur le VCSEL d'un circuit de lentille. Les flèches pointent les points auxquels l'entretoise et l'EOD sont collés au vernis à ongles.

Le processus global de fabrication et d'encapsulation dans une lentille de contact de l'EOD est illustré à la figure 2.24.

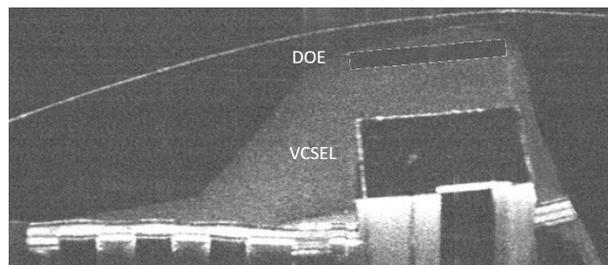


FIGURE 2.22 – Vue en tomographie optique cohérente du circuit à l'intérieur de la lentille de contact, avec une représentation schématique de l'EOD.

2.4.2 Tests de l'optique de collimation

L'EOD de collimation a été testé avant son encapsulation, pour vérifier ses performances. Il est pour cela gravé sur une plaque de verre épaisse de 1 mm. Un banc est réalisé, permettant d'aligner l'EOD et un VCSEL, alimenté en filaire. Le VCSEL est monté sur des platines de translations micrométriques, afin de pouvoir régler avec précision son positionnement relatif à l'EOD dans les trois directions. Un écran de papier sur lequel est matérialisé le spot est placé après l'EOD, et une caméra munie d'une optique image par transmission cet écran de papier. L'écran permet de fournir un plan de projection pour le motif de l'EOD. Alternativement, le motif mis en forme par l'EOD peut être projeté directement sur le capteur de la caméra, celle-ci étant dans ce cas dépourvue d'objectif. L'avantage de cette projection directe est de pouvoir mesurer directement les dimensions du motif, en connaissant la taille des pixels du capteur. L'utilisation d'un écran de projection permet quant à elle d'imager le motif dans son intégralité

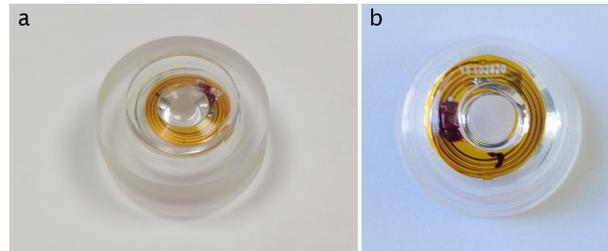


FIGURE 2.23 – Vues de la lentille de contact avec un EOD encapsulé. a) Palet avant usinage ; b) Lentille finale après usinage

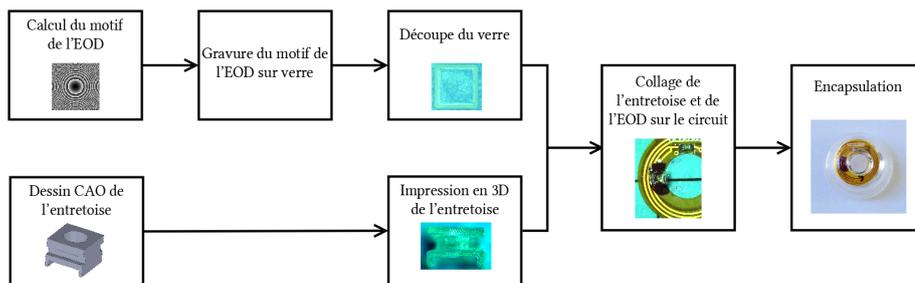


FIGURE 2.24 – Schéma représentant les principales étapes du montage de l'EOD intégré à la lentille de contact.

lorsque ses dimensions sont supérieures à celles du capteur de la caméra. Un schéma de principe de ce banc est présenté en figure 2.25, et sa réalisation à la verticale est représentée en figure 2.26.

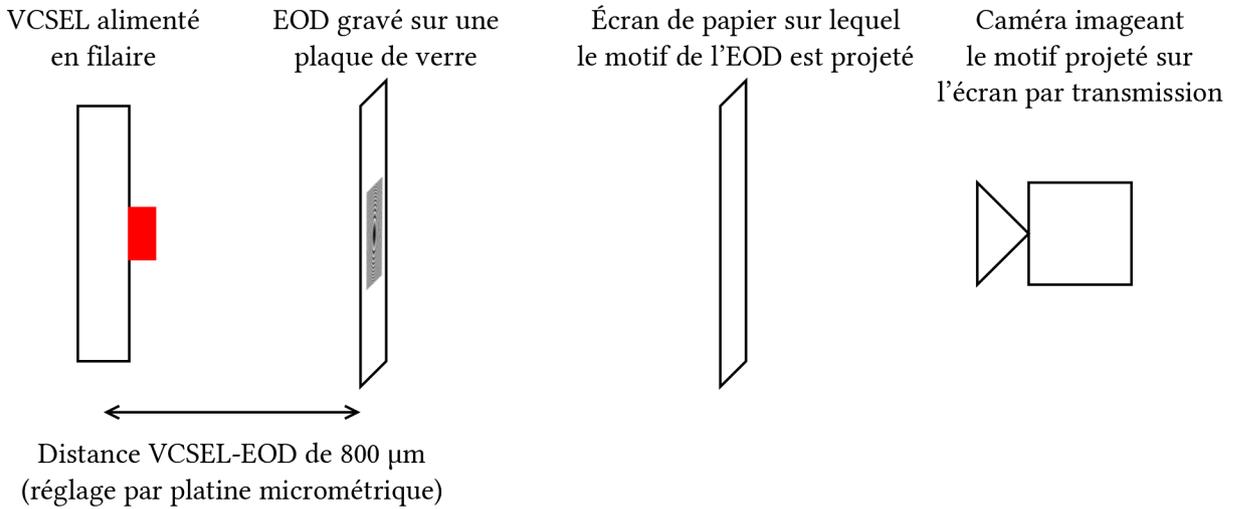


FIGURE 2.25 – Schéma de principe du banc de test de l'EOD de collimation avant son encapsulation.

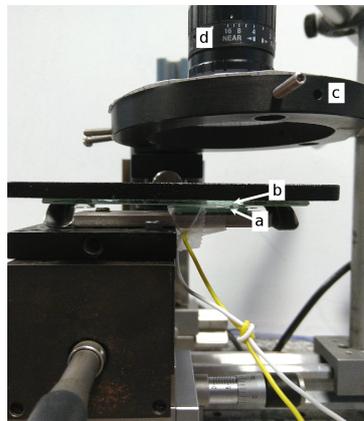


FIGURE 2.26 – Banc de test de l'EOD de collimation avant son encapsulation, monté à la verticale. a) VCSEL, alimenté en filaire, monté sur des platines permettant une translation dans les trois directions ; b) EOD gravé sur une plaque de verre de 1 mm d'épaisseur ; c) Écran de papier intermédiaire sur lequel le spot collimaté est matérialisé, ; d) Caméra imageant le motif projeté sur l'écran par transmission.

L'EOD de collimation permet de réduire le demi-angle de divergence du VCSEL, faisant passer sa valeur de 4° (d'après les données du fabricant) à $0,4^\circ$. Une photographie du spot du VCSEL projeté sur un écran de papier distant de 11 cm de l'EOD est présentée en figure 2.27. La dispersion de l'énergie portée par le faisceau issu du VCSEL est donc réduite d'un facteur 10. Cela permet le positionnement d'un capteur optoélectronique pour la détection du spot à une

distance plus grande de la lentille que sans la collimation. Des résultats en ce sens sont présentés dans le chapitre suivant.

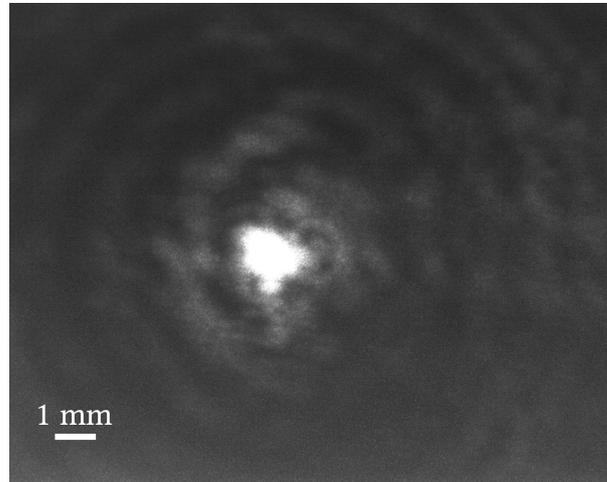


FIGURE 2.27 – Spot de VCSEL collimaté projeté sur un écran de papier, et imagé par une caméra filmant dans l'infrarouge. La distance entre le VCSEL et l'écran est de 11 cm.

La démonstration d'un EOD mettant en forme un laser offre d'autres perspectives d'utilisation de motifs de type holographiques, c'est-à-dire produisant une image, un motif à une certaine distance de la source. Un exemple en est donné ci-après.

2.4.3 Utilisation d'un EOD pour visualiser directement un point de regard

L'encapsulation d'un élément d'optique diffractive dans une lentille de contact ouvre par exemple la voie à la matérialisation directe de la position du regard dans une scène, sans passer par un procédé d'oculométrie. Un EOD peut être calculé pour mettre en forme le faisceau issu du VCSEL selon un motif souhaité. Lorsqu'il est encapsulé dans une lentille de contact, il permet de projeter directement le motif sur l'objet regardé par la personne portant la lentille. Le VCSEL émettant dans l'infrarouge (à 850 nm), le symbole projeté ne perturbe pas la vision humaine. En revanche, une caméra non filtrée en infrarouge filmant la scène peut voir le symbole. Ainsi, la position du regard est matérialisée directement sur l'enregistrement.

À cette fin, un EOD formant une croix a été calculé avec la même méthode qu'en 2.4 pour une projection du motif à l'infini (voir figure 2.28) et fabriqué. Le motif, projeté cette fois directement sur le capteur d'une caméra, est présenté en figure 2.29. L'EOD a été encapsulé dans une lentille de contact selon le procédé décrit ci-dessus. Un démonstrateur a ensuite été monté, montrant la rotation d'une lentille de contact embarquant cet EOD posée sur un œil artificiel. Celui-ci peut pivoter horizontalement à l'aide d'une platine rotative. Un écran montrant des symboles est placé en face de la lentille de contact, à une distance de 30 cm. Lorsque l'œil artificiel tourne,

les différents symboles de l'écran sont pointés avec la croix. La scène est filmée par une caméra non filtrée en infrarouge. Cela montre la faisabilité de la réalisation d'un dispositif de pointage embarqué dans une lentille de contact. Le banc de test est présenté en figure 2.30a, et la croix projetée sur l'écran de symboles est visible sur la figure 2.30b. Une vidéo illustrant le pointage de symboles avec ce démonstrateur est visible en annexe de l'article [40].

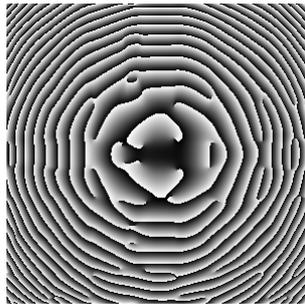


FIGURE 2.28 – Motif de phase de l'EOD utilisé pour mettre sous forme de croix le faisceau lumineux émis par le VCSEL.

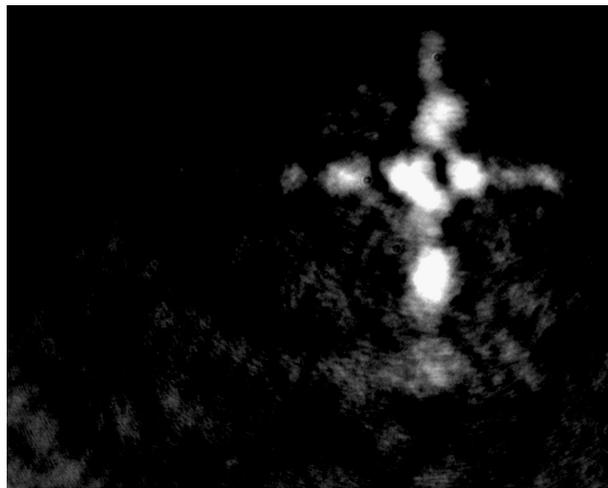


FIGURE 2.29 – Croix formée par le passage de la lumière d'un VCSEL à travers l'EOD, projetée sur le capteur CMOS d'une caméra. Le capteur de la caméra est placé à 7,5 cm de l'EOD.

Le motif de croix projeté avec ce premier EOD calculé présente une qualité qui peut être améliorée, par l'augmentation du nombre de spots formant l'image. Un nouvel EOD a ainsi été calculé et testé, en tirant les enseignements des résultats de la première version encapsulée (figure 2.31a). Il présente cette fois un côté de 450 μm , ce qui revient à une surface quadruplée par rapport à la première version. Les pixels restant de même taille, cette augmentation de surface permet une meilleure résolution du motif. Cependant, elle implique d'avoir une distance entre le

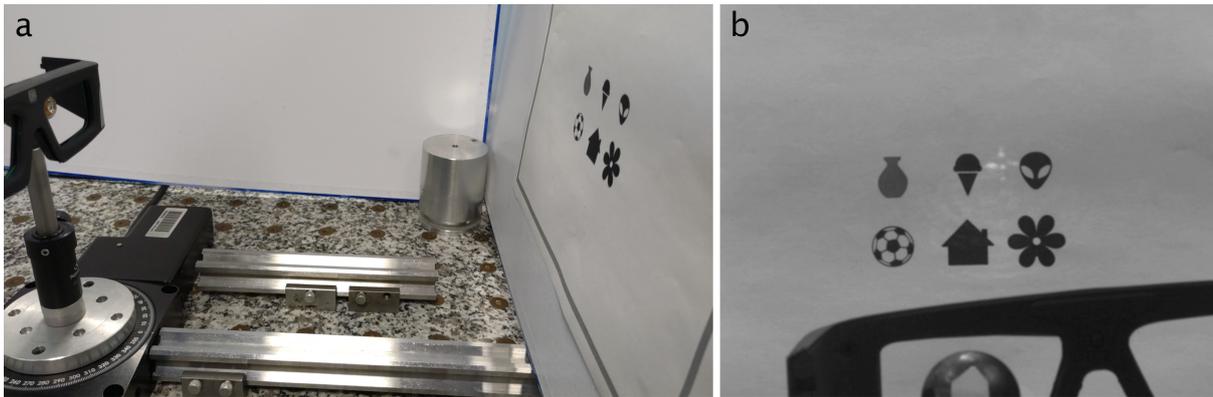


FIGURE 2.30 – Montage optique utilisé pour valider le dispositif de pointage embarqué dans une lentille de contact sclérale. a) Banc de test, avec l'écran de symboles placé à 30 cm de la lentille ; b) Croix projetée par le spot mis en forme de la lentille, visible avec clarté sur l'écran lorsqu'elle est imagée à l'aide d'une caméra infrarouge.

VCSEL et l'EOD doublée, pour qu'une partie suffisante de l'EOD soit illuminée. La distance focale de cet EOD est pour cette raison choisie à $1600\ \mu\text{m}$, le double de celle du premier EOD. Le motif projeté par cet EOD a été vérifié sur banc en le projetant sur le capteur de la caméra, comme le montre la figure 2.31b.

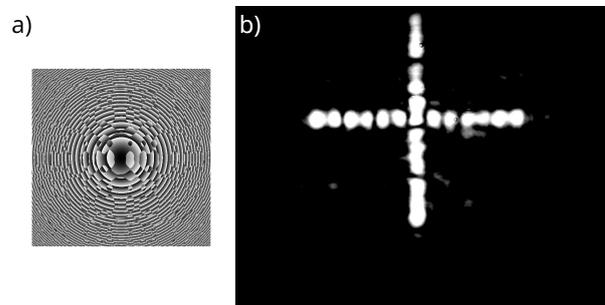


FIGURE 2.31 – Nouvelle version de l'EOD projetant une croix, projetée directement sur le capteur CMOS d'une caméra. a) Motif de phase du nouvel EOD ; b) Croix obtenue projetée sur le capteur d'une caméra placée à 7,5 cm de l'EOD.

Le doublement de distance requis entre le VCSEL et l'EOD ne permet pas l'encapsulation de cet élément dans une lentille de contact d'épaisseur suffisamment faible pour le port sur un œil humain. Pour réduire cette épaisseur tout en conservant une distance correspondant à la distance focale entre la source et l'EOD, il est possible de replier le chemin optique de la lumière en intégrant un prisme de repliement orienté radialement dans la lentille de contact. Une simulation informatique d'un tel prisme, réalisée avec le logiciel Zemax, est présentée en figure 2.32. Sa réalisation constituera une étape possible ultérieure de ce projet.

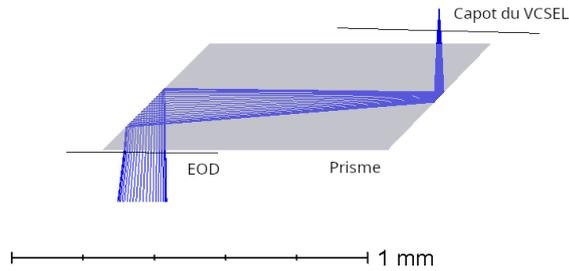


FIGURE 2.32 – Représentation informatique d'un prisme permettant le repliement du chemin optique entre le VCSEL et l'EOD. Les surfaces de réflexion du prisme sont métallisées. L'EOD est déposé sur la face de sortie.

Conclusion

Ce chapitre a présenté la lentille de contact sclérale instrumentée qui sert de socle à un dispositif complet d'oculométrie. Les différentes variations des propriétés physiques et optiques du circuit causées par l'encapsulation ont été caractérisées. Cela a permis de proposer des solutions pour fixer ces propriétés de manière à les optimiser pour une utilisation d'oculométrie. Notamment, la divergence des VCSELs peut être réduite par l'intégration d'un EOD de collimation dans la lentille de contact. La faisabilité d'une telle solution est démontrée par la réalisation d'une telle encapsulation. L'utilisation d'un EOD inclus dans la lentille permet d'ouvrir la voie à la matérialisation directe du regard par la transformation du faisceau du VCSEL en pointeur.

La brique de base que constitue la lentille de contact doit être complétée par un dispositif de détection de la position des spots issus des VCSELs pour former un système complet d'oculométrie. La conception d'un tel dispositif est l'objet du prochain chapitre.

DE LA LENTILLE INSTRUMENTÉE AU DISPOSITIF COMPLET D’OCULOMÉTRIE

Les travaux présentés dans ce chapitre ont fait l’objet d’une publication dans la revue PLOS One [39], et d’une autre à paraître [47]

Introduction

La lentille de contact sclérale instrumentée, présentée dans le chapitre 2, peut donc servir de base à la conception d’un dispositif complet d’oculométrie. Cependant, pour suivre le regard, il est nécessaire de lui adjoindre un dispositif de détection des spots. Plusieurs capteurs peuvent être utilisés à cette fin. Ce chapitre présente plusieurs possibilités d’intégration, utilisant une caméra ou un PSD (Position Sensing Detector), pour la réalisation d’un oculomètre portable, qui sera ensuite testé dans différentes situations dans le chapitre 4.

3.1 Détection des spots et de leur position

3.1.1 Détection des spots par une caméra

Il est possible de détecter la position d’un spot de VCSEL en utilisant une caméra, qui doit être non filtrée en infrarouge. La configuration à base de caméra utilisée ici est illustrée en figure 3.1. Afin de voir les spots nettement, la caméra fait la mise au point sur la surface d’émission des VCSELs. Pour la même raison, sa profondeur de champ peut aussi être augmentée en réduisant son ouverture. Un filtre passe-bande (Thorlabs FB850-10 centré sur la longueur d’onde d’émission du VCSEL avec une largeur à mi-hauteur de 10 nm) est ajouté à la caméra, afin de filtrer la lumière visible et de faciliter la détection des spots par traitement d’images. Pour simuler la rotation horizontale de l’œil, la lentille de contact est placée sur un œil artificiel fabriqué par impression 3D (le même qu’en figure 2.7), lui-même monté sur la platine rotative de précision Newport URS100-PP déjà utilisée lors de la caractérisation de la lentille, dans le chapitre 2. Les performances de la détection des spots dépendent du choix de la caméra, et particulièrement de son optique et de sa résolution. Ici, la caméra utilisée, de référence IDS UI-1245LE-M-GL,

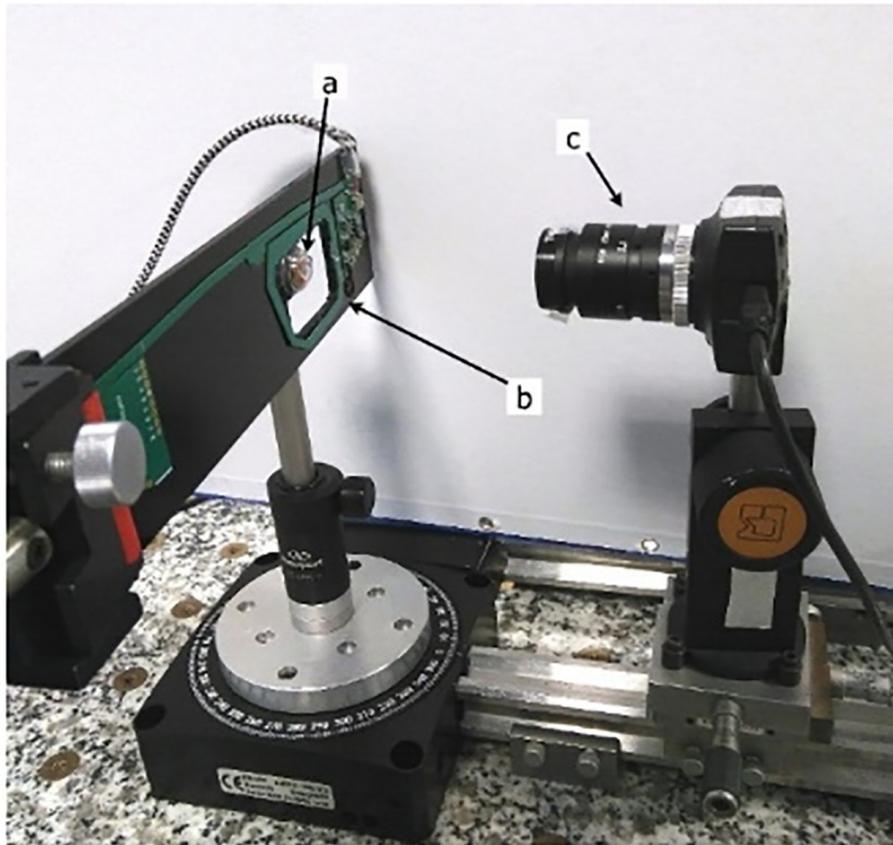


FIGURE 3.1 – Banc d'oculométrie avec la caméra. a) Lentille de contact montée sur l'œil artificiel; b) Bobine primaire d'alimentation de la lentille; c) Caméra CMOS.

est équipée d'un capteur CMOS d'une résolution de 1280×1024 pixels, ce qui correspond à une taille de pixels de $1,3 \times 1,3 \mu\text{m}^2$. L'objectif qui y est monté a une focale de 25 mm, et l'ouverture du diaphragme est de $f/16$, pour éviter le flou causé par le déplacement en profondeur des VCSELs dû à la rotation de la lentille. La caméra est placée face à la lentille de contact, à une distance de 12,5 cm.

