



HAL
open science

Traitement embarqué sur lentille de contact instrumentée : application à l'oculométrie

Loïc Massin

► **To cite this version:**

Loïc Massin. Traitement embarqué sur lentille de contact instrumentée : application à l'oculométrie. Electronique. Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique, 2021. Français. NNT : 2021IMTA0261 . tel-03546909

HAL Id: tel-03546909

<https://theses.hal.science/tel-03546909>

Submitted on 28 Jan 2022

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

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

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
MINES-TÉLÉCOM ATLANTIQUE BRETAGNE
PAYS-DE-LA-LOIRE - IMT ATLANTIQUE

ÉCOLE DOCTORALE N° 601
*Mathématiques et Sciences et Technologies
de l'Information et de la Communication*
Spécialité : *Électronique*

Par

Loïc MASSIN

**Traitement embarqué sur lentille de contact instrumentée :
application à l'oculométrie**

Thèse présentée et soutenue à Brest, le 26 novembre 2021
Unité de recherche : département Optique IMT Atlantique, Lab-STICC
Thèse N° : 2021IMTA0261

Rapporteurs avant soutenance :

Mme Gaëlle LISSORGUES Professeure, ESIEE PARIS, Université Gustave EIFFEL, ESYCOM
M. Thierry DJENIZIAN Professeur, École des Mines de Saint-Étienne

Composition du Jury :

Président :	M. Olivier ROMAIN	Professeur, Université de Cergy-Pontoise
Examineurs :	Mme Gaëlle LISSORGUES	Professeure, ESIEE PARIS, Université Gustave EIFFEL, ESYCOM
	M. Thierry DJENIZIAN	Professeur, École des Mines de Saint-Étienne
	M. Eric MAZALEYRAT	Directeur d'Innovation Recherche, STMicroelectronics
	M. Vincent NOURRIT	Maître de conférences HDR, IMT Atlantique
	M. Fabrice SEGUIN	Maître de conférences, IMT Atlantique
Dir. de thèse :	M. Jean-Louis DE BOUGRENET DE LA TOCNAYE	Professeur, IMT Atlantique
Co-dir. de thèse :	M. Cyril LAHUEC	Maître de conférences HDR, IMT Atlantique

REMERCIEMENTS

Ce manuscrit est le résultat de trois années de travaux de recherche, et je tiens à remercier ceux sans qui ces travaux n'existeraient pas. En premier lieu, je souhaite remercier l'ensemble des membres de mon jury de thèse : Madame Gaëlle Lissorgues ainsi que Messieurs Olivier Romain, Thierry Djenizian, Eric Mazaleyrat, Jean-Louis de Bougrenet de la Tocnaye, Cyril Lahuec, Vincent Nourrit et Fabrice Seguin. Ce fut un plaisir d'échanger avec vous lors de ma soutenance.

Je remercie également l'ensemble du personnel des départements OPT et ELEC de IMT Atlantique. Mes pérégrinations entre les deux départements ont mené à de nombreux échanges à la fois formateurs et stimulants. Je tiens à remercier tout particulièrement Alexandre Khaldi pour son aide avec certains bancs de tests et son enthousiasme. Je remercie aussi Camilla Kärnfelt du département MO qui a bien voulu faire tous les bondings des différents prototypes. Et sans oublier Emmanuel Daniel pour ses conseils et tous ses bricolages, sans qui de nombreux prototypes n'auraient jamais vu le jour.

Grand merci à tous mes collègues doctorants qui se sont succédés au cours de ces années mouvementées, de mes premiers collègues de bureau, Paul et Pierre, aux derniers arrivés, François-Maël, Thomas, Octave, Hankai, Florie, Youen, en passant par les grands anciens, Jonathan et Jean-Baptiste, qui sont toujours là.

Je tiens à remercier aussi ma famille et mes amis qui m'ont soutenu et supporté ces trois années malgré mes histoires farfelues de lentille.

Enfin, je remercie chaleureusement mon équipe encadrante composée de Vincent Nourrit et Fabrice Seguin comme encadrants, Jean-Louis de Bougrenet de la Tocnaye comme directeur et Cyril Lahuec comme co-directeur. Merci pour votre confiance et tous vos conseils. J'ai beaucoup appris au cours de ma thèse, et c'est grâce à vous que j'ai pu aller aussi loin. J'ai sincèrement apprécié travailler avec vous, et je garderai un très bon souvenir de mes trois années de thèse.

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements	III
Table des Figures	IX
Liste des Tableaux	XIII
Liste des Acronymes	XV
Publications associées	XVII
Introduction	1
1 De l'œil à la direction du regard : une application des lentilles de contact instrumentées	5
Introduction	5
1.1 Mesure de paramètres biologiques autour de l'œil	6
1.1.1 Anatomie et physiologie de l'œil	6
1.1.2 Lentilles de contact correctives	8
1.1.3 Lentilles de contact instrumentées	9
1.1.3.1 Enjeux de l'instrumentation de lentilles de contact	9
1.1.3.2 État de l'art des systèmes existants	11
1.2 Mesure de l'orientation de l'œil : l'oculométrie	14
1.2.1 Enjeux du suivi de regard	14
1.2.2 Rétrospective des méthodes d'oculométrie	16
1.2.3 Oculométrie par vidéo-oculographie	17
1.2.4 Limitations actuelles des oculomètres	19
1.3 Lentille de contact instrumentée pour le suivi de regard	20
1.3.1 Présentation de la méthode envisagée	21
1.3.2 Atouts et enjeux de la solution présentée	22
Conclusion	24

2	Principe de fonctionnement de l’oculomètre par lentille instrumentée	25
	Introduction	25
2.1	Analyse de la méthode de mesure de la direction du regard	26
2.1.1	Géométrie du système	26
2.1.2	Éclaircissements possibles de la lentille	27
2.1.3	Détermination de la direction du regard	29
2.1.4	Positions et nombre de photodiodes sur la lentille	30
2.1.5	Simulation et analyse théorique de la précision	32
2.1.6	Fiabilité et étalonnage	34
2.1.6.1	Correction des erreurs systématiques	35
2.1.6.2	Compensation de l’erreur inhérente	35
2.1.6.3	Procédure d’étalonnage	37
2.2	Validation expérimentale	39
2.2.1	Prototype de lentille de contact sclérale encapsulant des photodiodes	39
2.2.2	Précision de la méthode déterminée expérimentalement	41
2.3	Mise en œuvre de la méthode pour concevoir un oculomètre	43
2.3.1	Transfert d’énergie et de données	44
2.3.2	Choix d’architecture pour l’oculomètre	44
2.3.2.1	Localisation du calcul et de l’étalonnage	44
2.3.2.2	Mise en œuvre de l’architecture hybride	47
	Conclusion	48
3	Conception du circuit intégré pour le traitement embarqué sur la lentille instrumentée	51
	Introduction	51
3.1	Choix de conception pour le circuit intégré	52
3.1.1	Choix technologiques	52
3.1.2	Conditions réelles de fonctionnement du circuit	53
3.1.3	Conception de circuit analogique sous le seuil	53
3.2	Circuit analogique de calcul du barycentre	57
3.3	Convertisseur analogique-numérique à registre à approximations successives	61
3.3.1	Architecture mise en œuvre	61
3.3.2	Compromis précision, vitesse, consommation et surface	63
3.3.2.1	Banc de capacités	63

3.3.2.2	Comparateur	64
3.4	Adaptation de l'entrée du convertisseur analogique-numérique	66
3.4.1	Conversion courant-tension	66
3.4.2	Suiveur de tension	66
3.5	Horloge basée sur un oscillateur harmonique	68
3.6	Références de courant et de tension	70
3.7	Circuit complet et circuit d'activation	71
	Conclusion	73
4	Simulation fonctionnelle de l'oculomètre	75
	Introduction	75
4.1	Méthode de simulation de l'oculomètre	76
4.2	Simulations nominales de l'oculomètre	77
4.2.1	Précisions nominales simulées du calcul de barycentre et du CAN	77
4.2.2	Précision nominale simulée de l'oculomètre	80
4.2.3	Consommation estimée de la lentille instrumentée	81
4.3	Performances avec les variations technologiques et environnementales	84
4.3.1	Simulation avec variations des paramètres environnementaux	85
4.3.1.1	Variation de la tension d'alimentation	85
4.3.1.2	Variation de la température	86
4.3.2	Variation des paramètres technologiques : analyse Monte-Carlo	87
4.3.2.1	Analyse des blocs circuits unitaires	87
4.3.2.2	Analyse de l'oculomètre	91
4.3.3	Modification de l'étalonnage pour améliorer la précision	93
	Conclusion	94
5	Validation expérimentale de l'oculomètre	97
	Introduction	97
5.1	Présentation des éléments de test	98
5.1.1	Présentation du circuit intégré pour le test	98
5.1.1.1	Répartition des entrées et sorties du circuit	98
5.1.1.2	Circuit intégré fabriqué	100
5.1.2	Présentation du banc de test	101
5.2	Mesures sur banc de test de la fonctionnalité de l'oculomètre	105
5.2.1	Validation de la fonctionnalité	105

TABLE DES MATIÈRES

5.2.2	Robustesse aux variations de technologie	106
5.2.3	Robustesse aux variations de tension d'alimentation	106
5.3	Mise en œuvre réaliste de l'oculomètre sur banc de test	107
5.3.1	Désaxement de la source lumineuse	108
5.3.2	Alimentation par induction	110
5.3.3	Encapsulation de l'ASIC dans la lentille de contact	112
5.4	Comparaison avec d'autres solutions d'oculométries	117
	Conclusion	117
Conclusion et perspectives		119
6.1	Conclusion	119
6.2	Perspectives	121
6.2.1	Perfectionnement de l'oculomètre	121
6.2.1.1	Intégration complète	121
6.2.1.2	Amélioration du suivi de regard	122
6.2.2	Vers l'œil augmenté	123
6.2.2.1	Multiplication et complexification des fonctions	123
6.2.2.2	Interactions homme-machine	125
6.2.3	Développement des capteurs biomédicaux intelligents	128
A Mesures expérimentales pour le transfert d'énergie		129
B Architecture alternative pour l'oculomètre : tout-lunettes		131
B.1	Application de l'architecture tout-lunettes	131
B.2	Conception de l'ASIC	132
B.3	Simulation de l'oculomètre	134
B.4	Mesures sur banc de test	134
B.5	Conclusion	136
Bibliographie		137

TABLE DES FIGURES

1.1	Anatomie de l'œil humain	7
1.2	Rotation de l'œil dans une direction lors d'une saccade typique en réponse à un stimulus à t_0	7
1.3	Lentille de contact sclérale rigide pour l'encapsulation de composants électroniques	10
1.4	Principe de fonctionnement de l'alimentation par induction et de la communication en champ proche	12
1.5	Définition de la précision, dispersion et résolution, 3 critères pour qualifier la précision spatiale d'un oculomètre	15
1.6	Image de l'œil dans l'infrarouge enregistrée avec le Tobii Pro Glasses 2 quand l'utilisateur regarde 30° vers le bas	18
1.7	Oculomètres du commerce reposant sur la vidéo-oculographie et la méthode basée sur la détection de caractéristiques	19
1.8	Schéma de principe de l'oculomètre envisagé	22
2.1	Géométrie du système proposé, fixée par l'anatomie humaine	26
2.2	Géométrie du système dans le plan xy pour les 2 cas d'éclairage	28
2.3	Positions des photodiodes sur le substrat conique	31
2.4	Précision simulée pour les 4 configurations avec une source lumineuse collimatée	32
2.5	Précision simulée pour les 4 configurations avec une source lumineuse Lambertienne	33
2.6	Application de la méthode de compensation de l'erreur inhérente aux résultats de simulation	36
2.7	Description de la procédure d'étalonnage du système	37
2.8	Précision dans divers cas de figure simulés dans la direction θ pour une source lumineuse Lambertienne, sans et avec étalonnage	38
2.9	Prototype de lentille de contact sclérale, encapsulant 4 photodiodes, utilisé pour valider la méthode	40

TABLE DES FIGURES

2.10	Précision de la méthode en utilisant les photo-courants obtenus expérimentalement avec le prototype pour une source lumineuse collimatée et Lambertienne	42
2.11	Schéma bloc des architectures envisagées pour l'oculomètre	46
2.12	Schéma bloc de l'architecture hybride	48
2.13	Encapsulation des éléments en accord avec le volume disponible dans une lentille de contact sclérale	49
3.1	Schéma structurel de l'ASIC à concevoir	52
3.2	Schéma électrique d'un miroir de courant formé par une paire de transistor NMOS	55
3.3	Intérêt du montage en cascode pour améliorer la précision des miroirs de courant	56
3.4	Schéma bloc du circuit de calcul de barycentre	58
3.5	Schéma électrique du circuit de distribution des photo-courants et dimensions des transistors	59
3.6	Schéma électrique du circuit de multiplication / division et dimensions des transistors	59
3.7	Schéma électrique du circuit d'addition / soustraction et dimensions des transistors	60
3.8	Architecture et principe de fonctionnement du CAN RAS	61
3.9	Diagramme temporel de fonctionnement du CAN RAS	63
3.10	CNA à redistribution de charges avec banc de capacités en 2 parties	64
3.11	Schéma électrique du comparateur dynamique et dimensions des transistors	65
3.12	Schéma électrique du circuit de conversion courant-tension et d'adaptation d'impédance entre la sortie du calcul de barycentre et l'entrée du CAN RAS	67
3.13	Schéma électrique de l'amplificateur opérationnel folded-cascode et dimensions des transistors	67
3.14	Schéma électrique de l'oscillateur harmonique à pont de Wien et dimensionnement des composants	68
3.15	Schéma électrique de l'OTA à 2 étages et dimensions des transistors	69
3.16	Schéma électrique du circuit de référence de courant et de tension à multiplicateur de beta, et dimensions des transistors	70
3.17	Schéma global de l'ASIC avec son circuit d'activation	72
3.18	Diagramme temporel de l'ASIC au sein de l'oculomètre	72

4.1	Architecture de l'oculomètre simulé ainsi que les outils de simulation . . .	76
4.2	Résultat de la simulation électrique dans des conditions nominales ($V_{DD} = 1,8\text{ V}$ et température de 35 °C) du circuit de calcul de barycentre	78
4.3	Résultat de simulation temporelle du CAN pour la conversion d'une tension d'entrée $V_{IN} = 300\text{ mV}$ (correspondant à une direction du regard de 0°) . .	79
4.4	Erreur introduite par le CAN sur la direction du regard dans des conditions nominales (35 °C et $V_{DD} = 1,8\text{ V}$)	79
4.5	Résultat de la simulation temporelle du schéma électrique complet du circuit intégré menée avec <i>Spectre</i> [®]	80
4.6	Résultat de simulation dans des conditions nominales ($V_{DD} = 1,8\text{ V}$ et température de 35 °C) de l'oculomètre complet	81
4.7	Consommation simulée du circuit intégré dans son ensemble avec une tension d'alimentation de $1,8\text{ V}$	82
4.8	Résultats de simulation du circuit complet avec variation de la tension d'alimentation V_{DD}	85
4.9	Résultats de simulation du circuit complet avec variation de la température	86
4.10	Analyse Monte-Carlo du circuit de calcul de barycentre sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation de l'erreur inhérente	88
4.11	Analyse Monte-Carlo du CAN sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation de l'erreur inhérente	89
4.12	Analyse Monte-Carlo du circuit de conversion courant-tension et d'adaptation d'impédance entre la sortie du calcul de barycentre et le CAN . . .	90
4.13	Analyse Monte-Carlo de l'oscillateur harmonique	91
4.14	Analyse Monte-Carlo de l'oculomètre complet sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation de l'erreur inhérente	92
4.15	Analyse Monte-Carlo de l'oculomètre complet sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation par parties	94
5.1	Schéma structurel du circuit intégré	99
5.2	Microphotographie du circuit intégré	101
5.3	Architecture de l'oculomètre testé	102
5.4	Schéma de principe de l'oculomètre monté sur banc de test	103
5.5	Banc de test mis en œuvre pour l'oculomètre	104
5.6	Précision du circuit intégré au court du temps	105

TABLE DES FIGURES

5.7	Précision du circuit intégré avec les variations technologiques (5 résultats représentés sur les 10 circuits testés)	107
5.8	Précision du circuit intégré avec les variations de la tension d'alimentation V_{DD}	108
5.9	Dispositif avec la lame séparatrice pour ne pas gêner la vue de l'utilisateur	109
5.10	Précision du circuit intégré avec la source infrarouge désaxée	110
5.11	Banc de test pour l'alimentation sans fil	111
5.12	Précision du circuit intégré avec la source déportée et l'alimentation par induction	112
5.13	Schéma de l'implantation des photodiodes et du circuit sur le substrat flexible	113
5.14	Prototype réalisé comprenant les 4 photodiodes et le circuit intégré	114
5.15	Précision du prototype comportant le circuit intégré et les photodiodes	114
5.16	Précision de l'oculomètre avec le capot devant les photodiodes	116
6.1	Prototype de lunettes comportant un bloc de projection fixe	123
6.2	Complexité grandissante des interactions pour aller de l'instrumentation à l'augmentation de l'œil	125
6.3	Banc de test comprenant la paupière artificielle	127
6.4	Détection du clignement de paupière	127
A.1	Montage pour mesurer la puissance transmise par induction entre 2 bobines dans une configuration géométrique similaire à celle de l'oculomètre	130
A.2	Mesure de la sortie V_{DD} avec une charge de $3,5\text{ k}\Omega$, avec et sans la capacité de stockage durant la communication	130
B.1	Schéma bloc tout-lunettes.	132
B.2	Diagramme temporel du système avec l'architecture tout-lunettes	132
B.3	Schéma structurel du circuit intégré	133
B.4	Analyse Monte Carlo de l'oculomètre complet utilisant l'architecture tout-lunettes sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation par parties	135
B.5	Microphotographie du circuit intégré avec l'architecture tout-lunettes détaillée	135
B.6	Comparaison expérimentale de la précision entre l'architecture hybride et tout-lunettes sur le même ASIC	136

LISTE DES TABLEAUX

1.1	Correspondance entre erreurs angulaire et de décalage pour 2 profondeurs de vue.	15
1.2	Comparaison entre différents oculomètres du commerce.	21
1.3	Objectif de performances pour l'oculomètre utilisant une lentille instrumentée.	23
2.1	Comparaison de la précision déterminée expérimentalement entre une source collimatée et une source Lambertienne avec la configuration en carré pour les photodiodes.	42
2.2	Comparaison des conséquences sur la numérisation des différentes possibilités pour la localisation du calcul.	47
3.1	Paramètres pour la technologie AMS CMOS 0,35 μm	54
4.1	Consommation énergétique moyenne de l'oculomètre en simulation pour la partie présente sur la lentille de contact pour les architectures hybride et tout-lunettes.	83
5.1	Inventaires des plots d'entrées et de sorties du circuit intégré. Ceux indiqués par une * sont nécessaires uniquement pour les tests.	100
5.2	Comparaison des performances mesurées avec les objectifs et des oculomètres mobiles commercialisés.	116

LISTE DES ACRONYMES

ASIC Application-Specific Integrated Circuit.

CAN Convertisseur Analogique-Numérique.

CMOS Complementary MOS.

CNA Convertisseur Numérique-Analogique.

DEL Diode électroluminescente.

LSB Least Significant Bit.

MOS Metal Oxide Semiconductor.

MSB Most Significant Bit.

NFC Near-Field Communication.

NMOS Transistor MOS canal N.

OTA Operational Transconductance Amplifier.

PISO Parallel In - Serial Out.

PMOS Transistor MOS canal P.

RAS Registre à Approximations Successives.

PUBLICATIONS ASSOCIÉES

Publications dans les actes de conférence

- [Mas+19] L. Massin, C. Lahuec, V. Nourrit, F. Seguin et J.-L. de Bougrenet, « Towards accurate camera-less eye tracker using instrumented contact lens », *Proc. 17th IEEE Int. New Circuits Syst. Conf. (NEWCAS)* (juin 2019), p. 1-4.
- [Mas+22b] L. Massin, F. Seguin, V. Nourrit, E. Daniel, C. Kärnfelt, J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye et C. Lahuec, « A 0.35- μm subthreshold CMOS ASIC for a Smart Contact Lens Eye-Tracker », *55th IEEE Int. Symp. on Circuits and Syst. (ISCAS)* (2022), acceptée.

Publications

- [Kha+20] A. Khaldi, E. Daniel, L. Massin, C. Kärnfelt, F. Ferranti, C. Lahuec, F. Seguin, V. Nourrit et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « A laser emitting contact lens for eye tracking », *Nature Scientific Reports* **10.1** (sept. 2020), p. 1-8.
- [Mas+20] L. Massin, V. Nourrit, C. Lahuec, F. Seguin, L. Adam, E. Daniel et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « Development of a new scleral contact lens with encapsulated photodetectors for eye tracking », *Optics Express* **28.19** (sept. 2020), p. 28635-28647.
- [Mas+21] L. Massin, F. Seguin, V. Nourrit, E. Daniel, J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye et C. Lahuec, « Smart Contact Lens Applied to Gaze Tracking », *IEEE Sensors Journal* **21.1** (jan. 2021), p. 455-463.
- [Mas+22a] L. Massin, C. Lahuec, F. Seguin, V. Nourrit, E. Daniel, C. Kärnfelt et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « Multipurpose bio-monitored integrated circuit in a contact lens eye-tracker », *Sensors* **22.2** (jan. 2022), p. 595.

INTRODUCTION

L'œil et ses organes annexes (tels que la paupière ou le système lacrymal) concentrent de nombreux paramètres biologiques d'intérêt pour étudier l'humain. La forme du globe oculaire et la biochimie des larmes peuvent permettre le diagnostic ou le suivi de maladies. De même, les mouvements oculaires et les clignements des yeux peuvent apporter une mesure de l'attention et du stress d'un individu. Ainsi, accéder à ces informations permet de nombreuses applications par exemple, dans le domaine de la santé, avec le taux de glucose dans les larmes, ou de la réalité augmentée, pour projeter de manière optimale des informations dans le champ de vision.

Une méthode en plein développement pour mesurer les paramètres physiologiques de l'œil est l'utilisation de lentilles de contact instrumentées. Une telle lentille est très contrainte par son volume disponible, limitant la capacité d'encapsuler des composants. Toutefois, les récents progrès technologiques pour la fabrication et l'assemblage de micro-composants ont permis l'intégration de fonctions et capteurs dans des lentilles de contact. De ce fait, de nombreux systèmes ont vu le jour ces dernières années. Ils opèrent couramment comme des interrogateurs renvoyant, à titre d'exemples, une mesure de la pression intraoculaire ou de la concentration de glucose dans les larmes.

Pour l'oculométrie, c'est-à-dire le suivi des mouvements de l'œil, la lentille de contact instrumentée reste une solution peu envisagée. La méthode privilégiée est basée sur la vidéo-oculographie. Elle consiste à acquérir des images de l'œil, en général éclairé en infrarouge, et à estimer la direction du regard par un traitement d'images. Les oculomètres reposant sur cette méthode doivent leur succès à leur fonctionnement non intrusif et aux récents progrès en termes d'imagerie, de puissance de calcul et de traitement d'images. Cependant, les variations des conditions d'acquisition (résolution de la caméra, conditions d'éclairage, couleur de l'iris, etc.) peuvent significativement diminuer les performances. Pour réaliser un suivi précis, il est alors nécessaire d'avoir recours à plusieurs caméras, à l'immobilisation de la tête ou encore à de longues procédures d'étalonnage, rendant ces systèmes difficiles à intégrer dans des environnements complexes. Ainsi, pour les oculomètres par vidéo-oculographie, un compromis entre la précision de la mesure et l'encombrement pour ne pas contraindre les mouvements de l'utilisateur est nécessaire.

Dans ce contexte, l'objectif de ce travail doctoral est la conception d'un oculomètre utilisant une lentille de contact instrumentée afin d'améliorer la précision du suivi de regard ainsi que la compacité par rapport aux systèmes existants. En plaçant des capteurs sur l'œil dans une lentille de contact, cette solution mesure directement les mouvements oculaires, s'affranchissant de la caméra et du traitement d'image associé des oculomètres actuels. Un premier verrou au développement de ce nouvel usage de lentilles instrumentées est la formulation d'une méthode de suivi de regard précise et fiable. Les lentilles instrumentées existantes ne concernent que la lecture intermittente de la réponse d'un capteur posé sur l'œil. Pour l'application d'oculométrie souhaitée, le système doit comporter un calcul de manière à déterminer la direction du regard à partir de la réponse de plusieurs capteurs. De plus, la solution proposée doit apporter un gain en termes de précision par rapport aux autres oculomètres. Un avantage direct de l'utilisation d'une lentille de contact est d'avoir un système léger n'entravant pas les mouvements de l'utilisateur au détriment de contraintes d'intégration.

En effet, 2 verrous propres à la conception d'une lentille instrumentée sont l'encapsulation ainsi que l'autonomie d'un tel oculomètre. Ces 2 facteurs sont contraints par le faible volume disponible dans une lentille de contact. Le nombre et la taille des composants à embarquer vont donc être limités. D'autre part, les différentes solutions d'alimentation de la lentille ne fournissent qu'une quantité limitée d'énergie, la solution commune étant de procéder par induction électromagnétique. Un autre verrou à la réalisation d'une lentille instrumentée est sa nature communicante. Il est nécessaire d'échanger des données avec la lentille sans connexion filaire de manière à ne pas gêner l'utilisateur. La solution retenue pour la communication impactera le débit de données disponible et limitera l'alimentation, pouvant contraindre la conception du système. Les lentilles instrumentées usuelles n'étant surtout que de simples interrogateurs, la réponse du capteur embarqué n'est consultée qu'une fois toutes les minutes pour les plus rapides. Cependant, l'œil est constamment en mouvement, même durant les phases de fixations, et l'oculomètre doit donc fonctionner en continu. La consommation énergétique de l'électronique présente sur la lentille doit être limitée pour garantir une autonomie raisonnable du système dans ces conditions.

Dans l'intention de réaliser le suivi du regard malgré les verrous précédents, un choix doit être fait sur la localisation du calcul oculométrique. Parmi les différentes possibilités, celle retenue ici demande d'embarquer un circuit de calcul directement sur la lentille de contact. Un circuit intégré a l'avantage de concentrer des fonctions de calcul sur un très

faible volume. De plus, le circuit est minutieusement conçu en utilisant des transistors MOS polarisés sous le seuil de manière à réduire sa consommation. Toutefois, des imperfections inhérentes à la réalisation d'un circuit intégré dégradent ses performances, en particulier avec une conception sous le seuil. Un dernier verrou est par conséquent de s'assurer de la robustesse de l'oculomètre malgré ces défauts de manière à ce que la précision de la mesure ne soit pas altérée par les variations technologiques et environnementales.

Afin de lever l'ensemble de ces verrous, la thèse est structurée de la manière suivante.

Le Chapitre 1 est consacré à l'état de l'art des lentilles de contact instrumentées et des oculomètres existants. Les contraintes pour l'instrumentation de lentilles de contact, principalement dues au volume disponible limité, sont mises en avant. De même, les défauts des oculomètres par vidéo-oculographie sont exposés, en particulier la difficulté d'avoir un système à la fois précis, fiable et peu encombrant. Pour surmonter cette limitation, l'idée de réaliser un oculomètre en encapsulant des photo-détecteurs dans une lentille de contact et en y associant un éclairage spécifique est présentée. Enfin, les enjeux de l'instrumentation d'une lentille pour l'oculométrie sont mis en avant.

Dans le Chapitre 2, cette solution est développée afin d'être formalisée. Le nombre, la position et l'éclairage des photo-détecteurs à embarquer sur la lentille sont étudiés à partir d'une modélisation analytique de l'oculomètre. Il en émerge une méthode de mesure de la direction du regard à l'aide d'un calcul de barycentre et d'une procédure d'étalonnage. Cette approche est validée en utilisant des données expérimentales. Enfin, l'architecture la plus adéquate pour mettre en œuvre la méthode malgré les verrous est choisie parmi plusieurs possibilités.

Pour l'architecture retenue, il est décidé de se focaliser sur la fonction de calcul spécifique à l'application d'oculométrie, la communication et le transfert d'énergie pouvant être évalués avec une puce du commerce. Un circuit intégré est nécessaire sur la lentille de contact pour le calcul de direction du regard. Ce circuit doit être très faible consommation de par l'énergie disponible limitée. Sa conception fait l'objet du Chapitre 3. Elle doit mitiger les erreurs inhérentes à la réalisation d'un circuit intégré, comme le désappariement des transistors et les variations des paramètres environnementaux, de manière à assurer un calcul précis.

Le Chapitre 4 permet d'évaluer les performances attendues pour l'oculomètre complet, tel que la précision et la consommation, en se basant sur des résultats de simulation du circuit. En particulier, les conséquences des imperfections inhérentes à la réalisation d'un circuit intégré sont prises en compte, dégradant grandement la précision. Cependant,

un étalonnage simple suffit à compenser ces effets grâce aux efforts de conception du Chapitre 3, assurant la précision souhaitée pour l'oculomètre.

Motivé par des résultats de simulation satisfaisant et dans le but de proposer une preuve de concept expérimentale, un banc de test pour l'oculomètre est présenté dans le Chapitre 5. Il comprend un prototype de lentille de contact encapsulant des photodiodes, et le circuit intégré fabriqué dans une technologie CMOS 0,35 μm de chez AMS. Les résultats de mesures permettent de valider le bon fonctionnement du système ainsi que sa robustesse. Les performances mesurées de l'oculomètre proposé sont enfin comparées à d'autres systèmes existants.

En conclusion, le résumé des contributions est dressé et des perspectives de travail sont proposées pour aller vers des mesures avec l'oculomètre porté sur l'œil humain. Enfin, ce travail met en avant la possibilité d'embarquer de l'intelligence dans une lentille de contact, ouvrant de nouvelles applications en allant vers l'œil augmenté.

DE L'ŒIL À LA DIRECTION DU REGARD : UNE APPLICATION DES LENTILLES DE CONTACT INSTRUMENTÉES

Introduction

À partir de l'œil, il est possible d'accéder à différentes informations sur l'état de santé et l'attention d'un individu. En introduction, il a été montré que, bien que la plupart des paramètres biologiques de l'œil et ses organes annexes (comme la paupière ou le système lacrymal) puissent être mesurés par des lentilles de contact instrumentées, la direction du regard en particulier se mesure à l'aide d'oculomètres utilisant habituellement une ou plusieurs caméras associées à un traitement d'images. Cependant, cette solution souffre de limitations en termes de précision et d'encombrement. L'objectif est donc de proposer un oculomètre reposant sur une lentille de contact instrumentée pour s'affranchir des contraintes des méthodes par caméra.

Afin de justifier ce choix, ce chapitre débute par une description des différentes caractéristiques de l'œil, en particulier les mouvements oculaires. Les moyens de correction et de mesure de ces paramètres à l'aide de lentilles de contact sont mis en avant, en particulier l'utilisation de lentilles de contact instrumentées pour la mesure. Malgré de fortes contraintes, plusieurs ont été conçues et un panel représentatif est présenté dans ce chapitre. L'oculométrie n'a cependant été que peu explorée pour les lentilles de contact instrumentées. Un état de l'art des oculomètres est présenté dans un second temps, en particulier pour la méthode par vidéo-oculographie, la plus couramment utilisée aujourd'hui. Cette étude permet de détailler les limitations de ces systèmes. De sorte à pallier ces dernières, l'idée de réaliser un oculomètre basé sur une lentille de contact instrumentée est présentée en conclusion de ce chapitre avec les performances souhaitées et les verrous à lever.

1.1 Mesure de paramètres biologiques autour de l’œil

L’œil est l’organe dédié à la vision. Plusieurs fonctions sont nécessaires aussi bien pour la perception visuelle afin de produire une image nette que pour protéger l’œil du monde extérieur. Quand certaines de ces fonctions sont défaillantes, il peut être nécessaire de les corriger. D’autre part, le fonctionnement de l’œil peut donner des informations sur l’état de santé d’un individu.

1.1.1 Anatomie et physiologie de l’œil

Le globe oculaire peut être modélisé par une sphère d’environ 25 mm de diamètre, les dimensions de l’œil variant d’un individu à l’autre. Sa surface extérieure est composée de la cornée, une calotte transparente sphérique par approximation et par laquelle entre la lumière, et de la sclère, la partie blanche de l’œil, Figure 1.1(a).

Afin de remplir son rôle dans la vision, l’œil humain est composé de plusieurs éléments représentés sur la Figure 1.1(b) [Kol05 ; KGG15]. Le doublet constitué par la cornée et le cristallin fait office de lentille et permet la formation d’une image nette sur la rétine. La quantité de lumière rentrant dans l’œil est limitée par l’ouverture de la pupille, de diamètre 2 à 4 mm dans un environnement éclairé (conditions photopiques), contrôlée par contraction et dilatation de l’iris qui fait office de diaphragme. La rétine, composée de photo-récepteurs (les cônes et les bâtonnets), capte la lumière et la transforme en signal électrochimique qui est transmis au cerveau par le nerf optique. Une majorité de cônes, permettant la vision diurne et des couleurs, sont concentrés dans une zone de la rétine : la fovéa. Étant la zone avec la meilleure résolution, c’est dans ce champ de vision de quelques degrés correspondant que l’acuité visuelle est maximale. De ce fait, il existe une différence entre l’axe optique de l’œil, passant par le centre des rayons de courbure de chaque surface, et l’axe visuel, passant par le centre de la pupille et la fovéa [VC08]. Cette différence, d’environ 5° horizontalement et 2° - 3° verticalement, varie d’un individu à l’autre.