La résolution du système d'oculométrie dépend directement du nombre de pixels balayés par le spot sur le capteur de la caméra lors d'une rotation de l'œil [38]. La caméra image sur un plan en deux dimensions le déplacement du VCSEL qui a lieu en trois dimensions. Cette projection implique que, pour une rotation de même angle, le déplacement du spot sur le capteur de la caméra soit plus petit à des excentricités importantes, c'est-à-dire aux angles de rotation de l'œil les plus grands. Les limites des angles de rotation de l'œil sont toujours considérées de $\pm 16^\circ$, la personne ayant plus tendance à tourner la tête au-delà. Cela a un impact sur la résolution de l'oculomètre, qui sera plus faible pour des angles de rotation de l'œil élevés.

Pour estimer la résolution atteignable selon l'excentricité d'un vidéo-oculomètre utilisant

la lentille de contact, deux séries de mesures ont été enregistrées pour deux plages de rotation horizontale du regard. La première série a constitué en la prise d'une image pour chaque position angulaire de la lentille, entre -3° et 3° , par pas de $0,2^\circ$. La seconde série correspond à des rotations de l'œil artificiel entre 13° et 16° , avec le même pas de $0,2^\circ$ (au-delà de 16° , le sujet préfère tourner la tête plutôt que l'œil [5]). Pour les deux domaines angulaires, la relation entre le déplacement du spot sur le capteur de la caméra (en pixels) et la direction du regard était fortement linéaire ($r^2 > 0,95$ pour la régression linéaire). Cela signifie qu'une fois calibrée, la direction du regard peut être directement déduite de la position des spots sur le capteur. Dans le domaine angulaire central $[-3^\circ, 3^\circ]$, le coefficient de pente de la régression linéaire pour le spot de gauche est de 14,3 pixels/degré, tandis qu'il est de 13,7 pixels/degré pour la régression sur le spot de droite. Dans le domaine angulaire excentrique $[13^\circ, 16^\circ]$, ces coefficients sont respectivement de 12,2 et 14,2 pixels/degré. Ces régressions linéaires fournissent un premier modèle de calibration.

Le modèle a ensuite été testé sur une autre série d'images de spots acquises dans les mêmes conditions prises à différents angles. La précision de ce montage de vidéo-oculométrie peut être exprimée comme l'erreur maximale entre l'angle de rotation réel connu, lu sur la platine de rotation, et l'angle calculé par le modèle appliqué aux données de test. La précision mesurée avec les données de test est de $0,11^\circ$. Pour imager le déplacement des spots, le capteur de la caméra n'est pas utilisé dans son intégralité. En utilisant une autre optique pour la caméra, il serait donc possible d'obtenir une meilleure résolution. Un capteur de dimensions plus petites, et donc moins cher, pourrait aussi être utilisé.

3.1.2 Détection des spots par un PSD

Réponse du PSD à la présence d'un spot du VCSEL

Une seconde façon de détecter les spots, particulièrement adaptée à l'utilisation d'un laser comme source lumineuse, est d'utiliser un PSD, dont la réponse dépend de la position d'un spot sur sa surface. Le VCSEL peut être alors considéré comme un pointeur. Contrairement à une caméra, un PSD n'a pas de pouvoir de focalisation. La divergence du faisceau issu du VCSEL doit donc être prise en compte. Le PSD est un composant basé sur une technologie de diode PIN en silicium. Il est utilisé pour mesurer la position du barycentre d'un spot éclairant sa surface. Il utilise l'effet de la division latérale du photocourant généré. Un spot lumineux impactant le PSD est converti en un signal électrique continu lié à la position du barycentre de ce spot. L'expression de la position du spot sur le PSD se déduit des relations entre les quatre photocourants de sortie (deux pour x et deux pour y), exprimées comme suit [48] :

$$x = \frac{L}{2} \times \frac{I_{x2} - I_{x1}}{I_{x2} + I_{x1}}$$

$$y = \frac{L}{2} \times \frac{I_{y2} - I_{y1}}{I_{y2} + I_{y1}}$$

où I_{x1} , I_{x2} , I_{y1} et I_{y2} sont les photocourants des électrodes, L est la longueur de la zone active du PSD (supposée carrée ici) et x et y représentent les positions du spot laser. Le PSD utilisé en premier lieu est un PSD de référence OSI Optoelectronics DL-20-C, qui consiste en une surface de silicium, de format carré de 20 mm de côté. Le banc de test du montage avec le PSD est représenté en figure 3.2. La réponse du PSD est linéaire sur 68 % de sa surface centrale, avec une précision de 200 μm sur la position du spot (voir figure 3.3).

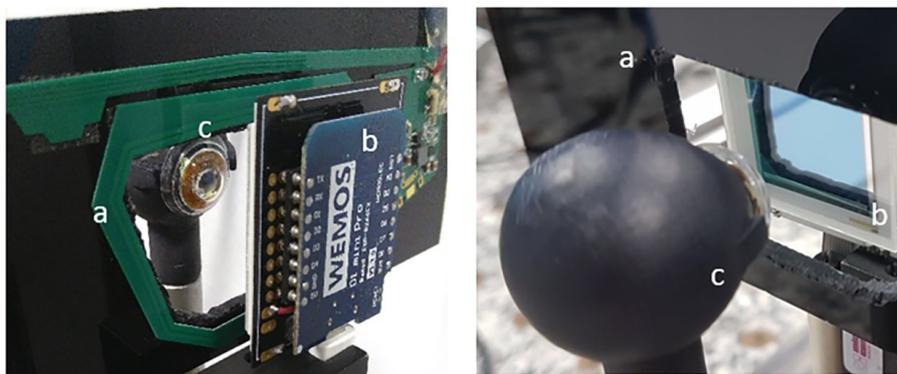


FIGURE 3.2 – Banc d'oculométrie avec le PSD. a) Bobine primaire d'alimentation de la lentille; b) PSD et électronique de traitement; c) Lentille montée sur l'œil artificiel.

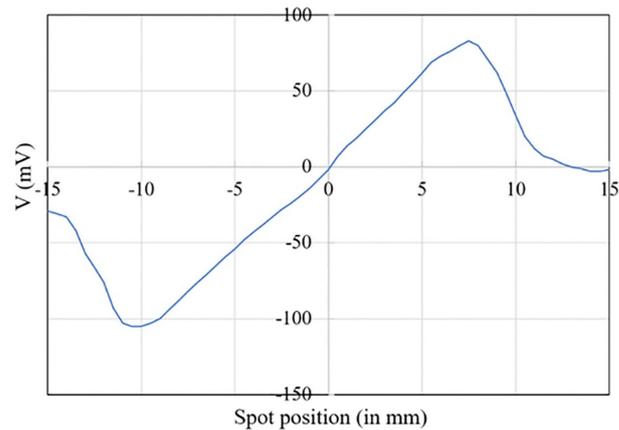


FIGURE 3.3 – Tension mesurée en fonction de la position du spot sur le PSD (après correction de l'offset).

Lors de la mesure de la tension correspondant à la position du spot sur le PSD, un offset apparaît. Celui-ci doit être corrigé pour que la tension mesurée soit nulle lorsque le spot impacte le centre de la cellule du PSD. La figure 3.3 montre la réponse du PSD après correction de cet offset. La résolution dépend de la linéarité de la résistance interélectrodes. Elle pourrait donc être

améliorée en augmentant cette résistance, par une réduction du bruit de l'amplificateur [48]. Cela repose sur l'hypothèse que les deux photocourants analogiques pour une direction mesurée sur les broches du PSD sont amplifiés avec deux amplificateurs identiques, ce qui est difficile à réaliser à faible coût. De plus, pour que la résolution soit conservée lorsque la distance lentille-PSD augmente, il est nécessaire que la divergence du faisceau soit limitée. Cela n'est pas le cas dans la configuration actuelle, où le demi-angle de divergence des VCSELs peut atteindre 6° . Il est ainsi nécessaire de vérifier que la divergence des VCSELs ne dégrade pas de façon trop importante la résolution du PSD lorsque la distance lentille-PSD varie.

Deux distances lentille de contact-PSD ont été considérées : 15 et 20 mm, ce qui correspond à des cas où des capteurs sont embarqués sur une monture, à proximité de l'œil. Au cours de cette expérience, un seul VCSEL a été utilisé, l'autre étant occulté. À ces distances, il n'y a pas de saturation du PSD. La taille du spot est inférieure à celle de la surface, et ainsi le PSD peut convertir directement la position du spot en un photocourant proportionnel. Le photocourant circulant dans une électrode est copié par un miroir de courant. Une résistance de mesure est placée entre la sortie de ce miroir de courant et la masse pour convertir le courant en tension. Des valeurs de tension proportionnelles aux photocourants sont donc mesurées.

La tension correspondant à la somme des photocourants est utilisée pour normaliser la tension mesurée à une électrode, afin d'améliorer la linéarité du PSD lorsqu'un spot atteint un de ses bords. Le convertisseur analogique-numérique (CAN) utilisé pour acquérir les tensions aux résistances de mesure PSD permet d'enregistrer 6000 points de mesure par seconde. Afin de réduire le bruit dû au circuit électronique de mesure, les données sont moyennées avec une fenêtre de 8,3 ms, ce qui correspond au moyennage de 50 échantillons de valeurs de tension par fenêtre. Cela revient à une fréquence de 120 valeurs de tension moyennées acquises par seconde, une fréquence de fonctionnement comparable à celle des oculomètres portables commerciaux. Les mesures de la réponse du PSD en fonction de l'angle de rotation de l'œil artificiel sont présentées en figure 3.4, pour les deux distances lentille-PSD. La réponse du PSD est quasi linéaire entre -10° et 6° de rotation, et devient non linéaire à l'approche des bords de la cellule photosensible. Pour associer directement une direction du regard (θ) à la tension PSD, une régression polynomiale de degré 3 a été calculée sur la plage $[-10^\circ, 10^\circ]$, associant une valeur de tension à un angle de rotation. En appliquant ce modèle sur une seconde série de données, servant de test, il est possible d'en estimer l'exactitude. Celle-ci est de $0,33^\circ$ pour les deux distances lentille-PSD. La précision sur la valeur calculée est en outre de $0,005^\circ$, ce qui signifie que la largeur de la fenêtre de moyennage utilisée est suffisante pour contrer l'effet du bruit.

L'électronique de mesure du PSD a été réalisée au sein de notre département. Pour évaluer son impact sur les performances du montage d'oculométrie, les mesures précédentes ont été comparées avec celles obtenues avec un PSD de la marque Hamamatsu Photonics et son électronique dédiée. Ce nouveau PSD testé est le modèle S1880, qui présente une surface dont la réponse est linéaire

sur un carré de 12 mm de côté. Le circuit électronique de traitement porte la référence C4674-01. Les positions horizontale (X) et verticale (Y) du spot sur la cellule sont respectivement mesurées directement par une sortie du circuit de traitement. La mesure porte à nouveau sur la tension correspondant à la position horizontale du spot sur ce PSD, mais n'est cette fois pas normalisée. La partie linéaire centrale du PSD correspond à un angle de rotation de l'œil compris entre -12° et 4° . Le circuit de traitement permet de mesurer des valeurs de tension moins bruitées. Le calcul d'une moyenne sur plusieurs échantillons n'est alors plus nécessaire. Une précision de $0,25^\circ$ peut être atteinte sans calculer la moyenne des données. Cela signifie que le PSD (S1880) peut théoriquement fonctionner à une fréquence de 8000 Hz, bien au-delà de ce que proposent les oculomètres commerciaux actuels. La différence de fréquence d'acquisition entre le PSD Hamamatsu et celui d'OSI s'explique par la présence d'une sortie différentielle sur le circuit de contrôle du premier, qui permet d'accéder directement à une valeur exprimant la position du spot sur la cellule sans avoir à soustraire la tension mesurée à une électrode à celle de l'électrode opposée.

Effet de la collimation sur la détection du spot VCSEL par un PSD

La même expérience a ensuite été réalisée avec l'EOD de collimation (voir la partie 2.4). Le faisceau lumineux issu du VCSEL traverse l'élément diffractif et est collimaté. Après collimation, le demi-angle de divergence mesuré du faisceau laser est inférieur à $0,4^\circ$, ce qui est dix fois inférieur à la divergence initiale du VCSEL selon ses spécifications (4°). La collimation du faisceau permet un étalement spatial de la puissance qu'il porte moins important, et donc de placer la lentille de contact à une distance plus importante du PSD. La détection du faisceau du VCSEL avec et sans collimation a été comparée, pour trois distances lentille-PSD : 8,5 cm, 20 cm et 40 cm. Le PSD Hamamatsu S1880 associé à son circuit de contrôle est à nouveau utilisé pour cette mesure. La mesure n'est pas réalisée avec une lentille de contact collimatée mais par un VCSEL monté sur un circuit imprimé et alimenté par un générateur de laboratoire, afin de pouvoir facilement ajouter et retirer l'optique de collimation, et de la placer à bonne distance de la source lumineuse. Le VCSEL est translaté horizontalement parallèlement au PSD, par pas de 0,5 mm.

Les résultats de cette mesure sont présentés en figure 3.5. La distance de 40 cm entre la lentille de contact et le PSD correspond au cas d'une personne pointant du regard un objet sur un écran ou un ordinateur portable, avec un PSD placé au niveau de l'écran. Les résultats montrent bien l'apport attendu de l'optique de collimation : dans le premier cas (figure 3.5a), la collimation n'a pas d'effet significatif sur la résolution du PSD, mais lorsque la distance augmente (figures 3.5a et b), elle devient au contraire essentielle pour pouvoir continuer à détecter avec précision le faisceau laser.

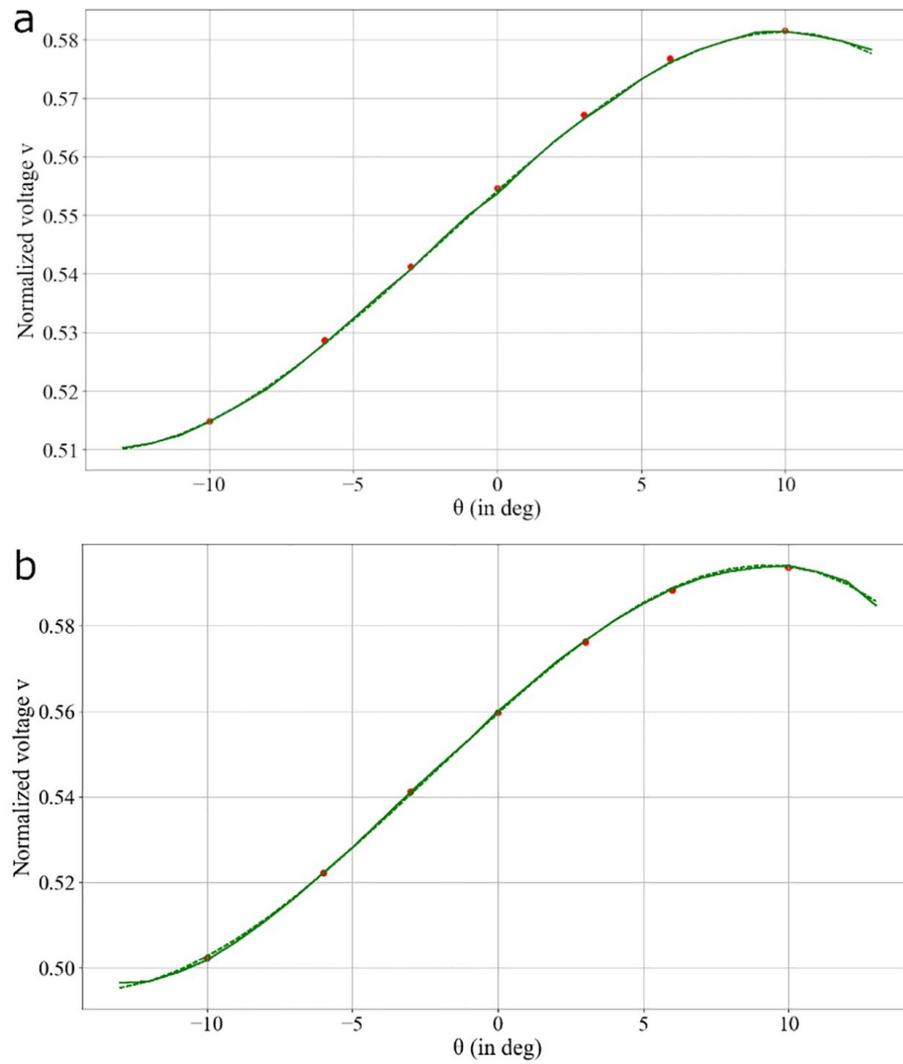


FIGURE 3.4 – Mesures de la réponse du PSD en fonction de la direction du regard pour deux distances lentille-PSD : (a) 1,5 cm et (b) 2 cm. La ligne continue représente les données expérimentales et la ligne en pointillé le modèle ajusté.

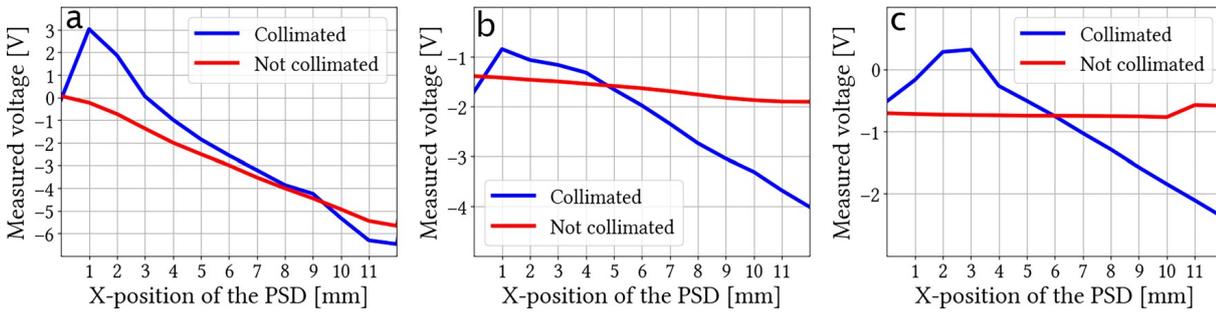


FIGURE 3.5 – Réponse du PSD (en bleu pour le VCSEL collimaté et en rouge pour le VCSEL non collimaté) en fonction de la position du spot pour différentes distances par rapport au PSD : (a) 8,5 cm, (b) 20 cm, (c) 40 cm. Si la taille du spot du VCSEL sur le PSD est trop grande (cas b et c non collimatés), le PSD ne peut pas mesurer avec précision la position du spot.

3.1.3 Exemples d'intégration pour une application d'oculométrie

Les deux configurations de détection des spots décrites dans la section précédente ont été réalisées sur banc. Dans l'optique de réaliser un dispositif d'oculométrie portable, il est nécessaire de les intégrer dans une monture. Une monture fournie par la société Eyes3shut est utilisée ici, car elle est adaptée à l'encapsulation d'électronique.

Dispositif avec une caméra

Dans un système intégré, la caméra est plus proche de la lentille de contact que sur le banc de test. Le choix d'une caméra est conditionné par plusieurs paramètres : sa longueur focale et son nombre f , pour pouvoir imager les VCSELs à courte distance, et la résolution du capteur qui est un facteur limitant pour la précision du système. L'encombrement de la caméra doit également être le plus réduit possible dans le cas d'un dispositif portable. Dans la figure 3.6, une caméra de la société Omnivision, de référence OV2640, a été utilisée. Elle présente une résolution de 1600×1200 pixels, un champ de vision de 60° , des pixels carrés de $2,2 \mu\text{m}$ de côté, et un nombre f similaire à précédemment. La caméra peut transmettre les données à une vitesse maximale de 60 images par seconde, ce qui permet une vitesse de fonctionnement de l'oculomètre du même ordre de grandeur que celle des oculomètres commerciaux.

Dans la figure 3.6, la caméra est placée au-dessus de l'œil et une lame séparatrice est utilisée pour aligner la caméra avec ligne de vue lorsque le sujet regarde une cible devant lui à une distance éloignée. Un support mécanique permet de régler la position et l'inclinaison de la lame séparatrice. Le revêtement de celle-ci peut être choisi pour maximiser les réflexions à 850 nm et de minimiser celles dans le domaine visible. Ainsi, la lame séparatrice est réfléchissante pour la lumière issue des VCSELs, et transparente à la lumière visible. Alternativement, une seule caméra pourrait être utilisée pour imager les deux yeux, évitant ainsi tout problème de synchronisation entre les deux caméras, mais au prix d'une optique plus complexe [49]. Les caméras pourraient

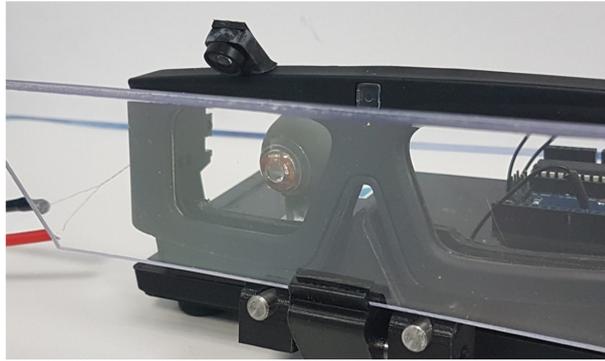


FIGURE 3.6 – Monture du dispositif d'oculométrie dans la configuration « caméra ». La caméra est fixée sur le haut de la monture de lunettes. La lame séparatrice permet à la caméra d'imager les spots comme si elle était placée devant l'œil.

également être déportées devant les yeux, dans une position ne gênant pas la vision, comme le font certains oculomètres commerciaux. Cette possibilité est présentée en section 3.2.

Dispositif avec un PSD

Dans cette configuration, le PSD est placé près de l'œil pour éviter les pertes de précision dues à l'étalement du spot causé par la divergence du VCSEL. Les PSD disponibles dans le commerce ne sont pas transparents et ne peuvent donc pas être placés directement devant l'œil (toutefois, des recherches sont actuellement menées sur une nouvelle génération de PSD transparents à base de graphène [50] avec une grande surface active atteignable). Par conséquent, une architecture utilisant un PSD conventionnel doit prendre en compte cette limite. Une première solution consiste, comme pour l'architecture basée sur une caméra, à utiliser une lame séparatrice pour placer le PSD au-dessus des lunettes (figure 3.7). La distance lentille-PSD est un paramètre critique, à cause de la divergence du faisceau VCSEL (dans le cas où celui-ci n'est pas collimaté). Le PSD doit donc être placé plus près de l'œil. Il est donc préférable d'utiliser deux PSD par lentille au lieu d'un, situés de chaque côté de l'œil, comme décrit dans la figure 3.8. Les PSD sont placés latéralement sur la partie intérieure de la monture, afin de ne pas réduire le champ de vision. Cette configuration bénéficierait de la présence de deux VCSELs dans la lentille, et de leur séparation angulaire contrôlée (voir en partie 2.3). Quelle que soit la direction du regard, au moins l'un des deux PSD serait impacté par un (et un seul) des faisceaux laser. Cette stratégie permet de placer les PSD opaques aussi près que possible de l'œil sans réduire de manière significative le champ de vision. L'angle entre les directions d'émission des VCSELs étant connu, la direction du regard peut être facilement calculée.

La distance entre les deux PSD doit être choisie de manière à laisser un champ de vision suffisant à la personne portant le dispositif, tout en limitant la perte de résolution due à la divergence du faisceau. Le champ de vision avec des lunettes est important ($> 90^\circ$), ce qui

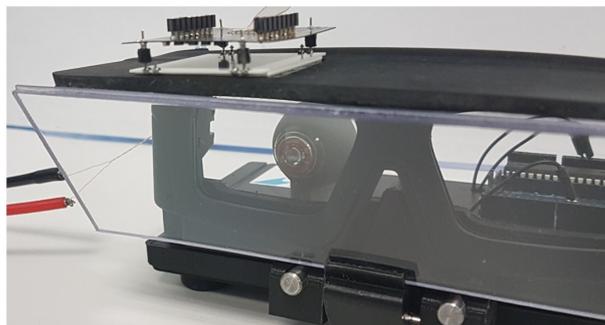


FIGURE 3.7 – Monture du dispositif d'oculométrie dans la configuration « PSD ». Le PSD est monté sur une visière, au-dessus de la monture.

rend cette solution plus appropriée pour les afficheurs embarqués dans un casque ou sur une monture, tels que les lunettes de réalité augmentée où le champ de vue est plus proche de 30° horizontalement ($17,5^\circ$ verticalement). Cela souligne l'importance d'exploiter les excentricités du faisceau VCSEL. Un exemple d'utilisation de l'excentricité contrôlée des angles d'émission est présenté à la figure 3.8. Les directions d'émission des VCSELs sont choisies afin qu'il y ait toujours au moins un spot VCSEL détecté. Si la personne portant la lentille regarde devant elle, le VCSEL droit sur l'œil gauche impactera le PSD central ; si elle regarde à gauche, le VCSEL gauche de la lentille sur l'œil gauche impactera le PSD latéral de gauche, etc.

Enfin, le PSD ne nécessite que peu de post-traitement pour extraire la position du spot, ce qui permet de suivre la direction du regard à des fréquences très élevées (le PSD Hamamatsu permettant d'acquérir 8000 échantillons de mesure par seconde).

3.2 Réalisation d'un dispositif portable

3.2.1 La plateforme Pupil Core

L'utilisation d'une caméra pour filmer la lentille accorde malgré tout plus de flexibilité dans le positionnement relatif par rapport à la lentille. Le choix du matériel utilisé pour la caméra est alors crucial. Plutôt que d'utiliser une caméra à laquelle il faudrait adjoindre une électronique de contrôle et une interface de transfert des données, comme celle présentée en figure 3.6, le matériel du Pupil Core, d'architecture open-source, a été utilisé. Le Pupil Core, de la société Pupil-Labs (<https://pupil-labs.com/>), est un oculomètre commercial disposant de deux caméras filmant les yeux, ainsi que d'une caméra scène. Cette plateforme fonctionne avec une monture et un logiciel de traitement spécifique, mais est également ouverte à la modification matérielle et logicielle. Particulièrement, elle est simplement interfaçable avec un programme informatique développé en Python, ce qui est particulièrement adapté au prototypage. Le matériel du Pupil Core a été utilisé ici pour concevoir un vidéo-oculomètre basé sur la lentille de contact. Des modifications

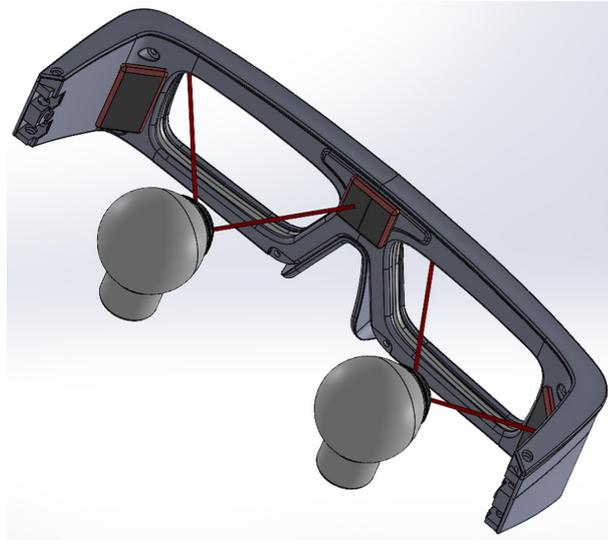


FIGURE 3.8 – Monture du dispositif d’oculométrie embarquant des PSD, dans le cas où la direction d’émission des VCSELs de la lentille est imposée. Le positionnement des PSD au plus proche des yeux est facilité, et la plage angulaire sur laquelle la direction de regard est suivie est étendue. Deux PSD sont placés au niveau des tempes et un troisième au-dessus du nez. Pour toutes les directions de regard, un seul spot de VCSEL impactera à la fois le PSD central.

ont donc dû y être apportées. Un filtre passe-bande infrarouges amovible a été ajouté à la caméra « œil » pour lui permettre de ne pas voir dans le visible, et les LEDs infrarouges du Pupil Core lui servant à illuminer l’œil ont été occultées pour ne voir que la lumière des VCSELs de la lentille de contact sur les images acquises. La caméra « œil » du Pupil Core présente une résolution de 400×400 pixels et peut acquérir les images à une fréquence de 120 Hz. Ses paramètres sont réglables via un script, ce qui a permis de l’interfacer avec un logiciel réalisé en interne.

3.2.2 Monture personnalisée

Les caméras « œil » du Pupil Core ont été montées sur des glissières de la monture, directement sous l’œil pour ne pas gêner la vision et pouvoir être adaptées à toutes les morphologies. La lame séparatrice n’est donc plus nécessaire dans cette configuration. Le circuit d’alimentation primaire est contrôlé par un microcontrôleur compatible avec la plateforme Raspberry Pi RP2040, et est associé à une puce de synthèse numérique de signal (*Direct Digital Synthesizer*, ou DDS), de référence AD9834. Ce composant permet d’ajuster les paramètres du générateur afin d’optimiser la transmission inductive avec la lentille de contact. Les caméras « œil » ont pour utilité de détecter les spots issus des VCSELs. Une troisième caméra, la caméra « scène », est montée sur une rotule au sommet de la monture. Cette caméra enregistre la scène vue par la personne portant la lentille. La monture est imprimée en 3D, ce qui a permis d’ajuster leur géométrie pour



FIGURE 3.9 – Image de gauche : monture de lunettes imprimée en 3D embarquant la bobine primaire et les caméras Pupil Core. Image de droite : Configuration complètement portable de l’oculomètre avec : a) la monture, montée sur un bandeau avec une sangle occipitale pour améliorer la stabilité, b) la batterie du Raspberry Pi et c) un Raspberry Pi 4. Il s’agit de la configuration entièrement portable. Lorsqu’il est connecté à un PC standard, le Raspberry Pi et la batterie ne sont pas nécessaires.

positionner adéquatement les caméras. La monture est présentée en figure 3.9, sur l’image de gauche.

3.3 Calibration du dispositif d’oculométrie

En vidéo-oculométrie classique, une calibration est nécessaire pour établir une correspondance fiable entre la direction réelle du regard et les caractéristiques mesurées dans les images des caméras filmant les yeux. En général, on demande au participant de porter son regard sur des cibles qui apparaissent successivement à différents endroits d’un plan donné (par exemple, la surface d’un écran d’affichage). Ce point est détaillé dans le chapitre 4. Les données des caméras « œil » collectées pendant cette période sont ensuite mises en correspondance avec ces positions spécifiques. Une calibration est réussie lorsque à une position de l’œil filmée par la caméra, le point de regard correct dans le monde réel est associé. Selon les algorithmes utilisés, la direction de regard peut être calculée sur un plan ou en trois dimensions. Dans ce second cas, les caméras « œil » doivent imager les deux yeux.

La procédure de calibration utilisée pour l’oculométrie avec la lentille de contact établit une relation entre un nombre donné de points de fixation, représentés par leurs coordonnées dans l’image de la caméra « scène » et les coordonnées associées des barycentres des deux spots VCSELs (et vus par la caméra « œil »). Mathématiquement, cette relation peut être écrite (en notant f le modèle) :

$$(X_{world}, Y_{world}) = f(x_{left}, y_{left}, x_{right}, y_{right})$$

Sur la base de la littérature [11] et de différentes expériences préliminaires, un polynôme du second degré avec des termes croisés a été choisi comme expression de f , pour tenir compte de la dépendance géométrique entre les VCSELs.

$$X_{world}(x_{left}, y_{left}, x_{right}, y_{right}) = a_0 + a_1x_{left} + a_2y_{left} + a_3x_{right} + a_4y_{right} + a_5x_{left}y_{right} \\ + a_6x_{right}y_{left} + a_7x_{left}^2 + a_8y_{left}^2 + a_9x_{right}^2 + a_{10}y_{right}^2$$

$$Y_{world}(x_{left}, y_{left}, x_{right}, y_{right}) = b_0 + b_1x_{left} + b_2y_{left} + b_3x_{right} + b_4y_{right} + b_5x_{left}y_{right} \\ + b_6x_{right}y_{left} + b_7x_{left}^2 + b_8y_{left}^2 + b_9x_{right}^2 + b_{10}y_{right}^2$$

Une fois les coefficients a_i et b_i estimés, une position de regard (X_{world}, Y_{world}) peut être calculée pour chaque position des spots des VCSELs vus par la caméra « œil ».

L'utilisation des deux spots des VCSELs comme éléments à détecter sur l'image a pour objet d'assurer la robustesse de la mesure. Il est en effet plus sûr de détecter une source lumineuse qu'une autre structure anatomique, comme la pupille. L'usage de deux spots lumineux par lentille permet d'améliorer l'exactitude du modèle estimé pour le calcul de la direction de regard, car plus d'informations sont disponibles par image. L'exactitude et la robustesse de l'oculomètre sont vérifiées dans le chapitre 4.

3.4 Développement d'un logiciel pour faire fonctionner l'oculomètre en conditions standard d'utilisation

3.4.1 Technologies utilisées

Le logiciel de calibration et de calcul des positions de regard a été développé en Python, avec le framework de développement pour interfaces graphiques PyQt5. Les images issues des caméras du Pupil Core sont acquises avec la bibliothèque PyUVC, développée par la société Pupil-Labs. Le traitement d'image des spots est réalisé avec la bibliothèque de traitement d'images OpenCV. En plus de l'affichage du point de regard calculé sur la vue de la caméra « scène », il permet l'export de vidéos, et des coordonnées de regard détectées associées.

Le logiciel peut fonctionner sur du matériel d'informatique embarquée, comme un Raspberry Pi 4, alimenté par batterie. Un exemple d'une telle configuration est présenté en figure 3.9 (image de droite). Alternativement, il peut être exécuté sur un ordinateur traditionnel, les caméras du Pupil Core étant alors reliées à celui-ci par USB.

3.4.2 Principe de détection des spots

La détection des spots sur l'image de la caméra « œil » doit être réalisée pour extraire les barycentres de ces spots. L'image est passée en noir et blanc pour en obtenir un masque. Les contours de cette image seuillée sont ensuite recherchés, et les deux plus grands sont considérés comme les spots sur la première image reçue de la caméra. Le barycentre est enfin calculé sur ces contours. Il n'est pas pondéré par les valeurs des pixels inclus dans le contour. Aux images suivantes, les barycentres de tous les contours détectés, et les deux contours aux barycentres les plus proches de ceux des spots sur l'image précédente sont considérés comme les nouveaux spots. Cette dernière condition permet de traiter le cas des potentiels reflets infrarouges qui pourraient perturber la mesure. Le traitement des images acquises par la caméra « œil » est réalisé en temps réel, la fréquence de traitement des images étant limitée par la puissance de calcul de l'ordinateur exécutant le programme. Sur un ordinateur équipé d'un processeur Intel i7-10510U et de 16 Go de mémoire vive, cela revient à une fréquence de traitement de 70 images par seconde en moyenne. Cette fréquence est similaire à celle du logiciel Pupil Capture, fourni avec le Pupil Core, sur le même ordinateur.

Conclusion

Dans ce chapitre, différentes architectures de dispositifs de détection des spots lumineux issus des VCSELs ont été présentés, ainsi que la caractérisation de leurs performances. Deux capteurs ont été étudiés : la caméra, qui ramène le fonctionnement de l'oculomètre à un principe proche d'un vidéo-oculomètre classique, mais en tirant parti des lasers embarqués, et donc potentiellement plus robuste ; ainsi que le PSD, une solution plus orientée vers un traitement électronique, par conséquent plus rapide, avec des fréquences de fonctionnement pouvant atteindre plusieurs milliers de hertz.

La solution basée sur des caméras ayant été retenue, une description plus détaillée du matériel embarqué a été présentée, ainsi que le fonctionnement de l'algorithme de détection des spots et la méthode de calibration à utiliser. Le matériel, celui du Pupil Core, a été choisi parce qu'il est adapté à des applications de suivi de regard et facilement interfaçable en Python. La plateforme décrite, il reste maintenant à évaluer ses performances et à les comparer avec celles d'un oculomètre commercial pour vérifier sa pertinence.

COMPARAISON DES PERFORMANCES DE LA LENTILLE AVEC CELLES D'UN OCULOMÈTRE DE RÉFÉRENCE

Les travaux présentés dans ce chapitre ont fait l'objet d'une publication à paraître [47]

Introduction

Pour évaluer les performances de l'oculomètre à base de lentille de contact réalisé et vérifier leur adéquation avec l'état de l'art, il est possible de les comparer à celles d'un oculomètre de référence. Le matériel utilisé pour détecter les spots des VCSELs étant celui du Pupil Core, ce vidéo-oculomètre commercial a été choisi comme point de comparaison. Le même matériel d'acquisition est donc utilisé pour la comparaison. Ce chapitre présente la définition de métriques de comparaison entre les deux oculomètres, ainsi que les conditions de tests correspondant à différents cas d'usages, notamment en fonction de l'éclairage ambiant et de ses variations.

Cette comparaison s'inscrit dans les mesures préalables au projet ReSee, sur un financement ANR et en partenariat avec la plateforme Street Lab de l'Institut de la Vision, qui vise dans un premier temps à évaluer l'apport potentiel du dispositif d'oculométrie basé sur la lentille de contact pour la réhabilitation basse vision. Dans un second temps, le projet a pour but l'élaboration de nouvelles interfaces humain-machine. Les deux oculomètres comparés dans ce chapitre seront utilisés en mobilité, ce qui est un élément nécessaire au déroulement du projet ReSee. Un projet mené grâce à un financement du *Department of Defense* américain, en partenariat avec la *start-up* Cylensee et la société américaine Tietronix, a permis de mener les mesures préliminaires à la comparaison et d'améliorer le dispositif de traitement des données oculométriques.

4.1 Principe de fonctionnement du Pupil Core

Le Pupil Core, comme la grande majorité des vidéo-oculomètres disponibles commercialement, se base sur la détection de la position de la pupille pour en déduire la direction de regard. Deux algorithmes sont proposés par Pupil Capture, le logiciel associé au Pupil Core : l'un reconstruisant l'œil en 3D, au fonctionnement non documenté, et l'autre consistant en un traitement d'image en deux dimensions pour recaler une ellipse sur la pupille [51]. Cette seconde méthode est utilisée par la suite, car elle offre d'après les spécifications du fabricant une meilleure valeur d'exactitude lorsque la monture du Pupil Core n'est pas susceptible de glisser.

4.2 Métriques utilisées

La qualité de détection de la pupille, pour une image reçue par le logiciel Pupil Capture, est représentée par une valeur appelée *confiance* (ou *confidence* en anglais). Plus le contour supposé être celui de la pupille est proche de celui d'une ellipse, plus la confiance est proche de 1. La confiance peut servir de critère discriminant pour différencier les points de regard détectés probablement faux et ceux probablement justes, afin d'évaluer la *robustesse* de l'oculomètre. Sa valeur d'*exactitude*, quant à elle, est considérée de 0,6°, ainsi qu'annoncé par le fabricant sur sa fiche technique.