Pour assurer le bon fonctionnement de la vision, des fonctions annexes à l’œil sont nécessaires. Les muscles oculomoteurs vont permettre la rotation du globe oculaire de manière à orienter le regard, autrement dit à aligner la fovéa sur l’objet d’intérêt de façon à bénéficier de la meilleure résolution visuelle pour observer les détails [Kol05]. Ces rotations dans toutes les directions ont pour centre un point situé à environ 13,1 mm derrière la cornée. Afin de parcourir visuellement une scène, l’œil va effectuer une série

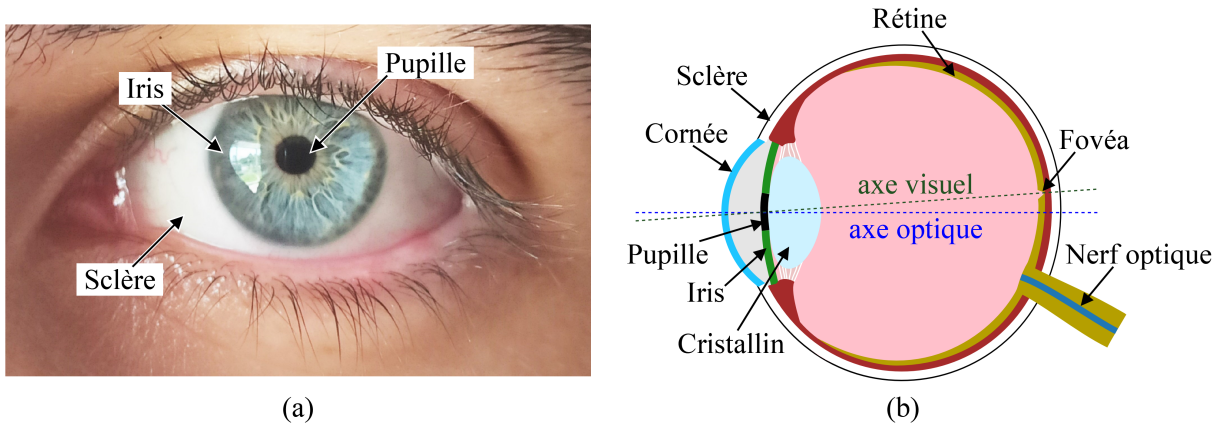


FIGURE 1.1 – Anatomie de l'œil humain. (a) Gros plan de la partie visible d'un œil. (b) Représentation schématique de la structure interne de l'œil avec la différence entre l'axe optique et l'axe visuel.

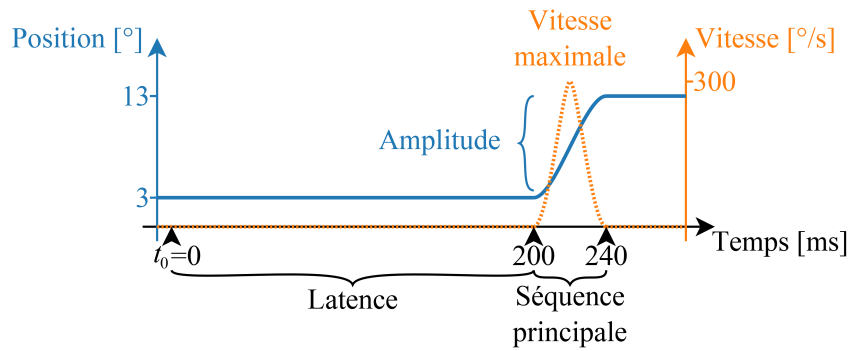


FIGURE 1.2 – Rotation de l'œil dans une direction lors d'une saccade typique en réponse à un stimulus à t_0 . Les valeurs sont des moyennes pour une saccade de 10° données à titre indicatif.

de fixations et de saccades. À ces mouvements oculaires de base s'en ajoutent d'autres nécessaires pour s'adapter aux différentes situations.

- Les saccades sont de rapides mouvements de l'œil séparant les fixations pour orienter le regard d'un point d'intérêt à l'autre [KC17 ; Won14]. Une saccade est caractérisée par sa latence (durée entre l'apparition du stimulus et le déclenchement du mouvement de l'œil, d'environ 200 ms) et par une séquence principale, Figure 1.2. La vitesse d'une saccade, jusqu'à $700^\circ/\text{s}$, dépend de son amplitude : plus une saccade est longue, plus sa vitesse est importante. À titre d'exemple, une saccade de 10° aura ainsi une vitesse d'environ $300^\circ/\text{s}$. Bien que pouvant atteindre une amplitude de 50° , les mouvements oculaires sont généralement compris entre $\pm 16^\circ$, l'humain préférant tourner la tête après cette limite [Sta99].

- Durant les fixations, l’œil est stationnaire afin d’examiner les détails [KC17]. Ce sont durant ces périodes d’environ 250 ms que l’acquisition visuelle se fait. Cependant, l’œil n’est jamais totalement à l’arrêt et bouge constamment. Ainsi, plusieurs mouvements involontaires ont lieu durant la fixation : les microsaccades, les tremblements et les déviations. Ces micro-mouvements ont une amplitude de moins de 1° mais ocurrent très fréquemment (jusqu’à 90 Hz pour les tremblements).
- Un cas particulier de mouvement oculaire est la poursuite qui consiste à suivre du regard un objet en mouvement [KC17]. Bien qu’idéalement lisse, la poursuite peut demander des saccades pour rattraper le retard de l’œil quand l’objet d’intérêt se déplace rapidement.
- Enfin, le réflexe vestibulo-oculaire permet de compenser les mouvements de la tête et du corps [CS00]. Ce mouvement oculaire a une très faible latence (10 ms) et stabilise l’image sur la rétine, permettant d’avoir une vision nette quand le corps est en mouvement.

D’autres fonctions sont présentes, par exemple pour protéger l’œil qui est un organe directement en contact avec l’environnement extérieur. C’est une des fonctions des paupières et du système lacrymal qui vont agir en réflexe quand un élément extérieur rentre en contact avec la cornée [Ous+08]. Les larmes vont aussi permettre de constamment humidifier l’œil, le nettoyer ainsi qu’oxygéner la cornée.

Bien qu’essentielle à la perception visuelle, et malgré les mécanismes de protection, l’œil n’est pas un organe infaillible. Pour diverses raisons, il peut être la source de troubles de la vision comme avec la myopie, un défaut de réfraction de l’œil (ou amétropie). Différentes solutions existent pour corriger ces troubles, tels que l’utilisation de lentilles de contact correctives.

1.1.2 Lentilles de contact correctives

Bien qu’historiquement on attribue à Léonard de Vinci l’idée de mettre un élément contre la cornée pour corriger les troubles de la réfraction, ce n’est qu’en 1888 qu’est fabriquée en verre la première lentille de contact pour une utilisation médicale, puis en PMMA (polyméthacrylate de méthyle) dans les années 40 [MVY19]. Malgré leur efficacité d’un point de vue optique, ces premières lentilles étaient inconfortables du fait du manque de perméabilité à l’oxygène. Ce sont dans les années 70 que les lentilles de contact connaissent un véritable essor avec l’utilisation de matériaux perméables à l’oxygène pour

culminer aujourd'hui avec des lentilles souples en silicone-hydrogel. Plus de 140 millions de personnes dans le monde portent aujourd'hui des lentilles de contact [MVY19].

La correction d'amétropies, telles que la myopie, l'hypermétropie ou encore l'astigmatisme, est la principale utilisation des lentilles de contact. Ces troubles de la vision résultent principalement d'une inadéquation entre la longueur de l'œil et le rayon de courbure de la cornée. La lentille de contact, en choisissant judicieusement ses rayons de courbure, crée alors un dioptré corrigeant la puissance optique de l'œil. Elles ne sont pas uniquement une alternative cosmétique aux lunettes correctives [Jac+21]. Elles peuvent être avantageuses pour certaines maladies menant à des défauts visuels complexe telles que l'astigmatisme irrégulier qui demande une lentille de contact rigide sur mesure pour corriger les erreurs de réfraction. Grâce aux progrès de fabrication, d'autres applications pour les lentilles se sont développées, comme celle de pansement oculaire suite à une opération chirurgicale de la cornée.

De manière à répondre à la grande diversité d'applications et de maladies, plusieurs types de lentilles ont été développés. Bien que les lentilles souples soient les plus courantes, certaines sont rigides voire hybrides, avec des tailles variant de 12 à 18 mm de diamètre [MVY19]. En plus des progrès dans les matériaux et les méthodes de fabrication des lentilles de contact, les récentes avancées technologiques dans la fabrication de micro-composants opto-électroniques, aux dimensions à présent appropriées pour être encapsulés dans une lentille, ont ouvert de nouvelles applications [Jon+21].

1.1.3 Lentilles de contact instrumentées

Il est à présent tout à fait envisageable d'embarquer de l'électronique dans une lentille de contact. L'usinage de lentilles de contact pour prévoir l'encapsulation de composants et la fabrication de capteurs aux dimensions micrométriques offrent des possibilités permettant des applications plus complexes que la correction passive des défauts de réfraction.

1.1.3.1 Enjeux de l'instrumentation de lentilles de contact

Le diagnostic et le traitement de nombreuses maladies nécessiteraient un suivi continu de certains marqueurs biologiques pour être pleinement efficace. Malheureusement, les techniques de mesure restent invasives dans plusieurs cas. À titre d'exemple, une personne diabétique doit réaliser une glycémie capillaire plusieurs fois par jour (mesure du

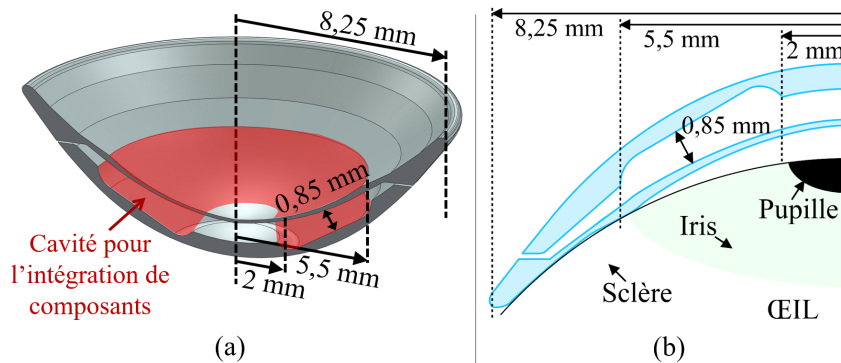


FIGURE 1.3 – Lentille de contact sclérale rigide pour l'encapsulation de composants électroniques. Un espace central est laissé libre pour la pupille et ne pas gêner la vision. L'encapsulation de composants peut se faire principalement dans un anneau de 0,85 mm d'épaisseur. (a) Vue en 3D, (b) vue de coupe.

glucose dans le sang) pour surveiller son niveau de glycémie, une mesure contraignante et imparfaite car ponctuelle [Bur01].

Dans ce contexte, l'œil est un organe accessible dont la composition, la forme et le fonctionnement peut renseigner sur l'état de santé d'un individu [Far+15]. Une solution peu invasive pour accéder à ces informations biologiques est d'utiliser une lentille de contact comme plate-forme pour différents capteurs. Les récents progrès technologiques permettent d'envisager une telle application, mais plusieurs contraintes limitent son développement. Un verrou majeur est **le volume disponible limité** dans une lentille pour l'encapsulation de composants. En considérant la lentille la plus large, la lentille de contact sclérale avec communément un diamètre de 16,5 mm, un anneau de 0,85 mm d'épaisseur seulement est disponible pour encapsuler des composants, Figure 1.3.

À cette limitation de volume, contraignant la taille des capteurs par exemple, s'ajoute 2 autres verrous liés : **la communication et l'alimentation**. La lentille ne doit pas être connectée à l'extérieur de manière filaire pour ne pas gêner l'utilisateur. De par le volume disponible limité, il n'est pas possible d'embarquer une source importante d'énergie, ce qui restreint de plus les solutions de communication et leur débit. Ce verrou de l'autonomie en énergie est d'autant plus important que la lentille, portée sur l'œil, ne doit pas être la cause de lésions. De ce fait, les normes de sécurité oculaire, encadrant l'échauffement autorisée des tissus et de l'électronique embarquée, va limiter les puissances transmissibles.

1.1.3.2 État de l'art des systèmes existants

Malgré les contraintes dues au volume disponible limité et la nécessité de réaliser un système sans fil, plusieurs fonctions ont déjà été embarquées dans des lentilles de contact pour accéder à des paramètres biologiques.

Une des premières applications est la mesure de la pression intraoculaire avec des lentilles instrumentées passives comme présentée dans [CCL13]. La pression intraoculaire est un indicateur important pour la détection et le suivi des glaucomes. L'évolution de la pression sur une journée entière est cependant difficilement accessible avec les appareils de mesure conventionnels en particulier pendant le sommeil, d'où l'idée d'instrumenter une lentille de contact. Afin de s'affranchir des contraintes d'alimentation, la lentille proposée ne contient aucun circuit actif : une capacité variable selon la pression qui lui est appliquée est associée à une bobine, formant un circuit résonant LC encapsulé dans une lentille de contact souple. Quand la courbure de la cornée varie, la valeur de la capacité embarquée dans la lentille varie, menant à une modification de la fréquence de résonance du circuit LC. Cette fréquence de résonance est lue par couplage inductif de la bobine présente dans la lentille avec une bobine primaire présente sur des lunettes, permettant le transfert d'une donnée sans fil.

Les 2 contraintes majeures pour concevoir une lentille instrumentée active est l'alimentation et la communication. Une approche pour assurer l'autonomie de la lentille de contact est d'encapsuler une batterie flexible dans cette dernière. Les récentes avancées technologiques ont permis la fabrication de batteries lithium-ions flexibles de faible épaisseur (moins de 300 μm) [Nas+19]. À cela s'ajoute la possibilité de leur donner une forme d'anneau et donc de réaliser une batterie correspondant aux dimensions du substrat. Toutefois, la technologie manque encore de maturité pour être utilisée dans un système complexe, notamment de par la capacité énergétique encore limitée (moins de 0,75 mAh).

La solution retenue et largement utilisée pour les lentilles instrumentées [Far+15; Lia+12; Jeo+20] est le **transfert d'énergie des lunettes vers la lentille par lien inductif**. Une bobine primaire est intégrée dans des lunettes tandis qu'une bobine secondaire est présente dans la lentille. Par couplage magnétique, il est possible de transférer de l'énergie du primaire vers le secondaire. Cette solution est possible de par la faible distance entre la lentille et les lunettes, et en utilisant une fréquence porteuse allant de la centaine de kHz à la dizaine de MHz. La puissance transmissible est principalement limitée par les règles de sécurité oculaire. D'une part, le débit d'absorption spécifique (DAS) doit être inférieur à 2 W/kg pour éviter tout échauffement dangereux des tissus humains,

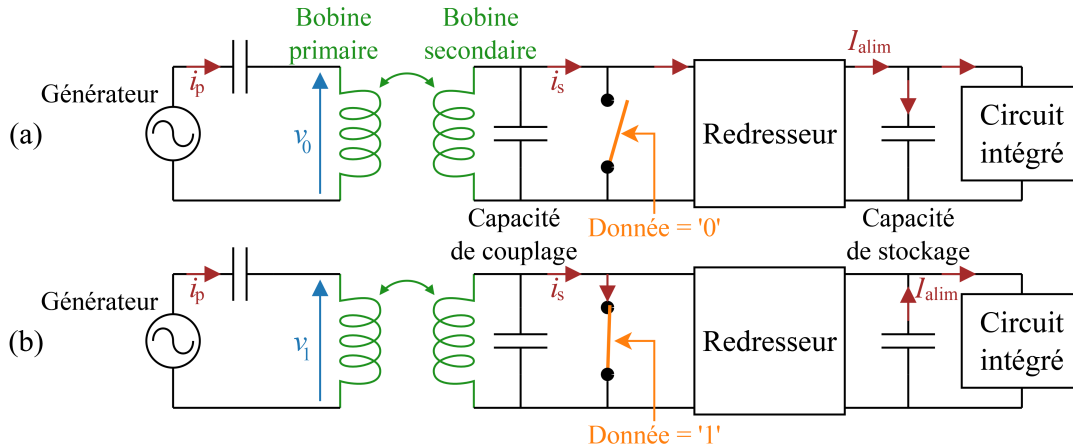


FIGURE 1.4 – Principe de fonctionnement de l’alimentation par induction et de la communication en champ proche. L’injection d’un courant alternatif i_p dans la bobine primaire induit un courant alternatif i_s dans le secondaire. Une capacité de couplage maximise le transfert de puissance en faisant coïncider la fréquence de résonance avec la fréquence porteuse. (a) Un redresseur convertit le courant alternatif en courant continu I_{alim} pour, par exemple, alimenter un circuit intégré. (b) La rétro-diffusion consiste à court-circuiter ou non la bobine secondaire selon la donnée à transmettre. Durant un court-circuit, le circuit intégré est alimenté par la capacité de stockage. La variation de charge au secondaire implique une variation de l’amplitude de la tension v aux bornes du primaire, la différence d’amplitude entre v_0 et v_1 permettant alors de détecter le message binaire rétro-diffusé.

d’autre part, la bobine secondaire portée sur l’œil ne doit pas chauffer significativement pour éviter tout risque de brûlure [KMI15 ; Par+19].

Avec l’alimentation par induction vient **la communication par champ proche** (*near-field communication* ou *NFC*). Cette technologie est très couramment employée aujourd’hui notamment pour les cartes d’accès ou le paiement sans contact [NFC]. Elle permet par rétro-diffusion de **transmettre des données de la bobine secondaire vers la primaire avec une consommation énergétique quasi-nulle** pour le secondaire. Le principe de base consiste à moduler la charge (*load shift keying* ou *LSK*) de la bobine secondaire en court-circuitant ou non cette dernière [GA08], représenté schématiquement sur la Figure 1.4. Comme les 2 bobines sont couplées, les variations de charge du secondaire sont visibles sur le primaire. Il est alors possible de transmettre des données du secondaire au primaire sans émission active et donc sans amplification ni antenne émettrice dédiée. La contre-partie est que l’électronique connectée au secondaire n’est plus alimentée quand la bobine est court-circuitée. En effet, la même bobine sert à la fois pour la communication et le transfert d’énergie. Une capacité de stockage est alors nécessaire au secondaire pour éviter toute chute brutale d’alimentation durant la communication.

De plus, un codage Manchester est couramment utilisé dans le cas de la rétro-diffusion : les données sont codées sur les transitions, menant à une alternance entre état haut et état bas, évitant ainsi que la bobine soit court-circuitée trop longtemps. Cette spécificité limite traditionnellement le débit de la méthode à 500 kbit/s. Ceci pouvant être trop faible pour certaines applications, des progrès récents permettent d'atteindre un débit de 6,8 Mbit/s avec une conception spécifique [Ha+16].

Tirant partie du développement de la communication en champ proche et de l'alimentation par induction, une seconde application des lentilles instrumentées s'est développée : la mesure de glucose dans les larmes [Lia+12 ; Hay+18] pour remplacer la glycémie capillaire. La lentille est alors active, embarquant un capteur de glucose et un circuit intégré pour la transmission des données. Le courant de réponse du capteur est convertie en une fréquence qui module directement le signal rétro-diffusé. Ainsi, aucun traitement de données ni de numérisation n'est mené sur la lentille. De récentes avancées ont permis le développement de systèmes plus complexes pour la mesure de glucose dans les larmes avec l'intégration d'un convertisseur analogique vers numérique (CAN) et une micro-batterie rigide [Jeo+20]. Le CAN est un convertisseur $\Delta\Sigma$ de courant en signal numérique 15 bits avec un temps de conversion de 8 ms. La transmission des données est active par radio-fréquence (RF), nécessitant un amplificateur.

Cet intérêt grandissant pour les lentilles de contact instrumentées a mené la société Sensimed à développer et à commercialiser une lentille de contact souple instrumentée, Sensimed Triggerfish[®], pour le diagnostic de la pression intraoculaire [Leo+09]. La lentille a un diamètre d'environ 14,1 mm et une épaisseur centrale de 585 μm . Le méthode se base sur 2 jauges de contrainte pour mesurer la pression exercée par l'œil sur la lentille de contact. Une bobine secondaire et un circuit intégré sont aussi encapsulés dans la lentille de contact pour la transmission de données par communication en champ proche et la récupération d'énergie par lien inductif avec une bobine primaire adhésive fixée autour de l'œil. Le système réalise des mesures de tension sur 30 s toutes les 5 min.

De même que la lentille Sensimed Triggerfish[®], toutes ces lentilles instrumentées fonctionnent principalement comme des interrogateurs. La réponse du capteur n'est lue qu'une fois par minute environ, ce qui réduit les contraintes de conception pour la transmission de données et le besoin d'alimentation correspondant. À titre d'exemple, la lentille proposée par [Jeo+20] a un taux d'échantillonnage de 2 échantillons/min, ce qui est faible mais suffisant pour cette application. Cela permet de réduire la consommation moyenne à 143 nW malgré une consommation instantanée de 2,3 mW durant la mesure et trans-

mission — puissance instantanée importante à cause de l’émission active de données pour cette lentille instrumentée.

De nouvelles applications pour les lentilles instrumentées continuent d’être envisagées telles que l’intégration d’afficheurs embarqués sur l’œil, tout d’abord limité à l’encapsulation et à l’alimentation d’un pixel unique [Pan+10]. Récemment, Mojo Vision a présenté une lentille de contact embarquant un afficheur monochromatique pour de la réalité augmentée [Mar20]. Toutefois, un domaine de l’étude de l’œil est resté jusqu’à présent peu envisagé comme cas d’application pour les lentilles instrumentées : l’oculométrie, la mesure de la direction du regard.

1.2 Mesure de l’orientation de l’œil : l’oculométrie

L’oculométrie (*eye-tracking* ou *gaze-tracking*) est un ensemble de techniques permettant d’enregistrer les mouvements oculaires afin de suivre la direction du regard. Au cours du dernier siècle, de nombreuses méthodes d’oculométrie ont vu le jour et se sont développées. Elles profitent encore aujourd’hui des dernières avancées technologiques permettant aux oculomètres de s’intégrer dans des systèmes complexes.

1.2.1 Enjeux du suivi de regard

Dans l’idéal, un oculomètre doit permettre d’évaluer précisément et en temps réel la direction du regard sans gêner l’utilisateur [MM05]. Sur cette base, plusieurs critères quantitatifs peuvent être utilisés pour qualifier les performances d’un tel système. Tout d’abord sa précision qui correspond à l’erreur moyenne entre la direction du regard mesurée et réelle. Vient ensuite la dispersion, la capacité à reproduire la même mesure pour une même direction donnée. Précision et dispersion sont contraintes par la résolution du ou des capteurs ainsi que de l’appareil de traitement des données. Ces 3 critères de précisions spatiales sont synthétisés avec la Figure 1.5. Enfin, l’œil étant constamment en mouvement, la fréquence d’échantillonnage est un paramètre important afin d’assurer une bonne résolution temporelle du suivi de regard. Une fréquence d’au moins 200 Hz est requise pour avoir une résolution correcte [ANH10], bien que ce paramètre puisse varier selon l’application souhaitée.

L’erreur angulaire sur le suivi de regard va impacter la précision de l’évaluation du point d’intérêt. Un cas standard d’usage d’un oculomètre est un utilisateur face à un écran

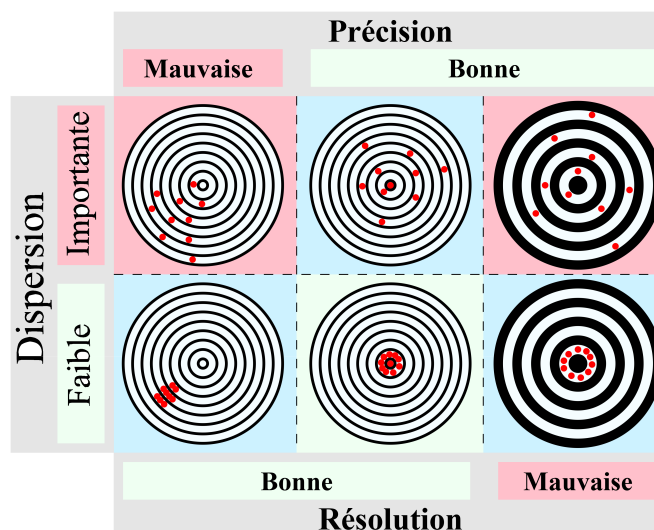


FIGURE 1.5 – Définition de la précision, dispersion et résolution, 3 critères pour qualifier la précision spatiale d'un oculomètre.

TABLEAU 1.1 – Correspondance entre erreurs angulaire et de décalage pour 2 profondeurs de vue.

Profondeur de vue	Erreur angulaire	Erreur latérale	Erreur profondeur
À 50 cm	0,1°	0,09 cm	1,31 cm
	0,2°	0,17 cm	2,56 cm
	0,5°	0,44 cm	5,94 cm
	1°	0,87 cm	10,63 cm
	2°	1,75 cm	21,56 cm
À 100 cm	0,1°	0,17 cm	5,1 cm
	0,2°	0,35 cm	9,71 cm
	0,5°	0,87 cm	21,19 cm
	1°	1,75 cm	34,98 cm
	2°	3,49 cm	51,85 cm

ou travaillant sur une tâche manuelle à bout de bras (un chirurgien opérant un patient à titre d'exemple). Dans ces 2 cas, le point d'intérêt est situé à environ 50 cm du visage. Géométriquement, une erreur de 1° mène alors à une erreur latérale de 0,87 cm et, en

considérant la vision binoculaire, à une erreur de profondeur maximale de 10,62 cm. Le Tableau 1.1 donne des exemples de correspondance entre erreurs angulaire et de décalage. Chaque application de l’oculomètre impose ensuite ses contraintes de précision.

1.2.2 Rétrospective des méthodes d’oculométrie

La recherche sur les mouvements oculaires a débuté au XIX^e siècle avec l’étude du regard durant la lecture [Wad10]. Cette analyse se faisait originellement via l’observation directe, autrement dit à l’œil nu. À la fin du XIX^e, les questions soulevées par Hering, Lamare et d’autres lors de leurs observations sur la nature saccadée des mouvements oculaires font ressentir le besoin d’appareils pour mesurer précisément et quantitativement les mouvements de l’œil. C’est dans ce contexte que le premier oculomètre est alors inventé, basé sur une méthode kymographique en utilisant une lentille de contact attachée à un pointeur en aluminium. La solution est invasive et sa précision limitée à cause du contact mécanique avec l’œil nécessaire [Wad10].

La première technique de mesure des mouvements oculaires non-invasive est développée par Dodge et Cline en 1901 [DC01]. Elle consiste à photographier la réflexion d’un rayon lumineux sur la cornée. Bien qu’à l’origine des oculomètres modernes, cette solution était restreinte par les moyens techniques de l’époque.

De ce fait, tout au long du XX^e siècle une grande variété de méthodes pour l’oculométrie ont été développées. Par exemple, l’électro-oculographie qui consiste à poser des électrodes sur la peau autour de l’œil afin de mesurer les faibles variations de potentiel électrique dues aux mouvements oculaires. Cette technique est simple à mettre en œuvre, et a donc été très utilisée en milieu clinique, mais souffre d’une faible précision (2° d’erreur) [MM05].

D’autres solutions se sont basées sur l’utilisation d’une lentille de contact encapsulant un miroir [YS75] ou une bobine (*scleral search-coil*), cette dernière approche ayant été présentée la première fois par Robinson en 1963 [Rob63] et approfondie par la suite par Collewijn et al. en 1975 [CVJ75]. Cette technique par galvanométrie se base sur la mesure d’une tension induite dans la bobine portée sur l’œil par un champ magnétique extérieur. Il bénéficie d’une très bonne précision de 0,1° ainsi que d’une fréquence d’échantillonnage élevé (>1 kHz) [MM05; HGV06]. Toutefois, un fil entre la lentille et l’appareil de mesure est nécessaire, et la génération du champ magnétique rend l’oculomètre difficile à intégrer comme outil dans un système complexe [HGV06; Whi+16]. Cette solution reste néanmoins une référence dans le suivi des mouvements oculaires de par sa résolution spatiale et temporelle [HGV06].

Depuis l'avènement des micro-ordinateurs dans les années 80 et de par les récents progrès des capteurs, de la puissance de calcul et du traitement d'images, la majorité des oculomètres utilisent aujourd'hui la video-oculographie [JK03]. La méthode commune, dérivée de celle de Dodge, consiste à filmer l'œil éclairé généralement par une source lumineuse infrarouge puis de déduire la direction du regard avec l'analyse de la position de la pupille et des reflets sur la cornée. La possibilité d'effectuer cette analyse en temps réel et en utilisant des appareils de moins en moins encombrants grâce aux progrès technologiques a élargi les applications des oculomètres aux domaines de la psychologie, du diagnostic de maladies [Jan+15 ; LGM19], l'assistance à la conduite [Vic+15], et de l'interface homme-machine [KC17]. Plus récemment, l'utilisation d'oculomètres est envisagée pour la réalité augmentée et virtuelle [Kou+19]. À titre d'exemple, une application dans ce contexte est le rendu fovéal qui consiste à calculer précisément le rendu d'une image à projeter dans le champ de vision d'un utilisateur uniquement dans la zone fovéale et de réduire la qualité ailleurs, réduisant ainsi la puissance calcul nécessaire [Lun+18]. Un oculomètre intégré au casque de réalité virtuelle est alors nécessaire pour connaître la zone d'intérêt de l'utilisateur.

1.2.3 Oculométrie par vidéo-oculographie

Actuellement, la majorité des oculomètres reposent sur une ou plusieurs caméras ainsi qu'un traitement d'images, et doivent leur popularité à leur aspect non intrusif [KC17 ; LGM19]. Plusieurs méthodes ont été développées pour déterminer la direction du regard à partir d'images de l'œil dont les 2 principales approches sont les méthodes basées sur la détection de caractéristiques (telles que le centre pupille et la position de reflets sur la cornées) et celles basées sur l'apparence.

Les méthodes basées sur la détection de caractéristiques reposent sur l'extraction de points spécifiques sur l'œil à partir d'images hautes résolutions [VC08 ; HJ10]. Les 2 paramètres les plus populaires sont le centre de la pupille et le reflet cornéen. En effet, une lumière incidente est réfléchiée par les différentes structures de l'œil, produisant les images de Purkinje [HJ10]. La première image de Purkinje, ou reflet cornéen, est la plus brillante et facile à détecter. La méthode consiste alors à illuminer l'œil en proche infrarouge de sorte à l'éclairer suffisamment pour imager, augmenter le contraste entre la pupille et l'iris, et produire le reflet, tout en ne gênant pas l'utilisateur. Une fois l'image capturée par la caméra, Figure 1.6, le centre de la pupille est extrait et éventuellement la position du reflet cornéen. Ces paramètres sont ensuite appliqués à un modèle 3D géométrique de



FIGURE 1.6 – Image de l’œil dans l’infrarouge enregistrée avec un oculomètre par vidéo-oculographie, le Tobii Pro Glasses 2, quand l’utilisateur regarde 30° vers le bas. 3 reflets cornéens sont visibles et la pupille est suffisamment noire pour se détacher de l’iris.

l’œil pour déterminer la direction du regard. Selon la technique retenue, soit uniquement la position de la pupille est utilisée, soit le vecteur de position entre le centre de la pupille et le reflet cornéen. Une toute autre approche consiste à faire correspondre les paramètres extraits à un point d’intérêt dans un plan 2D au moyen d’une régression polynomiale.

Les méthodes basées sur l’apparence font directement la relation entre l’image et la direction du regard [HJ10 ; Zha+19]. Cette correspondance n’est pas basée sur un modèle mais est apprise avec des images de l’œil dans des directions connues au moyen de diverses techniques de régression, comprenant les réseaux de neurones. Cette approche ne nécessite qu’une caméra basse résolution et est plus robuste aux variations d’éclairément que la méthode basée sur la détection de caractéristiques mais au prix d’une moins bonne précision.

L’un des enjeux de l’oculométrie par vidéo-oculographie est de fournir une mesure de la direction du regard indépendante des mouvements de la tête [HJ10 ; LGM19]. Sur une image du visage, la forme ainsi que la position de l’œil et du reflet cornéen peuvent varier en fonction de la position de la tête sans être liés à un mouvement oculaire. Une des solutions est de monter l’oculomètre sur une visière ou un casque afin d’être porté (*head-mounted eye tracker*) [HJ10], dont un exemple est présenté Figure 1.7. En plus d’être indépendants des mouvements de la tête, ces oculomètres mobiles rejoignent la volonté d’intégrer les oculomètre dans des systèmes complexes tels que des casques de réalité virtuelle ou augmentée. Toutefois, un compromis entre l’intégrabilité et l’encombrement d’un côté, et la qualité des caméras de l’autre réduit les performances de tels systèmes (en termes de précision, dispersion, fréquence d’échantillonnage) par rapport aux solutions fixes.

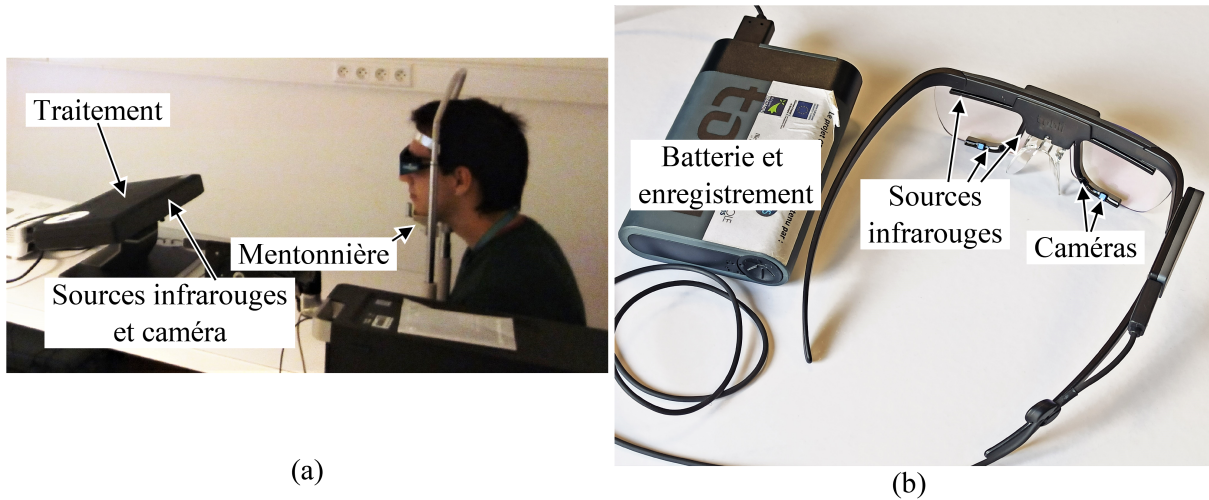


FIGURE 1.7 – Oculomètres du commerce reposant sur la vidéo-oculographie et la méthode basée sur la détection de caractéristiques. (a) Tobii TX300, un oculomètre fixe du commerce utilisé avec une mentonnière pour immobiliser la tête et améliorer la précision du suivi de regard. (b) Tobii Pro Glasses 2, un oculomètre mobile du commerce dont la batterie permet une autonomie de 2 heures. Le traitement des données (c'est-à-dire le suivi de regard) se fait sur ordinateur avec un logiciel fourni par le constructeur.

1.2.4 Limitations actuelles des oculomètres

Aujourd'hui, des applications pour l'oculométrie sont envisagées dans le domaine de la réalité mixte pour la chirurgie [Fer+09] et les systèmes contrôlés par le regard [Eiv+16]. Un oculomètre est par exemple nécessaire pour les systèmes dit *optical see-through* qui consiste à projeter directement dans le champ de vision d'un utilisateur des informations virtuelles [Fer+09 ; Plo+15 ; Kou+19]. Contrairement aux systèmes *video see-through* se basant sur un écran projetant une vidéo combinant le monde réel et les objets virtuels, l'utilisateur ici conserve sa vision du monde réel par l'utilisation d'un écran semi-transparent, facilitant ses interactions avec son environnement réel. Un oculomètre est alors requis pour permettre le bon alignement entre les informations affichées et la direction du regard. Des oculomètres de haute précision sont obligatoires pour les applications médicales et militaires envisagées où des erreurs de recalage d'images peuvent avoir des conséquences désastreuses.

Pour les méthodes basées sur la détection de caractéristiques, une grande précision ne peut être atteinte qu'en appliquant certaines contraintes [HJ10 ; LGM19]. La solution la plus simple pour améliorer la précision est d'immobiliser la tête mais cette approche n'est pas possible pour de nombreux cas. Aussi, il est nécessaire d'utiliser plusieurs caméras hautes résolutions ainsi que plusieurs sources infrarouges pour améliorer la fiabilité. De

plus, le modèle 3D de l’œil utilisé pour déterminer la direction du regard doit être ajusté à plusieurs paramètres dépendant de l’utilisateur comme le rayon du globe oculaire et de la cornée. Il en est de même pour la fonction de correspondance, avec l’approche utilisant une régression polynomiale, dont les coefficients doivent être déterminées au démarrage de l’oculomètre car dépendant de la configuration initiale du système et de l’utilisateur. Dans ces 2 cas, un étalonnage initial long et complexe est alors nécessaire.

Concernant les méthodes basées sur l’apparence, une banque d’images conséquente est nécessaire pour l’apprentissage [Zha+19 ; LGM19]. Toutefois, la grande diversité d’apparence de l’œil (couleur de l’iris, forme de l’œil) et de condition d’imagerie (éclairage ambiant) ne permettent pas d’avoir un apprentissage exhaustif. La fiabilité de la méthode est ainsi réduite ou demande un entraînement spécifique à chaque utilisateur.

Les 2 solutions, reposant sur un traitement d’images, sont sensibles aux conditions d’illumination de l’œil et de la résolution de la caméra. De plus, elles nécessitent une puissance de calcul conséquente, nécessaire pour mettre en œuvre par exemple un modèle 3D de l’œil ou un réseau de neurones. À cette puissance de calcul requise s’ajoute la grande quantité de données à enregistrer (près de 0,9 Mo par image N&B 8 bits en 720p) pour ne conserver au final que 2 coordonnées angulaires. Enfin, ces oculomètres par vidéo-oculographie se basent sur des images de l’œil pour déterminer la direction du regard. Certains paramètres fluctuant d’une image à l’autre mais indépendants de la direction du regard peuvent dégrader la précision comme la taille de la pupille [HHN19].

Ainsi, de par ces limitations, **les précisions rapportées cette dernière décennie pour les oculomètres par vidéo-oculographie restent comprises entre 0,5° et 1°** [MM05 ; Nys+13 ; KC17 ; LGM19], en particulier pour les systèmes mobiles. Les solutions les plus précises sont aussi les plus contraignantes, demandant de limiter les mouvements de la tête, plus de matériel ou un traitement d’image plus complexe. Des solutions légères et portables d’oculométrie existent, mais souffrent souvent d’une plus faible précision et fiabilité. Le Tableau 1.2 donne les caractéristiques de quelques oculomètres du commerce.

1.3 Lentille de contact instrumentée pour le suivi de regard

Malgré les progrès technologiques et un étalonnage parfois complexe, il est toujours difficile d’avoir un oculomètre à la fois précis et mobile. Afin d’améliorer la précision

TABLEAU 1.2 – Comparaison entre différents oculomètres du commerce.

	Tobii Pro Glasses 2 [CAM18]	Pupil Labs glasses [EGI19]	EyeLink 1000 [EGI19]	Tobii TX300 [Tob]
Catégorie	Mobile	Mobile	Fixe sans mentonnière	Fixe avec mentonnière
Précision	0,5°	0,82°	0,57°	0,4°
Dispersion	0,3°	0,31°	0,19°	0,01°
Fréquence d'échantillonnage	100 Hz	240 Hz	500 Hz	300 Hz
Dégradation après étalonnage	Inconnue	+0,25° d'erreur après 5 min	Aucune	Inconnue
Prix	≈ 15 k\$	≈ 1,2 k\$	≈ 30 k\$	> 25 k\$

tout en conservant un système peu encombrant, une approche sans caméra basée sur une lentille de contact instrumentée est proposée.

1.3.1 Présentation de la méthode envisagée

L'idée est de revisiter la méthode par galvanométrie (qui utilise une lentille de contact comportant une bobine dans un champ magnétique), qui est la méthode d'oculométrie apportant la meilleure précision. Cette idée va de pair avec la volonté de s'affranchir du traitement d'images en ramenant la mesure au cœur du problème avec l'utilisation d'un capteur dont la réponse varie directement avec les mouvements oculaires. Ne pas utiliser de caméra ni de traitement d'images permet d'éviter les problèmes liés à la résolution d'image ainsi que de se dispenser des calculs coûteux pour segmenter les images de l'œil et les faire correspondre à des directions du regard. Contrairement à la technique par galvanométrie qui demande de générer un champ magnétique, l'approche retenue est d'utiliser une source lumineuse, compacte à intégrer.

Le principe de fonctionnement de base de ce nouvel oculomètre est détaillé ci-après, avec son schéma de principe Figure 1.8. Cette approche pour l'oculométrie a été présentée pour la première fois dans [Mas+19]. Des photo-récepteurs sont encapsulés dans une lentille de contact et sont illuminés par une source lumineuse infrarouge placée en face

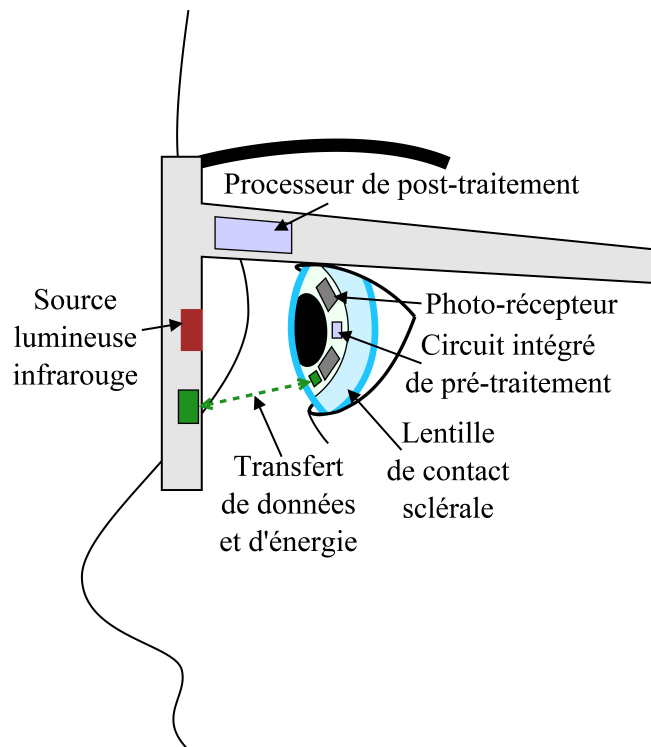


FIGURE 1.8 – Schéma de principe de l'oculomètre envisagé. Plusieurs photo-récepteurs encapsulés dans une lentille de contact sont éclairés par une source infrarouge. Une connexion sans fil permet la transmission de données vers les lunettes et un transfert d'énergie vers la lentille. Un circuit de pré-traitement est présent sur la lentille et un processeur pour le post-traitement sur les lunettes.

de l'œil par exemple intégrée dans une monture de lunettes. Selon l'orientation de l'œil, la quantité de lumière captée par chacun des photo-récepteurs va varier. La direction du regard peut alors être calculée à partir de la réponse des photo-récepteurs. Une communication et un transfert d'énergie sans fil sont nécessaires entre la lentille et les lunettes afin d'alimenter le système présent sur la lentille et transférer les données vers les lunettes. Un circuit de pré-traitement sur la lentille et un processeur de post-traitement sur les lunettes dont les fonctions seront à définir sont envisagés.

1.3.2 Atouts et enjeux de la solution présentée

L'oculomètre proposé doit être mobile avec un encombrement réduit à une monture de lunettes et une lentille de contact. L'objectif est de se rapprocher de **la précision de $0,1^\circ$** de la technique par galvanométrie tout en assurant une faible dispersion et une bonne résolution temporelle. Contrairement aux lentilles instrumentées présentées

TABLEAU 1.3 – Objectif de performances pour l’oculomètre utilisant une lentille instrumentée.

Critère	Objectif
Précision	0,1°
Dispersion	0,1°
Fréquence d’échantillonnage	200 échantillons/s

au Paragraphe 1.1.3.2, l’application pour l’oculométrie demande de suivre constamment la direction du regard. Ainsi, un fonctionnement en continu de l’oculomètre est nécessaire avec pour résolution temporelle **une fréquence d’échantillonnage supérieure à 200 échantillons/s** [ANH10]. De ce fait, la lentille sera une avancée en termes de fréquence de fonctionnement par rapport aux autres lentilles instrumentées (étant principalement des interrogateurs) tout en devant se confronter aux contraintes usuelles d’alimentation et de communication sans fil. De plus, le système proposé doit comporter un calcul pour la direction du regard en plus de la lecture des réponses des capteurs. Contrairement aux autres lentilles instrumentées, une réflexion sur la localisation de cette intelligence et sa mise en œuvre est nécessaire pour optimiser la précision, ainsi que le volume occupé et la consommation sur la lentille de contact. L’ensemble des spécifications pour l’oculomètre proposé est présenté au Tableau 1.3. Comparé aux oculomètres mobiles existant, cela correspond à une avancée en termes de précision.

Se basant sur une lentille instrumentée, la solution proposée doit répondre aux contraintes d’intégration de l’électronique. **Une lentille de contact sclérale est ainsi choisie pour encapsuler le système.** Tout d’abord, elle offre un volume important pour l’encapsulation de composants, Paragraphe 1.1.3.1. D’autre part, elle a l’avantage de rester stable sur l’œil une fois posée. Enfin, rigide et de grand diamètre, elle repose sur la sclère, formant une larme entre la lentille et la cornée, améliorant le confort d’utilisation. La lentille devra comprendre au moins les photo-récepteurs et un dispositif de lecture de leur réponse. Les photo-récepteurs seront des photodiodes car facilement disponible en petite taille avec un bon rendement, nécessitant uniquement une polarisation et fournissant une réponse directement proportionnelle à l’éclairement reçu. Le nombre et la position des photodiodes, ainsi que le calcul mené avec leur réponse pour déterminer la direction du regard feront l’objet du chapitre suivant.

Conclusion

Après une description de l’œil humain, la mesure de paramètres biologiques au moyen de lentilles de contact instrumentées a été présentée dans ce chapitre. Un état de l’art des systèmes existants a mis en avant le principal verrou pour l’instrumentation de lentilles de contact : le volume disponible limité pour l’encapsulation de composants électroniques, contraignant l’alimentation, la communication et la taille des capteurs pour de tels systèmes.

Une application pour les lentilles de contact instrumentées a été mise en avant : l’oculométrie. La présentation des systèmes existants a exposé plusieurs limitations aux oculomètres actuels, en particulier la difficulté d’avoir un système à la fois précis, robuste, et peu encombrant. Afin de répondre à cette problématique, une idée a été proposée : réaliser de l’oculométrie au moyen d’une lentille de contact encapsulant des photo-détecteurs associés à un éclairage spécifique, et cela malgré les contraintes propres à l’instrumentation d’une lentille due au volume disponible limité. Une première solution à cette limitation de volume est l’utilisation d’une lentille de contact sclérale, offrant la plus vaste cavité pour l’encapsulation de composants.

Une fois les dimensions de la lentille posées, la première étape est d’établir une méthode de mesure de la direction du regard à partir d’un certain nombre de photodiodes encapsulées à déterminer. Cette formalisation de l’idée est l’objet du prochain chapitre. La méthode sera ensuite mise en œuvre de manière à concevoir l’architecture d’un oculomètre.

PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'OCULOMÈTRE PAR LENTILLE INSTRUMENTÉE

Introduction

Le chapitre précédent a mis en avant les enjeux de l'instrumentation d'une lentille de contact, notamment le volume disponible limité contraignant l'encapsulation de composants. Les intérêts de l'application d'une telle lentille à l'oculométrie, pour s'affranchir des limitations de précision et d'encombrement des oculomètres actuels, ont aussi été présentés. Ainsi, une première idée pour mesurer la direction du regard en utilisant une lentille de contact sclérale encapsulant des photodiodes a été proposée.

La formalisation de cette idée dans l'intention de concevoir un oculomètre est l'objet de ce chapitre. La position, le nombre et l'éclairement des photodiodes présentes dans la lentille sont discutés. Afin de mesurer la direction du regard à partir de ces paramètres, la solution d'utiliser un calcul de barycentre est détaillée par la suite. Appuyé par un modèle analytique de l'oculomètre, un choix concernant la configuration optimale des photodiodes dans la lentille est fait. La méthode est validée expérimentalement en utilisant des photo-courants mesurés sur un prototype de lentille de contact sclérale encapsulant 4 photodiodes. Cette analyse mène à la conception de l'architecture d'un oculomètre appliquant la méthode. Les solutions de transfert d'énergie et de données sont examinées pour établir le lien entre la lentille et les lunettes. Enfin les architectures possibles pour le système sont discutées, en particulier pour déterminer s'il est plus avantageux de positionner le calcul barycentrique sur les lunettes ou directement sur la lentille.

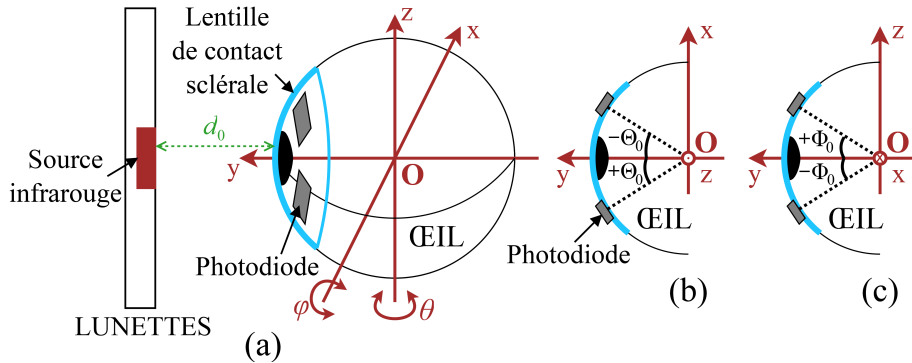


FIGURE 2.1 – Géométrie du système d'oculométrie proposé, fixée par l'anatomie humaine. (a) La source lumineuse infrarouge montée sur les lunettes éclaire des photodiodes intégrées dans une lentille de contact sclérale. (b) Vue de dessus, (c) vue de côté.

2.1 Analyse de la méthode de mesure de la direction du regard

L'idée de base est de suivre les mouvements oculaires en utilisant une lentille de contact encapsulant des photodiodes associées à un éclairage spécifique. L'objet de cette première partie est de formaliser une méthode de calcul de la direction du regard à partir de cette idée. Dans ce but, le nombre et la position des photodiodes ainsi que les propriétés de l'éclairage doivent être établis de manière à optimiser la précision et la fiabilité de la solution malgré le faible volume disponible sur la lentille.

2.1.1 Géométrie du système

Afin de suivre la direction du regard, l'oculomètre proposé repose sur une lentille de contact sclérale portée sur l'œil et d'une monture de lunettes. La géométrie du système est donc fixée par l'anatomie humaine. De manière à étudier la réponse des photodiodes selon l'orientation du regard, l'œil est modélisé comme une sphère de rayon $r = 13,1$ mm, Figure 2.1. Le centre de rotation de l'œil est choisi comme l'origine O du repère ortho-normé. La direction du regard est localisée par un angle θ autour de l'axe z , et un angle φ autour de l'axe x . Dans les 2 directions, les mouvements oculaires au-delà de $\pm 16^\circ$ ne sont pas considérés, l'humain préférant tourner la tête après cette limite.

Pour suivre le regard, les photodiodes, placées à la surface de l'œil dans la lentille de contact sclérale, sont continuellement illuminées par une source lumineuse infrarouge.

Cette source est positionnée sur la monture de lunettes en face de l'œil à la distance usuelle entre l'œil et des lunettes de $d_0 = 13\text{ mm}$. Les coordonnées sphériques de chaque photodiode sont $\Theta_0 + \theta$ et $\Phi_0 + \varphi$, avec Θ_0 et Φ_0 les angles initiaux quand $\theta = \varphi = 0^\circ$. Chaque photodiode étant à la même distance du centre de rotation, la troisième coordonnée est le rayon de l'œil $r = 13,1\text{ mm}$.

Le choix de l'éclairement, du nombre et de la position des photodiodes a des conséquences sur la précision. Les paragraphes suivants mettent ainsi en avant l'optimisation de l'éclairement et de la configuration des photodiodes pour effectuer un suivi précis malgré les contraintes propres à l'instrumentation d'une lentille.

2.1.2 Éclairements possibles de la lentille

L'éclairement que va recevoir une photodiode de la part de la source lumineuse infrarouge va dépendre de l'orientation de l'œil. La réponse du photo-récepteur va donc varier avec les mouvements oculaires. Dans le cas d'une photodiode $\#i$, la réponse est un photo-courant I_{ph}^i proportionnel à l'éclairement reçu E_i en W/m^2 :

$$I_{\text{ph}}^i = E_i R_\lambda S \quad (2.1)$$

avec S la surface photo-sensible et R_λ la sensibilité à une longueur d'onde λ donnée. Si toutes les photodiodes sont identiques, seul l'éclairement E_i varie d'une à l'autre avec les mouvements oculaires. Cette variation d'éclairement va dépendre de la position initiale des photodiodes et des caractéristiques de la source lumineuse.

En radiométrie, il est possible d'identifier 2 catégories de sources lumineuses fondamentales : les sources collimatées et les sources Lambertiennes (aussi appelées orthotropes). Afin de détailler les paramètres déterminant l'éclairement reçu E_i pour les 2 sources, une seule photodiode dans le plan xy et seulement la rotation angulaire θ sont considérées, Figure 2.2.

Une source collimatée est une source lumineuse étendue émettant des rayons parallèles entre eux, Figure 2.2(a). Ainsi, la surface effective photo-sensible éclairée va diminuer avec l'augmentation de l'angle θ de l'œil. L'éclairement reçu varie donc uniquement avec l'inclinaison de la photodiode par rapport à la normale à la source :

$$E_{i,\text{collimatée}} = E_0 \cos(\Theta_0 + \theta) \quad (2.2)$$

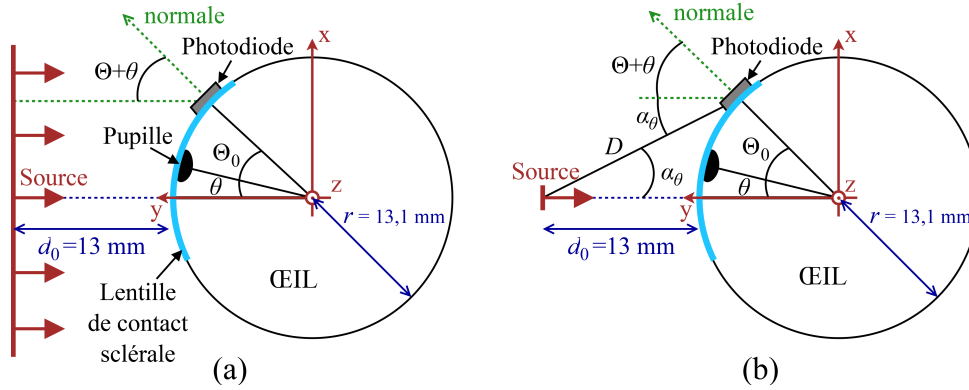


FIGURE 2.2 – Géométrie du système dans le plan xy pour les 2 cas d'éclairage. Une seule photodiode et seulement une rotation selon θ sont considérées pour l'exemple. (a) Dans le cas collimaté, la lentille est éclairée par des rayons parallèles entre eux. (b) Dans le cas Lambertien, la lentille est éclairée par une source ponctuelle rayonnant dans toutes les directions.

où E_0 est l'éclairement maximal reçu quand la photodiode n'est pas inclinée.

Une source Lambertienne est ponctuelle et émet dans toutes les directions suivant un profil d'émission, Figure 2.2(b). La variation de l'éclairement reçu dépend alors de 3 contributions : l'inclinaison de la photodiode, l'éloignement entre la source et la photodiode, et le profil d'émission de la source lumineuse. L'impact de l'inclinaison de la photodiode suit la même variation en cosinus de θ que l'Équation 2.2. Cependant, dans le cas d'une source Lambertienne, l'éclairement reçu E_0 quand la photodiode n'est pas inclinée est inversement proportionnellement au carré de la distance D entre la source lumineuse et le photo-récepteur :

$$E_0 = I_i/D^2 \quad (2.3)$$

où I_i est l'intensité lumineuse en W/sr émise par la source dans la direction de la photodiode $\#i$. La distance D dépend de la position du photo-récepteur et donc de l'orientation θ de l'œil :

$$D^2 = [d_0 + r(1 - \cos(\Theta_0 + \theta))]^2 + [r \sin(\Theta_0 + \theta)]^2. \quad (2.4)$$

Enfin, l'intensité lumineuse émise I_i diminue avec l'angle α_θ . Avec la rotation de l'œil, cet angle entre la normale à la source et la photodiode augmente, résultant en une diminution de l'intensité lumineuse émise en direction du photo-récepteur. Dans le cas d'une source Lambertienne, cette variation d'intensité lumineuse suit la loi en cosinus de Lambert :

$$I_i = I_0 \cos \alpha_\theta \quad (2.5)$$

avec I_0 l'intensité maximale émise dans la direction normale à la source. L'angle α_θ est déterminé géométriquement et donné par l'équation suivante :

$$\alpha_\theta = \tan^{-1} \left(\frac{r \sin(\Theta_0 + \theta)}{d_0 + r(1 - \cos(\Theta_0 + \theta))} \right). \quad (2.6)$$

Ainsi, à partir des Équations 2.3 à 2.6, l'éclairement reçu par la photodiode dans le cas d'une source Lambertienne est donné par :

$$E_{i,\text{Lambertienne}} = \frac{I_0 \cos(\alpha_\theta)}{D^2} \cos(\Theta_0 + \theta + \alpha_\theta). \quad (2.7)$$

Par symétrie, un raisonnement similaire peut être mené pour la direction φ . De ce fait, l'éclairement reçu par une photodiode positionnée à la surface de l'œil est déterminé à partir des données géométriques ainsi que des angles θ et φ pour les sources lumineuses collimatée et Lambertienne. Pour résumer, quand l'œil tourne, l'éclairement reçu augmente lorsque la photodiode se rapproche de l'axe y car son inclinaison et son écartement à la source diminuent.

2.1.3 Détermination de la direction du regard

À présent, l'objectif est de déterminer la direction du regard à partir de l'éclairement reçu. 2 photodiodes sont positionnées symétriquement dans le plan xy par rapport à l'axe y, avec pour angles initiaux $+\Theta_0$ pour la photodiode #1 et $-\Theta_0$ pour la photodiode #2. Initialement, quand $\theta = 0^\circ$, les 2 photodiodes reçoivent le même éclairement : $E_1 = E_2$. Quand l'œil tourne, une photodiode va se rapprocher de la source lumineuse tandis que l'autre va s'en éloigner, menant à $E_1 > E_2$ ou $E_1 < E_2$ selon le sens de rotation. La différence algébrique entre les deux éclairagements donne ainsi une indication sur la direction du regard. Deux points fixes (les positions initiales des photodiodes) avec un poids variant (l'éclairement E_i) correspondent au **calcul d'un barycentre** dans un plan. Ajouter au moins une troisième photodiode en dehors du plan xy permet de suivre la direction φ .

La direction du regard est donc calculée au moyen d'un barycentre par rapport au centre de la pupille et en considérant le plan xz dans lequel les capteurs sont initialement positionnés. La réponse mesurable d'une photodiode est le photo-courant I_{ph}^i , directement proportionnel à l'éclairement E_i d'après l'Équation 2.1. L'angle calculé dans la direction

horizontale, $\theta_{\text{calculé}}$, pour N photodiodes est donnée par :

$$\theta_{\text{calculé}} = K \left[\frac{\sum_{i=1}^N (\pm \Theta_0^i) I_{\text{ph}}^i}{\sum_{i=1}^N I_{\text{ph}}^i} \right] \quad (2.8)$$

où $\pm \Theta_0^i$ est la position initiale de la photodiode $\#i$ et K un facteur de pente détaillé ci-après. Une équation similaire est utilisée pour la direction verticale avec les angles initiaux Φ_0^i . Les photo-courants ne varient pas linéairement avec la rotation de l’œil d’après les Équations 2.2 et 2.7. Ce cas de figure est similaire à la projection d’un spot lumineux non uniforme sur un détecteur 4 quadrants, déjà étudié dans [Che+13 ; Lu+14]. Un facteur de pente K est alors introduit pour prendre en considération le profil d’éclairage. La constante $K\Theta_0$ convertit ainsi une variation barycentrique en un angle en degrés. Idéalement, $\theta_{\text{calculé}}$ est une droite de pente 1. Le facteur K est donc déterminé en prenant 2 points (-16° et $+16^\circ$), en calculant les $\theta_{\text{calculé}}$ en considérant initialement $K = 1$, puis en cherchant le coefficient tel que la pente soit 1 :

$$K \left[\frac{\theta_{\text{calculé},K=1}(+16) - \theta_{\text{calculé},K=1}(-16)}{16 - (-16)} \right] = 1. \quad (2.9)$$

Une caractéristique du calcul de barycentre est de reposer sur la différence des photocourants, et donc la différence d’éclairement reçu. D’un point de vue théorique, la valeur de l’éclairement maximale E_0 dans le cas collimaté, ou de l’intensité lumineuse maximale I_0 dans le cas Lambertien, n’influence pas le résultat du calcul de la direction du regard. Pour la même raison, la surface S et la sensibilité R_λ des photodiodes n’impactent pas le calcul du moment que tous les capteurs sont identiques. En pratique, l’intensité des photocourants, dépendant des paramètres énoncés précédemment, doit garantir un rapport signal-à-bruit suffisant pour ne pas dégrader la mesure.

2.1.4 Positions et nombre de photodiodes sur la lentille

Une fois les modèles d’éclairement et le calcul de barycentre établis, il reste à déterminer la position et le nombre de photodiodes dans la lentille de contact de manière à maximiser la précision du suivi du regard. La configuration des photodiodes est principalement contrainte par le faible volume disponible dans la lentille. Les photodiodes sont disposées sur un substrat conique, Figure 2.3(a), devant s’insérer dans une lentille de contact sclérale de 16,5 mm de diamètre. Le substrat est donc un anneau de diamètre

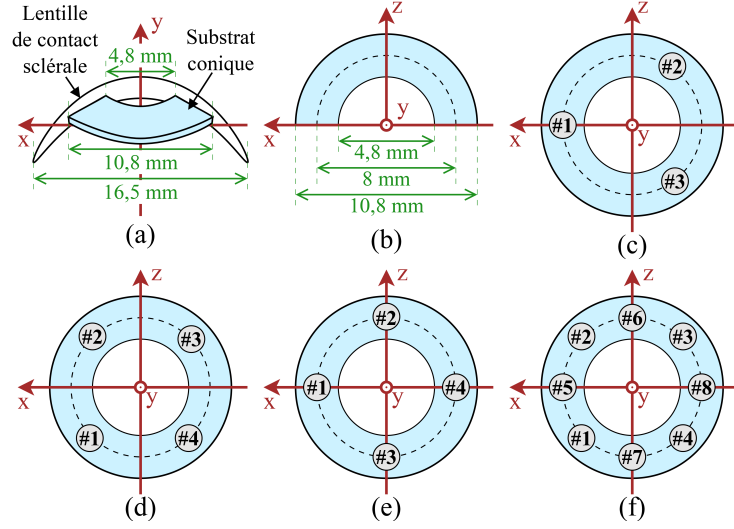


FIGURE 2.3 – Positions des photodiodes sur le substrat conique. (a) Le substrat conique s’insère dans une lentille de contact sclérale de 16,5mm de diamètre. (b) Dimensions du substrat. Plusieurs configurations sont envisagées pour les photodiodes : (c) 3 photodiodes en triangle, (d) 4 photodiodes en carré, (e) en diamant, (f) et 8 photodiodes en octogone.

intérieur de 4,8mm afin de ne pas gêner la vision, et de diamètre extérieur de 10,8mm, Figure 2.3(b). Les photodiodes sont placées sur un cercle de diamètre 8mm.

Un calcul de barycentre demande au moins 3 photodiodes afin de distinguer les 2 directions du regard. D’autre part, de par le volume limité, pas plus de 8 photodiodes peuvent être disposées sur le substrat. Considérant ces éléments, 4 configurations sont envisagées et présentées Figure 2.3. Les expressions analytiques du calcul de barycentre dans une direction associées aux configuration triangle, carré, diamant et octogone sont données respectivement par les Équations 2.10, 2.11, 2.12 et 2.13 :

$$\theta_{\text{calculé,tri}} = K_{\text{tri}} \left[\frac{\Theta_{02}(I_{\text{ph}}^1) - \Theta_{03}(I_{\text{ph}}^2 + I_{\text{ph}}^3)}{I_{\text{ph}}^1 + I_{\text{ph}}^2 + I_{\text{ph}}^3} \right], \quad (2.10)$$

$$\theta_{\text{calculé,car}} = K_{\text{car}} \left[\Theta_{01} \frac{(I_{\text{ph}}^1 - I_{\text{ph}}^4) + (I_{\text{ph}}^2 - I_{\text{ph}}^3)}{I_{\text{ph}}^1 + I_{\text{ph}}^2 + I_{\text{ph}}^3 + I_{\text{ph}}^4} \right], \quad (2.11)$$

$$\theta_{\text{calculé,dia}} = K_{\text{dia}} \left[\Theta_{02} \frac{(I_{\text{ph}}^1 - I_{\text{ph}}^4)}{I_{\text{ph}}^1 + I_{\text{ph}}^2 + I_{\text{ph}}^3 + I_{\text{ph}}^4} \right], \quad (2.12)$$

$$\theta_{\text{calculé,oct}} = K_{\text{oct}} \left[\frac{\Theta_{01}(I_{\text{ph}}^1 - I_{\text{ph}}^4 + I_{\text{ph}}^2 - I_{\text{ph}}^3) - \Theta_{02}(I_{\text{ph}}^8 + I_{\text{ph}}^5)}{I_{\text{ph}}^1 + I_{\text{ph}}^2 + I_{\text{ph}}^3 + I_{\text{ph}}^4 + I_{\text{ph}}^5 + I_{\text{ph}}^8} \right]. \quad (2.13)$$

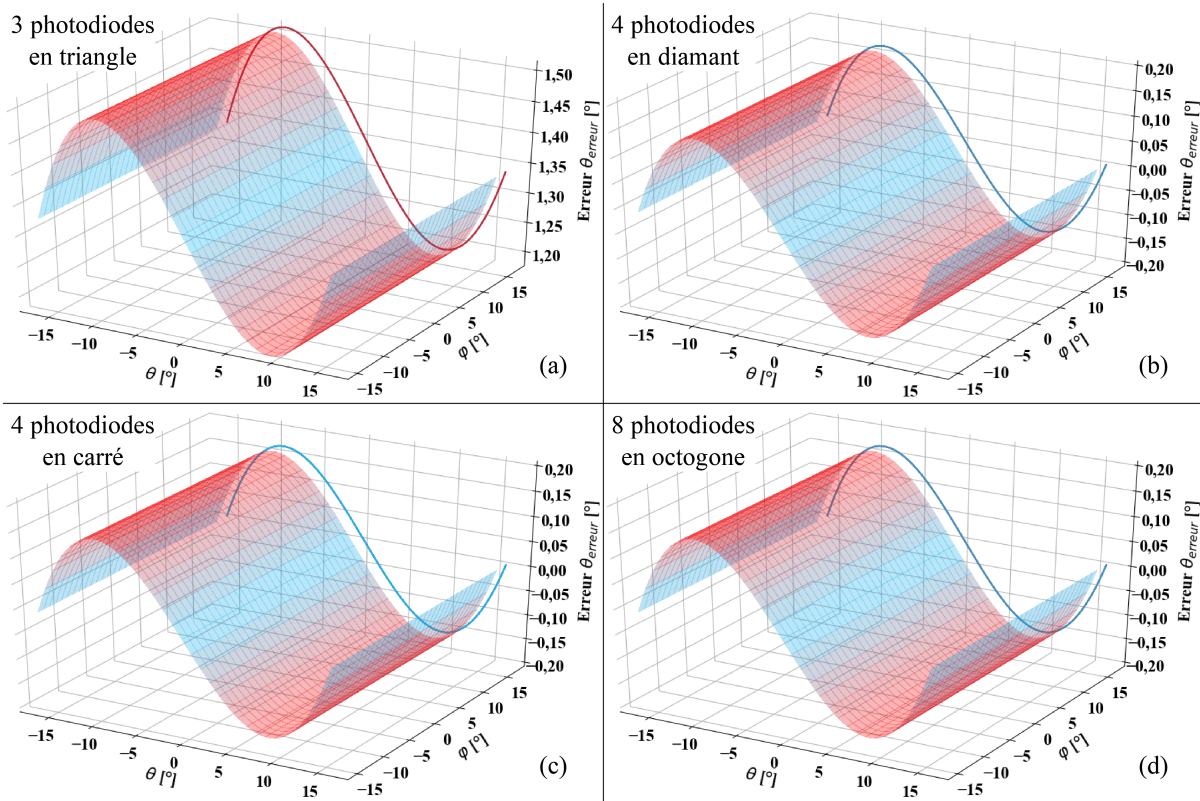


FIGURE 2.4 – Précision simulée pour les 4 configurations avec une source lumineuse collimatée. La valeur $\theta_{\text{calculé}}$ est calculée avec les Équations 2.10 à 2.13 avec des photo-courants déterminés analytiquement à partir de l'Équation 2.2. Les lignes correspondent à la projection de l'erreur dans le plan θ .