Dans le cas de l'oculomètre basé sur la lentille de contact, ces deux métriques sont définies de la manière suivante :

- *Exactitude*. Une fois notre oculomètre calibré, il est possible d'en évaluer la précision. La lentille de contact est montée sur un nouvel œil artificiel, adapté par rapport à celui présenté en figure 2.7) en y intégrant cette fois un pointeur laser rouge (présenté en figure 4.1). Ce pointeur permet de matérialiser le point de regard de l'œil artificiel directement sur l'image de la caméra « scène ». Le point de regard réel peut ainsi être comparé à celui estimé par le modèle, et l'exactitude et la précision associées peuvent être calculées.
- *Robustesse*. L'éclairement environnant, qui peut rapidement varier dans le cas d'une mesure d'oculométrie en extérieur ou en mobilité, peut faire décroître les performances des vidéo-oculomètres, malgré les sources lumineuses spécifiques ajoutées pour éclairer l'œil (consistant en des DELs infrarouges pour le Pupil Core). Pour le Pupil Core, les clignements de paupière sont tout d'abord filtrés, puis trois pourcentages sont calculés : lorsque la pupille n'est pas détectée (son diamètre est dans ce cas nul), lorsqu'elle est détectée avec un faible niveau de confiance, et lorsqu'elle est détectée avec une confiance élevée. Le seuil distinguant ces deux derniers cas est fixé arbitrairement à 0,9, ce qui est plus favorable pour le Pupil Core que la valeur de 0,98 proposée par Pupil Labs [52]. Pour la lentille de contact, trois pourcentages sont également calculés : lorsque les spots laser

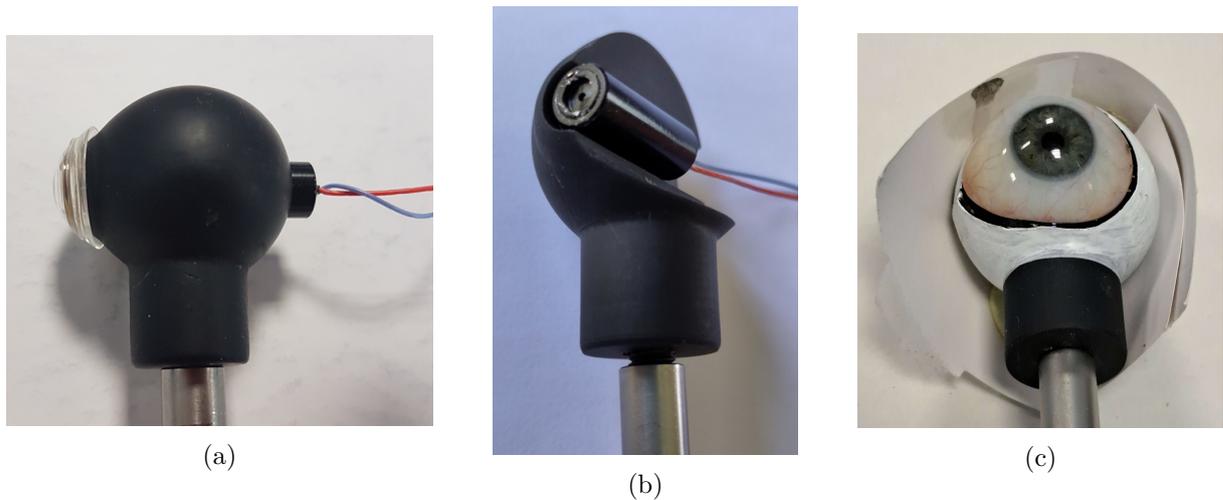


FIGURE 4.1 – a) Œil artificiel intégrant un laser rouge pour visualiser sa position de regard ; b) Coupe transversale de l'œil artificiel montrant le laser ; c) Morceau de papier cartonné formant une orbite à l'œil artificiel.

ne sont pas détectés, lorsqu'ils sont détectés, mais que la position de regard estimée est à plus d'un degré de la position réelle, et lorsque la position de regard estimée est située à moins d'un degré de la position réelle.

4.3 Banc d'expérimentation

Les mesures ont été effectuées avec un seul œil, par souci de simplification du banc de mesure.

À ce stade de l'étude, la lentille n'était pas encore portable par l'œil humain, les tests d'innocuité n'ayant pas tous été menés (voir le chapitre 5). Les mesures impliquant la lentille de contact ont donc été menées sur banc. Le fonctionnement du Pupil Core a quant à lui été testé sur le nouvel œil artificiel et sur œil humain.

4.3.1 Œil artificiel

Plusieurs modèles d'yeux ont été testés (voir en figure 4.2a) : une balle de tennis de table percée peinte en noir à l'intérieur, un modèle d'iris coloré imprimé en 3D, modèles complets également colorés et imprimés en 3D... Les meilleurs résultats de détection de l'œil artificiel par le Pupil Core ont finalement été obtenus avec une prothèse oculaire classique, positionnée sur un globe oculaire imprimé en 3D (figure 4.2b). Plusieurs modèles de prothèses oculaires ont été utilisés ici pour des résultats similaires : trois ont été fournies par la société LCS, et deux par Vincent Ruesche, prothésiste intervenant au CHRU de Brest. Cependant, bien qu'il n'y ait pas de différence notable d'apparence entre la prothèse oculaire et l'œil humain sur les images du Pupil Core (figure 4.2c), les performances de détection de la pupille avec le Pupil Core étaient

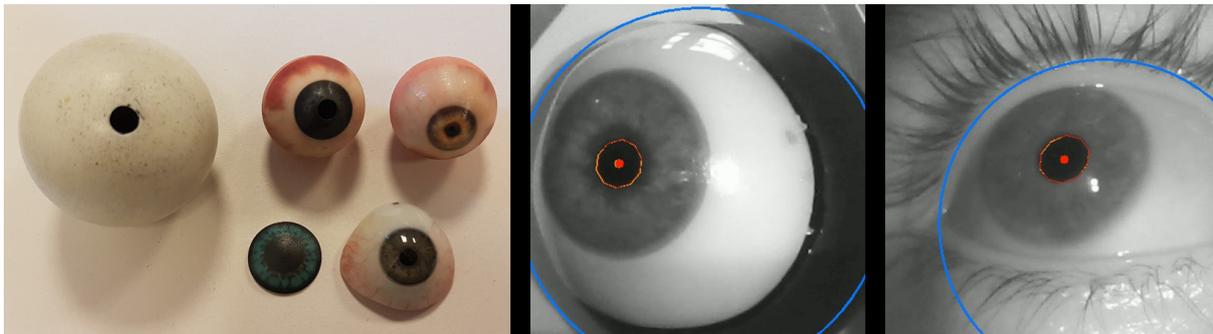


FIGURE 4.2 – Différents yeux artificiels, et œil réel, sur lesquels le Pupil Core a été testé. Image de gauche : Les différents modèles d'yeux testés. Images du milieu et de droite : vue de la prothèse d'œil et d'un œil humain, lors de l'utilisation du Pupil Core. Les réflexions lumineuses visibles sur l'iris correspondent à la source IR du Pupil Core qui est utilisée pour éclairer l'œil.

moins bonnes avec la prothèse qu'avec un œil humain. Les mesures avec le Pupil Core ont donc finalement été réalisées directement sur humain pour garantir des performances optimales. Une mentonnière a été utilisée pour maintenir la tête en place, afin que les mouvements de tête ne perturbent pas la mesure (voir figure 4.3). De plus, pour prendre en compte la disparité des mesures selon la personne portant l'oculomètre, les enregistrements ont été effectués sur quatre sujets dans tous les cas testés (trois hommes de 26 à 50 ans, une femme de 26 ans). Pour chaque condition de test, seuls les meilleurs résultats ont été retenus.

L'aspect réaliste de l'œil n'ayant pas d'impact sur l'utilisation de la lentille, l'œil artificiel utilisé pour l'évaluation de ses performances est celui embarquant le pointeur rouge, présenté en partie 4.2 et représenté en figure 4.1. Une feuille de papier cartonné, enroulée à l'arrière de cet œil artificiel, lui simule une orbite pour rapprocher le montage sur banc de la géométrie d'un visage et éviter que de la lumière vienne perturber la mesure par l'arrière (représenté en figure 4.1c).

4.3.2 Platines de rotation

La partie dans laquelle se trouve l'œil artificiel du montage opto-mécanique monté pour la comparaison des oculomètres est représentée en figure 4.5a. L'œil artificiel est situé derrière la monture, qui embarque la bobine d'alimentation et les caméras du Pupil Core. L'œil est monté sur deux platines rotatives perpendiculaires, qui permettent de lui imposer des rotations horizontales et verticales. La précision atteignable pour la rotation horizontale est de $0,5^\circ$, tandis que celle de la rotation verticale est de $0,02^\circ$.

4.3.3 Mire de calibration

La mire de calibration utilisée ici comporte cinq cibles, comme le schéma de calibration par défaut proposé pour le Pupil Core, placées aux quatre coins et au centre d'un carré correspondant



FIGURE 4.3 – Exemple de port sur humain du Pupil Core monté sur sa monture originale, avec une mentonnière.

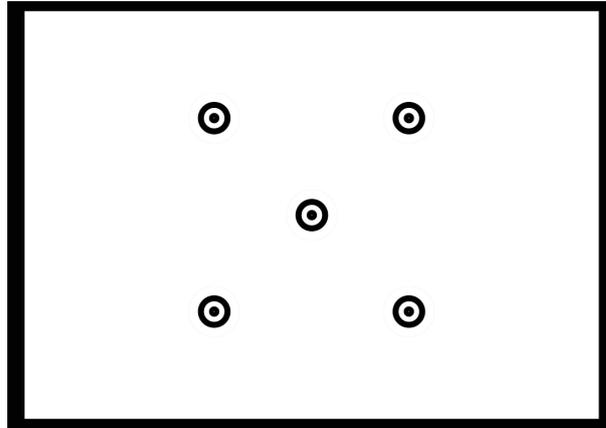


FIGURE 4.4 – Mire de calibration utilisée pour le Pupil Core et la lentille de contact.

à 20° de rotation couverts par l'œil lorsque l'écran est placé à 30 cm de l'œil. La chorégraphie de calibration suivie commence par la visée du point central, et se déplace ensuite du coin inférieur droit au coin supérieur droit du carré de calibration dans le sens des aiguilles d'une montre. La mire est présentée en figure 4.4.

Pour la calibration du Pupil Core, la personne portant l'oculomètre est assise en face de l'écran de calibration, la tête immobilisée dans une mentonnière, et regarde successivement les cinq points. Le logiciel Pupil Capture est réglé dans le mode adéquat, « Choreography natural features ».

Dans le cas de la calibration avec la lentille de contact, le pointeur rouge intégré dans l'œil artificiel est utilisé pour vérifier que la position réelle du regard correspond bien aux cibles de calibration. Les platines sont réglées pour que l'œil fixe successivement les cinq points de calibration.

4.4 Protocole de comparaison

Afin d'évaluer l'avantage potentiel du système d'oculométrie basé sur la lentille de contact en termes d'exactitude et de robustesse, quatre cas de test ont été définis.

1. Dans le premier cas, les conditions d'éclairage correspondent à un éclairage intérieur (250 lux), comme dans une salle éclairée par des plafonniers de tubes fluorescents et dépourvue de fenêtres. Ces lampes émettent très peu de puissance dans l'infrarouge par rapport au visible, ce qui permet de ne pas perturber l'image vue par la caméra « œil ».
2. Le deuxième cas correspond à la situation où la personne se trouve dans l'obscurité (éclairage de 1 lux), comme cela serait le cas dans un environnement interactif (réalité virtuelle) ou dans certaines études cognitives sur l'effet de l'obscurité.



(a)



(b)

FIGURE 4.5 – Banc de mesure pour la comparaison des oculomètres en intérieur. a) : Œil artificiel monté sur les platines rotatives et monture instrumentée; b) : Mire de calibration vue par la caméra « scène ».



FIGURE 4.6 – Banc de mesure pour la comparaison des oculomètres en extérieur. L'œil artificiel est monté sur les platines rotatives.

3. Le troisième cas vise à simuler des conditions d'éclairage variant, par exemple lorsque la personne se déplace d'un environnement dans lequel l'éclairage est important à un autre plus sombre. Pour simuler cela, l'éclairage de la salle dans laquelle est menée la mesure est alternativement allumé et éteint toutes les trois secondes, provoquant des variations d'éclairage ambiant entre 1 lux et 250 lux (tubes fluorescents allumés). Les variations de l'éclairage ambiant peuvent en effet avoir un effet sur la qualité de la détection de la direction de regard de deux manières : par les variations d'éclairage sur le capteur de la caméra, l'algorithme d'exposition automatique de Pupil Capture pouvant ne pas réagir assez rapidement et correctement ; et, dans le cas d'un œil réel, par les variations du diamètre de la pupille en fonction de l'éclairage, l'axe visuel ne traversant pas nécessairement celle-ci en son centre.

4. Le quatrième cas correspond aux conditions d'éclairage extérieures d'un après-midi ensoleillé (50 klux). L'oculomètre est dans ce cas positionné de telle sorte que la caméra « œil » du Pupil Core ne soit pas directement exposée face au soleil (figure 4.6) et que la personne portant le Pupil Core ne soit pas aveuglée par le soleil. Comme dans les cas précédents, un photomètre est placé à côté de la face avant des lunettes pour mesurer l'éclairage ambiant. L'énergie portée par le rayonnement infrarouge du soleil représente plus de 40 % de son énergie rayonnée totale. Les réflexions infrarouges sur l'œil ne sont dans cette situation pas négligeables, contrairement aux cas en intérieur éclairés avec les tubes fluorescents.

À l'exception du cas des variations d'éclairage, pour lequel l'œil reste immobile, les mesures consistent en la calibration des oculomètres (suivant la mire vue par la caméra « scène », comme en figure 4.5b), puis en la répétition de la même trajectoire que celle utilisée pour la calibration. La durée de cette tâche varie entre 30 secondes pour le Pupil Core, et une minute pour la lentille de contact (incluant le réglage des platines de rotation). Dans le cas des variations d'éclairage, l'acquisition réalisée a une durée de 20 secondes. Pour la manipulation avec le Pupil Core, la fonction de réglage automatique de l'exposition de la caméra « œil », fournie par le logiciel Pupil Capture, est utilisée. Cela permet de garantir des résultats optimaux sur la détection de la pupille. Une telle fonction n'avait pas été implémenté pour la détection des spots de la lentille de contact au moment de la réalisation des mesures. Le temps d'exposition est donc fixé au début de la calibration. Les sources lumineuses étant directement intégrées à la lentille de contact, ce temps d'exposition peut être choisi plus court que ceux choisis par Pupil Capture.

Les bancs de mesure pour la lentille de contact sont présentés en figure 4.5a pour les cas de test 1 à 3, et en figure 4.6 pour le quatrième cas de test.

4.5 Résultats

Les images de l'œil utilisées par les deux systèmes d'oculométrie pour estimer une direction de regard sont illustrées en figure 4.7. Les images lors de l'utilisation de la lentille de contact sont assimilables comme attendu à des images binaires, comportant deux spots lumineux correspondant aux deux VCSELS. Les spots laser sont donc aisément détectés dans tous les cas testés, comme le montrent les résultats de robustesse présentés dans le tableau 4.1. Dans des conditions d'éclairage à 50 klux, le système basé sur la lentille de contact montre une exactitude de $0,27^\circ \pm 0,27^\circ$ (figure 4.8).

Cas	Exactitude ($^\circ$)	Absence de détection	Mauvaise détection (exactitude $> 1^\circ$)	Bonne détection (exactitude $\leq 1^\circ$)
250 lux	$0,21 \pm 0,21^\circ$	0 %	2,9 %	97,1 %
1 lux	$0,15 \pm 0,24^\circ$	0 %	2,7 %	97,3 %
Alternance 1/250 lux	Non applicable	0 %	0 %	100 %
50 klux	$0,27 \pm 0,27^\circ$	0 %	0,1 %	99,9 %

TABLE 4.1 – Résultats de mesures d'exactitude et de robustesse pour l'oculomètre basé sur la lentille de contact. L'exactitude du suivi a été mesurée avec un œil artificiel.

Les résultats d'exactitude de ce système d'oculométrie dépendent du modèle de calibration utilisé, mais aussi de la résolution de la caméra « œil ». Cela montre bien l'intérêt d'utiliser les mêmes caméras pour comparer les deux techniques d'oculométrie, afin de disposer d'un référentiel commun. Pour les mesures menées ici, le modèle de calibration n'était pas optimisé, que ce soit en termes de nombre de coefficients à estimer ou de paramètres du polynôme. De plus, seule une petite partie du capteur de la caméra « œil » est utilisée pour imager le déplacement des deux spots VCSELS. Pour utiliser une plus grande surface du capteur, l'optique de la caméra pourrait être modifiée. Alternativement, une *zone d'intérêt* (ou *ROI*, pour *region of interest*) pourrait être définie, afin de rendre plus rapides les calculs informatique de détection des spots. Pour tous les cas de mesure, les points avec une mauvaise exactitude ont été peu nombreux. Ces points correspondaient généralement au cas où l'image d'un spot VCSEL était saturée, ce qui entraînait une erreur dans le calcul des coordonnées de ce spot.

Par comparaison avec les résultats pour la lentille de contact, le Pupil Core a obtenu des résultats comparables dans toutes les conditions intérieures avec un score de bonne détection supérieur à 99 % (voir tableau 4.2), mais perd grandement en robustesse dans les conditions extérieures. De bonnes performances dans la première condition (intérieur, éclairage ambiant de 250 lux) étaient attendues, car cet environnement correspond à un cas d'utilisation relativement classique pour les oculomètres commerciaux. Des performances similaires dans l'obscurité ne sont pas plus surprenantes, car la caméra « œil » du Pupil Core dispose de DELs émettant dans l'infrarouge pour illuminer l'œil et le rendre visible même lorsque l'éclairage ambiant est faible.

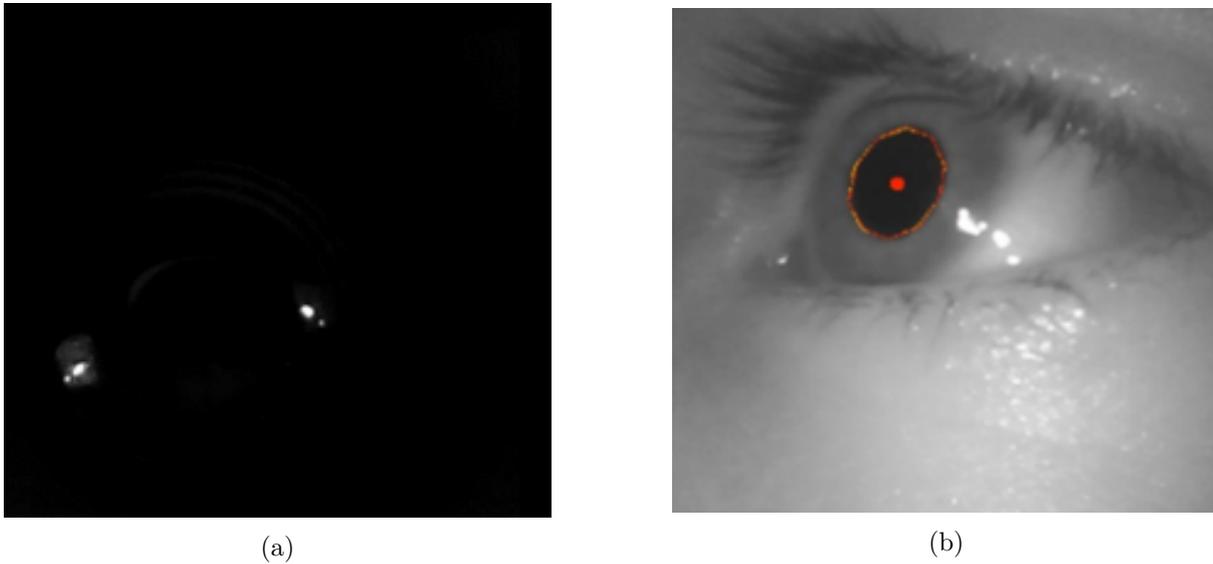


FIGURE 4.7 – Images vues par la caméra « œil » pour les deux systèmes d’oculométrie. a) Pour la lentille de contact ; b) Pour le Pupil Core, avec la pupille détectée par l’algorithme 2D de Pupil Capture en rouge. Pour la seconde image, la caméra était placée légèrement plus loin de l’œil que pour la première. Cela explique que les spots paraissent plus écartés sur la première image.

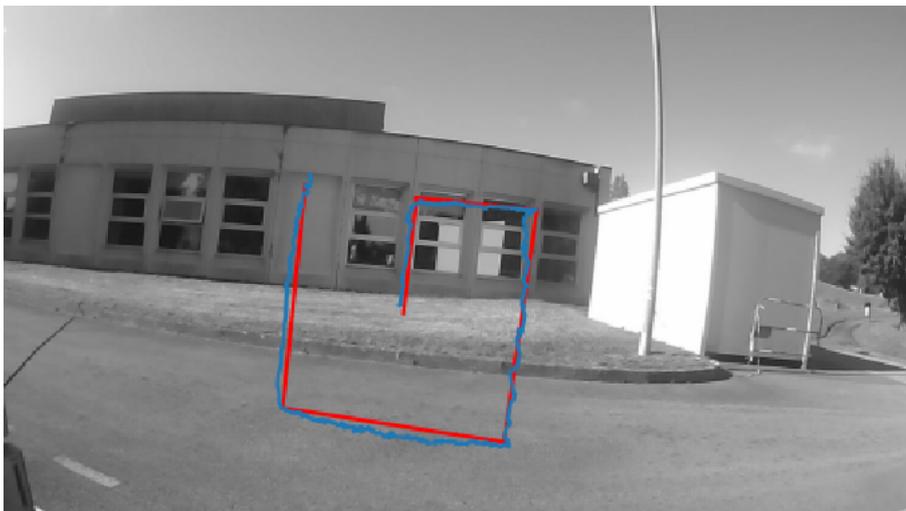


FIGURE 4.8 – Trajectoire du regard estimée par la lentille de contact après calibration (en bleu) et trajectoire réelle de l’œil artificiel (en rouge), dans la quatrième condition (utilisation extérieure).

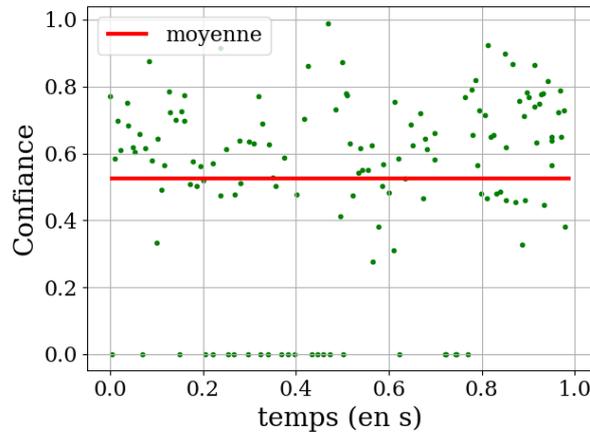


FIGURE 4.9 – Extrait sur 1 s de la variation de la valeur de confiance de la détection de la pupille sur un enregistrement du Pupil Core en extérieur.