2.1.5 Simulation et analyse théorique de la précision

De manière à analyser la précision de la méthode et comparer les différentes configurations de photodiodes possibles, une simulation est menée. Elle consiste à réaliser une application numérique des équations établies dans les paragraphes précédents pour une série de directions du regard. En utilisant un des modèles d'éclairage, Équation 2.2 ou 2.7, les photo-courants I_{ph}^i délivrés par chaque photodiode sont évalués pour différentes orientations θ et φ de l'œil. À partir de ces valeurs, la direction du regard peut être calculée pour chacune des directions. L'erreur entre la direction calculée et l'orientation de l'œil, $\theta_{\text{erreur}} = \theta_{\text{calculé}} - \theta$, donne la précision. Les résultats sont donnés Figure 2.4 pour la source collimatée, et Figure 2.5 pour la source Lambertienne. Les résultats sont présentés pour $\theta_{\text{calculé}}$ et sont similaires pour $\varphi_{\text{calculé}}$.

Tout d'abord, les photodiodes se déplacent sur une sphère et non dans un plan. Leur

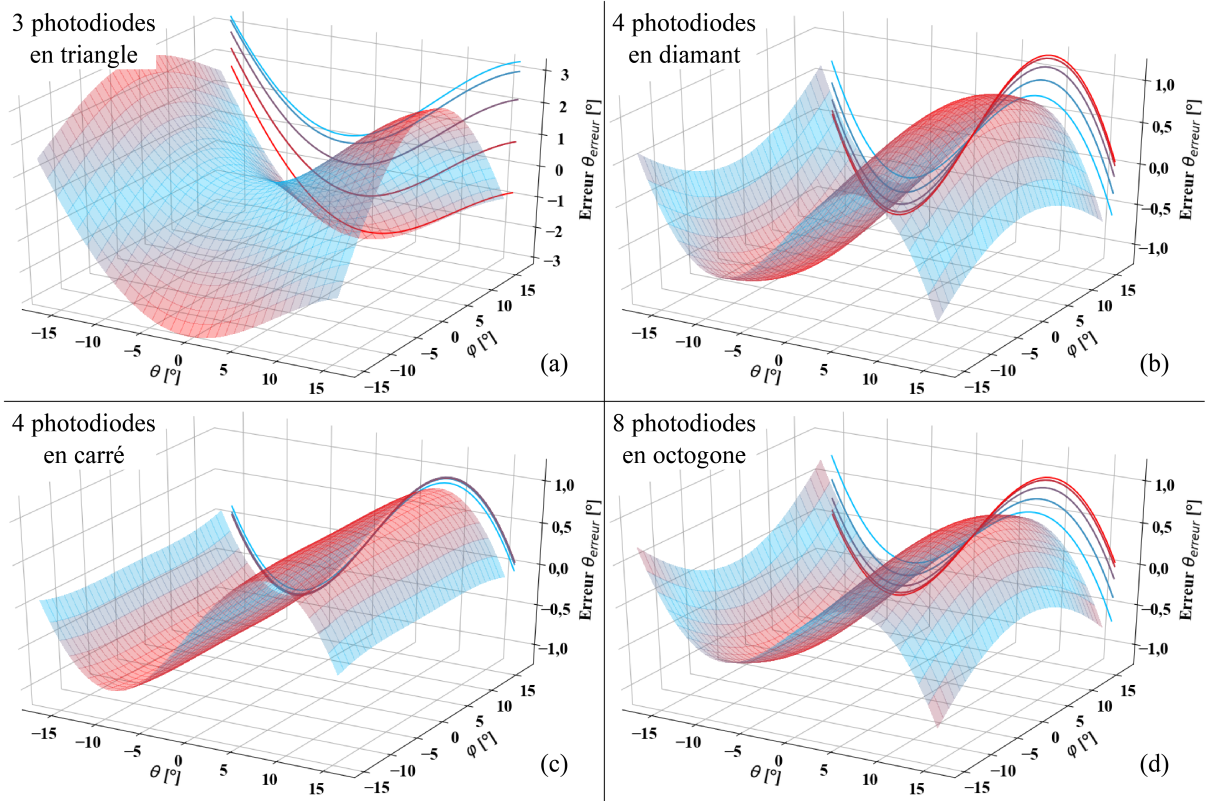


FIGURE 2.5 – Précision simulée pour les 4 configurations avec une source lumineuse Lambertienne. La valeur $\theta_{\text{calculé}}$ est calculée avec les Équations 2.10 à 2.13 avec des photo-courants déterminés analytiquement à partir de l'Équation 2.7.

position par rapport à la source dépend ainsi du cosinus de l'angle de rotation de l'œil. Autrement dit, la relation entre $\theta_{\text{calculé}}$ et θ n'est pas linéaire, menant à une erreur fluctuant en fonction de θ . Dans le cas Lambertien, l'éclairage reçu dépend de plus de l'inverse du carré de la distance entre la photodiode et la source. La distance entre la lentille et la monture de lunettes étant faible, ce paramètre non-linéaire a un impact significatif sur la valeur d'éclairage reçu, expliquant les différences de fluctuation de l'erreur entre la source collimatée et la source Lambertienne. De ce fait, quelle que soit la configuration et quelle que soit la source lumineuse, il existe une erreur non-linéaire inhérente à la méthode et limitant la précision.

Ensuite, pour les 2 types de source lumineuse, il existe une différence significative entre la configuration triangle avec 3 photodiodes et les autres configurations. L'asymétrie de la configuration mène à une erreur de décalage pour le cas collimaté et Lambertien. De plus, dans le cas Lambertien l'erreur n'est pas symétrique et 3 fois plus importante comparée

aux autres configurations. Pour ces raisons, la configuration triangle n’est pas retenue pour le reste de l’étude.

Enfin, pour les 3 autres configurations, l’erreur est similaire dans le cas collimatée, avec un maximum d’erreur de $0,16^\circ$. Dans le cas Lambertien, l’erreur maximale dépend de la configuration : $0,89^\circ$ pour la configuration carrée, $1,14^\circ$ pour diamant, et $0,89^\circ$ pour octogone, soit une erreur 5 fois plus importante qu’avec une source collimatée. De plus, la configuration avec 8 photodiodes ne permet pas un gain en précision. Bien qu’apportant redondance et donc fiabilité à la méthode, son calcul de barycentre demande plus d’étapes que les autres configurations, ajoutant de la complexité, et les 8 photodiodes occupent une large surface sur la lentille sclérale.

Un autre paramètre est l’indépendance entre les 2 directions. Idéalement, $\theta_{\text{calculé}}$ doit être indépendant de φ , autrement dit pour un angle θ donné, l’angle $\theta_{\text{calculé}}$ doit rester constant quel que soit l’angle φ . Dans ce cas, il est possible de déterminer $\theta_{\text{calculé}}$ uniquement en considérant θ . Cette indépendance est vérifiée pour toutes les configurations avec une source lumineuse collimatée. Toutefois, pour la source Lambertienne, ce n’est le cas que pour la configuration carrée.

En résumé, **la configuration en carré avec 4 photodiodes est retenue** pour le reste de l’étude. Elle permet d’assurer l’indépendance entre $\theta_{\text{calculé}}$ et φ . De plus, il a été montré que 3 photodiodes ne permettent pas d’assurer un calcul précis d’une part, et qu’utiliser 8 photodiodes n’a pas d’intérêt significatif d’autre part. Quelle que soit la source d’éclairage, une erreur inhérente au calcul existe, bien que la source collimatée promette une erreur plus faible. Ces résultats sur l’optimisation du nombre et de la place des photodiodes sur la lentille de contact ont fait l’objet d’une publication en revue [Mas+20].

2.1.6 Fiabilité et étalonnage

Dans des conditions réelles d’utilisation, différents paramètres peuvent mener à une détérioration de la précision théorique. De manière à pallier ces imperfections, un étalonnage est nécessaire, consistant en une correction de l’erreur de décalage et de l’erreur de pente. D’autre part, une erreur inhérente au système existe et peut être compensée afin d’améliorer significativement la précision.

2.1.6.1 Correction des erreurs systématiques

Les simulations ont été menées en considérant un cas idéal. En pratique, la précision du suivi de regard peut être dégradée principalement par la lumière ambiante ainsi que le mauvais placement de la lentille de contact sclérale ou des lunettes.

Concernant la lumière parasite ambiante, la nature différentielle du calcul de barycentre permet de supprimer le bruit en mode commun. De plus, les photodiodes choisies ont une sensibilité R_λ maximum à la lumière infrarouge émise, étant donc moins sensibles aux autres sources lumineuses. Ainsi, l'impact de la lumière ambiante va être réduit lors du calcul.

Il est ensuite nécessaire d'éviter le glissement de la lentille ou des lunettes durant l'utilisation. Tout d'abord, la monture de lunettes est fermement attachée à la tête pour éviter qu'elle ne bouge. D'autre part, la lentille de contact sclérale a la spécificité de rester stable sur l'œil. Après insertion, elle ne glisse que légèrement (moins de $0,8^\circ$) pour totalement stabiliser sa position 1,5 heures après [VAC18]. Par la suite, la lentille ne glisse plus en dépit des mouvements oculaires. Ce décalage peut être divisé par 2 ou 3 en utilisant des méthodes de stabilisation, par exemple en donnant une forme torique à la lentille de contact sclérale [Tic+15].

Malgré toutes les précautions, la lentille ou les lunettes peuvent être mal placées à l'installation du système. Les erreurs induites sont catégorisées en erreur de décalage et erreur de pente. L'erreur de décalage est principalement due à un mauvais placement de la lentille de contact sclérale ainsi qu'à la différence entre l'axe optique et l'axe visuel, voire Paragraphe 1.1.1. En effet, la méthode mesure l'axe optique alors que l'axe d'intérêt est celui visuel, le décalage entre ces 2 axes doit être pris en compte. Concernant l'erreur de pente, c'est-à-dire une valeur de K incorrecte, elle est due à un mauvais placement des lunettes (impactant par exemple la distance d_0), une rotation de la lentille ou encore au profil d'émission réel de la source. Corriger ces erreurs par un étalonnage est nécessaire pour assurer une bonne précision du suivi de regard.

2.1.6.2 Compensation de l'erreur inhérente

Il a été montré précédemment, Paragraphe 2.1.5, que la méthode présentait une erreur inhérente non-linéaire. Cette erreur limite la précision mais est prévisible car propre à la géométrie du système. En établissant une correspondance entre l'angle $\theta_{\text{calculé}}$ et l'angle θ réel, il est possible de compenser l'erreur. La solution retenue est d'approximer $\theta_{\text{calculé}}$

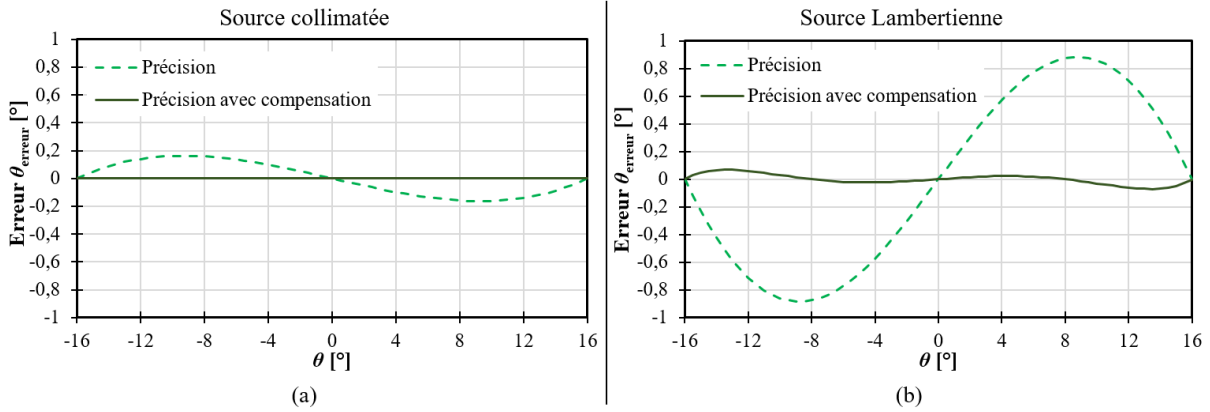


FIGURE 2.6 – Application de la méthode de compensation de l'erreur inhérente aux résultats de simulation avec la configuration retenue utilisant 4 photodiodes en carrées. Pour l'exemple seule la direction θ est considérée avec $\varphi = 0^\circ$.

par un polynôme du 3^{ème} ordre. De ce fait, $\theta_{\text{calculé}}$ peut être approximé par :

$$\theta_{\text{calculé}} = A\theta^3 + B\theta^2 + C\theta + D \quad (2.14)$$

avec A , B , C , et D les coefficient du polynôme. Ces coefficients dépendent de l'allure de l'erreur inhérente, et donc de la géométrie réelle du système. Afin de s'adapter à la configuration effective, ils sont à déterminer à la mise en place du système en utilisant 5 points d'étalonnage : quand l'erreur inhérente est nulle (pour $\theta = -16^\circ$, 0° et $+16^\circ$), et quand elle est maximale (pour $\theta = -8^\circ$ et $+8^\circ$).

Une fois les coefficients déterminés, il est possible pour chaque valeur $\theta_{\text{calculé}}$ d'approximer l'angle θ réel en cherchant la racine réelle de même signe que $\theta_{\text{calculé}}$ du polynôme :

$$A\theta^3 + B\theta^2 + C\theta + (D - \theta_{\text{calculé}}) = 0. \quad (2.15)$$

Pour l'exemple, la méthode a été appliquée à la configuration carrée avec un éclairage collimaté et Lambertien pour la direction θ , Figure 2.6. De par l'indépendance entre $\theta_{\text{calculé}}$ et φ , le résultat est valable quel que soit φ , et de par la symétrie de la configuration, le résultat est similaire pour la direction φ . La compensation permet de réduire l'erreur inhérente de $0,16^\circ$ à $0,001^\circ$ dans le cas collimaté, et de $0,89^\circ$ à $0,07^\circ$ dans le cas Lambertien.

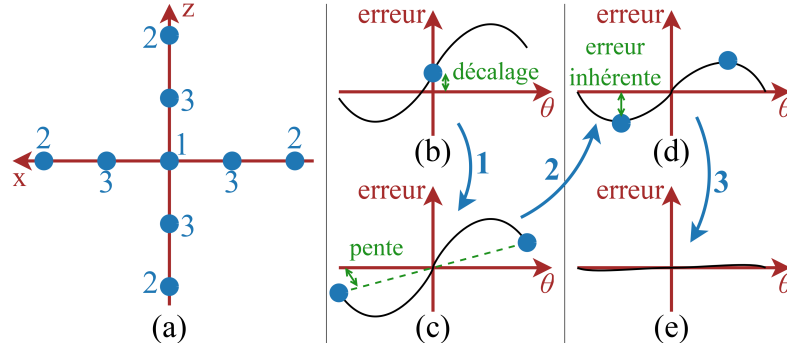


FIGURE 2.7 – Description de la procédure d’étalonnage du système. (a) Répartition des 9 points d’étalonnage nécessaires pour les 3 étapes. (b) Initialement, l’erreur présente une erreur de décalage qui est supprimée avec l’étape 1 de l’étalonnage. (c) L’erreur de pente se corrige ensuite avec l’étape 2 et 2 points d’étalonnage par direction. (d) Pour compenser l’erreur inhérente, 2 autres points par direction sont acquis afin de déterminer les coefficients du polynôme approximant $\theta_{\text{calculé}}$. (e) Finalement, la compensation permet de supprimer l’erreur inhérente.

2.1.6.3 Procédure d’étalonnage

À la mise en route du système, il est donc nécessaire d’acquérir un ensemble d’angles calculés pour l’étalonnage. La procédure, résumée sur la Figure 2.7, se base sur 9 points de mesure et 3 étapes :

1) Un point permet la correction du décalage. L’utilisateur doit regarder face à lui, à $\theta = \varphi = 0^\circ$. Les 2 erreurs de décalage, pour θ et φ , sont enregistrées pour être soustraites par la suite à toutes les valeurs calculées.

2) 2 points par direction permettent l’ajustement de la pente. L’utilisateur doit regarder aux 2 extrêmes dans chaque direction, à savoir -16° et $+16^\circ$. Un calcul de pente donne le coefficient correcteur à appliquer à chaque valeur calculée.

3) 2 points par direction permettent de déterminer les coefficients du polynôme pour la compensation de l’erreur inhérente. L’utilisateur doit regarder dans la direction où l’erreur inhérente est la plus importante, à savoir pour -8° et $+8^\circ$. À ces 2 points par direction s’ajoutent les 3 autres points précédemment acquis pour pouvoir approximer correctement $\theta_{\text{calculé}}$ par un polynôme de degré 3.

De part l’indépendance entre $\theta_{\text{calculé}}$ et φ , l’étalonnage en 5 points dans la direction θ avec $\varphi = 0^\circ$ est valable par la suite pour tout θ qu’importe la valeur de φ , aussi bien pour la correction de décalage et de pente que la compensation de l’erreur inhérente. Il en est de même pour la direction φ .

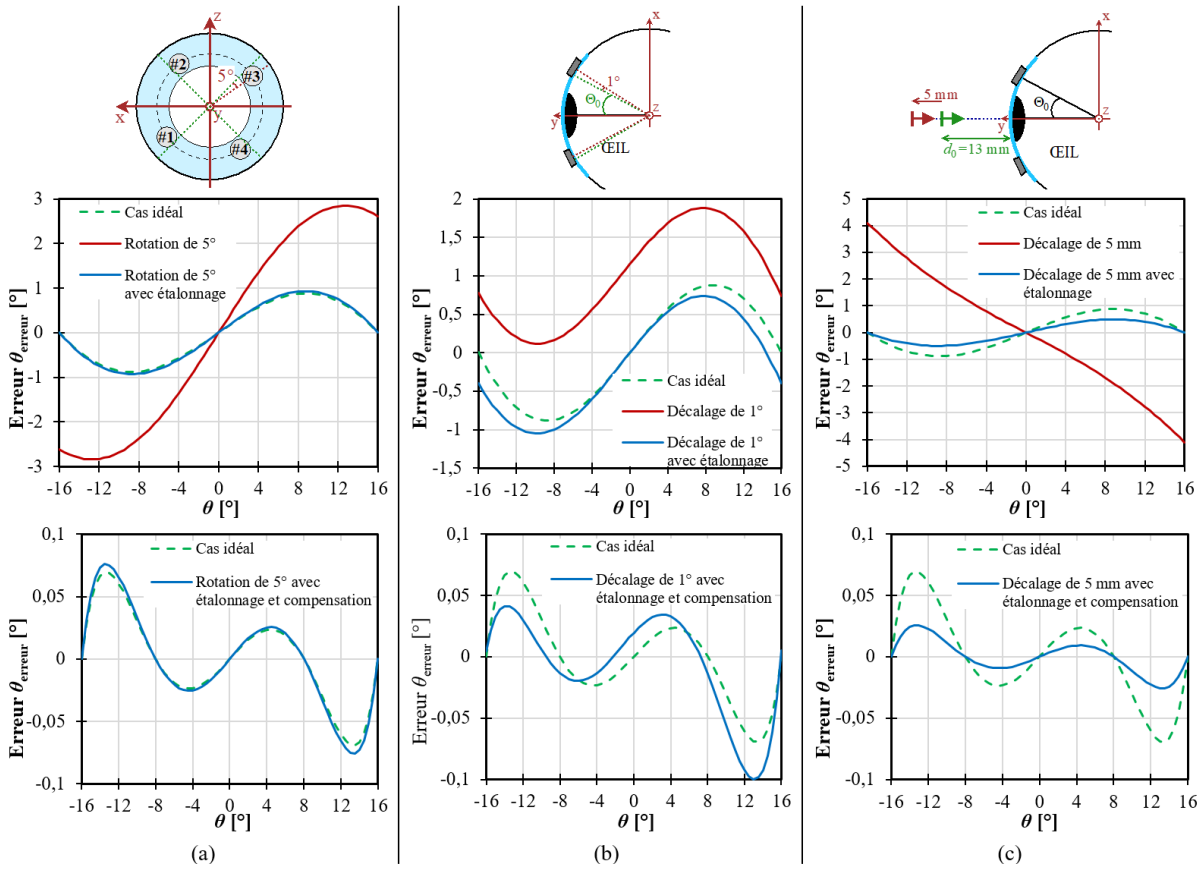


FIGURE 2.8 – Précision dans divers cas de figure simulés dans la direction θ pour une source lumineuse Lambertienne, sans et avec étalonnage. (a) Pour une rotation de la lentille de 5°. (b) Pour un décalage de la lentille de 1°. (c) Pour un éloignement des lunettes de 5 mm, soit $d_0 = 18$ mm.

Afin de vérifier les bénéfices de l'étalonnage, différents cas de figures ont été simulés. 3 exemples sont donnés Figure 2.8 pour la direction θ avec une source lumineuse Lambertienne. Un mauvais placement de la lentille de contact est simulé dans les cas (a) et (b), et un mauvais placement des lunettes dans le cas (c). **Grâce à l'étalonnage et la compensation de l'erreur inhérente, la précision de la méthode reste inférieure à 0,1°,** soit 5 fois mieux que les oculomètres mobiles du commerce. Les résultats sont similaires avec une source collimatée à la différence du cas (c). En effet, il n'y a pas de variation d'éclairement avec la distance dans le cas d'une source lumineuse collimatée. Ainsi, aucune erreur n'est introduite avec un éloignement des lunettes.

2.2 Validation expérimentale

Une méthode pour déterminer la direction du regard à l'aide d'une lentille instrumentée a été formalisée dans la première partie de ce Chapitre. Bien que des simulations aient été menées pour déterminer la configuration optimale de la lentille et pour estimer la précision de la méthode, de nombreux paramètres réels peuvent dégrader les performances tels que la lumière ambiante ou un alignement imparfait des éléments. Par conséquent, un banc de test est mis en place afin de valider expérimentalement la méthode et vérifier si l'étalonnage présenté précédemment est suffisant.

2.2.1 Prototype de lentille de contact sclérale encapsulant des photodiodes

Dans l'intention d'obtenir des photocourants dans des conditions réelles, un prototype de lentille sclérale encapsulant 4 photodiodes selon la configuration carrée a été fabriqué, Figure 2.9(a). Des photodiodes silicium (Silonex SLCD-61N8) avec un maximum d'absorption dans l'infrarouge à $\lambda = 930$ nm ont été choisies. Leur taille est de 1,3 par 3,4 mm pour une épaisseur de 400 μm et une surface photosensible de $S = 2,7$ mm². De par leurs dimensions, notamment leur très faible épaisseur, ces photodiodes peuvent être encapsulées dans une lentille de contact sclérale. Leur surface reste assez importante, représentant 1/4 de la surface globale du substrat, mais il s'agit des photodiodes les plus fines facilement disponibles sur étagère et pour un prix modique.

Les photodiodes sont reportées sur un substrat conique respectant les dimensions de la Figure 2.3(b). Ainsi, les angles initiaux des photodiodes sont $\Theta_0 = \Phi_0 = 12,5^\circ$. Le substrat est en polyamide chargé de 200 μm d'épaisseur avec des pistes en cuivre de 35 μm . Une lentille de contact sclérale encapsule ce substrat avec les photodiodes câblées. Le prototype est monté sur une maquette d'œil tournant de $\pm 16^\circ$ selon θ .

Une unité d'alimentation et de mesure de précision (*Source/Measure Unit* ou *SMU*, un Keysight B2900A) applique une tension inverse de 1,2 V aux photodiodes et mesure les photo-courants délivrés. Les mesures sont enregistrés dans un fichier CSV pour être traitées par un programme en *Python*, Figure 2.9(b). Afin d'illuminer le prototype, les sources lumineuses Lambertiennes et collimatées sont réalisées en pratique de la manière suivante. Pour l'éclairage collimaté, Figure 2.9(c), la lumière d'une unique DEL infra-rouge est collimatée par une lentille convergente. Dans le cas d'un éclairage Lamber-

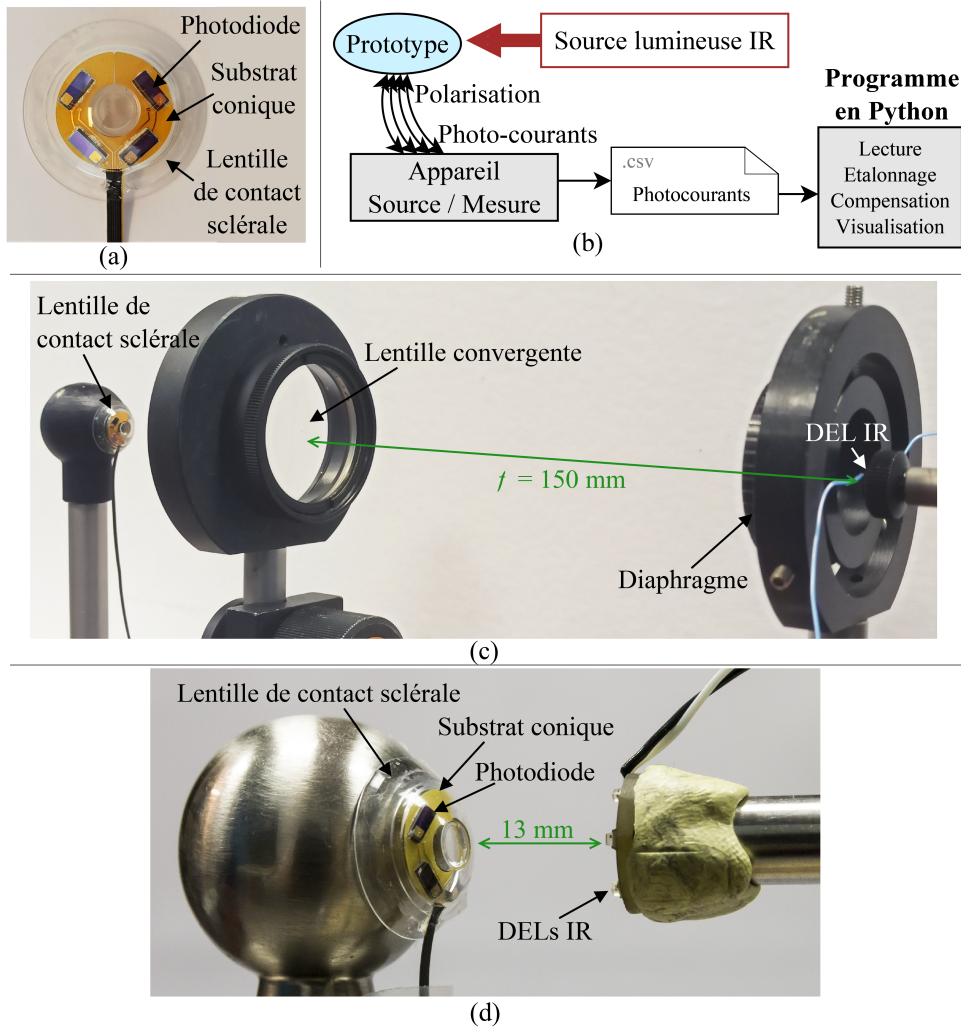


FIGURE 2.9 – (a) Prototype de lentille de contact sclérale, encapsulant 4 photodiodes selon la configuration en carré, utilisé pour valider la méthode. (b) Schéma de principe du banc de mesure. Une source de tension polarise en inverse les photodiodes et mesure les photo-courants. Les mesures sont enregistrées dans un fichier pour être traitées par un programme en *Python*. Les 2 sources lumineuses illuminant la lentille ont été réalisées. (c) La source collimatée est mise en œuvre par une DEL infrarouge ponctuelle (au moyen d'un diaphragme) placée au foyer d'une lentille convergente (de focale $f = 150$ mm). (d) Un anneau de 6 DELs infrarouges placée à $d_0 = 13$ mm réalise la source Lambertienne.

tien, Figure 2.9(d), le prototype est éclairé par 6 DELs infrarouges (Vishay VSMY12940, $\lambda = 940$ nm) placées à 13 mm.

Bien qu'illuminer l'œil avec de la lumière infrarouge ne gêne pas la vue de l'utilisateur, un éclairage prolongé peut provoquer un échauffement de la cornée et de la rétine. Un rayonnement trop puissant peut alors causer des lésions et mener à une cataracte pour

les cas les plus graves. Afin d'assurer la sécurité oculaire, la puissance lumineuse émise ne doit pas dépasser une limite d'exposition admissible (*Maximal Permissible Exposure* ou *MPE*). Les normes fixent cette limite à 7 mW/mm^2 pour la rétine et $0,1 \text{ mW/mm}^2$ pour la cornée dans le proche infrarouge à $\lambda \approx 950 \text{ nm}$ [ICN13 ; Maz+18]. De ce fait, l'éclairement maximal reçu à la surface de l'œil ne doit pas dépasser $0,1 \text{ mW/mm}^2$ pour l'oculomètre proposé. Avec un appareil de mesure de puissance optique (Thorlabs PM1000D), un éclairement de $25 \mu\text{W/mm}^2$ est mesuré à la surface de la maquette d'œil pour les 2 sources lumineuses.

2.2.2 Précision de la méthode déterminée expérimentalement

Une fois mesuré, les photo-courants sont utilisés pour le calcul analytique de barycentre selon l'Équation 2.11. La direction du regard est calculée pour 17 différentes orientations de la maquette d'œil, de -16° à $+16^\circ$ avec un pas de 2° . Pour chaque orientation, 251 points de mesure par photo-courants sont enregistrés sur une période de 2s. Les mesures sont réalisées dans une pièce aveugle, donc sans lumière du soleil, mais avec le plafonnier néon allumé.

Une caractérisation préliminaire des photodiodes avec une polarisation en inverse de $1,2 \text{ V}$ indique un sensibilité de $R_\lambda = 0,55 \text{ A/W}$ à $\lambda = 940 \text{ nm}$. Avant toute chose, une mesure des photo-courants dans l'obscurité (plafonnier néon éteint et source infrarouge allumée) présente un bruit de 3 nA . Cependant, il est plus réaliste de considérer l'utilisation de l'oculomètre avec un éclairage ambiant. Avec le plafonnier néon allumé, situé à 2 m au-dessus du prototype et avec un éclairement mesuré en direct de $0,5 \mu\text{W/mm}^2$, une mesure temporelle des photo-courants montre une oscillation à 100 Hz due aux néons, menant à un bruit de 25 nA sur les photo-courants quel que soit le type de source lumineuse infrarouge. Il s'agit cependant d'un signal sinusoïdal identique et en phase pour chacune des photodiodes : la nature différentielle du calcul de barycentre va le supprimer. Il ne reste ainsi qu'un bruit aléatoire moyen de 3 nA pouvant dégrader la précision.

Une fois les photo-courants acquis et le calcul barycentrique réalisé, la première étape est d'appliquer la procédure d'étalonnage. Sans cette dernière, les conditions réelles d'obtention des photo-courants introduisent une erreur de 8° dans le pire cas quelle que soit la source lumineuse, comme le montre la Figure 2.10. L'erreur est principalement linéaire et due aux sources lumineuses non-idéales. En effet, les montages optiques sont simples mais mènent à une source lumineuse mal collimatée dans un cas et un Lambertien imparfait dans l'autre. Cependant, l'étalonnage, en particulier l'ajustement de la pente, permet de

TABLEAU 2.1 – Comparaison de la précision déterminée expérimentalement entre une source collimatée et une source Lambertienne avec la configuration en carré pour les photodiodes.

	Source collimatée	Source Lambertienne
Plage dynamique des photo-courants	1,0 à 1,3 μA	14 à 26 μA
Écart-type des photo-courants	0,023 μA	0,028 μA
Précision (avant compensation)	0,88°	0,57°
Précision (après compensation)	0,44°	0,08°
Dispersion (écart-type)	0,44°	0,01°

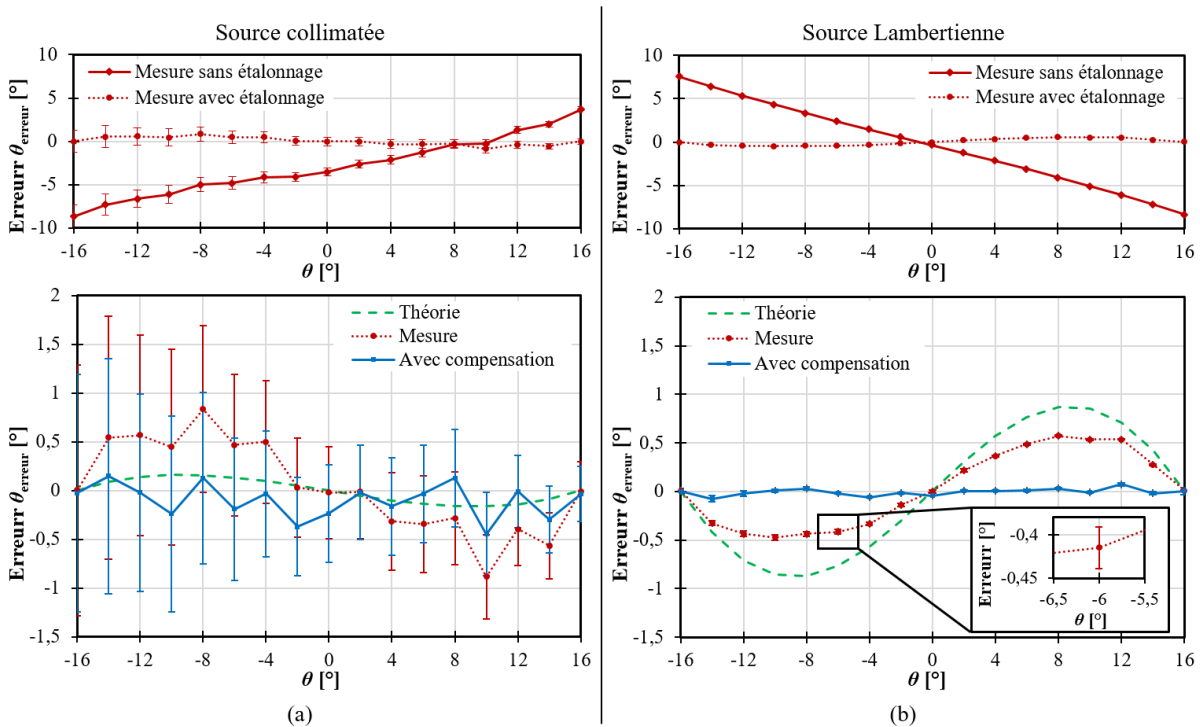


FIGURE 2.10 – Précision de la méthode en utilisant l'Équation 2.11 et les photo-courants obtenus expérimentalement avec le prototype pour une source lumineuse (a) collimatée et (b) Lambertienne. Chaque point des graphiques est la moyenne de 251 points de mesures, donnant la précision, et les barres d'erreurs montrent les intervalles de fluctuation, donnant une indication de la dispersion.

réduire grandement cette erreur. De même, la compensation de l'erreur inhérente a un effet bénéfique quelle que soit la source lumineuse. L'ensemble des résultats est consigné dans le Tableau 2.1.

Dans le cas de la source collimatée, Figure 2.10(a), la précision est plus mauvaise que celle attendue : elle atteint $0,88^\circ$ avant compensation de l'erreur inhérente et seulement $0,44^\circ$ après. Bien que le gain soit significatif, montrant l'intérêt et la robustesse de cette compensation avec des données expérimentales, cela reste bien supérieur au moins de $0,1^\circ$ espéré. À cela s'ajoute une dispersion des valeurs très importante avec un écart-type de $0,44^\circ$ sur la précision. La principale raison de ces imprécisions est la plage dynamique des photo-courants qui est de seulement $0,3 \mu\text{A}$ pour 32° de rotation. Cette faible dynamique est due à la variation de l'éclairement reçu par une photodiode uniquement avec son inclinaison. Par conséquent, le bruit aléatoire sur les photo-courants de 3 nA est significatif, dégradant grandement la précision.

Pour la source Lambertienne, Figure 2.10(b), la plage dynamique des photo-courants est de $12 \mu\text{A}$ de par les 3 contributions aux variations de l'éclairement reçu par une photodiode. Il en résulte un rapport signal à bruit meilleur et donc une meilleure précision qu'avec une source collimatée. De ce fait, **l'erreur après compensation est inférieure à $0,07^\circ$** , une précision 5 fois meilleure que les oculomètres mobiles du commerce et correspondant à ce qui est attendu en théorie. **La dispersion est seulement de $0,01^\circ$** , démontrant que le bruit en mode commun (l'oscillation due aux néons) est bien supprimée par le calcul barycentrique. L'allure de la courbe de précision est très similaire à celle obtenue avec des données de simulation, la différence d'amplitude s'expliquant par la nature seulement pseudo-Lambertienne de la source lumineuse expérimentale. **Ainsi, une source Lambertienne mène à une méthode plus précise et plus robuste au bruit, et sera donc préférée pour le reste de l'étude.**

2.3 Mise en œuvre de la méthode pour concevoir un oculomètre

La formalisation de la méthode a défini le principe de fonctionnement pour un oculomètre basé sur une lentille de contact encapsulant des photodiodes. À partir de cela, l'architecture d'un tel oculomètre doit être établie pour appliquer au mieux la méthode afin de bénéficier de sa bonne précision tout en répondant aux contraintes propres à l'instrumentation d'une lentille de contact.

2.3.1 Transfert d’énergie et de données

Un élément de base pour l’oculomètre proposé qui n’a pas encore été évoqué est la connectivité entre la lentille de contact et les lunettes. Pour des raisons évidentes, aucun fil ne doit relier les 2 éléments afin de ne pas gêner l’utilisateur. La lentille doit donc être autonome en énergie ou alimentée sans contact, et une transmission de données de la lentille vers les lunettes sans fil doit être établie.

La solution commune et déjà mise en œuvre pour d’autres lentilles instrumentées est d’utiliser un lien inductif pour le transfert d’énergie associé à une communication en champ proche pour la communication comme présenté au Paragraphe 1.1.3.2. Afin d’évaluer la pertinence de cette solution pour l’oculomètre proposé, une puce NFC du commerce (NTAG NT3H1101 de NXP) est choisi avec une fréquence de fonctionnement standard de 13,56 MHz et un débit de 106 kbit/s. De par ses faibles dimensions, 2,56 mm² pour 500 µm d’épaisseur, la puce peut s’encapsuler dans une lentille de contact sclérale.

2.3.2 Choix d’architecture pour l’oculomètre

2.3.2.1 Localisation du calcul et de l’étalonnage

L’oculomètre doit réaliser un calcul de barycentre ainsi qu’un étalonnage et une compensation d’erreur inhérente. La communication par champ proche entre la lentille et les lunettes étant une transmission numérique, une opération de numérisation est nécessaire sur la lentille de contact. Le calcul et l’étalonnage peuvent eux se situer sur la lentille ou les lunettes. Ce choix doit se faire de manière à répondre à 3 verrous majeurs : avoir une mesure de la direction du regard précise, avoir un système s’insérant dans une lentille de contact sclérale, et respecter les contraintes de consommation.

L’étalonnage se réalise sur le résultat du calcul de barycentre, consistant à comparer des valeurs calculées à des références. Cet étalonnage peut être mené directement sur la lentille comme cela a été démontré dans [Mas+19]. Toutefois, cela demande d’intégrer des références de courant et de tension très précises sur le circuit intégré situé sur la lentille, ce qui est coûteux en terme de surface et d’énergie [Uen+09; DI07]. Pouvant se mener sur les valeurs calculées numérisées, il est préférable de **localiser l’étalonnage sur les lunettes** où le volume et l’alimentation sont moins contraints, et le mettre en œuvre par de **l’électronique numérique afin d’avoir des références stables et fiables**. Pour les mêmes raisons, la compensation de l’erreur inhérente est localisée sur les lunettes. La recherche des racines d’un polynôme est une opération complexe mais pour laquelle

des méthodes numériques de résolution facilement implantables existent déjà. Une solution pour s'affranchir de la complexité du calcul pour chaque nouvelle donnée est de pré-remplir une table de correspondance (*look-up table* ou *LUT*) [Mas+19]. Toutefois, le gain en complexité est contrebalancé par la consommation de la mémoire pour stocker la table ainsi que les temps d'accès à cette mémoire. Cette latence supplémentaire sur la détermination de la direction du regard dépendant principalement de l'architecture matérielle de la mémoire (pouvant aller de plusieurs ms à quelques μ s). Dans le cas du calcul de racine d'un polynôme, la latence ajoutée dépend de la fréquence de fonctionnement et de l'architecture du processeur. Au vu de la fréquence de traitement nécessaire pour l'oculomètre (bien inférieure au MHz) et des performances actuelles des processeurs généralistes, réaliser la recherche de racines par logiciel à chaque nouvelle valeur calculée n'apportera pas de latence supplémentaire significative.

La première approche pour **le calcul de barycentre est de localiser ce dernier sur les lunettes**, Figure 2.11(a). De la même manière que pour l'étalonnage, le volume et l'alimentation faiblement contraints permettent de mettre en œuvre un calcul numérique robuste. Cette stratégie tout-lunettes demande cependant de numériser sur la lentille les 4 photo-courants de manière quasi-simultanée. En effet, l'œil étant toujours en mouvement, un trop grand écart de temps entre la numérisation de 2 photo-courants mèneraient à une erreur de précision due à un mouvement oculaire significatif, une saccade de 15° pouvant atteindre une vitesse de $500^\circ/\text{s}$. De ce fait, dans le pire cas, 0,2 ms doivent séparer la numérisation du premier et du dernier photo-courant pour avoir une rotation de l'œil de moins de $0,1^\circ$. Pour éviter d'introduire une telle erreur, une première solution est d'avoir un convertisseur analogique-numérique (CAN) par photodiode, mais au coût d'une grande surface occupée et d'une consommation importante due aux nombreux courants de polarisation. Ainsi, si on considère une consommation de A W pour un CAN faible vitesse, la consommation totale sera de $4A$ W. Une autre approche est d'utiliser un seul CAN mais avec une fréquence de fonctionnement élevée. En effet, une vitesse de 15 000 échantillons/s seraient nécessaires, menant à une consommation dynamique significative ainsi qu'à des courants de polarisation plus importants et donc une consommation de B W. Une solution intermédiaire est d'utiliser 2 CAN avec une vitesse de fonctionnement moyenne, 5000 échantillons/s, et ayant chacun une consommation de C W, permettant un compromis entre le nombre de CAN et la vitesse.

Une toute autre approche est de **localiser le calcul de barycentre directement sur la lentille de contact** avec toujours l'étalonnage sur les lunettes, formant une ar-

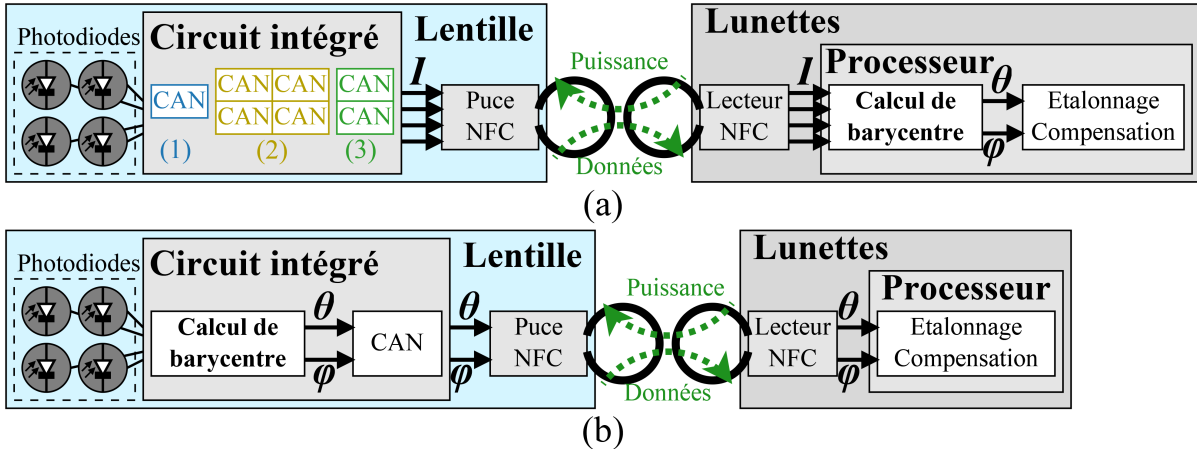


FIGURE 2.11 – Schéma bloc des architectures envisagées pour l'oculomètre. (a) Architecture tout-lunettes avec numérisation des photocourants. 3 cas sont possibles : (1) avec un seul CAN, (2) avec 4 CAN (3) et avec 2 CAN. Le calcul et l'étalonnage sont effectués sur les lunettes. (b) Architecture hybride avec calcul sur la lentille de contact et étalonnage sur les lunettes.

chitecture hybride, Figure 2.11(b). Avec une conception spécifique du circuit intégré en électronique analogique, il est possible d'avoir un calcul barycentrique rapide, utilisant simultanément les 4 photo-courants, et de très faible consommation. Un seul CAN est ensuite nécessaire pour numériser alternativement $\theta_{\text{calculé}}$ et $\varphi_{\text{calculé}}$. Si la consommation de ce calcul barycentrique est bien inférieure à celle du CAN, cette solution hybride se réduit pour sa consommation à une architecture avec un seul CAN de faible vitesse de consommation $D W$. La consommation d'un CAN augmentant avec sa fréquence d'échantillonnage, les consommations individuelles des CAN des différents cas se classent de la manière suivante :

$$A W \leq D W \leq C W \leq B W. \quad (2.16)$$

La consommation statique étant la plus significative pour les faibles vitesses d'échantillonnage, l'architecture hybride est plus avantageuse que les autres solutions tout-lunettes de par l'utilisation d'un seul CAN :

$$1D W \leq 4A W, 1B W \text{ et } 2C W. \quad (2.17)$$

Le Tableau 2.2 récapitule la discussion autour de la numérisation. Parmi les 2 alternatives étudiées, **l'architecture hybride est celle retenue** pour le reste de l'étude. En effet, elle offre une plus faible consommation en comparaison à l'architecture tout-

TABLEAU 2.2 – Comparaison des conséquences sur la numérisation des différentes possibilités pour la localisation du calcul.

Architecture	Place du calcul	Données à numériser	Nombre de CAN	Vitesse nécessaire pour chaque CAN	Consommation
Tout-lunettes	Lunettes	$4 I_{ph}^i$	4	250 échantillons/s	4A W
			1	15 000 échantillons/s	1B W
			2	5000 échantillons/s	2C W
Hybride	Lentille	$\theta_{calculé}$ et $\varphi_{calculé}$	1	500 échantillons/s	1D W

lunettes (qui sera présentée en Annexe B). Les chapitres suivants reviendront sur les gains de performance apportés par l’architecture hybride par rapport à celle tout-lunettes. Ils démontreront de plus que le critère de consommation est le plus pertinent pour comparer les architectures, la précision et la robustesse étant similaire pour les 2 approches.

2.3.2.2 Mise en œuvre de l’architecture hybride

Le schéma bloc de l’architecture hybride, comportant le calcul de barycentre sur la lentille et l’étalonnage sur les lunettes, est présenté Figure 2.12.

Un bloc de calcul est nécessaire par direction du regard, utilisant directement les photo-courants des photodiodes. Le CAN numérise successivement une direction puis l’autre. Une adaptation d’impédance à la sortie de chacun des blocs de calcul permet d’isoler le CAN du circuit de calcul pour éviter que le fonctionnement de l’un n’influe sur l’autre. Un circuit intégré met en œuvre l’ensemble des fonctions présentes sur la lentille. Pour permettre le bon fonctionnement du circuit intégré et son autonomie, des références internes de courant, de tension ainsi qu’une horloge sont nécessaires. Pour le transfert de données et d’énergie, la puce NTAG NXP est choisie pour évaluer le budget énergétique sur la lentille offert par l’induction ainsi que les contraintes temporelles imposées par la communication par champ proche. La mise en œuvre de cette architecture hybride a fait l’objet d’une publication en revue [Mas+21].

L’ensemble des éléments devant être présents sur la lentille sont encapsulables. Le volume occupé par le système dans une lentille de contact sclérale est présenté Figure 2.13.

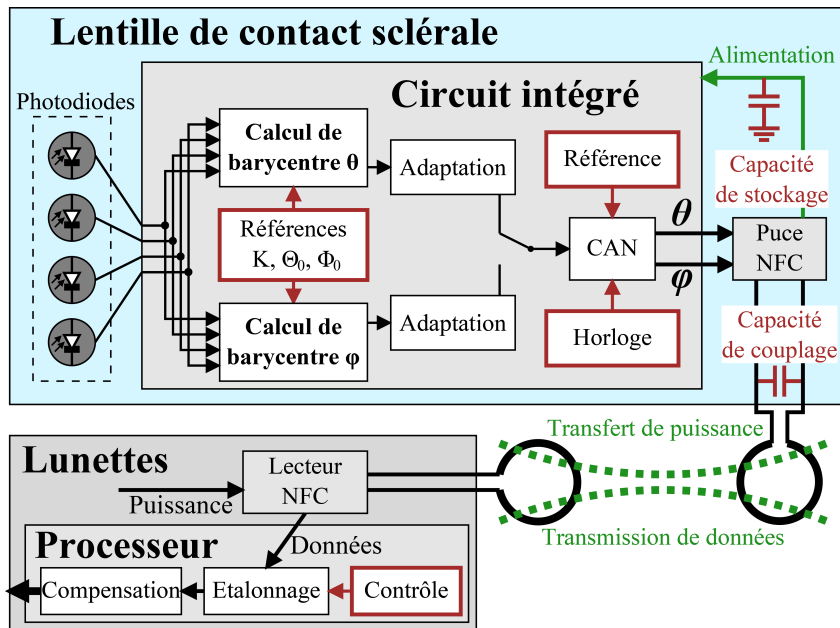


FIGURE 2.12 – Schéma bloc de l'architecture hybride. Un circuit intégré dans la lentille de contact sclérale met en œuvre le calcul barycentrique et la numérisation. Un lien inductif permet le transfert d'énergie et de données entre la lentille et les lunettes. Côté lentille, ce lien est assuré par le NTAG NXP qui permet la récupération d'énergie et la communication en champ proche. Sur les lunettes, un processeur généraliste réalise par logiciel l'étalonnage et la compensation de l'erreur inhérente.

Prévoir l'encapsulation des composants permet de déterminer le volume disponible pour le circuit intégré, à savoir une surface carrée de 4 mm^2 et une épaisseur inférieure à $500 \mu\text{m}$.

Conclusion

Dans ce chapitre, une méthode de mesure de la direction du regard à l'aide d'une lentille instrumentée a été établie, proposant une méthode d'oculométrie précise et peu encombrante. Cette solution nécessite 4 photodiodes positionnées en carré et éclairées par une source lumineuse Lambertienne, un calcul barycentrique et une phase d'étalonnage. Il est apparu qu'une erreur inhérente due à la géométrie sphérique du système dégrade la précision. Une solution pour la compensation de cette erreur à partir d'une approximation polynomiale a été présentée et assure la fiabilité de l'oculomètre. Afin de valider la méthode, un prototype de lentille de contact sclérale encapsulant 4 photodiodes a été fabriqué. Le calcul analytique de barycentre a ainsi été mené avec des photocourants me-

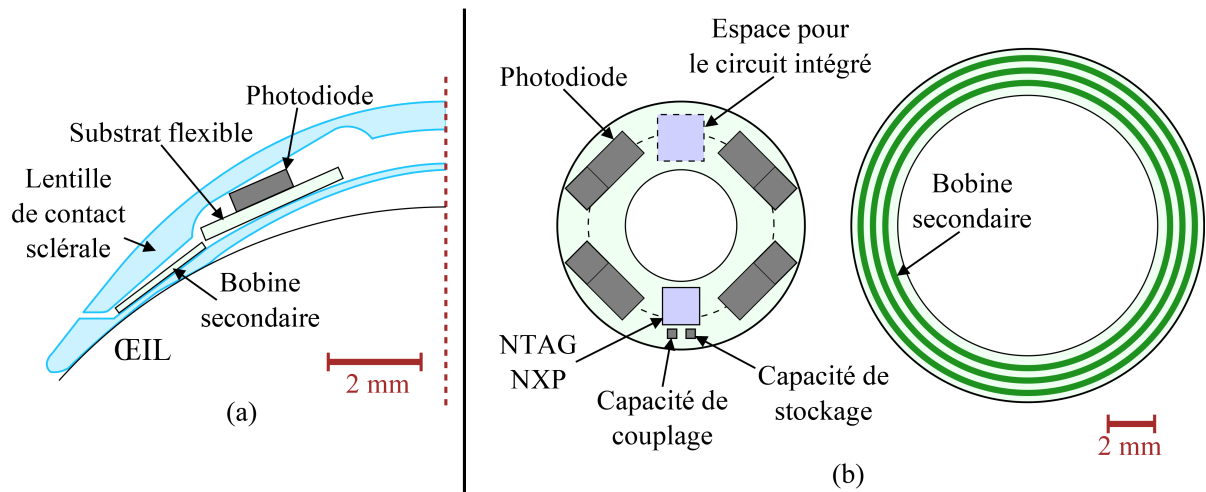


FIGURE 2.13 – Encapsulation des éléments en accord avec le volume disponible dans une lentille de contact sclérale de 16,5 mm de diamètre. (a) Vue de coupe de la lentille de contact sclérale. (b) Vue de face à l'échelle du substrat conique avec l'ensemble des composants.

surés, démontrant qu'il était possible d'atteindre une précision de $0,1^\circ$ avec un oculomètre reposant sur cette solution, soit 5 fois mieux que les oculomètres mobiles du commerce.

Cette analyse a mené au choix d'une architecture pour l'oculomètre. De par les contraintes applicatives, la connectivité entre la lentille et les lunettes est opérée par couplage magnétique entre 2 bobines, permettant le transfert d'énergie par induction et de données par communication en champ proche. La discussion a principalement porté sur la place du calcul, à savoir sur la lentille ou sur les lunettes. Permettant un gain significatif en terme de consommation, un des verrous majeurs, une architecture hybride reposant sur un calcul de barycentre directement sur la lentille avec une procédure d'étalonnage sur les lunettes a été choisie.

La lentille de contact devra donc embarquer un circuit intégré dont la conception est l'objet du chapitre suivant. Afin que l'architecture hybride soit avantageuse, la puissance moyenne consommée par le circuit de calcul de barycentre doit être très faible. Un second objectif est de réaliser un calcul ne dégradant pas significativement la précision de $0,1^\circ$ théorique de la méthode. Enfin, le circuit devra être autonome et ne pas nécessiter de composant externe de par le volume limité sur la lentille.

CONCEPTION DU CIRCUIT INTÉGRÉ POUR LE TRAITEMENT EMBARQUÉ SUR LA LENTILLE INSTRUMENTÉE

Introduction

La méthode de mesure de la direction du regard repose sur un calcul de barycentre qu'il a été décidé de localiser sur la lentille, cette solution étant celle ayant la plus faible consommation d'énergie. De plus, pour répondre à la contrainte de volume disponible, ce calcul doit être réalisé sur un circuit intégré afin d'être embarqué dans la lentille et être autonome. Au chapitre précédent, il a été déterminé que 4 photodiodes seront les entrées de ce circuit et qu'une sortie numérique est nécessaire pour la transmission des directions du regard calculées.

Ce chapitre décrit la conception du circuit intégré qui comprend un calcul de barycentre et un convertisseur analogique-numérique (CAN). Une technologie bas coût CMOS 0,35 μm de chez AMS est utilisée. Dans le but de réduire la consommation autant que possible, une polarisation sous le seuil des transistors MOS a été choisie. Après avoir défini les conditions d'utilisation du circuit, la suite du chapitre est dédiée à l'application de méthodes de conception et choix d'architectures afin de compenser les effets des défauts inhérents à la réalisation d'un tel circuit, comme les variations des paramètres environnementaux et le désappariement des transistors. Le premier bloc est le calcul de barycentre, mis en œuvre par un circuit de calcul analogique en mode courant. Pour la conversion analogique-numérique, une architecture à registre à approximations successives répond aux exigences. Afin de connecter le circuit de calcul au convertisseur, une adaptation est nécessaire pour isoler les 2 blocs. Enfin, des références internes de courant, de tension et de temps sont nécessaires pour un fonctionnement autonome du circuit. Un circuit d'activation est enfin mis en œuvre pour réduire la consommation moyenne du circuit.

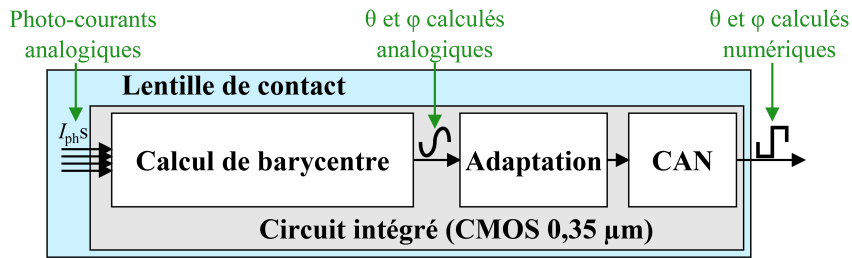


FIGURE 3.1 – Schéma structurel de l'ASIC à concevoir. 2 fonctions principales sont à réaliser : le calcul de barycentre et la numérisation. Un étage d'adaptation est nécessaire entre ces 2 éléments pour que le fonctionnement de l'un ne perturbe pas le fonctionnement de l'autre.

3.1 Choix de conception pour le circuit intégré

Deux fonctions élémentaires sont à intégrer sur la lentille de contact : le calcul de barycentre avec les photo-courants, et la numérisation du résultat pour permettre la communication, Figure 3.1. Ces fonctions sont regroupées sur un ASIC (*Application-Specific Integrated Circuit*) dont il faut dimensionner les composants intégrés. Ce dimensionnement dépend de paramètres propres à la technologie utilisée pour la fabrication du circuit, ainsi qu'aux conditions environnementales. De ce fait, il est nécessaire de déterminer ces paramètres avant de commencer la conception en elle-même.

3.1.1 Choix technologiques

Pour la conception du circuit intégré, une technologie bas coût CMOS 0,35 µm de chez AMS est utilisée. Cette technologie est adaptée à l'intégration de circuits mixtes comportant des fonctions analogiques et numériques. Pour chacune des fonctions du circuit, un compromis entre la vitesse, la précision, la surface du circuit et la consommation doit être trouvé. Pour l'application de circuit de calcul pour l'oculométrie, la vitesse n'est pas une contrainte forte (au moins 200 Hz) contrairement à la précision qui ne doit pas être dégradée par rapport à la précision théorique de la méthode (de 0,1°). La consommation doit être en accord avec la puissance qu'il est possible de récupérer par induction, soit environ 0,5 mW (Annexe A). Enfin, la surface du circuit de calcul ne doit pas être excessive, moins de 1 mm², afin de s'intégrer sur une puce de petite taille.

3.1.2 Conditions réelles de fonctionnement du circuit

Basée sur des mesures préalables avec le NTAG NXP (Annexe A) et afin de limiter la consommation, **une tension d'alimentation V_{DD} de 1,8 V** est choisie. Cette tension d'alimentation venant d'une source unique, le transfert d'énergie par induction, elle sera identique pour les parties analogiques et numériques du circuit. Les 1,8 V utilisés sont inférieurs aux 3,3 V de tension d'alimentation nominale de la technologie. Il sera donc nécessaire de vérifier le bon fonctionnement des éléments fournis par le fabricant, tels que les portes logiques, avec cette tension presque 2 fois plus faible.

La température ayant un impact significatif sur les caractéristiques des transistors ainsi que la valeur des résistances, elle est fixée à 35 °C. Cela correspond à la température auto-régulée par le corps d'une lentille de contact portée sur l'œil [PWS05 ; Kes+10].

Enfin, le circuit faisant partie de l'oculomètre, un étalonnage est effectué à chaque mise en route. Cet étalonnage, présenté Paragraphe 2.1.6.3, supprime les erreurs linéaires systématiques. Il est à prendre en compte pour la conception car il autorise les erreurs de décalage et de pente tant qu'elles ne provoquent pas de saturation. Il est nécessaire cependant de minimiser les erreurs non-linéaires qui ne seront pas corrigées.

3.1.3 Conception de circuit analogique sous le seuil

La conception de circuits intégrés très basse consommation est un des enjeux majeurs en système embarqué. L'une des solutions techniques pour y parvenir est d'employer des **transistors MOS polarisés sous le seuil**. Cette méthode est utilisée par certains dispositifs biomédicaux [LPZ10 ; Har08 ; YS13] pour lesquels minimiser la consommation est primordial afin de réduire les risques d'échauffement et augmenter l'autonomie. À titre d'exemple, prolonger la durée de vie de la batterie des pacemakers est essentiel puisque la remplacer demande une opération chirurgicale. C'est pourquoi [Won+04] utilise des transistors polarisés sous le seuil pour certains blocs de manière à atteindre 5 à 10 ans d'autonomie. Enfin, plus récemment la conception sous le seuil est envisagée pour les réseaux de neurones dans le but d'aller vers de l'intelligence artificielle embarquée [Lar15 ; Ron+20 ; Loy+21].

Le courant traversant un transistor MOS polarisé sous le seuil est donné par [Cha+06] :

$$I_{DS} = 2m_0K_pU_T^2(W/L)e^{\left(\frac{V_{GS}-V_{TH}}{m_0U_T}\right)}(1 - e^{-\frac{V_{DS}}{U_T}}) = I_0e^{\left(\frac{V_{GS}-V_{TH}}{m_0U_T}\right)}(1 - e^{-\frac{V_{DS}}{U_T}}), \quad (3.1)$$

TABLEAU 3.1 – Paramètres pour la technologie AMS CMOS 0,35 μm

NMOS	$L_{\min} = 0,35 \mu\text{m}$	$V_{\text{TH}n} = 0,535 \text{ V}$	$K_{pn} = 133 \mu\text{A}/\text{V}^2$
PMOS	$L_{\min} = 0,35 \mu\text{m}$	$V_{\text{TH}p} = -0,74 \text{ V}$	$K_{pp} = 51 \mu\text{A}/\text{V}^2$

où W/L est le ratio largeur sur longueur du canal du transistor, V_{GS} la tension grille-source, m_0 est un facteur de pente égal à 1,4, et U_T le potentiel thermique d'environ 26,5 mV à 35 °C. Le facteur de gain K_p est un paramètre technologique donné au Tableau 3.1, de même que la tension de seuil V_{TH} (à l'effet de substrat prêt). Le second terme en V_{DS} est habituellement négligé pour la conception quand $V_{\text{DS}} \geq 4U_T$, mais a un impact sur la précision des fonctions mises en œuvre par les transistors.

Pour la conception, un coefficient d'inversion IC spécifiant le régime de polarisation du transistor est défini :

$$IC = \frac{I_{\text{DS}}}{I_0} = \frac{I_{\text{DS}}}{2m_0K_pU_T^2(W/L)}. \quad (3.2)$$

Il est prit égal à 0,1 pour être en inversion modérée et avoir un compromis entre polarisation sous le seuil et surface du transistor.

Les circuits sous le seuil ne nécessitent que de faibles tensions de polarisation, permettant d'abaisser la tension d'alimentation, ainsi que des courants proches du nA, menant donc à la réduction de consommation souhaitée. De plus, les caractéristiques d'un transistor MOS polarisé sous le seuil étant similaires à celle d'un transistor bipolaire, les techniques de conception bipolaire telles que les boucle translinéaires [Gil75] peuvent être utilisées.

Toutefois, le courant de drain dépend également en exponentiel de paramètres technologiques (V_{TH} , K_p) ainsi que de tensions (V_{GS} , V_{DS}). De ce fait, un transistor en faible inversion est très sensible aux variations technologiques, de tension et de température. Enfin, certains blocs du circuit nécessitent des courants de la dizaine de μA , tels que les amplificateurs. D'après l'Équation 3.2, ceci demanderait un ratio W/L supérieur à 350, menant à une surface de circuit et des capacités parasites importantes. Ainsi, un transistor polarisé sous le seuil est choisi pour un courant I_{DS} sous le μA , tandis qu'un transistor polarisé au-dessus du seuil est nécessaire pour les courants de quelques μA afin de réduire sa surface WL .

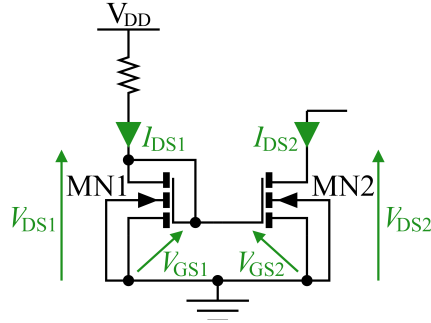


FIGURE 3.2 – Schéma électrique d'un miroir de courant formé par une paire de transistor NMOS.

Un cas d'application est la réalisation de miroirs de courant, un élément de base commun à tout circuit analogique en mode courant. Idéalement, il s'agit d'une source de courant, utilisée pour copier et distribuer un courant entrant à travers le circuit. En pratique, un miroir de courant est réalisé par une paire de transistors NMOS ou PMOS ayant leurs grilles et leurs sources au même potentiel, Figure 3.2. À partir de l'Équation 3.1, la tension V_{GS} s'exprime de la manière suivante (en négligeant le terme en V_{DS}) :

$$V_{GS} = m_0 U_T \ln \left(\frac{I_{DS}}{I_0} e^{\left(\frac{V_{TH}}{m_0 U_T} \right)} \right) = m_0 U_T \ln \left(\frac{I_{DS}}{I_0} \right) + V_{TH}. \quad (3.3)$$

Comme $V_{GS1} = V_{GS2}$, si les 2 transistors sont dans la même technologie (K_p , V_{TH} , U_T et m_0 identiques), l'Équation 3.3 mène à :

$$\frac{I_{DS2}}{I_{DS1}} = \frac{I_{O2}}{I_{O1}} = \frac{2 \cdot m_0 \cdot K_p \cdot U_T^2 \cdot (W/L)_2}{2 \cdot m_0 \cdot K_p \cdot U_T^2 \cdot (W/L)_1} = \frac{(W/L)_2}{(W/L)_1}. \quad (3.4)$$

Ainsi, les courants drain-sources des 2 transistors sont liés par leur ratio W/L . Il est à noter que le miroir de courant avec des transistors MOS polarisés sous le seuil est un cas simple de boucle translinéaire [Gil75]. De manière à maintenir la résistance de sortie du miroir élevée, la longueur L est choisie au moins 2 à 3 fois supérieure à L_{\min} , soit $L = 1 \mu\text{m}$. De ce fait, les largeurs W_1 et W_2 sont déterminées à partir de l'Équation 3.2 en fonction des courants I_{DS1} et I_{DS2} maximums souhaités.

En pratique, I_{DS} dépend de V_{DS} d'après l'Équation 3.1. Or, dans le cas d'un miroir de courant, V_{DS1} et V_{DS2} ne peuvent pas être fixés de manière à être égaux. Quand la tension en sortie du miroir de courant diffère de celle en entrée, une différence entre I_{DS1} et I_{DS2} , significative de par la dépendance en exponentielle, va apparaître, présentée à la

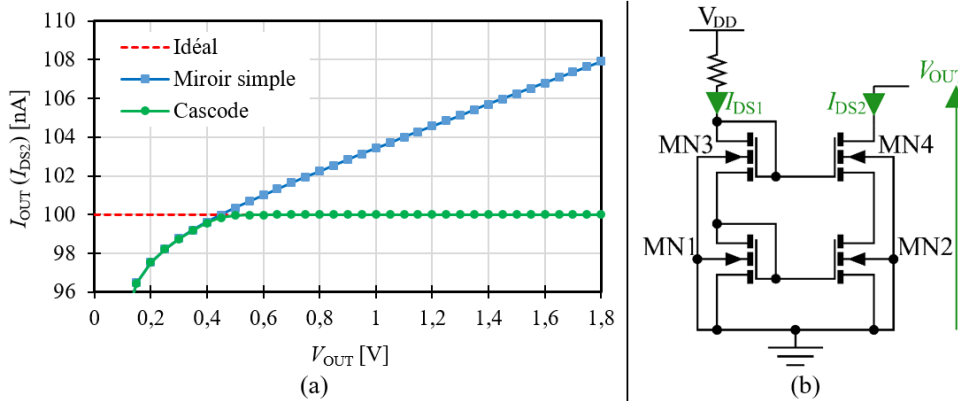


FIGURE 3.3 – Intérêt du montage en cascode pour améliorer la précision des miroirs de courant. (a) Courant de sortie du miroir avec des transistors NMOS polarisés sous le seuil ($I_{DS1} = 100 \text{ nA}$ et $W/L = 3,8/1$) en fonction de la tension de sortie avec et sans cascode. Les résultats sont obtenus en simulation avec *Spectre*[®]. (b) Schéma électrique d'un miroir de courant en cascode.