Comme annoncé dans la section précédente, l’exactitude de la position de regard estimée par le Pupil Core n’a pas été mesurée. Elle est supposée être égale à la valeur de $0,6^\circ$ fournie par le fabricant lorsque le pourcentage de bonnes détections de la pupille est élevée, et dégradée lorsque les détections correctes de la pupille sont moins nombreuses (cas de la mesure en extérieur).

Ainsi, l’oculomètre utilisant la lentille de contact montre particulièrement son intérêt dans une utilisation extérieure, avec une meilleure robustesse que celle du Pupil Core, et donc un meilleur suivi du regard. 100 % de positions sont considérées comme correctement détectées pour la lentille, contre 9,85 % pour le Pupil Core. Un exemple de variations de sa valeur de confiance de la détection de la pupille dans des conditions extérieures est présenté en figure 4.9.

Cas	Pas de pupille détectée (diamètre de la pupille nul)	Mauvaise détection ($Q < 0,9$)	Bonne détection ($Q \geq 0,9$)
250 lux	0,05 %	0,00 %	99,95 %
1 lux	0,04 %	0,25 %	99,71 %
Alternance 1/250 lux	0,03 %	0,08 %	99,89 %
50 klux	4,25 %	85,9 %	9,85 %

TABLE 4.2 – Résultats de robustesse de détection pour le Pupil Core. Les mesures ont été menées sur un œil humain.

Les résultats pour la troisième condition, correspondant à l’alternance entre 1 et 250 lux, sont en accord avec les mesures réalisées pour les deux premières. Les variations de l’éclairement ambiant n’ont pas eu d’impact significatif sur les performances des deux systèmes d’oculométrie. Pour la lentille de contact, cela est cohérent avec la conception du dispositif, qui permet à la caméra « œil » de ne voir que les spots des VCSELs. Pour le Pupil Core, l’algorithme de réglage

automatique du temps d'exposition implémenté dans Pupil Capture a réagi avec suffisamment de rapidité.

4.6 Analyse des résultats

Les résultats montrent la meilleure robustesse de l'oculomètre basé sur la lentille de contact instrumentée dans des conditions de fort éclairage (comme en extérieur), et des performances comparables pour les deux oculomètres pour les autres conditions. La lumière des VCSELs fournit un objet simple à distinguer et à suivre par traitement d'image, quand un vidéo-oculomètre classique tel que le Pupil Core repose sur une détection de la pupille qui peut être perturbée par un fort éclairage ambiant. La fiabilisation du traitement d'image apportée par la lentille de contact apporte une meilleure robustesse à la mesure et donc une meilleure continuité et fluidité des données. De plus, l'utilisation des spots des VCSELs comme motifs détectés permet d'éviter l'erreur induite par les variations de l'axe visuel pouvant être causées par la mydriase et le myosis (respectivement la dilatation et la contraction de la pupille). La robustesse apportée par la lentille permet d'imaginer des usages de l'oculomètre dans des applications telles que des mesures lors d'un effort physique, la conception d'interfaces humain-machine pour des cockpits d'avion. . .

Durant les mesures réalisées en extérieur, les conditions d'éclairage sont restées inchangées : le ciel ne s'est pas assombri, et aucun déplacement de la personne n'a été considéré. Dans des situations réelles de mobilité, la personne portant l'oculomètre peut être amenée à se déplacer dans des milieux aux conditions d'éclairage ambiant très variables. Cela peut être le cas d'une personne qui sort d'un bâtiment, pour se retrouver face au soleil, avec une partie du visage dans l'ombre. Dans de tels cas, l'oculomètre présenté basé sur la lentille de contact sera plus robuste que les vidéo-oculomètres conventionnels. Ceux-ci pourraient être adaptés à un usage en extérieur, en utilisant des filtres plus sélectifs pour que les caméras filmant l'œil ne voient que la lumière émise par des sources infrarouges dédiées illuminant la pupille, mais cela conduirait à augmenter la puissance envoyée dans l'infrarouge, et donc risquerait de poser des questions de sécurité oculaire. De plus, le spectre lumineux du soleil est continu dans l'infrarouge, et provoquerait tout de même des rayonnements parasites qui ne pourraient pas être filtrés. Cela n'est pas le cas pour l'oculomètre utilisant la lentille de contact, dont le rapport signal sur bruit des spots sur le bruit de fond infrarouge est plus élevé.

En termes d'exactitude, les résultats présentés ici sont au moins aussi bons que ceux annoncés pour le Pupil Core. Il est toutefois à noter que l'exactitude a été évaluée sur banc, et non lorsque la lentille est portée. Des tests en ce sens seront réalisés à Streetlab prochainement (voir en chapitre 5). L'utilisation d'une caméra de résolution plus élevée peut permettre d'améliorer les performances de l'oculomètre.

Un autre point critique pouvant faire varier l'exactitude relevée est la fonction mathématique

servant de modèle. Dans cette étude, un polynôme de second degré a été utilisé. Cette fonction a été choisie pour les performances qu'elle offrait. Cependant, il ne s'agit pas nécessairement de la fonction la plus appropriée. D'autres modèles pourraient être étudiés, en se basant sur des travaux antérieurs [53].

La directivité des VCSELs peut également faire décroître l'exactitude du modèle. La caméra est en effet saturée lorsqu'elle se retrouve en face d'un VCSEL. Cet éblouissement provoque une augmentation importante de la taille du spot vu par la caméra et sa déformation en étoile. Cela entraîne une erreur dans le calcul du barycentre du spot, et donc une erreur d'estimation de direction de regard. Un réglage fin de l'exposition de la caméra est donc nécessaire avant d'acquérir des mesures. Cette directivité limite également la plage angulaire sur laquelle l'oculomètre est fonctionnel à $\pm 10^\circ$. Il serait possible, pour outrepasser cette limite, d'utiliser des DELs infrarouges en lieu et place des VCSELs dans la lentille, ces sources lumineuses étant moins directives. Une telle lentille de contact avec des DELs dans le visible a été fabriquée pour une autre application de traitement de la myopie. Pour cette lentille, la plage angulaire de détection des spots lumineux est passée à $\pm 20^\circ$.

Conclusion

La comparaison du système d'oculométrie réalisé dans le cadre de ce travail de thèse et le Pupil Core permet de mettre en avant la pertinence de l'architecture basée sur la lentille de contact. Les résultats de robustesse et d'exactitude obtenus sur banc pour cette dernière sont au moins aussi bons que ceux de l'oculomètre de référence. De plus, un cas d'usage dans lequel la lentille de contact apporte une véritable plus-value pour la détection de la position du regard a été identifié. Dans les cas de fort éclairage ambiant, notamment en extérieur, les performances du Pupil Core décroissent fortement. Cela est dû à l'émission de lumière infrarouge par le soleil, qui éblouit la caméra imageant l'œil et l'empêche de détecter la pupille convenablement. La lentille de contact, en émettant sa propre lumière infrarouge, permet de ne pas être concernée par ce souci.

Si ces bonnes performances constituent un résultat satisfaisant, elles doivent encore être confirmées dans des conditions de port réel de la lentille de contact sur un œil humain. Le franchissement de cette nouvelle étape nécessite de valider un certain nombre de résultats préliminaires, afin de vérifier l'innocuité du port de la lentille elle-même, et de l'alimentation de ses VCSELs. Ces problématiques sont l'objet d'étude du prochain chapitre.

VALIDATION DU PROTOTYPE PAR DES ESSAIS DE PORT SUR ANIMAUX ET HUMAINS

Introduction

Pour des raisons d'éthique et de sécurité, il est nécessaire de vérifier l'absence de dangerosité du port de la lentille de contact sur la santé humaine. À cette fin, plusieurs tests d'innocuité doivent être menés. La lentille de contact instrumentée est un dispositif médical de classe IIa au sens de la classification des dispositifs médicaux de l'Union Européenne. En préalable à une future démarche de certification de la lentille instrumentée, des résultats montrant l'absence de risques à son utilisation sont requis.

Ce chapitre présente les premiers résultats de vérifications de la sécurité de la lentille. Cela fait, la lentille sera portée sans être alimentée par un premier échantillon des bêta-testeurs, pour recueillir leurs sensations de confort et apporter des modifications à sa géométrie afin de l'adapter à différentes morphologies. Ce premier essai de port ouvre la voie à des tests de la lentille en fonctionnement sur humain, dont le protocole est également présenté ici, afin de vérifier ses performances d'oculométrie en conditions réalistes d'utilisation.

5.1 Détail des tests réalisés

Les tests menés sont ceux nécessaires à une certification de la lentille comme dispositif médical de type IIa, et concernent les points suivants :

- Risques pour l'œil, liés à la puissance émise par le VCSEL ou à l'échauffement ;
- Compatibilité électromagnétique radio et sécurité électrique ;
- Débit d'absorption spécifique ;
- Risques chimiques ;
- Risques toxicologiques ;
- Cytotoxicité ;

- Tolérance physiologique de la lentille testée sur animal ;
- Tolérance physiologique de la lentille testée sur humain.

5.2 Tests en laboratoire

Un certain nombre de tests ont été réalisés au sein du département optique d'IMT Atlantique, tandis que d'autres ont été délégués à des prestataires spécialisés par notre partenaire LCS, qui a l'expérience des procédures de certifications de lentilles de contact.

5.2.1 Échauffement de la lentille

Lorsque le circuit électronique encapsulé dans la lentille de contact est alimenté, il est susceptible de chauffer. Si la hausse de température est importante, elle peut conduire à une hausse de la température de la surface de l'œil. Il est donc nécessaire de la mesurer. Cette mesure a été menée en trois temps. Tout d'abord, un circuit de lentille non encapsulé a été alimenté par une bobine primaire. La distance entre les deux bobines est dans ce cas nulle, ce qui correspond au pire cas possible, avec un maximum de puissance transmise par induction. Dans des conditions de port réalistes, la distance entre les deux bobines serait plutôt de 13 mm. Une sonde de thermomètre, dont la valeur de mesure est donnée à 0,1° près, est placée en contact direct avec un VCSEL. L'augmentation de température mesurée se stabilise à 2°C au bout d'une dizaine de minutes. Les autres composants (le condensateur et la bobine elle-même) ne présentent pas d'échauffement mesurable.

Une seconde mesure est faite, cette fois sur la lentille dans laquelle le circuit est encapsulé. La sonde est placée en contact avec la surface extérieure de la lentille, au niveau du VCSEL. La lentille est à nouveau placée dans le champ de la bobine primaire, cette fois avec une distance de 3 mm entre les deux bobines due à l'encapsulation (donc à nouveau avec une plus grande puissance transmise que dans les conditions de port réalistes). Dans cette condition, un échauffement du VCSEL est mesuré à 0,4°C au bout d'une dizaine de minutes. Enfin, la lentille a été immergée dans une solution à base d'agar-agar, pour simuler du tissu biologique [54], et a été alimentée électriquement par une bobine primaire située à 10 mm de la bobine secondaire. La sonde du thermomètre est cette fois placée dans le milieu d'agar-agar, à 5 mm de la lentille de contact. Aucun échauffement n'est mesuré dans ce cas.

Les mesures sur le circuit encapsulé dans la lentille montrent, dans le cas le plus défavorable et des conditions plus strictes que celles de port (les deux bobines ne sont pas si rapprochées lorsque la lentille est portée, leur distance étant alors de 13 mm), que l'échauffement en surface de la lentille de contact embarquant le circuit était inférieur à 0,5°C. Cette augmentation de température est inférieure à 1°C, comme préconisé par LCS, et ne présente donc pas de danger pour l'œil et pour la paupière.

5.2.2 Puissance optique émise par les VCSELs

La puissance optique émise par les VCSELs encapsulés a été mesurée dans des conditions typiques du port à $108 \pm 28 \mu\text{W}$ (voir en chapitre 2). Les VCSELs étant dirigés vers l'extérieur, la puissance qu'ils portent n'est pas susceptible d'être dangereuse pour l'œil. En revanche, la question se pose d'une potentielle atteinte de la paupière. L'interaction avec le VCSEL a lieu lors des clignements d'yeux. Une personne cligne en moyenne 15 fois par minute, soit 900 fois par heure. Si la lentille est portée allumée pendant une heure, en considérant une durée de 150 ms par clignement, l'exposition radiative causée par un VCSEL est de l'ordre de $0,5 \text{ kJ/m}^2$, ce qui est inférieur à la limite préconisée par la norme BS EN 60825-1 : 1994. La puissance réfléchiée par les dioptries de la lentille et renvoyée vers l'œil a été mesurée de l'ordre de 2 % de la puissance transmise, ce qui ne soulève donc pas d'inquiétude sur l'exposition de l'œil au rayonnement optique.

5.2.3 Compatibilité électromagnétique radio et sécurité électrique

Une campagne de vérifications de compatibilité électromagnétique radio et de sécurité électrique a été menée par la société grenobloise AEMC Labs. Il s'agissait d'une mesure visant à vérifier que les rayonnements émis par la lentille et par son circuit d'alimentation primaire respectent la norme IEC 60601-1-2 : 2014, s'appliquant aux dispositifs médicaux émettant des rayonnements entre 30 MHz et 1 GHz. Le dispositif complet, constitué de la lentille de contact et de la monture, ne doit pas émettre plus que la puissance autorisée sur ces bandes de fréquences. La mesure est effectuée en champ lointain, à trois mètres du dispositif, ramenés ensuite à 10 m par l'application d'un facteur de proportionnalité inverse de 20 dB/décade pour normaliser les mesures, dans une chambre anéchoïde. Le banc de mesure de l'expérience est présenté en figure 5.1.

La première mesure réalisée, portant sur la version initiale du circuit d'alimentation, montre de nombreuses raies de puissance dépassant la norme. Suite à ces mesures, un nouveau circuit d'alimentation a été conçu et réalisé, en séparant générateur et amplificateur. Le générateur est positionné au niveau de l'occiput, dans un boîtier comportant également une batterie d'alimentation, et l'amplificateur est encapsulé dans la monture, au niveau de la tempe. Il est relié au générateur par deux câbles blindés au générateur déporté à l'arrière de la tête. Cette nouvelle version a été testée au sein de notre département, dans une pièce (en champ lointain) et dans une petite chambre anéchoïde (en champ proche), avec analyseur de spectre Spectran V4, du fabricant Aaronia (voir figure 5.2). La mesure est faite suivant deux positions, correspondant aux polarisations horizontale et verticale des composantes du champ rayonné. Les résultats semblaient être corrects vis-à-vis de la norme, avec des harmoniques fortement réduites par rapport aux premiers résultats, et le dispositif d'oculométrie a été renvoyé pour de nouvelles mesures. Les résultats de cette seconde série de mesures ont toutefois à nouveau mis en évidence

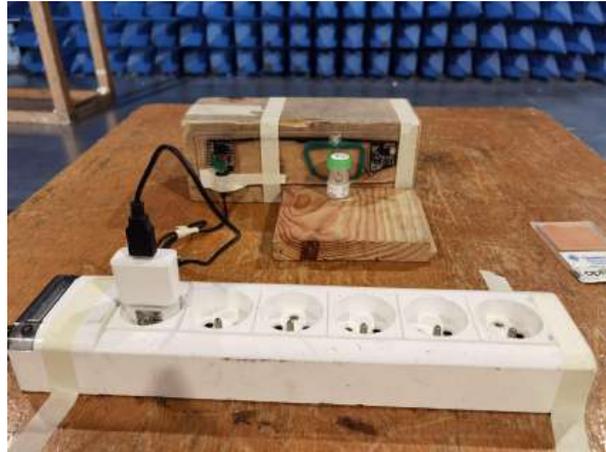


FIGURE 5.1 – Banc de mesure de la puissance des rayonnements électromagnétiques en champ lointain, à AEMC Labs. (Image fournie par la société.)

des rayonnements de puissance plus élevée que les limites fixées par la norme, en particulier sur la bande entre 150 et 300 MHz. Une troisième mesure a été effectuée par AEMC Labs après ajout d'atténuateurs en ferrite le long des câbles blindés, sans que cela permette de passer le niveau d'émission sous le seuil exigé par la norme. Ces derniers résultats sont présentés en figure 5.3. Un exemple de mesure réalisée au département Optique est montré en figure 5.4. Dans le second cas, la mesure n'est pas réalisée dans des conditions adaptées aux mesures radiofréquences, sans chambre anéchoïde, et donc sont perturbées par le bruit ambiant. Une soustraction de ce bruit à la mesure des rayonnements du circuit générateur peut être faite pour limiter son effet sur les résultats (courbe verte). Le profil général du champ rayonné en fonction de la fréquence est bien retrouvé, et les modifications apportées au circuit ont permis de réduire certains pics d'émission. Cependant, certains de ces pics dépassant encore la norme ne sont pas visibles sur ce spectre, car le réglage du pas d'échantillonnage en fréquence de l'analyseur de réseau était trop important. Les moyens utilisés au département Optique ne sont pas suffisants pour réaliser une mesure la plus fiable.

Pour améliorer le rayonnement du dispositif, il est donc nécessaire de réaliser un nouveau circuit électronique. La société CG Wireless a été missionnée pour la réalisation de ce circuit, qui sera utilisé par la suite. Pour les tests sur humains, par précaution, une bobine primaire alimentée directement par un générateur sur table sera utilisée pour alimenter la lentille. Ces tests seront statiques, avec la tête du sujet immobilisée par une mentonnière (voir en section 5.5), ce qui est compatible avec l'utilisation d'un tel générateur.



FIGURE 5.2 – Banc de mesure de la puissance des rayonnements électromagnétiques utilisé au département optique. a) Circuit générateur de signal, comprenant le synthétiseur, l’amplificateur et la bobine primaire; b) Analyseur de réseau Spectran V4, équipé d’une antenne log-périodique; c) Spectre d’émission mesuré du circuit.

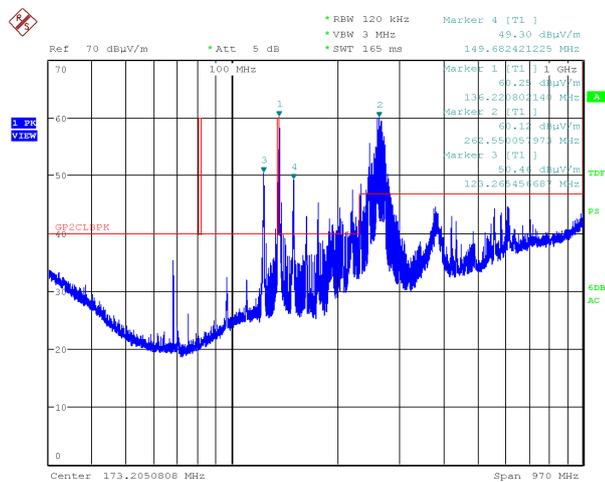


FIGURE 5.3 – Résultats de la troisième mesure de la composante verticale du champ rayonnée en radiofréquences, suivant la direction de polarisation verticale. L’axe vertical est gradué en $dB\mu V/m$. Le tracé en rouge représente le masque de la norme.

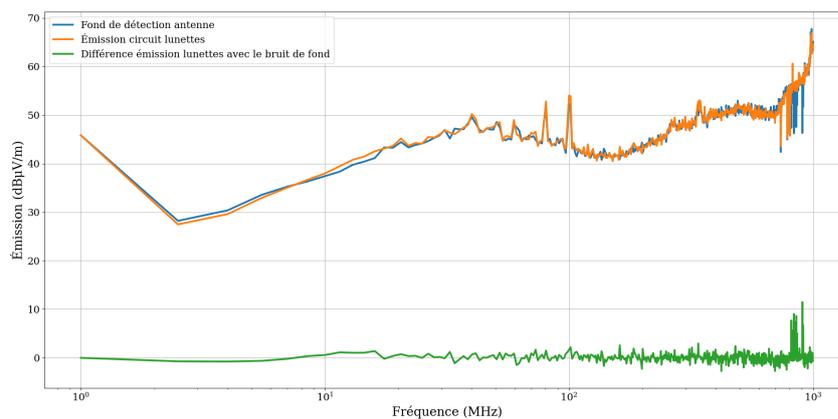


FIGURE 5.4 – Résultats d’une mesure de champ rayonné en radiofréquences, faite au département Optique. Le tracé en vert correspond à la soustraction du bruit radiofréquence ambiant à la mesure faite lorsque le circuit d’alimentation est activé.

5.2.4 Débit d'absorption spécifique (DAS)

Le débit d'absorption spécifique (DAS), décrivant l'exposition des tissus biologiques aux rayonnements radiofréquences, n'a pas été mesuré pour la lentille de contact. Différents standards existent pour définir ces limites [55, 56]. L'ICNIRP propose une limite de 2 W/kg pour 1 g de tissu au niveau des zones sensibles du corps (ici le cerveau). L'étude de l'alimentation d'une lentille de contact au fonctionnement similaire à celle présentée dans ce travail de thèse a montré que cette limite de DAS, pour une puissance plus élevée transmise, était respectée (le résultat de la simulation informatique montrant une valeur de DAS maximale de 0,021 W/kg pour 1 g de tissu) [57].