Figure 3.3(a). En d'autres termes, la résistance de sortie du miroir de courant n'est pas infinie.

Une solution technique est d'utiliser des miroirs de courant montés en cascode [BLB98], dont un exemple est donné Figure 3.3(b). Le cascode permet d'augmenter significativement la résistance de sortie du miroir. La copie est donc améliorée malgré les variations de V_{OUT} , du moment que cette tension est suffisante pour que les transistors soient en régime de saturation. Cette tension minimale, de $0,4 \text{ V} > 2 \cdot 4U_T$, est une contrainte à prendre en compte pour la conception car limitant le nombre de transistors qu'il est possible de cascader.

Un autre phénomène ayant un impact sur la précision de la copie sont les variations technologiques, en particulier pour les transistors polarisés sous le seuil. En effet, le courant I_{DS} dépend en exponentiel de paramètres technologiques tels que la tension de seuil, la mobilité des porteurs de charge et les dimensions du transistor. Dues aux imperfections inhérentes à la réalisation du circuit intégré, ces paramètres vont varier d'un transistor à l'autre. Par exemple, 2 transistors dessinés pour être de même largeur $W_1 = W_2$ auront en pratique chacun une largeur W'_1 et W'_2 différente à cause de la précision de la gravure. D'autres exemples sont les variations de concentration de dopant ou d'épaisseur de l'oxyde. De par ces défauts, il existe un désappariement (*mismatch*) entre 2 transistors conçus pour être identiques. Par conséquent, une différence entre I_{DS1} et I_{DS2} apparaît. Ces désappariements amènent des erreurs systématiques qui diffèrent d'un ASIC à l'autre.

Plusieurs solutions techniques existent pour remédier au désappariement des transistors. L'une d'entre elles consiste à ajuster certains paramètres du circuit après fabrication (*trimming*) [Meu+02]. Bien qu'efficace, il s'agit d'un post-traitement coûteux. Une autre méthode est d'augmenter la surface WL du transistor [PDW89]. Dans le cas d'un transistor de grande surface, la variation d'un paramètre (par exemple la variation de largeur ΔW) devient négligeable devant sa valeur nominale (ΔW devient négligeable devant W quand la largeur est grande). De manière évidente, l'augmentation de WL mène à une surface de circuit plus importante ainsi qu'à des capacités parasites. Quand cela était possible, les largeurs et les longueurs des transistors ont été augmentées d'un facteur 2 à 4 de manière à limiter l'impact du désappariement tout en restant dans des surfaces raisonnables (moins de $200 \mu\text{m}^2$ par transistors). Bien que cela réduise la dispersion des résultats, les erreurs introduites par le désappariement ne sont pas complètement supprimées : il sera nécessaire de mener des simulations pour quantifier leur impact sur la précision de l'oculomètre. Cependant, ces erreurs sont systématiques et peuvent donc être compensées par l'étalonnage. La quantification des erreurs et l'intérêt de l'étalonnage sur la précision de l'ASIC seront présentés au chapitre suivant après que l'intégralité du circuit soit conçue.

3.2 Circuit analogique de calcul du barycentre

L'une des 2 fonctions principales de l'ASIC est de réaliser le calcul de barycentre donné par l'Équation 2.11 avec pour entrées du circuit les 4 photo-courants délivrés par les photodiodes. Étant localisé sur la lentille, ce calcul doit être faible consommation et ne pas limiter la précision de l'oculomètre.

Le calcul de barycentre, Équation 2.11, consiste en des additions, des soustractions, une multiplication et une division. Il peut se décomposer selon le schéma bloc Figure 3.4. Afin de réaliser les opérations élémentaires nécessaires, il est choisi d'utiliser **le mode courant avec un circuit de calcul analogique** basé sur [LA11]. Ainsi, les opérations sont directement menées avec les photo-courants, sans pré-numérisation et donc sans résolution limitant la précision. Ensuite, le mode courant permet de réaliser simplement les opérateurs, une addition étant un simple nœud de courant par exemple. Enfin, il est possible de travailler avec de faibles courants en utilisant des transistors MOS polarisés sous le seuil et ainsi réduire la consommation. 3 blocs circuits sont à concevoir : la distribution, la multiplication / division, et l'addition / soustraction. Ces 3 blocs circuits sont

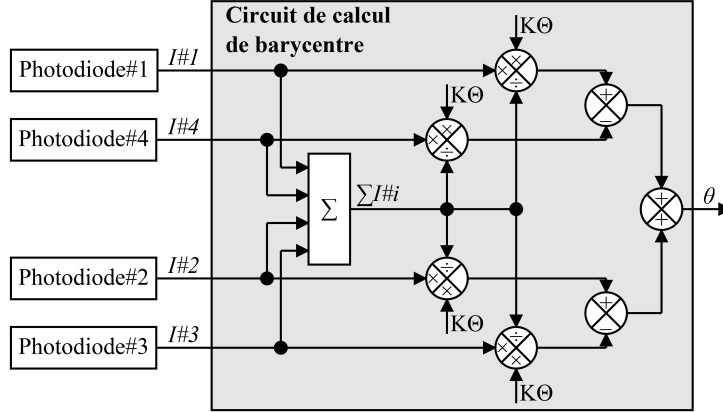


FIGURE 3.4 – Schéma bloc du circuit de calcul de barycentre à partir de l'Équation 2.11.

une association de miroirs de courant afin de réaliser les fonctions voulues. La conception du circuit est présentée pour la direction θ , mais le circuit est similaire pour la direction φ .

Pour la distribution, Figure 3.5, un premier miroir de courant permet de copier les photo-courants pour les distribuer vers le reste du circuit. Ce miroir permet de plus de diviser les photo-courants par 100, passant d'un courant I_{ph}^i d'une dizaine de μA à un courant correspondant $I\#i$ d'une centaine de nA. Les photo-courants étant importants (supérieurs au μA), ce miroir est constitué de transistors polarisés au-dessus du seuil. Des miroirs avec des transistors polarisés sous le seuil amènent les photo-courants réduits vers un nœud de manière à réaliser la somme des $I\#i$.

La multiplication / division, Figure 3.6, repose sur une boucle translinéaire mise en œuvre par des transistors MOS polarisés sous le seuil. Par construction :

$$V_{GS1} + V_{GS3} = V_{GS2} + V_{GS4} \iff \ln\left(\frac{I_{DS1}}{I_{O1}}\right) + \ln\left(\frac{I_{DS3}}{I_{O3}}\right) = \ln\left(\frac{I_{DS2}}{I_{O2}}\right) + \ln\left(\frac{I_{DS4}}{I_{O4}}\right). \quad (3.5)$$

Si tous les transistors sont identiques (même technologie et même ratio W/L), alors $I_{O1} = I_{O2} = I_{O3} = I_{O4}$. Dans ce cas, il vient :

$$I_{DS1}I_{DS3} = I_{DS2}I_{DS4} \iff I_{\text{multi/div}} = I_{K\Theta} \frac{I\#i}{\sum_{i=1}^4 I\#i}. \quad (3.6)$$

Le transistor MN5 sert pour la polarisation et garantit le sens du courant.

L'addition / soustraction, Figure 3.7, utilise des miroirs de courant de manière à copier

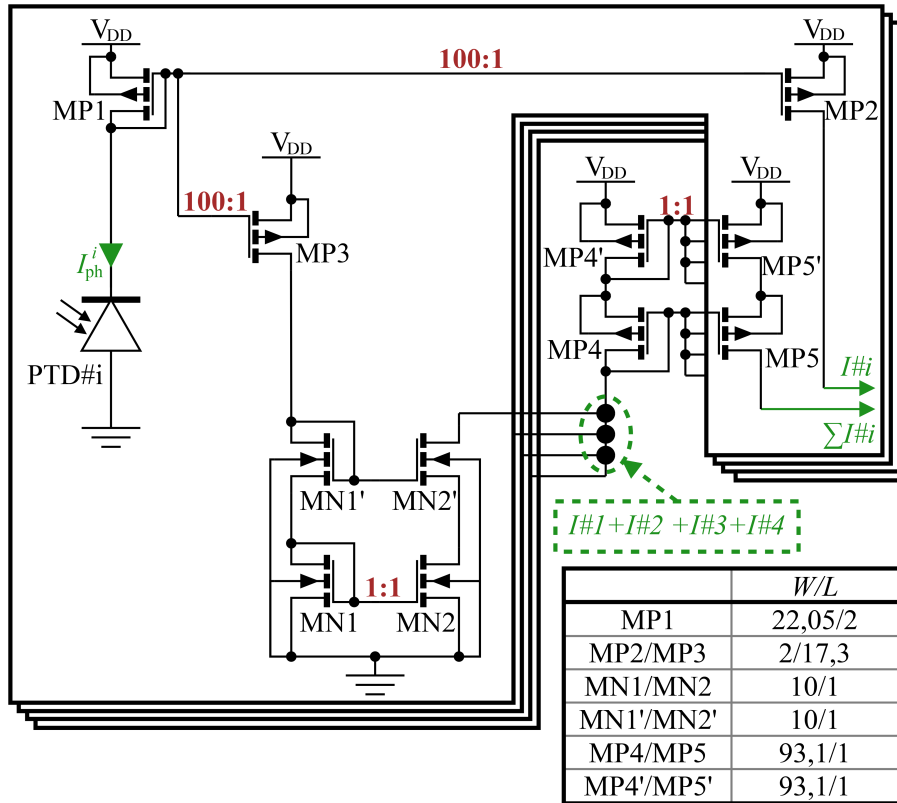


FIGURE 3.5 – Schéma électrique du circuit de distribution des photo-courants et dimensions des transistors. Le miroir de courant formé par MP1, MP2 et MP3, qui sont polarisés au-dessus du seuil, permet de diviser la valeur du photo-courant par 100.

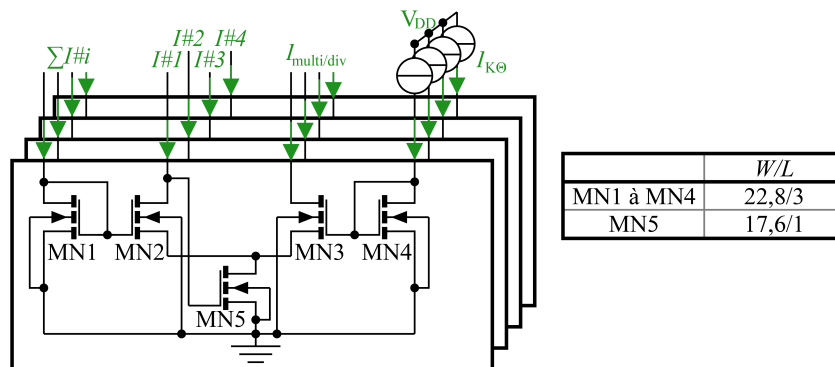


FIGURE 3.6 – Schéma électrique du circuit de multiplication / division et dimensions des transistors. L'opération est mise en œuvre par des transistors polarisés sous le seuil formant une boucle translinéaire.

le courant en sortie du bloc précédent et l'amener à un nœud pour réaliser la soustraction. Un nœud final permet d'additionner le résultat des 2 soustractions. Le bloc d'addition /

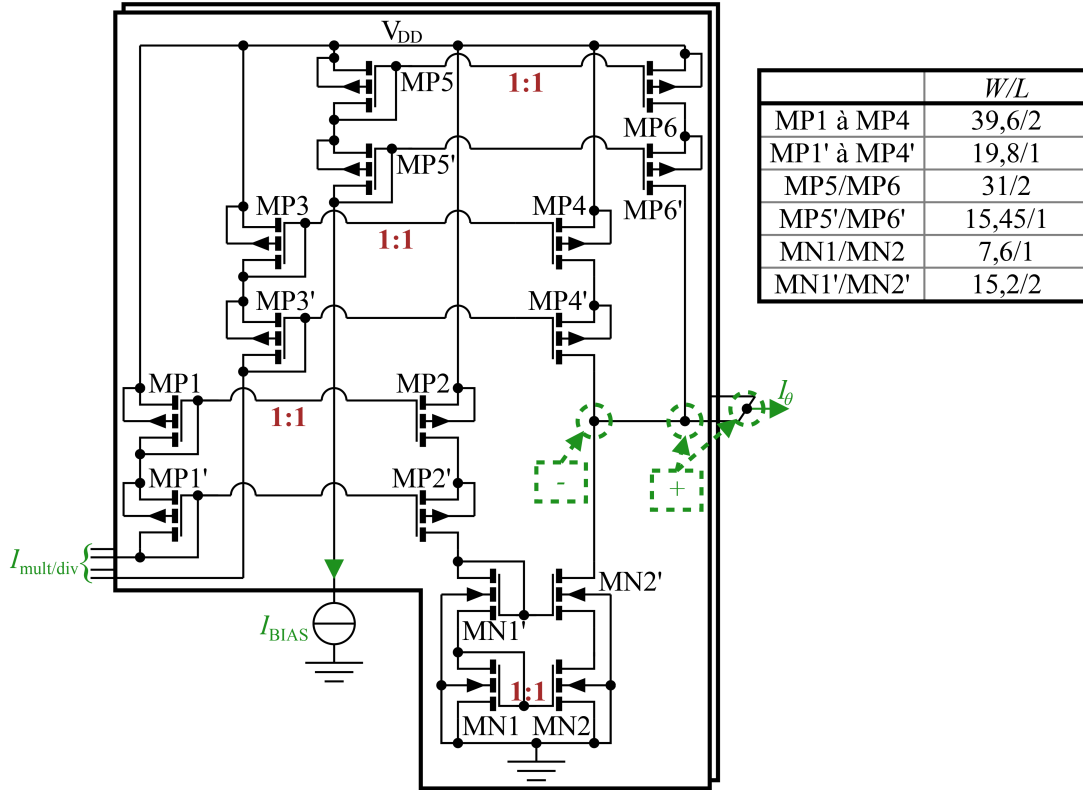


FIGURE 3.7 – Schéma électrique du circuit d'addition / soustraction et dimensions des transistors. L'ensemble des miroirs de courant sont polarisés sous le seuil. Le courant de polarisation I_{BIAS} permet d'avoir un courant I_{θ} positif même pour les angles négatifs.

soustraction ne peut fonctionner que si le courant de sortie I_{θ} est positif. Afin de garantir cela malgré la soustraction, un courant de polarisation $I_{BIAS} = 150 \text{ nA}$ est ajouté au résultat de chacune des 2 soustractions.

Une fois l'ensemble des blocs assemblés, le circuit de calcul de barycentre fournit en sortie un courant lié à l'angle par l'équation suivante :

$$\theta_{\text{calculé}}[\text{en } ^{\circ}] = (I_{\theta} - 2 \cdot I_{BIAS}) \cdot K_{\Theta_0} / I_{K\Theta_0} = (I_{\theta}[\text{en nA}] - 300) \cdot 0,1. \quad (3.7)$$

De ce fait, quand l'angle calculé est 0° un courant de 300 nA est renvoyé, ainsi que 140 nA pour -16° et 460 nA pour $+16^{\circ}$, avec une équivalence de $0,1^{\circ}$ pour 1 nA.

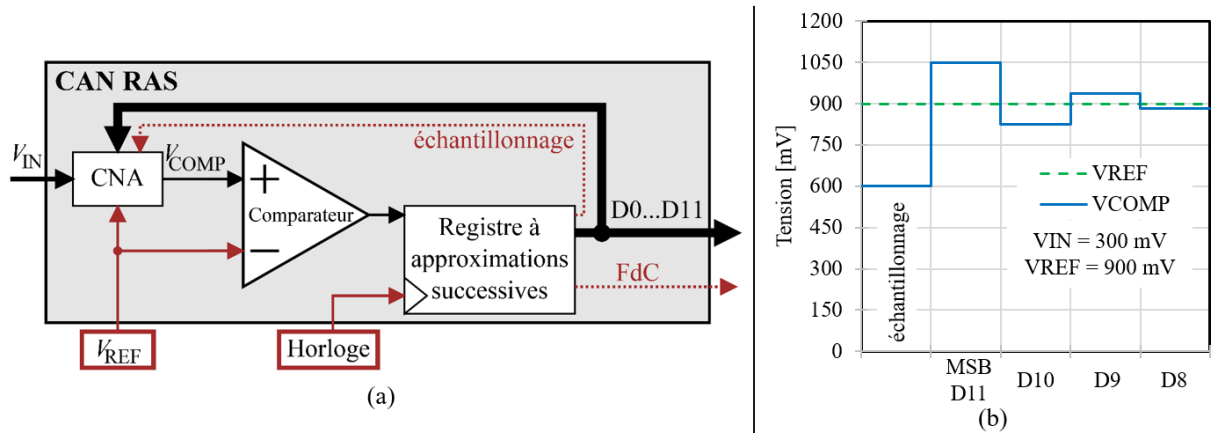


FIGURE 3.8 – (a) Architecture du CAN RAS. (b) Exemple de fonctionnement du CAN et de l'évolution de V_{COMP} avec $V_{IN} = 300$ mV pour les 4 premières itérations.

3.3 Convertisseur analogique-numérique à registre à approximations successives

La seconde fonction de l'ASIC est la numérisation du résultat du calcul de barycentre. Le barycentre calculé est une valeur analogique qui doit être numérisée pour être transmise vers la lunette. Cette opération est réalisée par un convertisseur analogique-numérique (CAN) qui doit répondre aux contraintes suivantes : numériser les angles $\theta_{calculé}$ et $\varphi_{calculé}$ à 500 échantillons/s avec une résolution suffisante pour ne pas dégrader la précision.

3.3.1 Architecture mise en œuvre

Une étape préliminaire à la conception d'un CAN est de définir la résolution de ce dernier. Afin de maintenir une précision et dispersion de $0,1^\circ$, un pas d'au moins $0,05^\circ$ est souhaitée pour que la résolution ne limite pas la précision. Nativement, la plage d'entrée du CAN est de 140 nA à 460 nA, ce qui correspond à une plage de -16° à $+16^\circ$. Or, il a été montré au Paragraphe 3.1.3 qu'une dispersion des résultats en sortie du calcul de barycentre est à prévoir à cause des variations technologiques et du désappariement des transistors. Afin de s'assurer que le CAN ne sature pas, il est préférable de considérer une plage d'au moins $\pm 30^\circ$. De ce fait, une résolution au minimum de 11 bits est nécessaire pour assurer un pas d'au moins $0,05^\circ$.

Une architecture de CAN à registre à approximations successives (CAN RAS), Figure 3.8(a), est ainsi choisie car la mieux adaptée aux contraintes de consommation

et de vitesse de l'application [BLB98 ; Sad+18]. D'autres architectures ont été proposées pour des lentilles de contact instrumentées, mais la fréquence d'échantillonnage est trop faible [Lia+12 ; Hay+18] ou la consommation énergétique trop importante [Jeo+20]. La résolution des CAN RAS en mode courant étant limitée à 8 bits à cause du désappariement des transistors MOS [HC12], le mode tension est préféré. **Une tension de référence de 900 mV est choisie.** Cette valeur de référence correspond à une contrainte technique de réalisation menant à $V_{\text{REF}} = 1/2 \cdot V_{\text{DD}}$. D'autre part, elle permet d'avoir une plage d'entrée de tension suffisamment large (de -30° à $+60^\circ$) pour que le CAN ne sature pas malgré la dispersion des résultats en sortie du calcul du barycentre. La plage d'entrée étant plus importante que $\pm 30^\circ$ et afin d'autoriser une erreur de 1 bit sur la conversion, **la résolution choisie pour le CAN est 12 bits**, donnant un pas de 0,22 mV, soit $0,022^\circ$.

Le CAN RAS comprend un convertisseur numérique-analogique (CNA) mise en œuvre par un banc de capacités. Ces capacités font aussi office d'échantillonneur-bloqueur (*sample and hold*) pour stocker la tension d'entrée V_{IN} en début de conversion quand le signal de contrôle *échantillonnage* est à '1'. Un comparateur compare la tension en sortie du CNA à la tension de référence V_{REF} . Un registre à approximations successives séquence et enregistre le résultat de la conversion. Enfin, un signal de fin de conversion (FdC) indique quand la conversion est terminée.

La tension d'entrée V_{IN} est soustraite à la tension de référence V_{REF} et cette première tension $V_{\text{COMP},0}$ est stockée dans le banc de capacités. Le bit de poids fort (MSB, *Most Significant Bit*) du RAS est passé à '1' et la première étape consiste à comparer $V_{\text{COMP},0} + V_{\text{REF}}/2^1$ à V_{REF} . Si le résultat est supérieur, la valeur du MSB est fixée à '0' et $V_{\text{COMP},1} = V_{\text{COMP},0}$, et si le résultat est négatif, la valeur est gardée à '1' et la nouvelle valeur $V_{\text{COMP},1}$ vaut $V_{\text{COMP},0} + V_{\text{REF}}/2^1$. Cette opération est réalisée successivement jusqu'au bit de poids faible (LSB, *Least Significant Bit*) en divisant V_{REF} par un facteur 2 supplémentaire à chaque itération. La valeur finale de V_{COMP} est :

$$V_{\text{COMP},12} = V_{\text{REF}} - V_{\text{IN}} + D_{11} \frac{V_{\text{REF}}}{2^1} + D_{10} \frac{V_{\text{REF}}}{2^2} + \dots + D_0 \frac{V_{\text{REF}}}{2^{12}}, \quad (3.8)$$

où $D_{11}, D_{10}, \dots, D_0$ est la valeur numérique de V_{IN} . Un exemple est donné Figure 3.8(b).

Le diagramme temporel correspondant est présenté à la Figure 3.9. D'après la documentation technique du NTAG NXP utilisé pour établir le lien entre la lentille et les lunettes (Annexe A), 4 ms sont nécessaires pour la transmission des données. Afin d'atteindre l'exigence d'au moins 200 échantillons/s pour la direction du regard, l'ASIC a

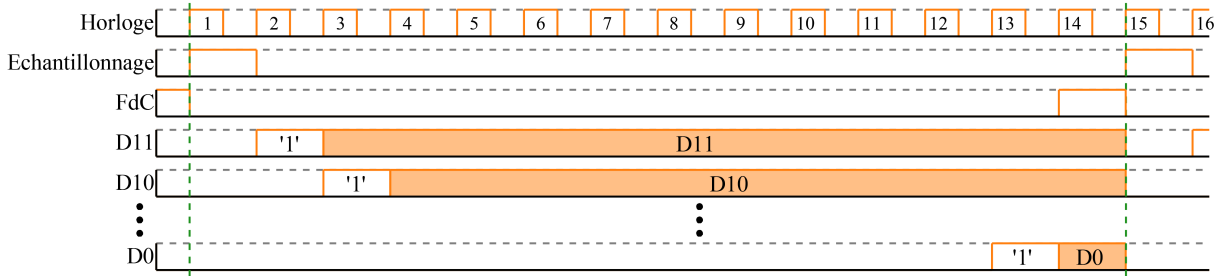


FIGURE 3.9 – Diagramme temporel de fonctionnement du CAN RAS.

4 ms pour calculer et numériser les 2 directions. Dans ce cas, le CAN doit numériser chacune des directions en 2 ms (une par une), menant à une fréquence de conversion de 500 échantillons/s. Pour y parvenir, la fréquence d'horloge doit donc être d'au moins 7 kHz.

3.3.2 Compromis précision, vitesse, consommation et surface

La conception d'un CAN repose sur un compromis entre ses différentes caractéristiques. Dans le cas d'application proposé, la vitesse n'est pas une contrainte contrairement à la consommation qui doit être réduite autant que possible. La contrainte de précision est conditionnée par le système global : de par l'étalonnage effectué au début de chaque mise en route, les erreurs linéaires seront supprimées. De ce fait, l'objectif est d'avoir un CAN n'introduisant pas d'erreur non linéaire mais pouvant se permettre des erreurs de décalage dans une certaine mesure.

3.3.2.1 Banc de capacités

Le CNA est un élément essentiel du CAN RAS. Il est choisi d'utiliser une **architecture à redistribution de charge mise en œuvre par un banc de capacités** [BLB98], Figure 3.10. Ce CNA est très faible consommation, ayant un courant de repos nul. De plus, le banc de capacités fait aussi office d'échantillonneur-bloqueur de la tension d'entrée sans avoir besoin d'élément supplémentaire.

La résolution du CAN étant de 12 bits, 13 capacités sont requises, allant d'une capacité de $1C$ à $2^{12} = 4096C$, avec un choix de capacité unitaire $C = 100$ fF PIP (Poly-Insulator-Poly) pour avoir un compromis entre surface et précision [Yue13]. Toutefois, cela nécessiterait d'avoir des capacités de très grandes surfaces pour les MSB. Une solution est de

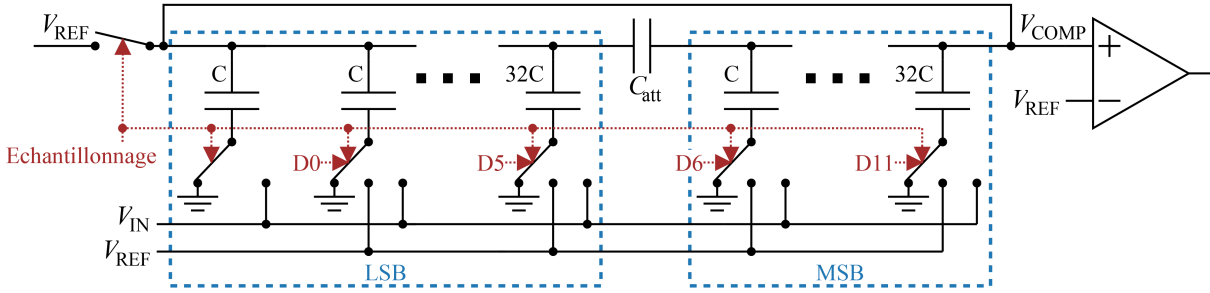


FIGURE 3.10 – CNA à redistribution de charges avec banc de capacités en 2 parties.

diviser le banc de capacités en 2 parties (*split array*) : une part avec les bits de poids faibles et l’autre part avec les bits de poids forts, avec ainsi des capacités allant de $1C$ à $2^5 = 32C$. Pour conserver la bonne distribution des charges, une capacité d’atténuation est placée entre les 2 parties du banc dont la valeur est :

$$C_{\text{att}} = \frac{\Sigma \text{LSB}}{\Sigma \text{MSB}} \cdot C = 64/63 \cdot C \quad (3.9)$$

3.3.2.2 Comparateur

Le second élément essentiel du CAN RAS est le comparateur. À chaque itération, il compare la tension $V_{\text{COMP},i}$ en sortie du CNA à la tension de référence V_{REF} . Une architecture de **comparateur dynamique à 2 étages** est choisie, présentée à la Fig. 3.11, comprenant une pré-amplification suivie d’un étage de décision.

La pré-amplification est mise en œuvre par un amplificateur à transconductance (*Operational Transconductance Amplifier, OTA*) reposant sur une paire différentielle formée par MP1 et MP2. La vitesse de fonctionnement du CAN étant faible (environ 10 kHz) il est possible de réaliser l’OTA avec des transistors polarisés sous le seuil et un faible courant de polarisation $I_{\text{BIAS}} = 600 \text{ nA}$ pour limiter la consommation. La paire différentielle est sensible au désappariement entre les transistors MP1 et MP2 de la même manière que pour les miroirs de courant. Augmenter la surface de ces 2 transistors permet de réduire l’erreur de décalage systématique introduite par le désappariement. Toutefois, ceci augmente la capacité parasite à l’entrée du comparateur. Cette capacité va perturber la redistribution des charges du CNA, contribuant ainsi au *kickback noise*, et menant à l’introduction d’une erreur non-systématique [FV06]. Usuellement, un circuit de suppression du décalage est ajouté pour améliorer la précision de la comparaison sans augmenter la

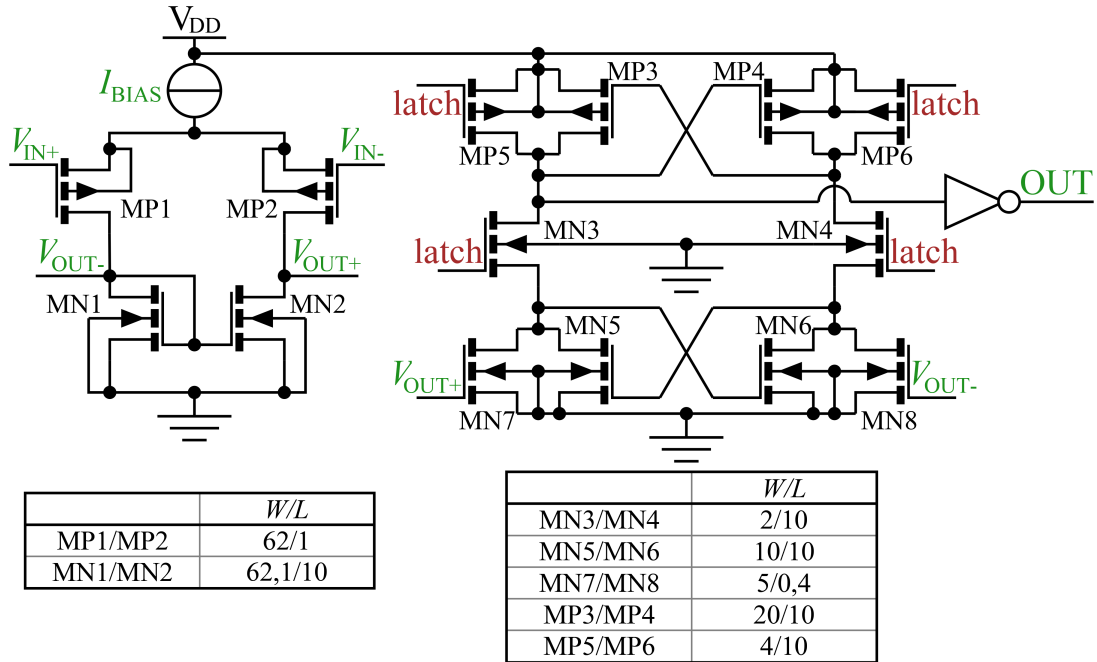


FIGURE 3.11 – Schéma électrique du comparateur dynamique et dimensions des transistors.

surface des transistor MP1 et MP2, mais au prix d'une plus grande complexité et d'une puissance consommée supplémentaire [LH13 ; Sad+18]. Pour le cas d'application du circuit présenté au sein d'un oculomètre, l'étalonnage va supprimer les erreurs linéaires et donc supprimer l'erreur de décalage systématique introduite par le comparateur. Il est donc décidé de ne pas ajouter de circuit de compensation et de limiter la capacité parasite au prix d'un décalage plus important qui sera pris en compte par l'étalonnage. Le courant de polarisation I_{BIAS} de 600 nA contribue aussi à avoir un gain pour l'OTA suffisant pour réduire le *kickback noise*.

Une bascule met en œuvre l'étage de décision. La décision s'effectue sur le front montant du signal *latch*, ce dernier étant en opposition de phase avec le signal d'horloge. Ainsi, durant la première demi-période d'horloge le CNA stabilise la tension $V_{COMP,i}$ en entrée du comparateur qui réalise sa comparaison sur la deuxième demi-période. Un inverseur réalise une post-amplification afin de fournir un signal numérique en sortie du comparateur.

3.4 Adaptation de l'entrée du convertisseur analogique-numérique

La sortie du calcul de barycentre est un courant tandis que l'entrée du CAN RAS est une tension : une conversion courant-tension est ainsi nécessaire. Typiquement, le courant I_θ varie entre 140 et 460 nA et le CAN a une plage d'entrée de 0 à 900 mV. Une conversion avec 1 nA équivalent à 1 mV est en accord avec ces plages dynamiques.

3.4.1 Conversion courant-tension

Une manière simple de réaliser une conversion courant-tension sans consommation de puissance supplémentaire est d'utiliser une résistance. Pour l'application, une valeur importante de $1\text{ M}\Omega$ est nécessaire. Sur un circuit intégré, cette résistance peut être mise en œuvre par un transistor MOS en régime ohmique, ayant l'avantage d'occuper une faible surface. Toutefois, la plage de courant importante fait sortir le transistor du régime ohmique, menant à une conversion courant-tension non linéaire.

La solution retenue, présentée à la Figure 3.12, est plutôt d'utiliser une résistance R_{conv} dans une couche spécifique de poly-silicium à grande résistivité offerte par la technologie utilisée pour réaliser des résistances de valeur importante. Une telle résistance est parfaitement linéaire sur toute la plage de courant. Son inconvénient est d'avoir une surface relativement importante (environ $0,08\text{ mm}^2$), bien qu'elle reste inférieure aux résistances en poly-silicium classique (presque 2 mm^2). La tension en entrée du CAN est alors $V_\theta = R_{\text{conv}}I_\theta$.

La tension en sortie du bloc addition / soustraction doit être comprise entre 0,5 et 1,1 V pour que ce bloc fonctionne correctement. Afin d'y parvenir, un transistor NMOS monté en diode est ajouté en série de la résistance.

3.4.2 Suiveur de tension

En pratique, l'impédance d'entrée du CAN n'est pas infinie : une partie du courant I_θ rentre dans le CAN lors de l'échantillonnage. Par conséquent, la tension en entrée du CAN est $(I_\theta - I_e)R_{\text{conv}}$, soit différente du V_θ souhaité. Une adaptation d'impédance entre la sortie du calcul de barycentre et le CAN est ainsi nécessaire pour que $I_e = 0$. Cette adaptation est mise en œuvre par un amplificateur opérationnel monté en suiveur de tension, Figure 3.12.