5.2.5 Risques chimiques, toxicologiques et cytotoxicologiques

La société Filab (Dijon) a effectué une caractérisation physico-chimique de la lentille en suivant la norme ISO 10993 (« Évaluation biologique des dispositifs médicaux »). Il en ressort qu'après extraction avec de l'hexane, la chromatographie en phase gazeuse couplée à la spectrométrie de masse a indiqué la présence d'un composant semi-volatile (2-Propenoic acid, 1,7,7-trimethylbicyclo[2.2.1]hept-2-yl ester). L'analyse par spectrométrie à plasma à couplage inductif a montré des traces de Phosphore. L'analyse par chromatographie en phase liquide a rapporté des traces d'étain.

Les risques toxicologiques des composés extractibles de la lentille ont été mesurés par Toxiplan, une société toulousaine, pour vérifier l'adéquation du dispositif avec l'annexe C des normes ISO 10993-1 :2020 et PR NF EN ISO 10993-17 :2022. La conclusion de ces mesures est que ces composés sont présents en trop faible quantité pour provoquer un risque toxicologique. Dans le pire des cas, les marges de sécurité (exprimées sans unités) évaluées pour ces composés varient entre 6 et 30, quand les valeurs sont considérées comme acceptables au-dessus de 1.

La cytotoxicité de la lentille, c'est-à-dire son potentiel à inhiber la croissance de cellules ou à causer leur mort, a également été évaluée par l'entreprise NAMSA de Chass-sur-Rhône en suivant la norme ISO 10993. Les cellules sur lesquelles la lentille est testée sont des fibroblastes de souris. La viabilité est estimée à 98,3 %, quand le seuil de risque est situé sous les 70 %.

5.3 Tests sur animal

5.3.1 Présentation des mesures

Des essais pré-cliniques ont été menés dans la structure Cycéron (Caen) sur trois lapins. Les critères observés sont la tolérance physiologique de la lentille, non allumée et en fonctionnement, ainsi que l'irritation de l'œil du lapin. À cette fin, des lentilles de contact de format adapté à la morphologie de l'œil du lapin ont été fabriquées. Les animaux sont arrivés sur le site de test

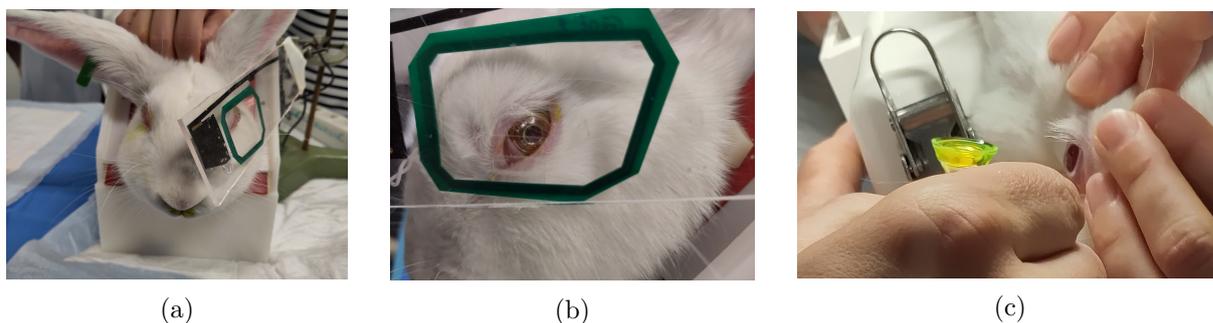


FIGURE 5.5 – Lapin dans une cage de contention et portant deux lentilles de contact, dont une alimentée. a) Lapin portant la lentille de test sur son œil gauche et de contrôle sur son œil droite ; b) Lentille de contact allumée ; c) Pose de la lentille sur l'œil du lapin.

quelques jours auparavant et sont acclimatés à l'environnement et aux conditions de mesure. Le protocole de test est le suivant :

- Contrôle vétérinaire préalable aux essais ;
- Pose de lentilles de contact sur les deux yeux du lapin ;
- Allumage des VCSELs de l'une des lentilles durant 15 minutes, l'autre œil servant de contrôle ;
- Mesure de la température de l'œil portant la lentille allumée et de celui portant la lentille contrôle, à l'aide d'un thermomètre infrarouge ;
- Retrait de la lentille ;
- Contrôle vétérinaire post-essais.

Ces étapes sont répétées trois fois, à intervalles de deux jours. Pour le bon déroulé des mesures, les lapins sont placés dans une cage de contention (voir figure 5.5a). La bobine primaire est placée face à la lentille à l'aide d'une potence. La figure 5.5b montre la lentille allumée sur l'œil d'un lapin. La lumière émise par un des VCSELs apparaît en violet sur l'image. La figure 5.5c montre la pose d'une lentille sur l'œil d'un lapin.

5.3.2 Résultats des essais sur lapins

Que la lentille soit alimentée ou non, les résultats sont les mêmes pour les trois lapins. Les animaux ne montrent pas d'agitation particulière qui pourrait marquer un inconfort lié au port de la lentille. À l'issue des essais, aucune altération de la surface de l'œil n'a été observée chez les trois lapins. L'œil ayant porté la lentille allumée ne présente pas de différence avec l'œil contrôle. La mesure de température, effectuée à l'aide d'un thermomètre présentant une incertitude de $0,3^\circ$, montre un léger échauffement de $0,42 \pm 0,47^\circ\text{C}$ de l'œil portant la lentille alimentée par rapport à celui de contrôle. Le rapport détaillé de ces tests est présenté en annexe A.

5.4 Tests sur humain

Les résultats des tests en laboratoire et sur animaux permettent de programmer des essais de port de la lentille sur humain. Comme toutes recherches impliquant la personne humaine (article L 1123-7 du Code de la Santé Publique), ces essais sont encadrés par un comité de protection des personnes (CPP), porté par Streetlab, une plateforme rattachée à l'Institut de la Vision (un centre de recherche accolé à l'hôpital des Quinze-Vingts à Paris). La lentille portée présente un diamètre de 16,5 mm, et des rayons de courbure de 13,80 mm pour la surface arrière et 15,00 mm pour la surface avant.

5.4.1 Tests de confort

Des tests de confort ont été menés sous le contrôle d'orthoptistes, dans les locaux de la société LCS, dans le respect des principes de la déclaration d'Helsinki. La lentille a été portée par quatre hommes âgés de 22 à 67 ans, membres du département Optique d'IMT Atlantique, pour une durée de 45 minutes. Elle n'était pas alimentée, donc les VCSELs n'étaient pas allumés. Des vues du port de la lentille sont présentées en figure 5.6.

Stabilité de la lentille

Les résultats montrent un léger glissement de la lentille vers le bas dû à sa masse pour les quatre sujets, sans toutefois gêner la vision. Une fois en place, la lentille reste parfaitement stable. Les VCSELs ne sont pas alignés horizontalement, et semblent se stabiliser selon un axe dépendant de la pose. Un travail sur la toricité de la surface arrière de la lentille sera nécessaire pour que les VCSELs se positionnent naturellement horizontalement lors de la pose.

Atteinte cornéenne

Les imageries à l'OCT et à la lampe à fente (figure 5.6b et c) ont pour but de vérifier le bon positionnement de la lentille à l'œil et l'intégrité de la cornée une fois la lentille retirée. Un des participants présente une légère marque en forme d'anneau, montrant un phénomène de succion dû à une clairance trop faible, et les autres ne présentent pas d'atteinte cornéenne.

Les quatre sujets ont pu avoir la vue corrigée par des verres portés en complément de la lentille, avec une acuité de 20/20 mesurée à l'aide d'une mire de Snellen. Aucun impact notable sur la vision n'a été relevé (pas d'« effet hublot » notamment).

Confort

Le confort du port a été évalué en suivant un questionnaire adapté aux essais port de lentilles de contact [58]. Chaque porteur de lentille a noté le confort ressenti sur une échelle de 1 à 10,

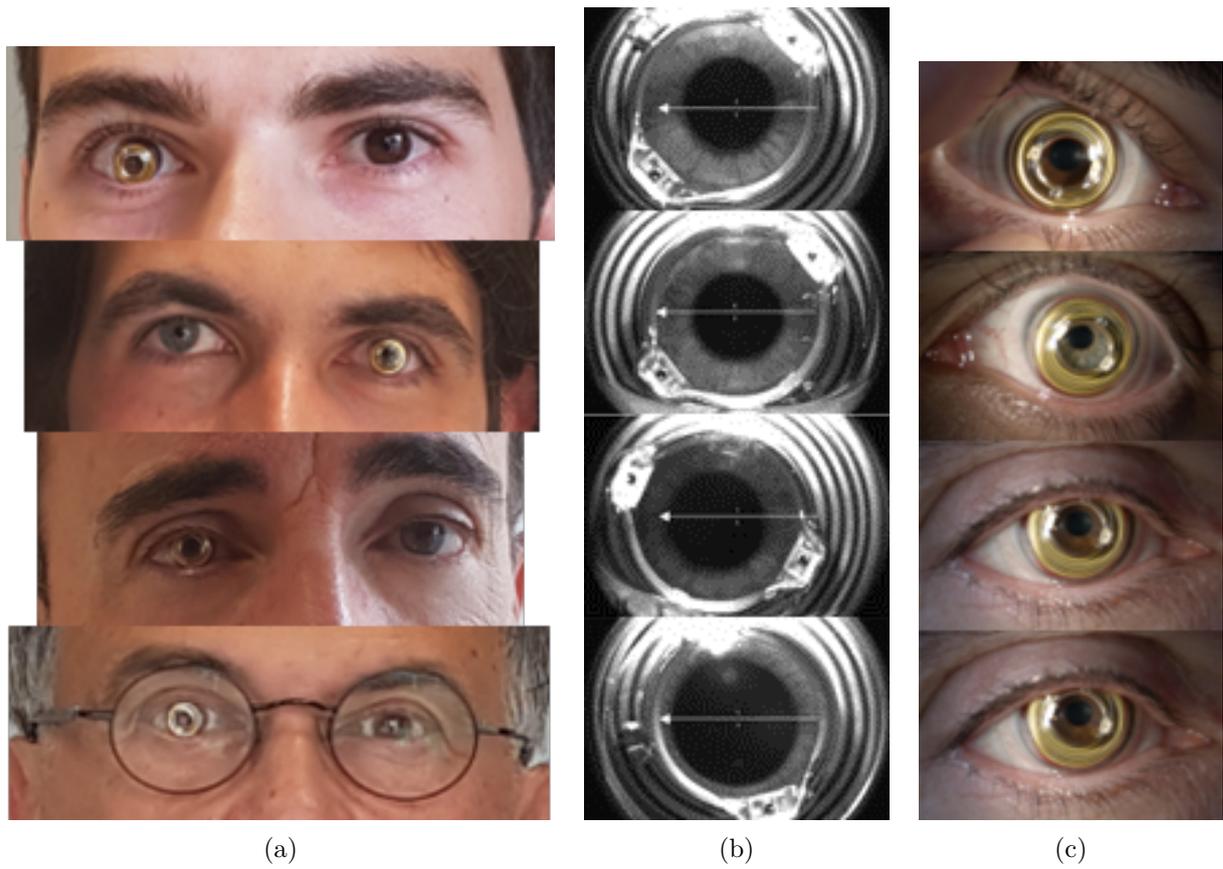


FIGURE 5.6 – Port de la lentille sur un œil humain. a) Lentille de contact portée; b) Vue de la lentille portée à l'OCT; c) Vue de la lentille éclairée à la lampe à fente.

avec 1 le plus confortable et 10 le moins confortable. Les scores relevés sont de 1, 1, 5 et 7. Ces résultats sont globalement positifs et peu surprenants, étant donné que la géométrie de la lentille est celle d'une lentille sclérale standard, commercialisée par LCS.

Le seul inconfort noté par tous les participants est la vision floue, la lentille portée présentant de puissance négative (-20δ). Le manque d'ajustement de la lentille à la cornée a également été relevé par deux participants, causant une sensation de chaud sur l'œil et un larmolement. Cependant, tous les sujets ont porté la lentille sans difficulté pendant 45 minutes à une heure. En prévision de tests ultérieurs, deux autres géométries de lentille vont être dessinées et usinées pour proposer différentes valeurs de clairance (espace entre la cornée et la face intérieure de la lentille).

5.4.2 Tests de port en fonction

L'étape suivante est de tester le port de la lentille en fonction sur humain. Une première campagne d'essai d'allumage est planifiée au CHRU de Brest pour la fin du mois de novembre 2023 sur un nombre limité de sujets, membres du personnel du département Optique, après accord du CPP d'IMT Atlantique. Les vérifications seront similaires à celles réalisées sur la lentille éteinte, avec une attention particulière portée à l'effet de la puissance émise par les VCSELs. La bonne détection des spots sera vérifiée, en suivant le même protocole que pour les essais de l'oculomètre Streetlab (voir ci-après la section 5.5).

5.5 Préparation des tests à Streetlab

Dans le cadre du projet ANR ReSee, des tests de l'oculomètre vont être menés à partir de la fin de l'année 2023 à Streetlab, une structure rattachée à l'Institut de la Vision, à Paris. Streetlab dispose de différentes plateformes d'expérimentations, dont Homelab, qui sera utilisée pour ces tests, une reconstitution d'appartement d'habitation réaliste équipée de caméras et d'éclairages réglables. Cet environnement permet l'étude de besoins de personnes malvoyantes dans des situations de vie quotidienne. Streetlab dispose également d'autres plateformes, telles qu'une rue artificielle ou un simulateur de conduite.

Les essais seront menés sur 16 sujets malvoyants, atteints de la maladie de Stargardt et présentant un scotome central, ainsi que sur 16 sujets de contrôle. L'objectif de cette étude est double : il s'agit d'une part d'évaluer l'ergonomie du système d'oculométrie basé sur la lentille pour des personnes mal voyantes, afin de l'améliorer au besoin ; et d'autre part de quantifier l'apport potentiel de la lentille pour l'oculométrie en termes de calibration, de performances et de robustesse par rapport à un oculomètre portable classique. En sus, ces essais permettront d'évaluer la pertinence d'une architecture basée sur une lentille de contact instrumentée comme interface humain-machine.



FIGURE 5.7 – Plateforme Homelab de Streetlab.

Les essais consisteront en deux séries randomisées de trois exercices orthoptiques différents (fixation, petite poursuite, saccades horizontales et verticales) selon une approche classique dans la littérature [59]. Ces exercices sont des exercices orthoptiques usuels et leurs paramètres sont définis dans le tableau 5.1. Les objets affichés sont des mires noires ayant un diamètre apparent de $0,2^\circ$, ce qui correspond à une taille de 7 mm vue à une distance de 2 m.

<i>Exercice</i>	<i>Durée</i>	<i>Détails</i>
Fixation	10 s	
Poursuite	10 cycles	Amplitude de 30° vitesse inférieure à $40^\circ/s$.
Saccades horizontales puis verticales		Des mires sont affichées successivement pendant 0,5 s, avec une durée de 100 ms entre chaque affichage. Deux mires successives sont distantes de 25° horizontaux et 15° verticaux

TABLE 5.1 – Exercices orthoptiques utilisés pour les tests ReSee.

Pour la première série de ces exercices, les sujets seront équipés du Pupil Core. Pour la seconde série, ils porteront la lentille de contact et la monture associée. Dans les deux cas, les tests seront réalisés sous contrôle d'une orthoptiste avec la plateforme de tests orthoptiques Binoculus [60] de la société Orthoptica et en utilisant une mentonnière. Les stimulus visuels seront affichés grâce au vidéoprojecteur du Binoculus. Il sera ainsi possible de mesurer exactement la distance entre la position de la cible et la position du regard du sujet retourné par l'oculomètre ou la lentille.

Pour le premier objectif, en ce qui concerne l'utilisation du dispositif, le retour de l'orthoptiste en charge de faire passer les tests sera utilisé. Pour évaluer le port de la lentille par le sujet, une

version raccourcie du questionnaire sur la sécheresse oculaire des lentilles de contact présenté en section 5.4.1 sera proposée aux sujets.

Pour le second objectif, la durée mise à calibrer correctement le dispositif sera utilisée, et les difficultés rencontrées seront relevées. La précision et la qualité du suivi avec les deux dispositifs sera également évaluée, en utilisant les métriques de comparaison des deux oculomètres présentées au chapitre 4. Ces résultats permettront aussi de définir des exercices visuels utilisant l'oculométrie pour la rééducation orthoptique.

Conclusion

Dans ce chapitre, les étapes requises pour vérifier que la lentille de contact instrumentée puisse être portée dans un contexte d'oculométrie ont été présentés. Les résultats de ces différentes mesures montrent bien l'innocuité de la lentille, ce qui a permis de faire un premier essai de port sur œil humain sans alimentation des VCSELs, et de planifier des essais d'allumage et de fonctionnement directement sur l'œil.

Les résultats positifs de ces vérifications de sécurité ouvrent également la voie à des tests du système complet d'oculométrie dans des conditions de port réel, et non plus seulement sur banc. La comparaison de ses performances avec celles du Pupil Core permettra d'estimer les gains potentiels de l'utilisation de la lentille de contact instrumentée pour des applications d'oculométrie, ainsi que d'améliorer l'ergonomie du système complet quand il est utilisé en mobilité lors de tests ultérieurs à Streetlab.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Au cours de ce travail de thèse, une lentille de contact embarquant deux pointeurs laser émettant dans l'infrarouge a été développée et caractérisée. Autour de cette brique de base, un système complet d'oculométrie a été conçu et réalisé. Deux types d'architectures ont été proposées pour celui-ci, avec la détection des spots issus des VCSELs par des caméras ou par un PSD. Différents positionnements de ces capteurs ont été étudiés. La divergence des VCSELs ayant un impact négatif sur la détection des spots par un PSD, elle a été réduite par l'adjonction d'une micro-optique de collimation en face du VCSEL dans la lentille. L'utilisation d'un EOD pour cela permet d'envisager la mise en forme du faisceau lumineux en suivant un motif donné, afin de pouvoir projeter directement le point de regard sur une image à l'aide d'un symbole lumineux infrarouge. L'intégration d'un élément d'optique diffractif dans une lentille de contact sclérale montre les contraintes liées au peu d'espace disponible dans un tel support. Une solution, le prisme de repliement, est proposée pour faire face à cet espace contraint.

Une fois la partie matérielle du système d'oculométrie réalisée, l'aspect logiciel et de calibration a été développé. La définition d'un modèle de calibration, associant une direction de regard à la position des spots issus des VCSELs, a permis de compléter l'oculomètre et de commencer à le tester sur banc. Ses performances ont alors pu être comparées à celle d'un oculomètre commercial de référence, dans différents cas d'usage. La robustesse des acquisitions avec la lentille de contact est similaire à celles de l'oculomètre de référence dans les cas d'usage en intérieur, ainsi qu'en absence d'éclairage. Cette robustesse est en revanche supérieure à celle du Pupil Core dans un cas d'usage extérieur, dans un environnement ensoleillé. L'exactitude de la mesure est quant à elle comparable pour les deux oculomètres. Ces deux résultats mettent en lumière la pertinence de l'architecture basée sur la lentille de contact pour l'oculométrie.

Pour passer d'une utilisation sur banc de l'oculomètre à un fonctionnement en condition réelles de port sur humain, la sécurité du dispositif pour la santé a été vérifiée par différentes mesures en laboratoire, puis sur animal, avant de passer sur humain. Enfin, un premier port a eu lieu sur de premiers testeurs, ouvrant la voie à la réalisation de nouvelles études sur humain, pour comparer le système à base de lentille avec un oculomètre commercial de référence dans des conditions de port réel, et non plus seulement sur banc.

Le travail présenté ici concerne une première version de la lentille instrumentée embarquant des VCSELs et du dispositif d'alimentation et de détection associé, dont les conceptions seront amenées

à être modifiées dans le futur. Un point d'amélioration majeur consistera en l'utilisation d'une nouvelle géométrie de bobine primaire pour l'alimentation par induction (voir figure 2.4b). Cette nouvelle géométrie permettra d'améliorer le facteur de forme des bobines, et donc leur inductance mutuelle. De plus, l'encombrement de la monture sera réduit. Un travail sur l'optimisation du bilan radiofréquence est également en cours de réalisation, par la conception d'un nouveau circuit générateur.

Sur l'aspect optique, pour adapter la lentille de contact à la vue des personnes la portant, un travail sera donc à mener sur l'ajout d'une correction directement sur la lentille.

Du point de vue de la détection des spots, plusieurs pistes d'améliorations sont à explorer. Un des verrous actuels est la forte directivité des VCSELs, qui gêne la détection des spots par une caméra lorsque l'angle entre la direction d'émission du VCSEL et la normale au capteur de la caméra devient trop important. Cette contrainte peut être levée en utilisant des DELs infrarouges, au diagramme de rayonnement plus large, en lieu et place des VCSELs. En plus de la question des sources lumineuses, se pose celle des capteurs. Dans ce manuscrit, les caméras du Pupil Core ont été utilisées comme matériel pour la conception d'un prototype d'oculomètre. Cependant, ce matériel présente plusieurs limites, au premier lieu desquelles son coût élevé. La résolution des capteurs est également limitée (200×200 pixels pour une fréquence d'acquisition de 60 images par seconde), ce qui limite l'exactitude atteignable pour l'oculomètre lentille. D'autres modèles de caméras, aux caractéristiques plus avantageuses, pourront être testés dans le futur pour remplacer les actuelles.

Le modèle de calibration présenté dans le chapitre 3, inspiré par ce qui se trouve dans la littérature, est également un point important de recherche pour améliorer l'exactitude du système complet. Il est possible de l'optimiser en testant différentes formes de polynômes, avec différents termes. Cette étude d'optimisation reste à mener.

L'ergonomie du dispositif et son confort seront également potentiellement à améliorer, en fonction des résultats que fourniront les essais cliniques dans le cadre du projet ANR ReSee et en bénéficiant de l'infrastructure de Streetlab. Ces modifications permettront de développer le champ des usages de la lentille instrumentée comme interface humain-machine.

La réalisation d'une lentille de contact instrumentée, de manière plus générale, laisse imaginer plusieurs applications possibles. Outre l'oculométrie, cette plateforme présente des atouts pour des utilisations thérapeutiques ou ergonomiques. L'intégration d'un EOD ou d'une micro-optique de type métalens dans la lentille rend possible la projection d'informations directement sur la rétine, par l'utilisation d'un prisme de repliement du chemin optique de la lumière émise par un VCSEL. La projection de lumière sur la rétine est utilisée par certains traitements de la myopie. Le développement d'une lentille de contact intégrant ces fonctions est actuellement l'objet d'un travail de thèse au sein du département Optique d'IMT Atlantique. Un autre projet consiste en

la projection de symboles dans la zone périfovéale en cas de danger pour la personne portant une lentille de contact équipée d'un EOD – ou d'une metalens – et d'un prisme, ce qui peut permettre des réactions plus rapides en cas de charge cognitive importante [35].

BIBLIOGRAPHIE

- [1] D. H. Kim, J.-S. Jun, and R. Kim, “Ultrasonographic measurement of the optic nerve sheath diameter and its association with eyeball transverse diameter in 585 healthy volunteers,” *Scientific Reports*, vol. 7, no. 1, p. 15906, Nov. 2017, number : 1 Publisher : Nature Publishing Group. <https://www.nature.com/articles/s41598-017-16173-z>
- [2] K. V. Avudainayagam and C. S. Avudainayagam, “Simple method to measure the visual axis of the human eye,” *Optics Letters*, vol. 36, no. 10, pp. 1803–1805, May 2011, publisher : Optica Publishing Group. <https://opg.optica.org/ol/abstract.cfm?uri=ol-36-10-1803>
- [3] B. D. Kels, A. Grzybowski, and J. M. Grant-Kels, “Human ocular anatomy,” *Clinics in Dermatology*, vol. 33, no. 2, pp. 140–146, Mar. 2015. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0738081X1400234X>
- [4] A. M. F. Wong, “Eye Movements ; Saccades,” in *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition)*, M. J. Aminoff and R. B. Daroff, Eds. Oxford : Academic Press, Jan. 2014, pp. 249–251. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123851574001299>
- [5] J. S. Stahl, “Amplitude of human head movements associated with horizontal saccades,” *Experimental Brain Research*, vol. 126, no. 1, pp. 41–54, Apr. 1999. <https://doi.org/10.1007/s002210050715>
- [6] T. A. Salthouse and C. L. Ellis, “Determinants of Eye-Fixation Duration,” *The American Journal of Psychology*, vol. 93, no. 2, pp. 207–234, 1980, publisher : University of Illinois Press. <https://www.jstor.org/stable/1422228>
- [7] S. Martinez-Conde, J. Otero-Millan, and S. L. Macknik, “The impact of microsaccades on vision : towards a unified theory of saccadic function,” *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 14, no. 2, pp. 83–96, Feb. 2013, number : 2 Publisher : Nature Publishing Group. <https://www.nature.com/articles/nrn3405>
- [8] R. Dodge and T. S. Cline, “The angle velocity of eye movements,” *Psychological Review*, vol. 8, no. 2, pp. 145–157, 1901, place : US Publisher : The Macmillan Company.
- [9] E. Huey, *The Psychology and Pedagogy of Reading*, ser. The Psychology and Pedagogy of Reading. Oxford, England : Macmillan, 1908, pages : Pp. 469.

-
- [10] C. H. Morimoto and M. R. M. Mimica, “Eye gaze tracking techniques for interactive applications,” *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 98, no. 1, pp. 4–24, Apr. 2005. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314204001109>
- [11] P. Blignaut and D. Wium, “The effect of mapping function on the accuracy of a video-based eye tracker,” in *Proceedings of the 2013 Conference on Eye Tracking South Africa*, ser. ETSA '13. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, Aug. 2013, pp. 39–46. <https://doi.org/10.1145/2509315.2509321>
- [12] X. Zhang, Y. Sugano, M. Fritz, and A. Bulling, “MPIIGaze : Real-World Dataset and Deep Appearance-Based Gaze Estimation,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 41, no. 1, pp. 162–175, Jan. 2019, conference Name : IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.
- [13] D. Wang, F. B. Mulvey, J. B. Pelz, and K. Holmqvist, “A study of artificial eyes for the measurement of precision in eye-trackers,” *Behavior Research Methods*, vol. 49, no. 3, pp. 947–959, Jun. 2017. <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0755-8>
- [14] A. J. Larrazabal, C. E. García Cena, and C. E. Martínez, “Video-oculography eye tracking towards clinical applications : A review,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 108, pp. 57–66, May 2019. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482519301040>
- [15] P. Majaranta, R. Bates, and M. Donegan, “Eye-tracking,” in *The Universal Access Handbook*. CRC Press, Jun. 2009, pp. 587–603, google-Books-ID : Nrti8Q7K1wwC.
- [16] A. Caspi, “Eye Tracking Control in Visual Prostheses,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 60, no. 9, p. 2846, Jul. 2019.
- [17] V. Clay, P. König, and S. U. König, “Eye tracking in virtual reality,” *Journal of Eye Movement Research*, vol. 12, no. 1, Apr. 2019, number : 1. <https://bop.unibe.ch/JEMR/article/view/4332-Clay-final-sub>
- [18] A. G. Sabell, “The history of contact lenses,” in *Contact Lenses*, 3rd ed. Butterworths, 1989, pp. 1–32.
- [19] A. J. Phillips and L. Speedwell, *Contact Lenses*. Elsevier Health Sciences, Nov. 2018, google-Books-ID : AON8DwAAQBAJ.
- [20] H. W. Hofstetter and R. Graham, “Leonardo and contact lenses,” *Optometry and Vision Science*, vol. 30, no. 1, p. 41, Jan. 1953. https://journals.lww.com/optvissci/citation/1953/01000/leonardo_and_contact_lenses_.11.aspx

-
- [21] R. Heitz, “Leonardo da Vinci Did Not Invent Contact Lenses,” *Eye & Contact Lens*, vol. 9, no. 4, p. 313, Dec. 1983. https://journals.lww.com/claojournal/Abstract/1983/10000/Leonardo_da_Vinci_Did_Not_Invent_Contact_Lenses.7.aspx
- [22] J. M. Enoch, “Descartes’ Contact Lens,” *Optometry and Vision Science*, vol. 33, no. 2, p. 77, Feb. 1956. https://journals.lww.com/optvissci/Citation/1956/02000/DESCARTES__CONTACT_LENS_.3.aspx
- [23] R. Moreddu, D. Vigolo, and A. K. Yetisen, “Contact Lens Technology : From Fundamentals to Applications,” *Advanced Healthcare Materials*, vol. 8, no. 15, p. 1900368, 2019, _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adhm.201900368>. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adhm.201900368>
- [24] Y. Xia, M. Khamis, F. A. Fernandez, H. Heidari, H. Butt, Z. Ahmed, T. Wilkinson, and R. Ghannam, “State-of-the-Art in Smart Contact Lenses for Human Machine Interaction,” Apr. 2022, number : arXiv :2112.10905 arXiv :2112.10905 [cs]. <http://arxiv.org/abs/2112.10905>
- [25] L. Massin, “Traitement embarqué sur lentille de contact instrumentée : application à l’oculométrie,” These de doctorat, Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique Bretagne Pays de la Loire, Nov. 2021. <https://www.theses.fr/2021IMTA0261>
- [26] M. Nasreldin, R. Delattre, M. Ramuz, C. Lahuec, T. Djenizian, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “Flexible Micro-Battery for Powering Smart Contact Lens,” *Sensors*, vol. 19, no. 9, p. 2062, Jan. 2019, number : 9 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute. <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/9/2062>
- [27] J. Yun, Z. Li, X. Miao, X. Li, J. Y. Lee, W. Zhao, and S. W. Lee, “A tear-based battery charged by biofuel for smart contact lenses,” *Nano Energy*, vol. 110, p. 108344, Jun. 2023. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211285523001817>
- [28] N. S. Oliver, C. Toumazou, A. E. G. Cass, and D. G. Johnston, “Glucose sensors : a review of current and emerging technology,” *Diabetic Medicine*, vol. 26, no. 3, pp. 197–210, 2009, _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1464-5491.2008.02642.x>. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1464-5491.2008.02642.x>
- [29] D. H. Keum, S.-K. Kim, J. Koo, G.-H. Lee, C. Jeon, J. W. Mok, B. H. Mun, K. J. Lee, E. Kamrani, C.-K. Joo, S. Shin, J.-Y. Sim, D. Myung, S. H. Yun, Z. Bao, and S. K. Hahn, “Wireless smart contact lens for diabetic diagnosis and therapy,” *Science Advances*, vol. 6, no. 17, p. eaba3252, Apr. 2020, publisher : American Association for the Advancement of Science. <https://www.science.org/doi/10.1126/sciadv.aba3252>

-
- [30] N. Thomas, I. Lähdesmäki, and B. A. Parviz, “A contact lens with an integrated lactate sensor,” *Sensors and Actuators B : Chemical*, vol. 162, no. 1, pp. 128–134, Feb. 2012. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925400511011397>
- [31] M. Leonardi, P. Leuenberger, D. Bertrand, A. Bertsch, and P. Renaud, “First Steps toward Noninvasive Intraocular Pressure Monitoring with a Sensing Contact Lens,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 45, no. 9, pp. 3113–3117, Sep. 2004. <https://doi.org/10.1167/iovs.04-0015>
- [32] F. A. Maulvi, T. G. Soni, and D. O. Shah, “A review on therapeutic contact lenses for ocular drug delivery,” *Drug Delivery*, vol. 23, no. 8, pp. 3017–3026, Oct. 2016, publisher : Taylor & Francis _eprint : <https://doi.org/10.3109/10717544.2016.1138342>. <https://doi.org/10.3109/10717544.2016.1138342>
- [33] M. Wiemer, “Mojo Vision : Designing Anytime, Anywhere AR Contact Lenses with Mojo Lens,” in *SPIE AVR21 Industry Talks II*, vol. 11764. SPIE, Apr. 2021, p. 117640Z. <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/11764/117640Z/Mojo-Vision--Designing-Anytime-Anywhere-AR-Contact-Lenses-with/10.1117/12.2597476.full>
- [34] T. Kim, S. HWANG, S. Kim, H. Ahn, and D. Chung, “Smart contact lenses for augmented reality and methods of manufacturing and operating the same,” US Patent US10 359 648B2, Jul., 2019. <https://patents.google.com/patent/US10359648B2/en>
- [35] V. Nourrit, Y.-E. Pigeon, K. J. Heggarty, and J.-L. M. d. B. d. l. Tocnaye, “Perifoveal retinal augmented reality on contact lenses,” *Optical Engineering*, vol. 60, no. 11, p. 115103, Nov. 2021, publisher : SPIE. <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/optical-engineering/volume-60/issue-11/115103/Perifoveal-retinal-augmented-reality-on-contact-lenses/10.1117/1.OE.60.11.115103.full>
- [36] R. S. Rimmel, “An Inexpensive Eye Movement Monitor Using the Scleral Search Coil Technique,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, no. 4, pp. 388–390, Apr. 1984, conference Name : IEEE Transactions on Biomedical Engineering. <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4121842>
- [37] K. Eibenberger, B. Eibenberger, and M. Rucci, “Design, simulation and evaluation of uniform magnetic field systems for head-free eye movement recordings with scleral search coils,” in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Aug. 2016, pp. 247–250, iSSN : 1558-4615. https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7590686?casa_token=

O7hi2wcJ4kwAAAAA:-tWrPlh8bN5xnS5XjUN0zyMGPTesnGwPMzz3EAk0yLh8jh1__
jv4o-QK9aiIKoXQJt8OJqAU

- [38] A. Khaldi, E. Daniel, L. Massin, C. Kärnfelt, F. Ferranti, C. Lahuec, F. Seguin, V. Nourrit, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “A laser emitting contact lens for eye tracking,” *Scientific Reports*, vol. 10, no. 1, p. 14804, Sep. 2020, bandiera_abtest : a Cc_license_type : cc_by Cg_type : Nature Research Journals Number : 1 Primary_atype : Research Publisher : Nature Publishing Group Subject_term : Engineering;Nanoscience and technology;Optics and photonics Subject_term_id : engineering;nanoscience-and-technology;optics-and-photonics. <https://www.nature.com/articles/s41598-020-71233-1>
- [39] F.-M. Robert, V. Nourrit, L. Adam, and J.-L. d. B. d. l. Tocnaye, “VCSEL pair used as optical pointers in a contact lens for gaze tracking and visual target designation,” *PLOS ONE*, vol. 17, no. 7, Jul. 2022, publisher : Public Library of Science. <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0267393>
- [40] F.-M. Robert, B. Abiven, M. Sinou, K. Heggarty, L. Adam, V. Nourrit, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “Contact lens embedded holographic pointer,” *Scientific Reports*, vol. 13, no. 1, p. 6919, Apr. 2023, number : 1 Publisher : Nature Publishing Group. <https://www.nature.com/articles/s41598-023-33420-8>
- [41] L. Massin, V. Nourrit, C. Lahuec, C. Lahuec, F. Seguin, F. Seguin, L. Adam, E. Daniel, and J.-L. d. B. d. l. Tocnaye, “Development of a new scleral contact lens with encapsulated photodetectors for eye tracking,” *Optics Express*, vol. 28, no. 19, pp. 28 635–28 647, Sep. 2020, publisher : Optical Society of America. <https://www.osapublishing.org/oe/abstract.cfm?uri=oe-28-19-28635>
- [42] O. Ripoll, V. Kettunen, and H. P. Herzig, “Review of iterative Fourier-transform algorithms for beam shaping applications,” *Optical Engineering*, vol. 43, no. 11, pp. 2549–2548, Nov. 2004, publisher : SPIE. <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/optical-engineering/volume-43/issue-11/0000/Review-of-iterative-Fourier-transform-algorithms-for-beam-shaping-applications/10.1117/1.1804543.full>
- [43] F. Wyrowski, “Iterative quantization of digital amplitude holograms,” *Applied Optics*, vol. 28, no. 18, pp. 3864–3870, Sep. 1989, publisher : Optica Publishing Group. <https://opg.optica.org/ao/abstract.cfm?uri=ao-28-18-3864>
- [44] M. M. Kessels, M. E. Bouz, R. Pagan, and K. J. Heggarty, “Versatile stepper based maskless microlithography using a liquid crystal display for direct write of binary and multilevel microstructures,” *Journal of Micro/Nanolithography, MEMS, and MOEMS*,

-
- vol. 6, no. 3, p. 033002, Jul. 2007, publisher : SPIE. <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/journal-of-micro-nanolithography-mems-and-moems/volume-6/issue-3/033002/Versatile-stepper-based-maskless-microlithography-using-a-liquid-crystal-display/10.1117/1.2767331.full>
- [45] M. V. Kessels, C. Nassour, P. Grosso, and K. Heggarty, “Direct write of optical diffractive elements and planar waveguides with a digital micromirror device based UV photoplotter,” *Optics Communications*, vol. 283, no. 15, pp. 3089–3094, Aug. 2010. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030401810002981>
- [46] C. Kärnfelt, D. Zelenchuk, M. Sinou, F. Gallée, and P. Douglas, “Sacrificial Volume Materials for Small Hole Generation in Low-Temperature Cofired Ceramics,” *Electronics*, vol. 9, no. 12, p. 2168, Dec. 2020, number : 12 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute. <https://www.mdpi.com/2079-9292/9/12/2168>
- [47] F.-M. Robert, M. Othéguy, V. Nourrit, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “Potential of a laser pointer contact lens to improve the reliability of video-based eye-trackers in indoor and outdoor conditions,” 2023 (to be published).
- [48] B. Hou, Z. Y. Wu, J.-L. M. d. B. d. l. Tocnaye, and P. Grosso, “Charge-coupled devices combined with centroid algorithm for laser beam deviation measurements compared to a position-sensitive device,” *Optical Engineering*, vol. 50, no. 3, p. 033603, Mar. 2011, publisher : SPIE. <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/optical-engineering/volume-50/issue-3/033603/Charge-coupled-devices-combined-with-centroid-algorithm-for-laser-beam/10.1117/1.3554379.full>
- [49] V. Nourrit, R. Poilane, J.-L. d. B. I. Atlantique, R. Poilane, and J.-L. d. B. I. Atlantique, “Custom on-axis head-mounted eye tracker for 3D active glasses,” *Electronic Imaging*, vol. 33, pp. 1–5, Jan. 2021, publisher : Society for Imaging Science and Technology. <https://library.imaging.org/ei/articles/33/2/art00006>
- [50] W. Wang, Z. Yan, J. Zhang, J. Lu, H. Qin, and Z. Ni, “High-performance position-sensitive detector based on graphene–silicon heterojunction,” *Optica*, vol. 5, no. 1, pp. 27–31, Jan. 2018, publisher : Optica Publishing Group. <https://opg.optica.org/optica/abstract.cfm?uri=optica-5-1-27>
- [51] M. Kassner, W. Patera, and A. Bulling, “Pupil : an open source platform for pervasive eye tracking and mobile gaze-based interaction,” in *Proceedings of the 2014 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing : Adjunct Publication*, ser. UbiComp '14 Adjunct. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, Sep. 2014, pp. 1151–1160. <https://dl.acm.org/doi/10.1145/2638728.2641695>

-
- [52] K. Dierkes, M. Kassner, and A. Bulling, “A novel approach to single camera, glint-free 3D eye model fitting including corneal refraction,” in *Proceedings of the 2018 ACM Symposium on Eye Tracking Research & Applications*, ser. ETRA '18. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, Jun. 2018, pp. 1–9. <https://doi.org/10.1145/3204493.3204525>
- [53] J. J. Cerrolaza, A. Villanueva, and R. Cabeza, “Taxonomic study of polynomial regressions applied to the calibration of video-oculographic systems,” in *Proceedings of the 2008 symposium on Eye tracking research & applications*, ser. ETRA '08. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, Mar. 2008, pp. 259–266. <https://dl.acm.org/doi/10.1145/1344471.1344530>
- [54] I. V. Agafonkina, A. G. Belozarov, Y. M. Berezovsky, I. A. Korolev, A. V. Pushkarev, D. I. Tsiganov, A. V. Shakurov, and A. A. Zherdev, “Thermal Properties of Biological Tissue Gel-Phantoms in a Wide Low-Temperature Range,” *Journal of Engineering Physics and Thermophysics*, vol. 94, no. 3, pp. 790–803, May 2021. <https://doi.org/10.1007/s10891-021-02356-z>
- [55] “IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz,” *IEEE Std C95.1-2005 (Revision of IEEE Std C95.1-1991)*, pp. 1–238, Apr. 2006, conference Name : IEEE Std C95.1-2005 (Revision of IEEE Std C95.1-1991). <https://ieeexplore.ieee.org/document/1626482>
- [56] “Guidelines for Limiting Exposure to Electromagnetic Fields (100 kHz to 300 GHz),” *Health Physics*, vol. 118, no. 5, p. 483, May 2020. https://journals.lww.com/health-physics/fulltext/2020/05000/guidelines_for_limiting_exposure_to.2.aspx
- [57] Y.-J. Kim, J. Maeng, and P. P. Irazoqui, “Eyeglasses-powered, contact lens-like platform with high power transfer efficiency,” *Biomedical Microdevices*, vol. 17, no. 4, p. 75, Jul. 2015. <https://doi.org/10.1007/s10544-015-9979-0>
- [58] J. Diec, T. Naduvilath, D. Tilia, E. B. Papas, and P. Lazon de la Jara, “Discrimination of subjective responses between contact lenses with a novel questionnaire,” *Contact Lens and Anterior Eye*, vol. 40, no. 6, pp. 367–381, Dec. 2017. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1367048416301436>
- [59] S. Dowiasch, P. Wolf, and F. Bremmer, “Quantitative comparison of a mobile and a stationary video-based eye-tracker,” *Behavior Research Methods*, vol. 52, no. 2, pp. 667–680, Apr. 2020. <https://doi.org/10.3758/s13428-019-01267-5>
- [60] M. Lamard, S. Ferragut, C. Hugny-Larroque, J. L. De Bougrenet De La Tocnaye, and B. Cochener, “Évaluation d’une plateforme d’orthoptie numérique 3D,” *Journal Français*

d'Ophthalmologie, vol. 39, no. 5, pp. 441–448, May 2016. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0181551216300559>

LISTE DES PUBLICATIONS ASSOCIÉES À CE TRAVAIL DE THÈSE

- [1] F.-M. Robert, V. Nourrit, L. Adam, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “VCSEL pair used as optical pointers in a contact lens for gaze tracking and visual target designation,” *PLOS ONE*, vol. 17, no. 7, p. e0267393, Jul. 2022, publisher : Public Library of Science. <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0267393>
- [2] F.-M. Robert, B. Abiven, M. Sinou, K. Heggarty, L. Adam, V. Nourrit, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “Contact lens embedded holographic pointer,” *Scientific Reports*, vol. 13, no. 1, p. 6919, Apr. 2023, number : 1 Publisher : Nature Publishing Group. <https://www.nature.com/articles/s41598-023-33420-8>
- [3] F.-M. Robert, M. Othéguy, V. Nourrit, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “Potential of a laser pointer contact lens to improve the reliability of video-based eye-trackers in indoor and outdoor conditions,” 2023.
- [4] F.-M. Robert, V. Nourrit, G. Coppin, and J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, “Smart contact lenses for visual human machine interfaces,” Cambridge, UK, Aug. 2022.