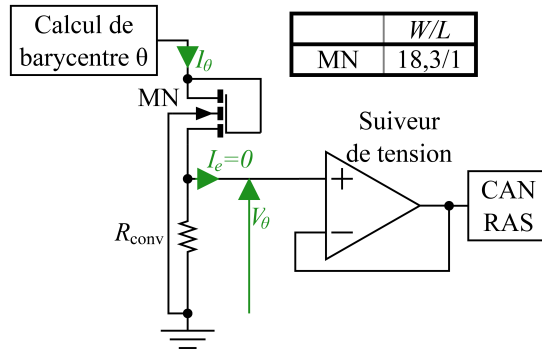


FIGURE 3.12 – Schéma électrique du circuit de conversion courant-tension et d'adaptation d'impédance entre la sortie du calcul de barycentre et l'entrée du CAN RAS.

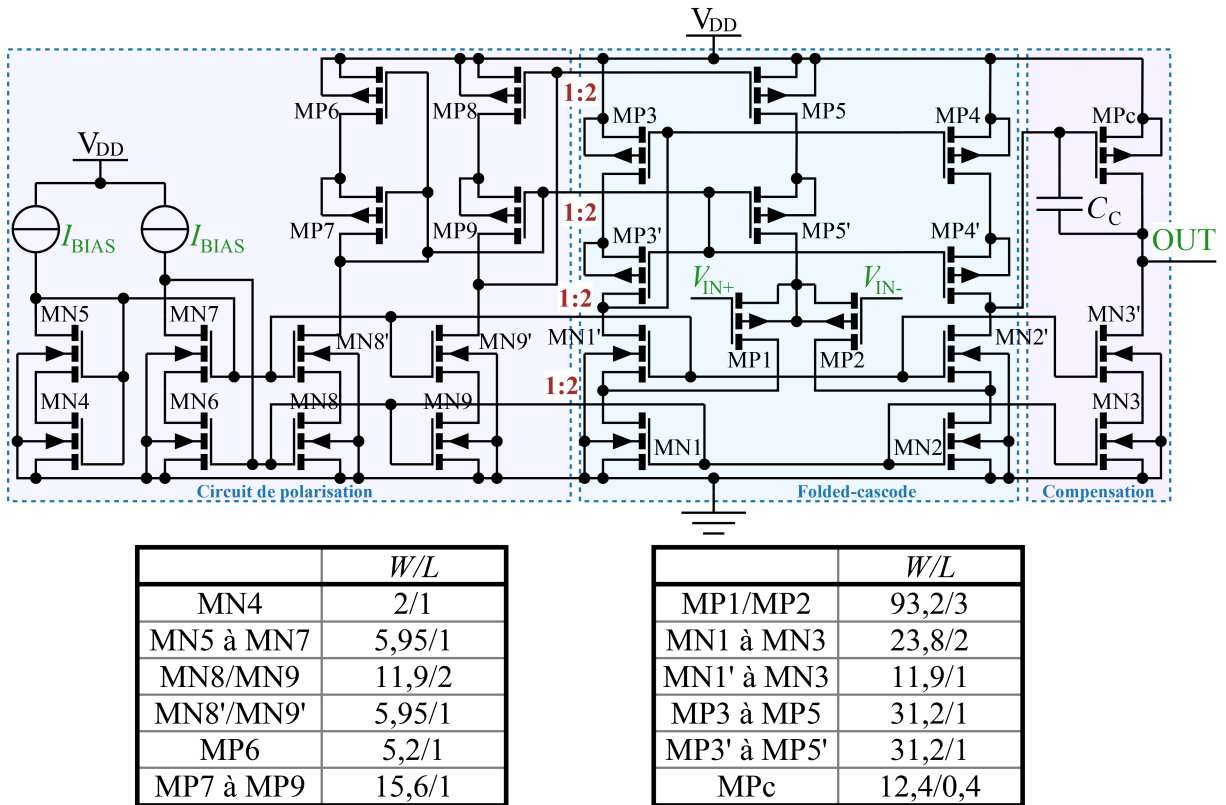


FIGURE 3.13 – Schéma électrique de l'amplificateur opérationnel folded-cascode et dimensions des transistors.

La plage de fonctionnement du suiveur de tension doit être de 0 mV à 900 mV. Cette plage débutant à la masse, la paire différentielle utilise des PMOS. Pour garantir le bon fonctionnement sur toute la plage de tension, un amplificateur folded-cascode utilisant des

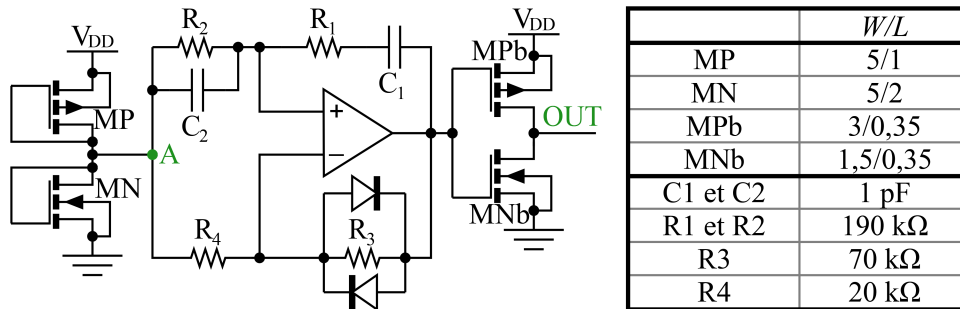


FIGURE 3.14 – Schéma électrique de l'oscillateur harmonique à pont de Wien et dimensionnement des composants.

miroirs de courant à grande plage (*high swing cascode current mirror*) est choisi [Fan09], présenté à la Figure 3.13. Afin de réduire la consommation, des transistors polarisés sous le seuil avec un courant de polarisation $I_{BIAS} = 150 \text{ nA}$ (multiplié par 2 pour avoir un courant de polarisation de 300 nA dans la partie amplificateur) sont utilisés. Ce faible courant de polarisation reste suffisant pour la vitesse de l'application (temps de réponses de l'ordre de la μs). Pour des raisons de stabilité, une capacité de compensation de 500 fF est nécessaire afin d'augmenter la marge de phase jusqu'à environ 55° . Un second étage est ajouté pour la mettre en œuvre au moyen d'un amplificateur à source commune.

3.5 Horloge basée sur un oscillateur harmonique

Le CAN nécessite un signal d'horloge d'au moins 7 kHz , autrement dit basse fréquence, pour cadencer son fonctionnement. Une première solution est d'utiliser un quartz pour générer une oscillation basse fréquence. Toutefois, ce composant volumineux est externe à l'ASIC et il est préféré de réaliser un oscillateur intégré. La solution la plus simple est l'oscillateur en anneau, utilisant uniquement des portes inverseurs. Toutefois, la fréquence d'oscillation est donnée par les capacités parasites des portes logiques, qui sont faibles (de l'ordre du nF), menant à une fréquence de l'ordre de la centaine de MHz , trop importante par rapport à la dizaine de kHz souhaitée. Ainsi, la solution retenue est de réaliser un **oscillateur harmonique** sur le circuit intégré. Une **architecture à pont de Wien** est utilisée, basé sur [Fan09], et présentée à la Figure 3.14. La fréquence d'oscillation est alors fixée par le pont de Wien, formant un filtre passe-bande, et théoriquement donnée par :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (3.10)$$

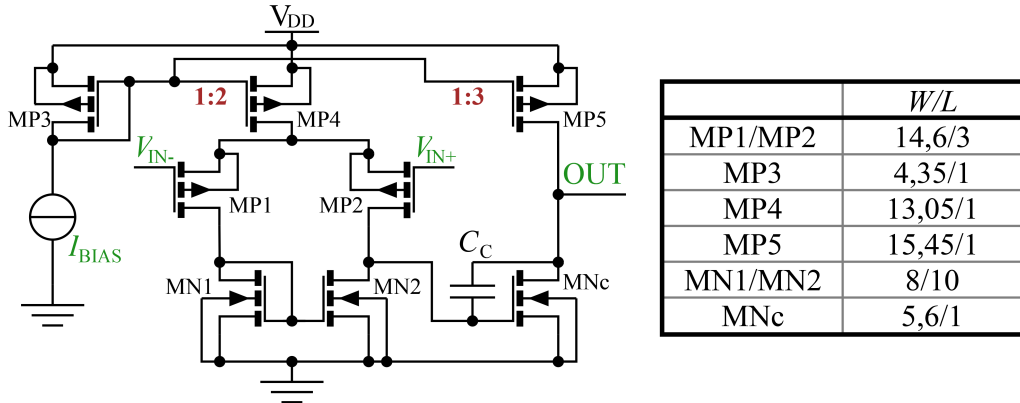


FIGURE 3.15 – Schéma électrique de l'OTA à 2 étages et dimensions des transistors.

avec $R = R_1 = R_2$ et $C = C_1 = C_2$. De ce fait, une faible fréquence est atteignable avec des valeurs R et C élevés. Toutefois, des résistances et capacités de grande valeur occupent une grande surface sur un circuit intégré. Un compromis est trouvé en choisissant une valeur d'oscillation de 400 kHz. Le signal de sortie de l'oscillateur harmonique est ensuite divisé jusqu'à 12,5 kHz par 5 bascules D .

La boucle de retour négative permet de stabiliser l'oscillation et de compenser le gain de $1/3$ du réseau R - C . Théoriquement, afin de respecter le critère de stabilité de Barkhausen, condition requise pour que le circuit oscille, il est nécessaire que $R_3/R_4 = K = 2$. En pratique, à cause des capacités parasites, il sera choisi un $K > 2$. 2 diodes, mises en œuvres par des transistors, sont utilisées pour contrôler l'amplitude et conserver le signal sinusoïdal.

L'amplificateur doit être stable et fournir un gain suffisant. Il s'agit d'un OTA à 2 étages avec une capacité de compensation de $C_c = 1$ pF [LS94], Figure 3.15. Afin d'avoir un gain suffisant, l'amplificateur est polarisé au-dessus du seuil avec un courant de polarisation de $20 \mu\text{A}$ pour le premier étage et $30 \mu\text{A}$ pour le second.

L'oscillation se fait autour de la tension au point A . Le montage avec les transistors MN et MP permet d'amener cette oscillation autour d'environ $V_{DD}/2$. Un étage de sortie permet d'isoler la partie analogique de la partie numérique, et de passer d'une oscillation sinusoïdale à un signal carré numérique.

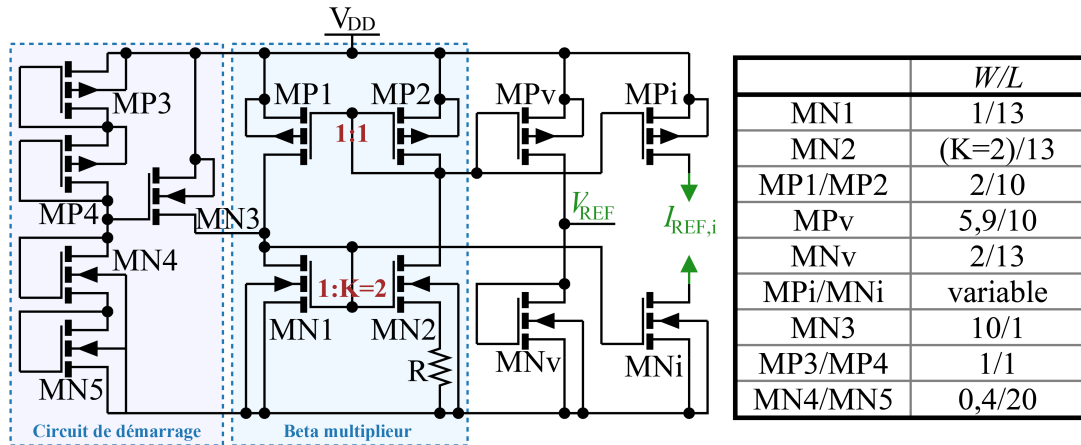


FIGURE 3.16 – Schéma électrique du circuit de référence de courant et de tension à multiplicateur de beta, et dimensions des transistors.

3.6 Références de courant et de tension

Les différents éléments de l'ASIC nécessitent des références de courant ou de tension ainsi que des courants de polarisation. Le circuit intégré doit fonctionner sans composant externe et ne nécessiter aucun appareil supplémentaire. De ce fait, les références doivent être générées en interne et être une des fonctions du circuit. Utiliser des références externes demanderait de prévoir une connexion filaire avec un appareil extérieur à la lentille, ce qui n'est pas envisageable. Il est difficile de concevoir une référence interne précise sans intervention extérieure. Les solutions communes sont d'amener une référence précise externe pour étalonner la référence interne ou d'appliquer un post-traitement au circuit (comme le *trimming* présenté au Paragraphe 3.1.3).

Le parti pris est de choisir **une référence peu précise mais minimisant la surface occupée et la consommation**. Il sera démontré aux chapitres suivants par des simulations et des mesures que ce manque de précision est compensé par l'étalonnage et n'amène pas d'erreur sur le suivi de regard. Une **architecture à multiplicateur de beta** (*beta multiplier*), présentée Figure 3.16, est donc retenue pour générer un courant de référence de 450 nA [BLB98]. Cette référence est ajustée et distribuée à l'ensemble du circuit par des miroirs de courant. Les transistors sont en forte inversion de manière à réduire leur surface. Par construction et avec MN1 et MN2 polarisés au-dessus du seuil,

le courant de référence $I_{\text{REF},0}$ est donné par :

$$I_{\text{REF},0} = \frac{V_{\text{GS1}} - V_{\text{GS2}}}{R} = \frac{2}{R^2 \beta_1} \left(1 - \sqrt{\frac{1}{K}} \right) \quad (3.11)$$

avec $\beta_2 = K\beta_1$, soit la largeur de MN2 est K fois plus grande que celle de MN1. Il est à noter que $I_{\text{REF},0}$ ne dépend pas de la tension d'alimentation. Pour avoir un courant de référence de 450 nA, une résistance $R = 193 \text{ k}\Omega$ est choisie.

Ce circuit possède 2 points de fonctionnement : $I_{\text{REF},0} = 450 \text{ nA}$ et $I_{\text{REF},0} = 0 \text{ nA}$. Afin de se placer au point de fonctionnement où $I_{\text{REF},0}$ est différent de 0 nA, un circuit de démarrage est ajouté.

3.7 Circuit complet et circuit d'activation

Une fois l'ensemble des éléments conçus, ils peuvent être assemblés pour former l'ASIC final dont le schéma bloc est présenté à la Figure 3.17(a). Une unité de calcul de barycentre et d'adaptation d'impédance par direction (θ et φ) sont nécessaires. Un seul CAN RAS est utilisé, numérisant alternativement V_θ et V_φ . Un compteur modulo 2 (une bascule D) contrôlé par le signal de fin de conversion du CAN fait alterner l'état du commutateur en entrée du CAN pour sélectionner la direction à numériser. Afin que le CAN ne commence à numériser qu'après que les références de courant, tension et de temps se soient stabilisées, un circuit génère un signal d'initialisation (*power-on-reset*) [Sua09] 0,31 ms après la mise sous tension, et donc la mise en route, du circuit.

Sur les 14 périodes d'horloge nécessaires à la numérisation d'un résultat, le CAN est connecté à l'un des 2 circuits de calcul de barycentre seulement durant la période d'échantillonnage. En considérant que le temps de réponse du circuit de calcul est négligeable devant la période d'horloge, le calcul de barycentre n'a besoin d'être actif uniquement pendant l'échantillonnage. De ce fait, **chacun des 2 circuits de calcul n'est actif que 1/28^{ème} du temps**, et au repos sinon, menant à une réduction significative de la consommation moyenne du circuit. Le bénéfice sur la consommation de cette méthode sera quantifié avec des simulations au chapitre suivant. Pour ce faire, un circuit d'activation est mis en œuvre. Il consiste à déconnecter les photodiodes quand le circuit de calcul n'est pas actif pour avoir des « photo-courants » en entrée de 0 μA . Les courants de référence $I_{K\Theta}$ et de polarisation I_{BIAS} sont amenés à 0 μA de la même manière. La mise

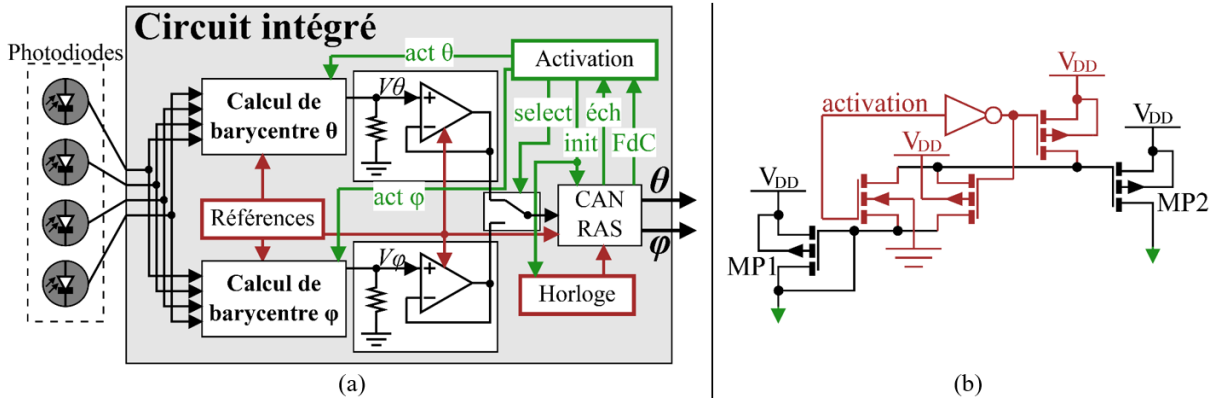


FIGURE 3.17 – Schéma global de l'ASIC avec son circuit d'activation. (a) Le circuit intégré comporte 2 unités de calcul de barycentre et un CAN RAS. Un circuit d'activation, constitué d'un compteur modulo 2, d'un générateur de signal d'initialisation (init) et de portes logiques, est conditionné par les signaux d'échantillonnage (éch) et de fin de conversion (FdC) du CAN. Cette unité active le calcul de barycentre de θ ou φ (signaux $act\ \theta$ et $act\ \varphi$) lors de l'échantillonnage et contrôle le commutateur en entrée du CAN (signal $select$). (b) Circuit mis en œuvre sur les miroirs de courant en sortie des photodiodes pour désactiver le calcul de barycentre. Quand le signal d'activation est à '0', le transistor MP2 est bloqué menant à un courant I_{DS} de 0 μA .

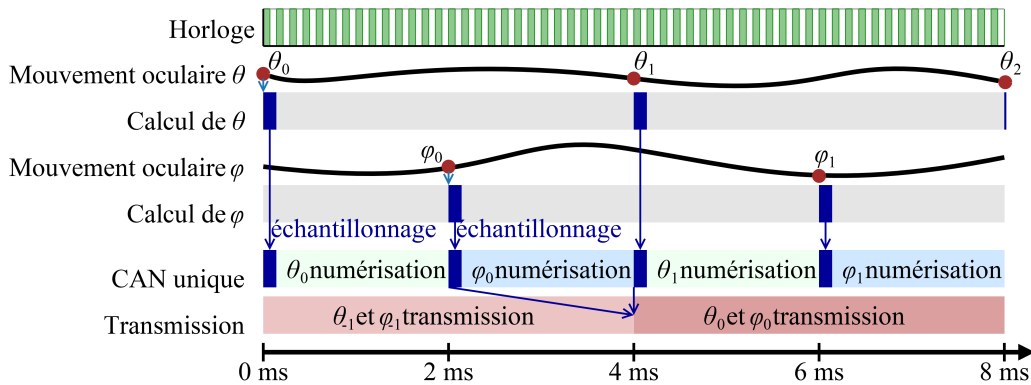


FIGURE 3.18 – Diagramme temporel de l'ASIC au sein de l'oculomètre. Chacune des 2 unités de calcul de barycentre ne fonctionnent que durant la phase d'échantillonnage du CAN.

en application consiste à agir sur les miroirs distribuant ces courants avec la modification présent Figure 3.17(b).

Le diagramme temporel de l'ASIC est présenté Figure 3.18. Pendant que les 2 composantes d'une direction du regard (θ et φ) sont calculées et numérisées, 2 autres sont transmises en parallèle. Ainsi, le suivi de regard se fait avec une fréquence de 250 échantillons/s.

Conclusion

Ce chapitre a mis en avant les choix technologiques et de conception pour réaliser les fonctions à embarquer sur la lentille de manière à avoir un calcul précis, robuste et de faible consommation. Suite à ces choix, la conception de l'ASIC a été présentée. Ainsi, le calcul de barycentre a été mis en œuvre par un circuit de calcul analogique en mode courant pour réduire la complexité. De manière à réduire la consommation, une polarisation sous le seuil a été choisie pour la plupart des transistors MOS, au détriment d'une plus grande sensibilité aux variations technologiques et des paramètres environnementaux. Toutefois, l'utilisation de miroirs cascades et de transistors de grandes surfaces pour les miroirs de courant offrent un compromis entre la surface occupée et la précision du calcul. Pour la numérisation du résultat, un convertisseur analogique-numérique à registre à approximations successives avec une résolution de 12 bits a été conçu pour répondre au mieux aux contraintes de précision, vitesse, consommation et surface. Pour assurer l'autonomie du circuit intégré, une référence interne de courant et de tension, de même qu'un oscillateur harmonique, ont été conçus. Par conséquent, aucun composant supplémentaire n'est nécessaire, réduisant la surface occupée par le calcul sur la lentille à celle du circuit intégré. Enfin, un circuit d'activation permet de réduire la consommation moyenne du circuit en limitant le temps durant lequel le circuit est actif.

Afin de vérifier si les imperfections inhérentes à la réalisation d'un circuit intégré ne détériorent pas l'ensemble des performances du système, une étape de simulations est nécessaire. En particulier, l'étalonnage, indispensable à chaque mise en route de l'oculomètre, supprime toute erreur linéaire systématique. Le circuit a été conçu de manière à ne pas introduire d'erreurs non-linéaires pour ne pas dégrader la précision du système après étalonnage. De ce fait, le chapitre suivant présente des simulations de l'oculomètre en prenant en compte l'étalonnage et en se basant sur un modèle réaliste du circuit.

SIMULATION FONCTIONNELLE DE L'OCULOMÈTRE

Introduction

La conception de l'ASIC présent sur la lentille pour réaliser le calcul de barycentre ainsi que la numérisation du résultat ont été présentées au chapitre précédent. Le circuit a été conçu de manière à fonctionner à faible consommation, avec des transistors MOS polarisés sous le seuil, et sans composant externe, en utilisant des références de courant, de tension et de temps internes. L'accent a été mis sur les défauts inhérents à la réalisation d'un tel circuit intégré et aux méthodes mises en œuvre pour pallier ces imperfections.

Le système d'oculométrie complet comporte une partie lentille de contact embarquant l'ASIC pour réaliser le calcul de barycentre et la numérisation, ainsi qu'une partie lunettes avec l'étalonnage et la compensation de l'erreur inhérente. Afin d'accéder aux performances attendues de l'oculomètre, et pour les comparer à la théorie et aux objectifs, il est nécessaire de réaliser différentes simulations fonctionnelles. Le but de ce chapitre est donc de simuler l'oculomètre dans son ensemble. Le schéma du circuit intégré, conçu au chapitre précédent dans la technologie CMOS 0,35 μm de chez AMS, est simulé électriquement avec *Spectre*[®]. La partie lunettes est mise en œuvre par un programme *Python*. La première partie de ce chapitre présente des simulations dans des conditions parfaites d'utilisation pour valider la fonctionnalité du système. Cette étape permettra aussi d'estimer la consommation énergétique du circuit et valider si cette dernière est en adéquation avec une alimentation par induction. Dans un second temps, les variations technologiques et environnementales sont prises en compte afin de quantifier leurs conséquences sur la précision de l'oculomètre. Enfin, l'intérêt d'appliquer l'étalonnage pour supprimer les erreurs linéaires introduites par le circuit est mis en avant avec les modifications nécessaires pour améliorer la précision du système.

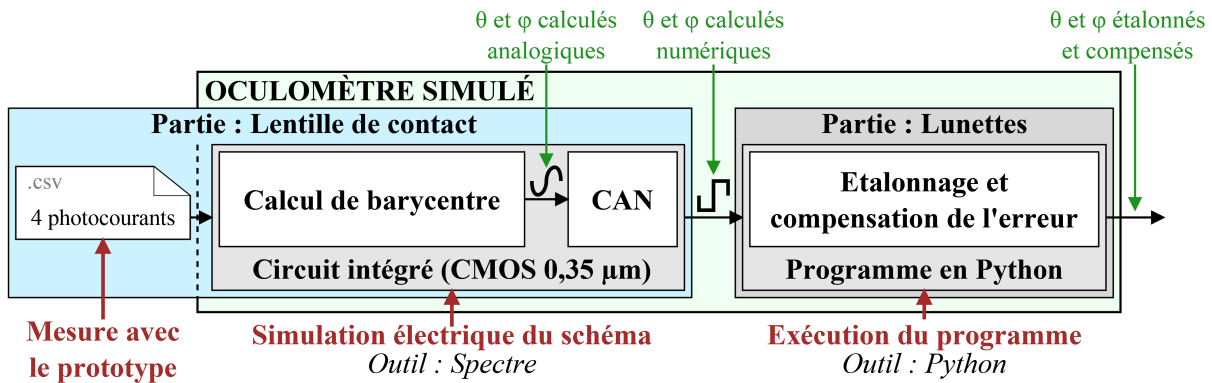


FIGURE 4.1 – Architecture de l’oculomètre simulé ainsi que les outils de simulation. Le schéma électrique du circuit intégré est simulé avec *Spectre*[®]. Le circuit réalise le calcul de barycentre et la numérisation en prenant en entrée les photo-courants mesurés avec le prototype de lentille de contact sclérale encapsulant des photodiodes du Paragraphe 2.2. L’étalonnage et la compensation de l’erreur inhérente sont appliqués au résultat de la simulation électrique par un programme en *Python*.

4.1 Méthode de simulation de l’oculomètre

L’objectif est d’estimer les performances de l’oculomètre dans son ensemble en prenant en compte le circuit conçu au chapitre précédent. L’architecture simulée est synthétisée à la Figure 4.1. Afin d’être réaliste, les entrées de l’oculomètre simulé sont les photocourants mesurés avec le prototype du Paragraphe 2.2.1, à savoir les photo-courants pour une rotation de l’œil de -16° à $+16^\circ$ avec un pas de 2° . L’architecture de l’oculomètre simulé comporte l’ASIC, comprenant les calculs de barycentre pour θ et φ ainsi que le CAN. L’étalonnage et la compensation de l’erreur inhérente sont mis en œuvre par un programme en *Python*. Ce programme suit la procédure définie au Paragraphe 2.1.6.3.

La transmission de données de la lentille vers les lunettes est considérée parfaite, autrement dit n’introduisant pas d’erreur sur les données numérisées. Ceci est réaliste de par la faible distance ($d_0 = 13\text{ mm}$) et l’absence d’obstacle entre la lentille et les lunettes, et en se basant sur la documentation technique du NTAG NXP ainsi que sur les système existant utilisant la communication en champ proche. Le NTAG NXP apporte cependant des contraintes de temps (le circuit intégré a 4 ms pour calculer et numériser les 2 directions) et d’alimentation (0,9 mW de disponible sur la lentille), voir Annexe A, auxquelles le reste du système d’oculométrie doit se conformer.

Le calcul de barycentre et la numérisation sont issus d’une simulation électrique avec *Spectre*[®] du schéma du circuit intégré. Le résultat de simulation est ensuite traité par le programme en *Python* pour appliquer l’étalonnage et la compensation de l’erreur inhé-

rente. Ce programme est celui qui sera utilisé pour l'oculomètre en conditions réelles. Il s'appuie sur la librairie `numpy.polynomial` pour réaliser les opérations nécessaires pour la compensation de l'erreur inhérente. L'approximation polynomiale de $\theta_{\text{calculé}}$ est réalisée par la fonction `polyfit` qui exécute un algorithme de régression polynomiale par méthode des moindres carrés. La recherche des racines est effectuée par la fonction `roots` qui se base sur le calcul des valeurs propres de la matrice compagnon.

4.2 Simulations nominales de l'oculomètre

L'oculomètre est tout d'abord simulé dans des conditions nominales, autrement dit parfaites et stables, pour valider sa précision en considérant le circuit intégré conçu. Les simulations électriques du schéma du circuit, conçu dans la technologie AMS CMOS 0,35 μm , sont menées avec *Spectre*[®]. Pour ces simulation dans un cas idéal, la tension d'alimentation typique du circuit est $V_{\text{DD}} = 1,8 \text{ V}$, et la température nominale considérée est 35 °C pour simuler la présence du circuit sur l'œil. Ces simulations permettront de plus d'estimer la consommation énergétique de l'ASIC présent sur la lentille de contact et de valider son alimentation par induction avec le NTAG NXP (Annexe A).

4.2.1 Précisions nominales simulées du calcul de barycentre et du CAN

Une première étape est de simuler séparément les 2 éléments constitutifs du circuit intégré, à savoir le calcul de barycentre et le CAN, pour valider leur fonctionnement et vérifier qu'ils ne détériorent pas la précision par rapport au calcul analytique utilisant l'Équation 2.12.

En prenant pour entrées les photo-courants mesurés, la sortie du circuit analogique de calcul de barycentre pour la direction θ est un courant compris entre 141 et 460 nA. Une fois converti en angle, l'erreur de précision correspondante est donnée Figure 4.2. L'allure de la courbe est similaire à la précision obtenue en réalisant le calcul analytiquement, validant le bon fonctionnement du circuit de calcul. Le temps de réponse à un échelon de tension d'alimentation de 0 à 1,8 V est de 11 μs d'après une simulation temporelle. Étant inférieur à la période d'horloge de 80 μs , il est possible de réaliser le calcul de barycentre en une seule période. Les 2 circuits de calcul de barycentre (un par direction)

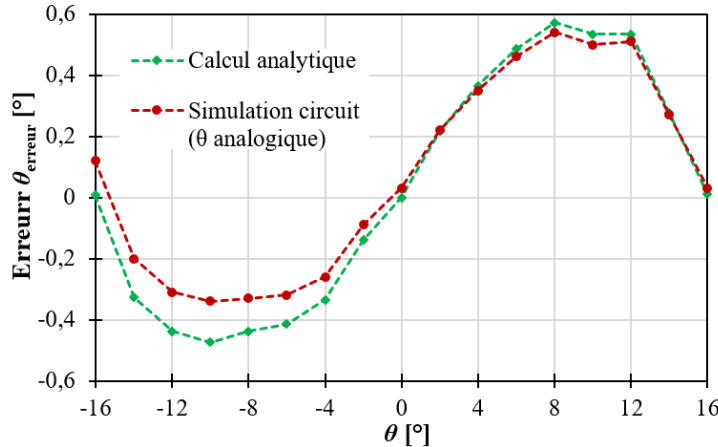


FIGURE 4.2 – Résultat de la simulation électrique dans des conditions nominales ($V_{\text{DD}} = 1,8\text{ V}$ et température de 35 °C) du circuit de calcul de barycentre (θ analogique). La précision obtenue avec le circuit est similaire à celle obtenue en menant le calcul analytiquement.

étant identiques, un bon fonctionnement pour la direction θ valide le fonctionnement du circuit de calcul pour la direction φ .

Le second élément du circuit intégré est la numérisation du résultat du calcul barycentrique. Le CAN est ainsi simulé pour valider son bon fonctionnement, en particulier pour vérifier que la suite d’opérations corresponde à celle définie lors de sa conception. Le résultat de simulation est présenté Figure 4.3. Le fonctionnement du CAN correspond bien à une approximation de la tension de référence par itérations successives : la tension en sortie du banc de capacités $V_{\text{COMPARÉE}}$ s’approche de la valeur V_{REF} selon l’état du registre.

Afin d’accéder à l’erreur introduite par le CAN, une simulation électrique du schéma est menée avec en entrée une tension variant de 0 à 900 mV avec un pas de 5 mV. Idéalement, le pas de simulation devrait être $\frac{1}{2}$ LSB afin d’estimer précisément l’erreur de quantification. Toutefois, le CAN ayant une résolution de 12 bits, une telle simulation ne peut pas être menée en un temps raisonnable (plus de 80000 cas à simuler). Dans des conditions typiques (35 °C et $V_{\text{DD}} = 1,8\text{ V}$), la numérisation introduit une erreur inférieure à 1,5 LSB, soit inférieure à $0,035^\circ$, Figure 4.4. Sur la plage centrale (entre -16° et $+16^\circ$), l’erreur est inférieure à 1 LSB.

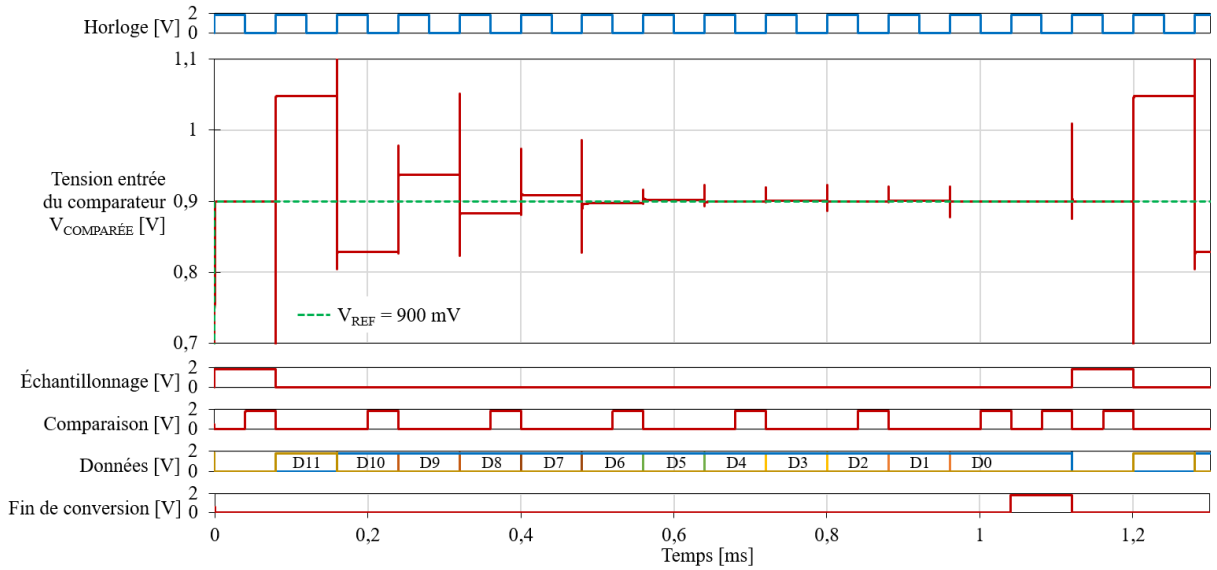


FIGURE 4.3 – Résultat de simulation temporelle du CAN pour la conversion d'une tension d'entrée $V_{IN} = 300 \text{ mV}$ (correspondant à une direction du regard de 0°).