ANNEXE A : RAPPORT DES TESTS DE LA LENTILLE DE CONTACT INSTRUMENTÉE SUR DES LAPINS

Les essais pré-cliniques de port et d'activation de la lentille de contact instrumentée sur des yeux de lapin ont été menés en septembre 2022 (voir en section 5.3). Le rapport rédigé suite à ces essais est présenté ici.



RAPPORT D'ESSAI PRE-CLINIQUE SUR LAPIN DU DISPOSITIF RESEE

1. Table des matières

1.	Table des matières	1
2.	Objet	1
3.	Animaux utilisés pour les tests	1
4.	Matériel utilisé	1
5.	Rappel des caractéristiques à vérifier	2
6.	Acclimatation des animaux.....	2
7.	Description du dispositif.....	3
8.	Déroulement des essais-les grandes étapes	5
9.	Résultats	7
10.	Conclusion	8
11.	Annexes	9

2. Objet

Le présent document présente les résultats obtenus lors des essais pré-cliniques sur lapins réalisés dans le cadre du projet RESEE. L'objectif était de vérifier l'innocuité du port d'une lentille sclérale intégrant un circuit électronique lorsque celui-ci est en fonctionnement. Les essais ont été réalisés en collaboration avec le laboratoire CYCERON pour le compte de E3S et de l'IMT Atlantique.

3. Animaux utilisés pour les tests

Les essais ont été réalisés sur 3 lapins mâles Néo-Zélandais en provenance de l'élevage CEGAV La Passerie 61350 Saint Mars d'Egrenne. Les lapins étaient âgés de 160 jours à leur livraison et de 173 jours au début des essais.

4. Matériel utilisé

Pour la réalisation des essais, nous avons utilisé :

- Du sérum physiologique et de la fluorescéine pour la pose des lentilles
- Une lampe à fente Zeiss, modèle SL 120
- Un thermomètre sans contact infrarouge Laboratoire Giphar, modèle DT8826

5. Rappel des caractéristiques à vérifier

Caractéristiques	Critères d'acceptation	Méthodes
Tolérance physiologique de la lentille inactivée	Bon positionnement de la lentille	Pose des lentilles réalisée avec de la fluorescéine pour le contrôle réalisé à l'aide d'une lampe à fente
	Lentille bien tolérée pas le lapin le temps du port (pas d'agitation excessive de l'animal)	Observation du comportement de l'animal durant le temps de port
	Intégrité de l'œil à l'issue du temps de port (pas de rougeur, pas de KPS sur cornée)	Contrôle de l'œil après le retrait de la lentille réalisé à l'aide d'une lampe à fente
Tolérance physiologique de la lentille en fonctionnement	Bon positionnement de la lentille	Pose des lentilles réalisée avec de la fluorescéine pour le contrôle réalisé à l'aide d'une lampe à fente
	Lentille bien tolérée pas le lapin le temps du port (pas d'agitation excessive de l'animal)	Observation du comportement de l'animal durant le temps de port
	Intégrité de l'œil à l'issue du temps de port (pas de rougeur, pas de KPS sur cornée)	Contrôle de l'œil après le retrait de la lentille réalisé à l'aide d'une lampe à fente
	Pas d'échauffement de l'œil dû à l'activation du circuit	Contrôle de la température de l'œil avant et juste après le port

6. Acclimatation des animaux

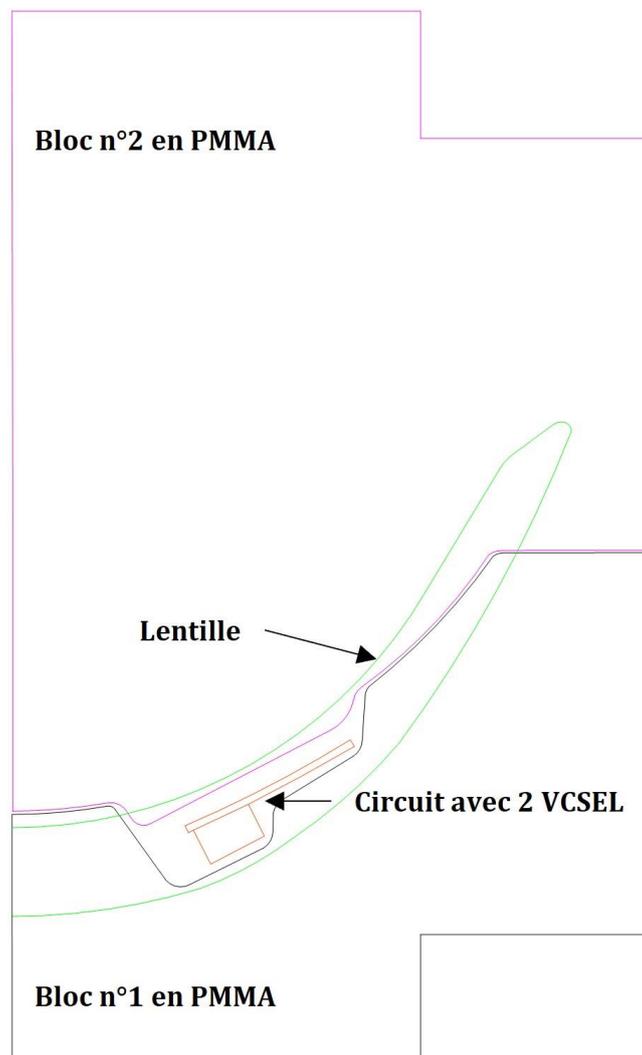
Les 3 lapins ont été livrés à CYCERON le mardi 23 août 2022. Afin de diminuer fortement le stress des animaux le jours des essais, les lapins ont connu une période d'acclimatation au cours de laquelle ils ont été sociabilisés et habitués à la manipulation par l'Homme. Pendant cette période, Mme Claudine Fauchon a exercé les animaux à sortir et entrer seuls dans leur cage, les a familiarisés avec les boîtes de contention utilisées lors des essais, les a habitués à être touchés au niveau des yeux et leur a inculqué la notion de récompense après la réalisation d'une tâche (par ex : rester calme quelques minutes dans la boîte de contention). Tout ce travail a été réalisé quotidiennement pendant 13 jours et a contribué au bon déroulement des essais.

7. Description du dispositif

Le dispositif est constitué d'une lentille sclérale avec un circuit intégré et d'une lunette permettant l'activation du circuit.

a) La lentille

La lentille est fabriquée selon les dessins du dossier « VXELapin-v3 » :



Après leur fabrication, les lentilles finies sont nettoyées et conditionnées à sec dans des étuis à pinces.



L'ensemble des lentilles fabriquées seront répertoriées dans le fichier Excel « Prototypes lapin 09-09-2022 » intégrant les éléments de traçabilité de fabrication et les caractéristiques électriques.

b) La lunette

La lunette, ou demi-lunette, est fabriquée à partir d'un support rectangulaire en plexiglass sur lequel sont fixés une bobine et un circuit électronique au niveau de la tempe qui sert à gérer le courant traversant la bobine.

Lorsque la lunette est branchée par un câble micro-USB à une source d'alimentation, un courant traverse la bobine créant un champ magnétique qui alimente le circuit encapsulé et qui va ainsi permettre aux deux lasers VCSELS présents sur le circuit d'émettre de la lumière Infrarouge. Pour le bon fonctionnement de l'ensemble du dispositif, la lentille doit se situer à environ 13-15 mm de la lunette.

8. Déroulement des essais-les grandes étapes

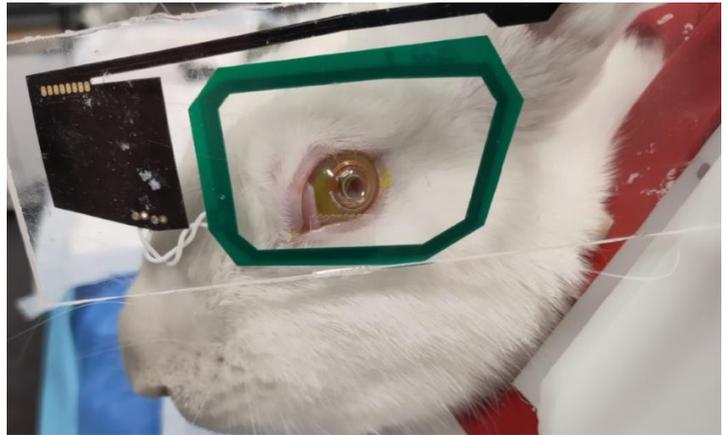
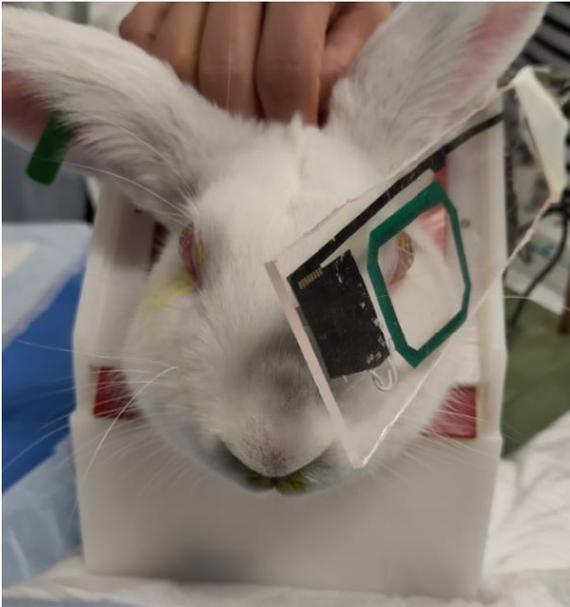
- Contention du lapin et pose des lentilles avec de la fluorescéine



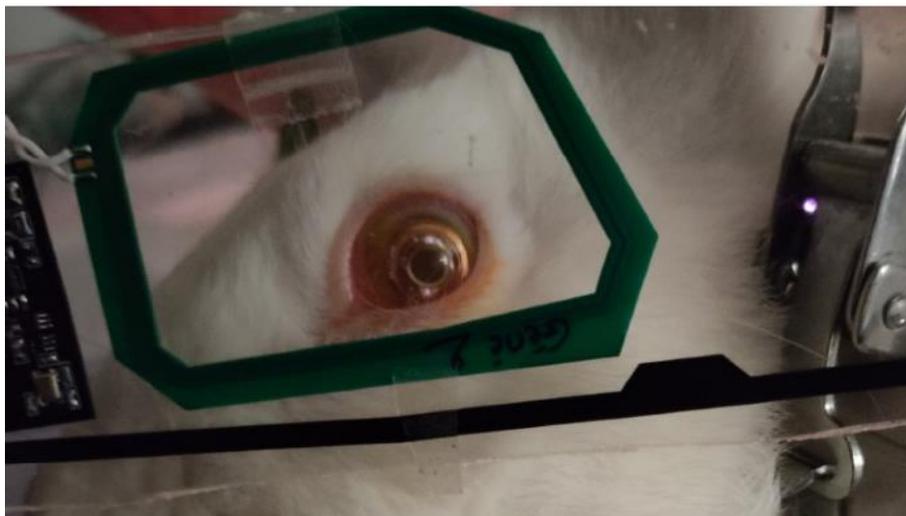
- Contrôle à la lampe à fente



- Fixation d'une « demi-lunette » sur un bras articulé, permettant le positionnement optimal pour l'activation d'une des deux lentilles.



- Activation de la lentille



9. Résultats

Date	Lapin n°1247	Lapin n°1249	Lapin n°1248
05/09/2022	OD: B0884614 (Ref) OG: B0564313 (Activée) Contrôle à la pose : RAS OD : Clearance ~ 600 µm OG: pas de clearance Activation circuit de 9h58 à 10h14 Comportement animal ok Contrôle au retrait : RAS ⇒ Essai OK	OD: B0884611 (Ref) OG: B0564320 (Activée) Contrôle à la pose : RAS OD: Clearance ~ 300 µm OG: Clearance ~ 300 µm Activation circuit de 10h26 à 10h41 Comportement animal ok Contrôle au retrait : RAS ⇒ Essai OK	OD: B0884612 (Activée) OG: B0884316 (Ref) Contrôle à la pose : RAS OD: Clearance ~ 1000 µm OG: Clearance ~ 1000 µm Activation circuit de 11h00 à 11h15 Animal assez stressé mais maîtrisé Contrôle au retrait : RAS ⇒ Essai OK
07/09/2022	T° OD/OG : 35.5°C/35.5°C OD : B0564313 (Activée) OG : B0564323 (Ref) Contrôle à la pose : RAS OD: Clearance ~ 400 µm OG: Clearance ~ 400 µm Activation circuit de 9h26 à 9h41 Comportement animal ok Contrôle au retrait : RAS T° OD/OG : 35.5°C/36.2°C ⇒ Essai OK	T° OD/OG : 35.2°C/35.3°C OD : B0564320 (Activée) OG : B0884614 (Ref) Contrôle à la pose : RAS OD: pas de clearance OG: Clearance ~ 400 µm Activation circuit de 9h43 à 9h58 Comportement animal ok Contrôle au retrait : RAS T° OD/OG : 35.8°C/36.4°C ⇒ Essai OK	T° OD/OG : 35.4°C/35.4°C OD : B0564321 (Activée) OG : B0884611 (Ref) Contrôle à la pose : RAS OD: Clearance ~ 600 µm OG: Clearance ~ 600 µm Activation circuit de 10h27 à 10h42 Animal assez stressé mais maîtrisé Contrôle au retrait : RAS T° OD/OG : 35.0°C/35.8°C ⇒ Essai OK
09/09/2022	T° OD/OG : 35.8°C/36.0°C OD : B0564313 (Activée) OG : B0884611 (Ref) Contrôle à la pose : RAS OD: Clearance ~ 600 µm OG: Clearance ~ 600 µm Activation circuit de 9h19 à 9h34 Comportement animal ok Contrôle au retrait : RAS T° OD/OG : 36.2°C/35.7°C ⇒ Essai OK	T° OD/OG : 35.9°C/35.2°C OD : B0564320 (Activée) OG : B0884614 (Ref) Contrôle à la pose : RAS OD: Clearance ~ 300 µm OG: Clearance ~ 1000 µm Activation circuit de 9h28 à 9h43 Comportement animal ok Contrôle au retrait : RAS T° OD/OG : 35.8°C/35.4°C ⇒ Essai OK	T° OD/OG : 35.8°C/36.1°C OD : B0564321 (Activée) OG : B0564323 (Ref) Contrôle à la pose : RAS OD: Clearance ~ 900 µm OG: Clearance ~ 1000 µm Activation circuit de 10h08 à 10h23 Animal assez stressé mais maîtrisé Contrôle au retrait : RAS T° OD/OG : 35.9°C/36.5°C ⇒ Essai OK

Note : On voit que la température augmente de $(0,42 \pm 0,47)$ °C pour l'œil de référence et de $(0,1 \pm 0,36)$ °C pour celui avec la lentille activée. La précision du thermomètre communiqué par le fabricant étant de $\pm 0,3$ °C, nous pouvons conclure que l'activation du circuit pendant 15 minutes n'entraîne pas d'élévation de température à la surface de l'œil.

10. Conclusion

Caractéristiques	Critères d'acceptation	Résultat
Tolérance physiologique de la lentille inactivée	Bon positionnement de la lentille	La géométrie de la lentille est bien adaptée à l'œil du lapin. Les différentes valeurs de clearance observées peuvent s'expliquer par des petites variations de taille des yeux entre les lapins et aussi l'effet de la nictitante qui peut un peu soulever la lentille.
	Lentille bien tolérée pas le lapin le temps du port (pas d'agitation excessive de l'animal)	Les lapins n° 1247 et 1249 sont restés calmes durant toute la durée des essais et le lapin n°1248 était un peu stressé mais aucune agitation excessive n'a été observée, indiquant l'absence d'un potentiel inconfort lié au port de la lentille.
	Intégrité de l'œil à l'issue du temps de port (pas de rougeur, pas de KPS sur cornée)	Aucune altération de la surface oculaire à l'issue des essais.
Tolérance physiologique de la lentille en fonctionnement	Bon positionnement de la lentille	La géométrie de la lentille est bien adaptée à l'œil du lapin. Les différentes valeurs de clearance observées peuvent s'expliquer par des petites variations de taille des yeux entre les lapins et aussi l'effet de la nictitante qui peut un peu soulever la lentille.
	Lentille bien tolérée pas le lapin le temps du port (pas d'agitation excessive de l'animal)	Les lapins n° 1247 et 1249 sont restés calmes durant toute la durée des essais et le lapin n°1248 était un peu stressé mais aucune agitation excessive n'a été observée, indiquant l'absence d'un potentiel inconfort lié au port de la lentille.
	Intégrité de l'œil à l'issue du temps de port (pas de rougeur, pas de KPS sur cornée)	Aucune altération de la surface oculaire à l'issue des essais.
	Pas d'échauffement de l'œil dû à l'activation du circuit	Pas d'élévation de température de la surface de l'œil à l'issue d'un port de 15 minutes d'une lentille avec circuit activé.



RAPPORT D'ESSAI PRE-CLINIQUE SUR LAPIN DU DISPOSITIF RESEE

11. Annexes

Protocole d'essais pré clinique sur lapins v2
Dossier VXELapin-v3.zip
Fichier Excel Prototypes lapin 09-09-22
Notice thermomètre sans contact

Titre : Dispositif de pointage visuel par laser embarqué sur une lentille de contact sclérale

Mot clés : Oculométrie, Lentille de contact, Holographie

Résumé : L'œil est un organe sur lequel la mesure de différents paramètres biologiques et cognitifs est possible. En particulier, l'étude des mouvements de l'œil et de la position du regard, ou oculométrie, a diverses applications dans des domaines tels que la conception d'interfaces humain-machine, les thérapies de restauration et réhabilitation visuelles ou la mesure de la charge cognitive. Le plus couramment, un oculomètre consiste en un dispositif comportant une caméra filmant l'œil associée à un algorithme de détection de pupille, la position de celle-ci étant liée à une position de regard dans l'environnement. Cette technique nécessite un traitement d'image pouvant être complexe et sujet à de mauvaises détections de pupille.

Ce travail de thèse propose un nouveau type d'oculomètre vidéo, basé sur une lentille de contact sclérale dans laquelle sont encapsulés deux VCSELs, des lasers émettant dans l'infrarouge proche (850 nm). Ces lasers sont alimentés par induction

à l'aide d'une bobine embarquée dans une monture. La monture embarque aussi la caméra filmant la lentille sur l'œil et une seconde caméra filmant l'environnement. La position des spots infrarouges de la lentille est associée à une position du regard par une calibration. Cette approche a été testée et validée expérimentalement, sur banc et sur humain. L'utilisation d'un capteur optique de position, un PSD (Position Sensing Detector), pour remplacer la caméra filmant l'œil et gagner en fréquence d'acquisition, a également été testée. La matérialisation du regard peut également passer par l'imagerie directe des spots infrarouges projetés dans l'environnement. Un élément d'optique diffractive a donc été incorporé à la lentille, pour collimater ou mettre en forme le faisceau issu des VCSELs sous forme de croix, et ainsi désigner une cible sans perturber la version humaine. La position regardée est vue par une caméra filmant dans l'infrarouge.

Title: Visual pointing device by laser embedded on a scleral contact lens

Keywords: Eye-tracking, Contact lens, Holography

Abstract: The eye is an organ that can be used to measure various biological and cognitive parameters. In particular, the study of eye movements and gaze position, or oculometry, has various applications in fields such as the design of human-machine interfaces, visual restoration and rehabilitation therapies or the measurement of cognitive load. Most commonly, an oculometer consists of a device comprising a camera filming the eye, combined with a pupil detection algorithm, the position of which is linked to a gaze position in the environment. This technique requires image processing that can be complex and prone to poor pupil detection.

This thesis proposes a new type of video oculometer, based on a scleral contact lens encapsulating two VCSELs, lasers emitting in the near infrared (850 nm). These lasers are powered induc-

tively by a coil embedded in a mount. The mount also carries the camera filming the lens on the eye and a second camera filming the environment. The position of the infrared spots on the lens is associated with a gaze position by calibration. This approach has been tested and validated experimentally, on bench and on human subjects. The use of an optical position sensor, a PSD (Position Sensing Detector), to replace the camera filming the eye and gain in acquisition frequency, was also tested. The materialization of the gaze can also be achieved by direct imaging of infrared spots projected into the environment. A diffractive optics element was therefore incorporated into the lens, to collimate or shape the beam from the VCSELs in the form of a cross, and thus designate a target without disturbing the human version. The viewed position is seen by a camera filming in the infrared.