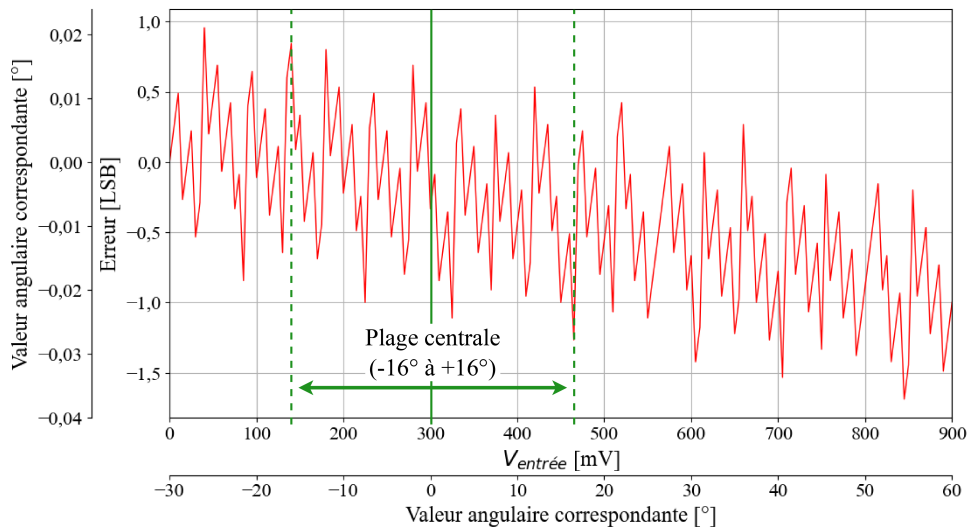


FIGURE 4.4 – Erreur introduite par le CAN sur la direction du regard dans des conditions nominales (35°C et $V_{DD} = 1,8 \text{ V}$). La simulation est menée pour une tension en entrée du CAN variant de 0 à 900 mV avec un pas de 5 mV, ce qui est équivalent à la numérisation d'une direction du regard calculée de -30° à $+60^\circ$ avec un pas de $0,5^\circ$. L'erreur entre la tension de sortie et celle d'entrée est donnée en LSB où $1 \text{ LSB} = 900/2^{12} \text{ mV}$. Cela correspond à une erreur en degré sur l'angle numérisé avec 1 mV équivalent à $0,1^\circ$.

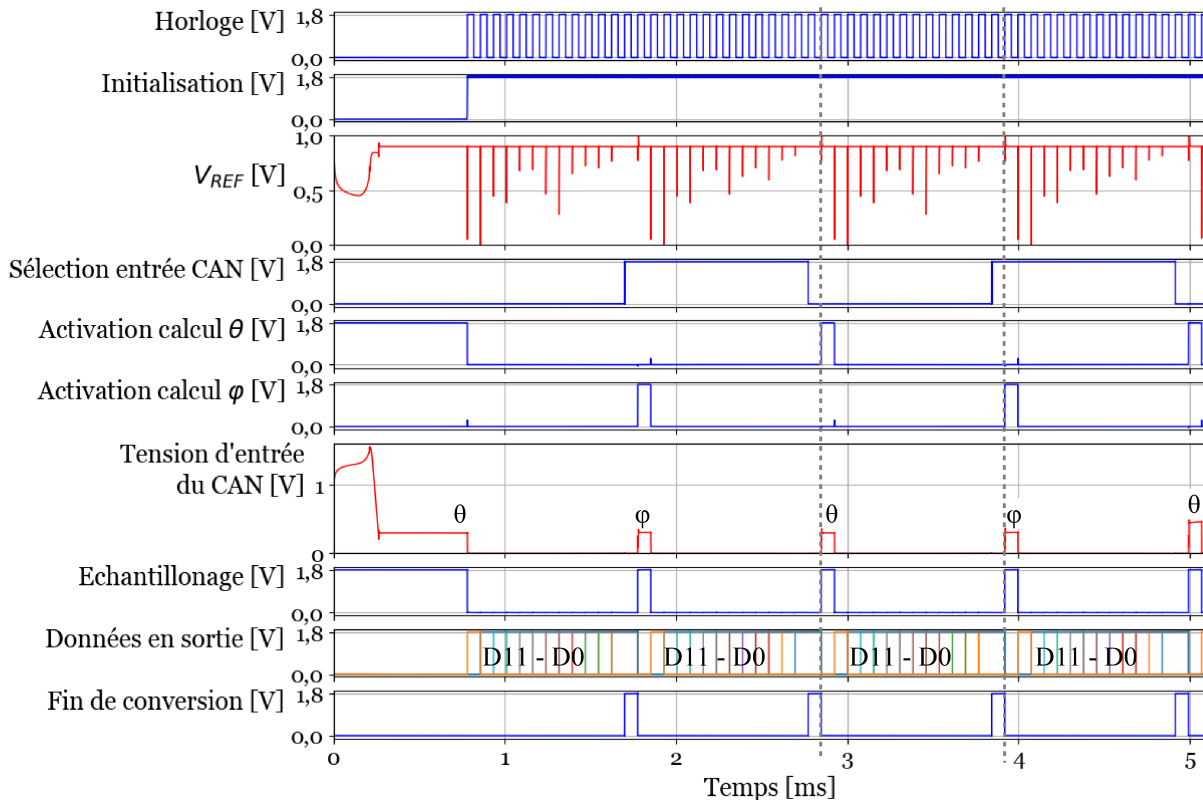


FIGURE 4.5 – Résultat de la simulation temporelle du schéma électrique complet du circuit intégré menée avec *Spectre*[®]. Après stabilisation des références à la mise en route du circuit (par exemple V_{REF} , la tension de référence pour le CAN), un signal d'initialisation démarre la partie numérique. Le circuit calcule et numérise ensuite alternativement $\theta_{calculé}$ et $\varphi_{calculé}$. Le circuit d'activation contrôle cette commutation en sélectionnant l'entrée du CAN et en activant le calcul de θ ou de φ . Le calcul de barycentre n'est donc effectué que durant l'échantillonnage, et c'est ainsi seulement à ce moment qu'une tension est présente en entrée du CAN (la tension de sortie du calcul de barycentre). Un signal de fin de conversion indique la fin de la numérisation.

4.2.2 Précision nominale simulée de l'oculomètre

Une fois le bon fonctionnement des éléments du circuit vérifié, l'oculomètre est simulé dans son ensemble suivant l'architecture exposée Figure 4.1. Une première simulation temporelle du schéma électrique complet, présentée Figure 4.5, permet de valider le fonctionnement du circuit. Le signal d'initialisation pour la mise en route de la partie numérique du circuit intervient après stabilisation des références telles que V_{REF} . Par la suite, le calcul et la numérisation de $\theta_{calculé}$ et $\varphi_{calculé}$ sont menés alternativement. Avec le circuit d'activation, Paragraphe 3.7, le calcul de barycentre n'est actif que durant la phase d'échantillonnage du CAN. De par son faible temps de réponse, Paragraphe 4.2.1, le calcul

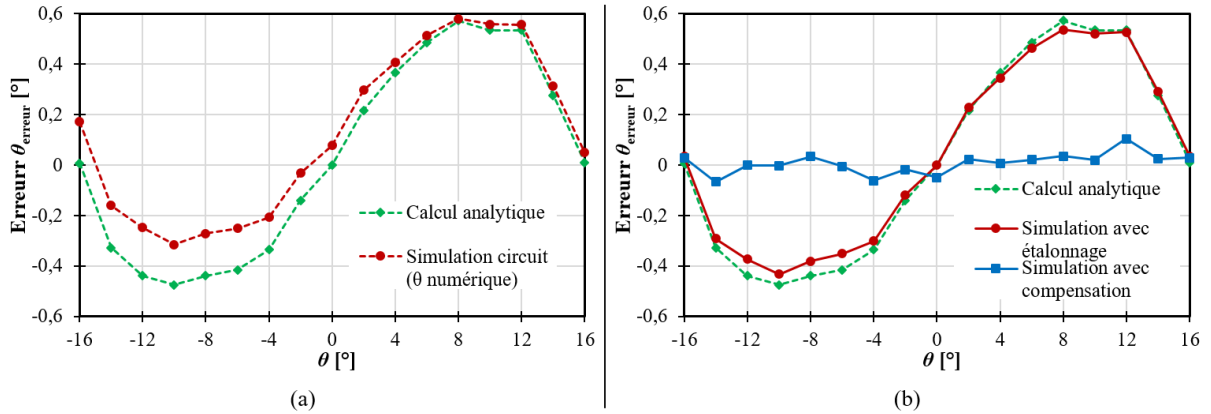


FIGURE 4.6 – Résultat de simulation dans des conditions nominales ($V_{DD} = 1,8\text{V}$ et température de 35°C) de l'oculomètre. (a) Précision en sortie du circuit intégré simulé (θ numérique). (b) La procédure d'étalonnage et la compensation de l'erreur inhérente sont appliquées aux résultats de la simulation électrique. La précision avec compensation est l'erreur en sortie de l'oculomètre simulé.

s'effectue et se stabilise en moins d'une période de l'horloge. Le calcul et la numérisation d'une direction (θ ou φ) demande 1,12 ms, respectant les 2 ms par direction allouées au circuit pour garantir les 250 échantillons/s en sortie de l'oculomètre.

La précision de l'oculomètre, en prenant en compte le circuit simulé dans des conditions nominales, est donnée Figure 4.6. L'erreur simulée en sortie du circuit intégré présente une allure similaire à celle obtenue analytiquement. Une légère erreur de décalage et de pente est présente, mais est corrigée avec l'étalonnage. Avec la compensation de l'erreur inhérente, **la précision de l'oculomètre simulé est de $0,1^\circ$, soit identique au cas où le calcul est mené analytiquement.**

4.2.3 Consommation estimée de la lentille instrumentée

La simulation nominale de l'ASIC permet en outre d'estimer la consommation de l'oculomètre pour la partie présente sur la lentille de contact. La consommation du circuit intégré au cours du temps est présentée à la Figure 4.7. La consommation numérique est composée de pics de consommation brefs durant les transitions. Pour la consommation analogique, une oscillation à 400 kHz est présente à cause de l'oscillateur harmonique. Une différence de consommation moyenne est notable selon si le calcul de barycentre est activé ou non.

En effet, quand l'ensemble des éléments du circuit sont en fonctionnement, la puissance consommée moyenne du circuit intégré est de $176,9\mu\text{W}$. Elle est principalement

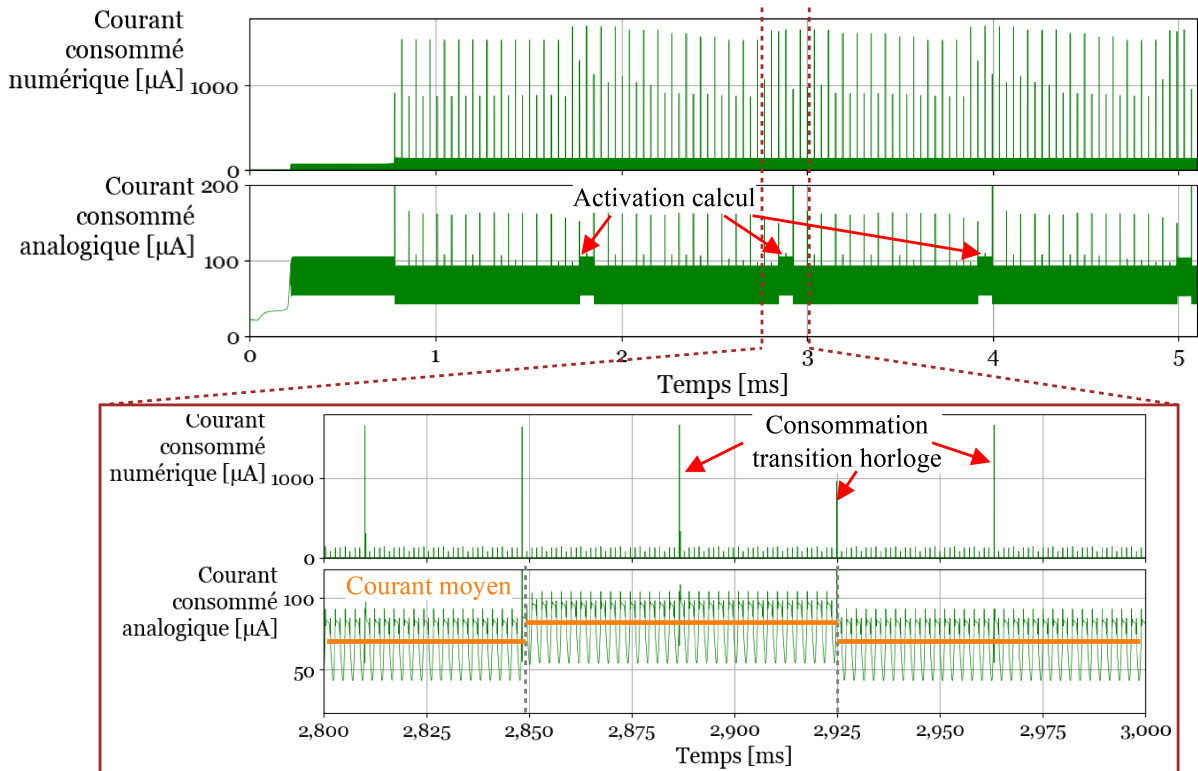


FIGURE 4.7 – Consommation simulée du circuit intégré dans son ensemble avec une tension d'alimentation de 1,8V. La consommation analogique présente une oscillation à 400kHz qui correspond à la variation de consommation de l'oscillateur harmonique. Une variation de la consommation est aussi présente selon l'état du circuit d'activation, montrant l'intérêt de ce dernier pour réduire la consommation moyenne. Pour la consommation numérique, un pic de courant à chaque changement d'état de l'horloge, correspondant à la consommation dynamique des bascules du CAN RAS.

due à l'oscillateur, consommant $114,5 \mu\text{W}$ à cause de l'important courant de polarisation nécessaire, et des 2 circuits de calcul analogique de barycentre (un par direction) consommant $21,8 \mu\text{W}$ chacun, comme détaillée dans le Tableau 4.1. Cependant, en utilisant le circuit d'activation, chacun des 2 circuits de calcul barycentrique n'est en fonctionnement que $1/28^{\text{ème}}$ du temps, ayant sinon une consommation de $1,4 \mu\text{W}$ chacun au repos. De ce fait, la consommation de la partie calcul barycentrique est réduite à $4,1 \mu\text{W}$ en moyenne grâce au circuit d'activation, ramenant **la puissance consommée moyenne du circuit intégré à $137,4 \mu\text{W}$** .

Un intérêt annoncé de l'architecture hybride est sa consommation plus faible par rapport à celle de l'architecture tout-lunettes, présentée en Annexe B. Cette dernière architecture, basée sur la numérisation des 4 photo-courants, a une consommation moyenne

TABLEAU 4.1 – Consommation énergétique moyenne de l'oculomètre en simulation pour la partie présente sur la lentille de contact pour les architectures hybride et tout-lunettes.

Bloc	Architecture hybride		Architecture tout-lunettes (Annexe B)	
	sans activation	avec activation		
Calcul θ et φ	43,6 μ W	4,1 μW	Superviseur	4,0 μ W
CAN RAS	6,7 μ W	6,7 μ W	CAN RAS	31,0 μ W
Adaptation	7,6 μ W	7,6 μ W	Adaptation	11,2 μ W
Horloge	114,5 μ W	114,5 μ W	Horloge	114,5 μ W
Références	4,5 μ W	4,5 μ W	Références	10,2 μ W
Total circuit	176,9 μ W	137,4 μW	Total circuit	170,9 μ W
NTAG NXP	280 μ W			
Total lentille	456,9 μ W	417,4 μW	Total oculomètre	450,9 μ W

de 170,9 μ W, principalement celle de l'oscillateur et des 2 CAN RAS. Ces CAN ont une fréquence de fonctionnement plus élevée que pour l'architecture hybride, demandant des courants de polarisation plus importants et menant donc à une consommation plus importante pour chacun et pour les références. Ainsi, grâce au circuit d'activation, **le circuit intégré pour l'architecture hybride a une consommation de 19,6% moindre que celle tout-lunettes**. Ceci valide le critère de consommation pour comparer les 2 architectures et confirme l'intérêt de la version hybride associée à un circuit d'activation pour minimiser la consommation.

En prenant en compte le NTAG NXP, la consommation totale des éléments présents sur la lentille de contact pour l'architecture hybride est inférieure à 0,5 mW, Tableau 4.1. Cette consommation est largement conforme au budget énergétique de 0,9 mW fourni par le NTAG NXP, Annexe A. **Le transfert d'énergie et l'alimentation de l'électronique embarqué dans la lentille de contact par induction sont ainsi validés.**

Cette estimation se base sur l'utilisation du NTAG NXP de manière à valider l'alimentation d'un circuit intégré présent sur une lentille de contact par induction. L'idéal serait d'intégrer les fonctionnalités de ce composant externe à l'ASIC afin, d'une part limiter la surface occupée à un seul circuit intégré, d'autre part optimiser sa consommation au besoin de l'application. En effet, le NTAG NXP, étant un composant commercialisé,

doit pouvoir s’adapter à de nombreuses applications. Il comporte donc une mémoire, des registres de configuration ainsi qu’un démodulateur pour la transmission du primaire vers le secondaire (inutile dans l’application proposée). L’ensemble de ces éléments justifient la consommation de 280 μW , qui serait grandement réduite avec une conception spécifique. Réduire la consommation de l’électronique présente sur la lentille de contact permettrait de limiter la puissance à injecter dans la bobine primaire pour le transfert d’énergie par induction. Le premier avantage est pour la sécurité de l’utilisateur : réduire la puissance transmise réduit le débit d’absorption spécifique (Annexe A) et limite les risques d’échauffement aussi bien du primaire que du secondaire. Un second avantage est de réduire la consommation globale de l’oculomètre, aussi bien la partie lentille de contacte que lunettes. Ceci peut faciliter l’intégration de l’oculomètre proposé comme outil dans des systèmes contraints.

4.3 Performances avec les variations technologiques et environnementales

Comme énoncé dans le Chapitre 3, un circuit intégré est sensible aux variations des paramètres environnementaux tels que la température et la tension d’alimentation, ainsi qu’aux variations technologiques inhérentes à sa réalisation. Afin de déterminer la précision de l’oculomètre de manière réaliste, il est nécessaire de prendre en compte ces variations lors des simulations. Par ailleurs, l’étalonnage requis pour assurer la fiabilité de l’oculomètre est une correction du décalage et de la pente, supprimant donc toutes les erreurs linéaires. De ce fait, tant que les erreurs systématiques introduites par le circuit sont linéaires, elles seront corrigées à la mise en route du système. L’objectif de ces simulations avec les variations, en plus de valider le fonctionnement de l’oculomètre dans des conditions qui ne sont pas nominales, est de confirmer la robustesse du système en vérifiant la linéarité des erreurs introduites par l’ASIC.

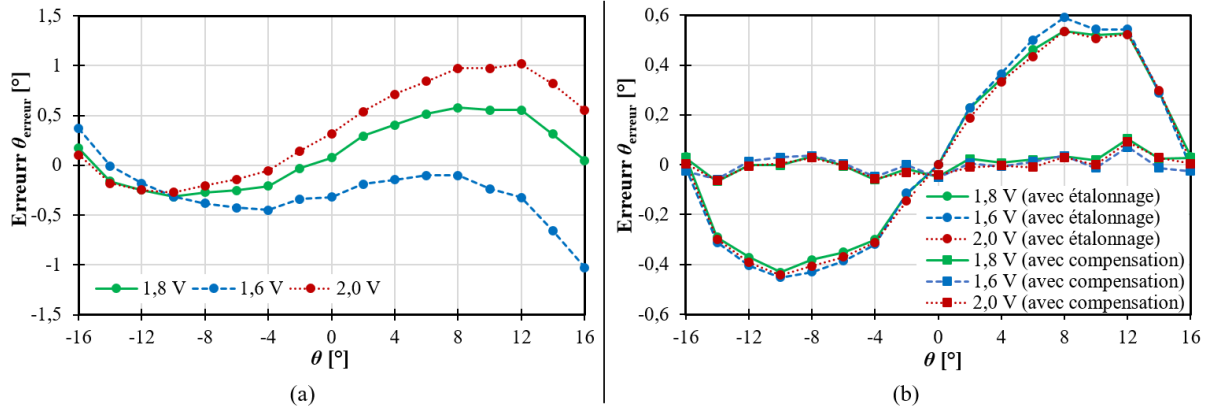


FIGURE 4.8 – Résultats de simulation du circuit complet avec variation de la tension d'alimentation V_{DD} . Avec l'étalonnage et la compensation de l'erreur inhérente, l'erreur est réduite à $0,1^\circ$.

4.3.1 Simulation avec variations des paramètres environnementaux

4.3.1.1 Variation de la tension d'alimentation

Le transfert d'énergie est un enjeu de l'instrumentation des lentilles de contact. Une telle lentille devant être autonome, il est difficile d'assurer la tension typique d'alimentation pour le circuit intégré. À titre d'exemple, dans le cas d'un lien inductif, la position relative entre les 2 bobines va influencer la puissance transmise. L'oculomètre doit donc pouvoir fonctionner sur une plage de tension d'alimentation autour de sa tension nominale pour être robuste aux imprécisions de l'alimentation.

Le schéma du circuit est ainsi simulé pour des tensions d'alimentation V_{DD} de $\pm 10\%$ autour de la valeur nominale, soit 1,6 V et 2,0 V. Les résultats de simulation sont présentés à la Figure 4.8. Une variation de tension d'alimentation mène à des erreurs de décalage et de pente, donc des erreurs linéaires. Elles se corrigent ainsi à l'étalonnage, amenant la précision de l'oculomètre à $0,1^\circ$ pour une tension d'alimentation comprise entre 1,6 et 2,0 V. En simulation, une alimentation d'au moins 1,5 V est nécessaire pour le bon fonctionnement du circuit, l'erreur devenant non-linéaire pour une tension inférieure.

Cette simulation paramétrique met en avant que la tension d'alimentation V_{DD} de l'ASIC doit rester relativement stable après l'étalonnage durant le fonctionnement de l'oculomètre. Cependant, l'alignement entre la bobine primaire et secondaire va varier avec les rotations de l'œil, modifiant la tension d'alimentation en cours d'utilisation. D'autre part, la consommation du circuit intégré varie au cours du temps avec, par exemple, le

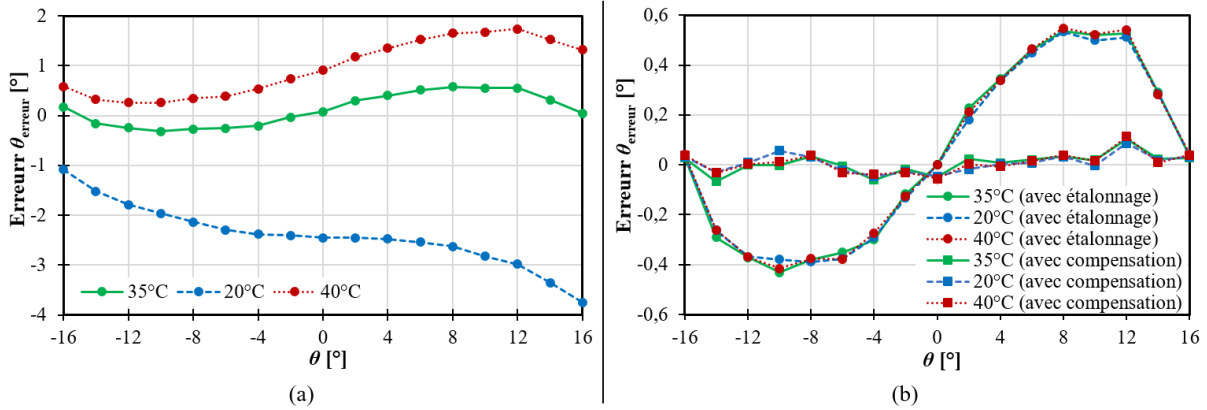


FIGURE 4.9 – Résultats de simulation du circuit complet avec variation de la température. Avec l'étalonnage et la compensation de l'erreur inhérente, l'erreur est réduite à 0,1°.

circuit d'activation, pouvant aussi avoir un impact sur V_{DD} . Tout d'abord, il a été démontré par l'expérience dans [Tak+19] que l'efficacité de la transmission de puissance entre une bobine primaire fixe sur les lunettes et une bobine secondaire dans une lentille de contact restait constante pour une rotation de l'œil comprise entre $\pm 15^\circ$, ce qui correspond à l'amplitude considérée. Les mouvements oculaires dans la plage $\pm 16^\circ$ ne mèneront donc pas à une modification de la tension d'alimentation du circuit intégré. Ensuite, la solution pour compenser des variations de V_{DD} serait de réaliser sur l'ASIC un régulateur de tension linéaire (*low-dropout (LDO) regulator*). Plusieurs régulateurs ne nécessitant pas de composant externe au circuit intégré ont été présentés et réalisés dans des technologies CMOS 0,35 μm [HM10; CTH13; ALM16]. Leur consommation est comprise entre 35 et 45 μW , adaptée à la puissance disponible sur la lentille.

4.3.1.2 Variation de la température

Bien que la température à la surface de l'œil soit régulée par le corps, elle dépend des conditions ambiantes (température extérieure, vent, etc.). Le circuit est simulé à 2 températures extrêmes autour de sa valeur nominale de 35 °C : d'une part à 40 °C, correspondant à la température maximale de l'œil, d'autre part à 20 °C, correspondant à la température ambiante intérieure. Les résultats de simulation sont présentés à la Figure 4.9. Il apparaît qu'une température différente de celle nominale introduit uniquement une erreur linéaire. L'étalonnage suffit pour la corriger, ramenant la précision de l'oculomètre à 0,1° pour une large plage de température.

4.3.2 Variation des paramètres technologiques : analyse Monte-Carlo

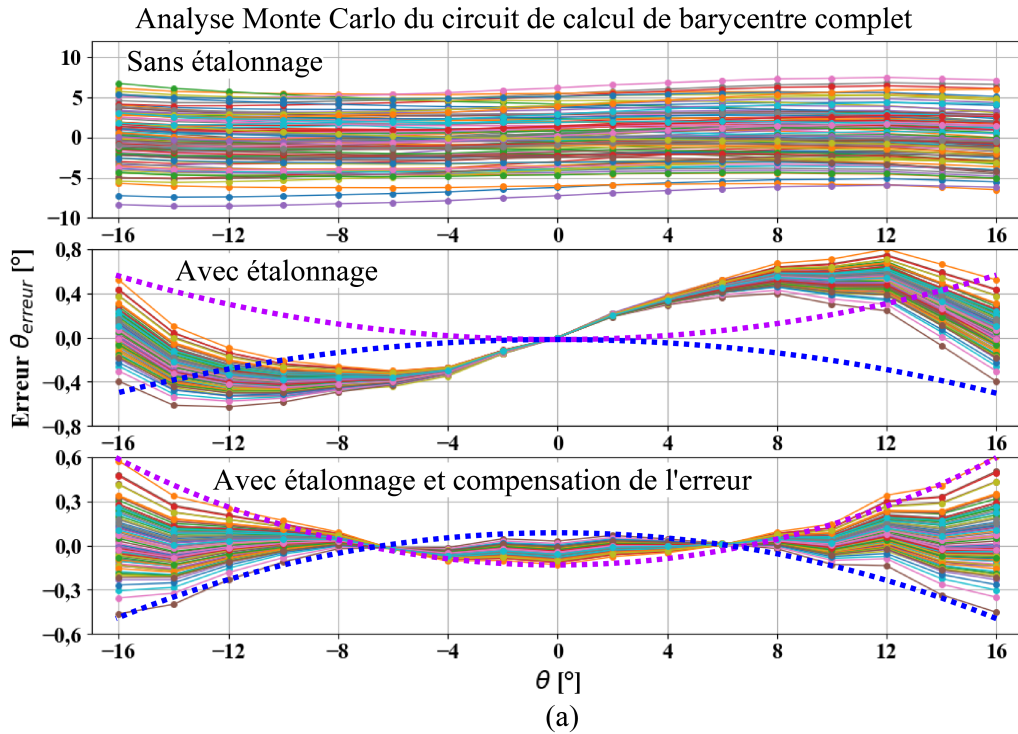
En plus des variations des paramètres environnementaux, un circuit intégré est sensible aux variations technologiques inhérentes à sa réalisation. Cette sensibilité est d'autant plus importante dans le cas de la conception sous le seuil, Paragraphe 3.1.3. Dans le but de valider la précision de l'oculomètre et sa robustesse, les variations des paramètres technologiques doivent être prises en compte pour les simulations. Par ailleurs, il est nécessaire de vérifier le bon fonctionnement du circuit malgré les défauts inhérents à sa fabrication. Des dysfonctionnements dans certains cas mèneraient au risque d'avoir des circuits intégrés inutilisables sans possibilité de correction après fabrication.

Les sources de variations étant diverses et de natures continues (épaisseur du substrat, concentration des dopants, épaisseur de l'oxyde, etc.), une simulation statistique est nécessaire. Une analyse Monte-Carlo du schéma électrique de l'ASIC est alors menée. Elle consiste à réaliser plusieurs simulations électriques en faisant varier aléatoirement d'une itération à l'autre, selon une distribution statique donnée, les paramètres de tous les composants du circuit. À titre d'exemple, pour les transistors MOS, la tension de seuil et la mobilité des porteurs vont varier d'une itération à l'autre. Cette distribution statistique étant propre à chaque technologie, elle est comprise dans le modèle de composant fourni par la fonderie de la technologie utilisée. Cette analyse Monte-Carlo de l'ASIC a fait l'objet d'une publication en revue [Mas+21].

4.3.2.1 Analyse des blocs circuits unitaires

Afin d'identifier les sources d'imprécision ainsi que vérifier la linéarité des erreurs introduites, et dans le but de les corriger avec l'étalonnage, une analyse Monte-Carlo est menée pour chacun des blocs circuits.

Pour le circuit analogique de calcul de barycentre, 1000 itérations sont menées pour l'analyse Monte-Carlo. Grâce aux méthodes de conception mises en œuvre au chapitre précédent (cascodes, larges transistors, etc.), l'erreur introduite avec les variations technologiques est principalement une erreur de décalage moyenne de $\pm 2,3^\circ$ et une erreur de pente de $1 \pm 0,05$ sur le résultat du calcul de barycentre, Figure 4.10(a). Ces erreurs étant linéaires, elles sont supprimées avec l'étalonnage. Toutefois, il apparaît une erreur résiduelle non-linéaire ayant l'allure d'une parabole et dégradant la précision à $0,5^\circ$ par rapport au $0,1^\circ$ théorique attendu. La réduction de cette erreur résiduelle fera l'objet du



Analyse Monte Carlo avec variations technologiques seulement pour les blocs circuits :

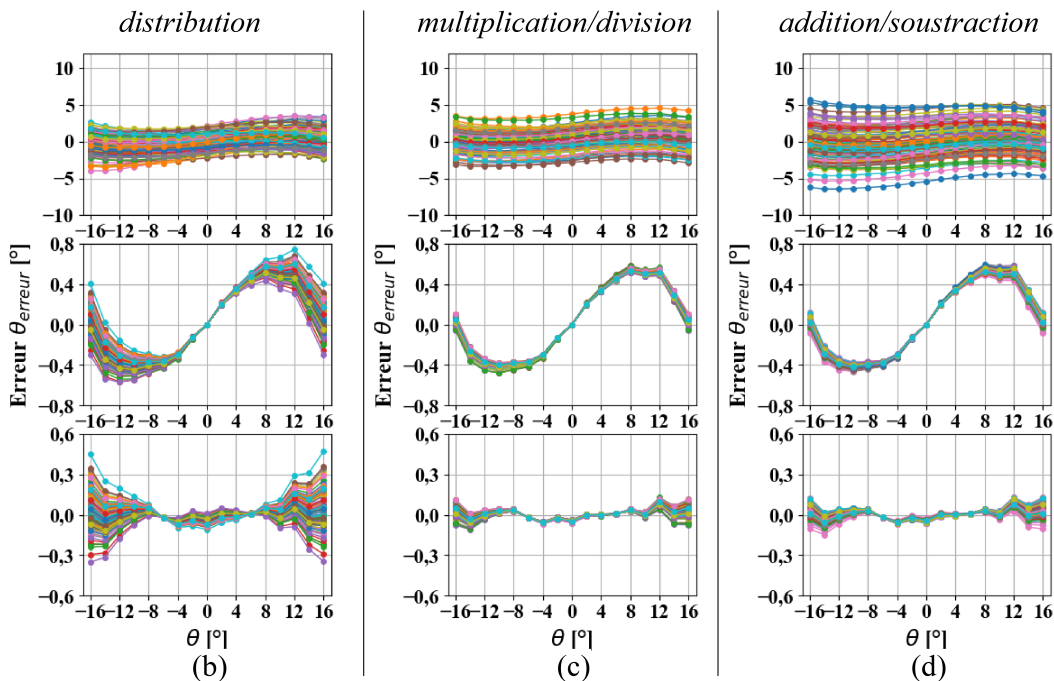


FIGURE 4.10 – Analyses Monte-Carlo du circuit de calcul de barycentre (100 itérations représentées sur les 1000 menées pour chacune des analyses) sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation de l'erreur inhérente. (a) Simulation avec les variations technologiques pour l'ensemble du circuit de calcul de barycentre. Une erreur non-linéaire parabolique est présente, représentée en ligne pointillée sur la figure, et détériore la précision à 0,5°. (b) Simulation du circuit de calcul de barycentre complet mais avec variations technologiques uniquement pour les blocs de distribution des photo-courants (miroirs de courant), (c) pour les blocs de multiplication et division (boucle translinéaire), (d) et les blocs d'addition et soustraction (miroirs de courant).

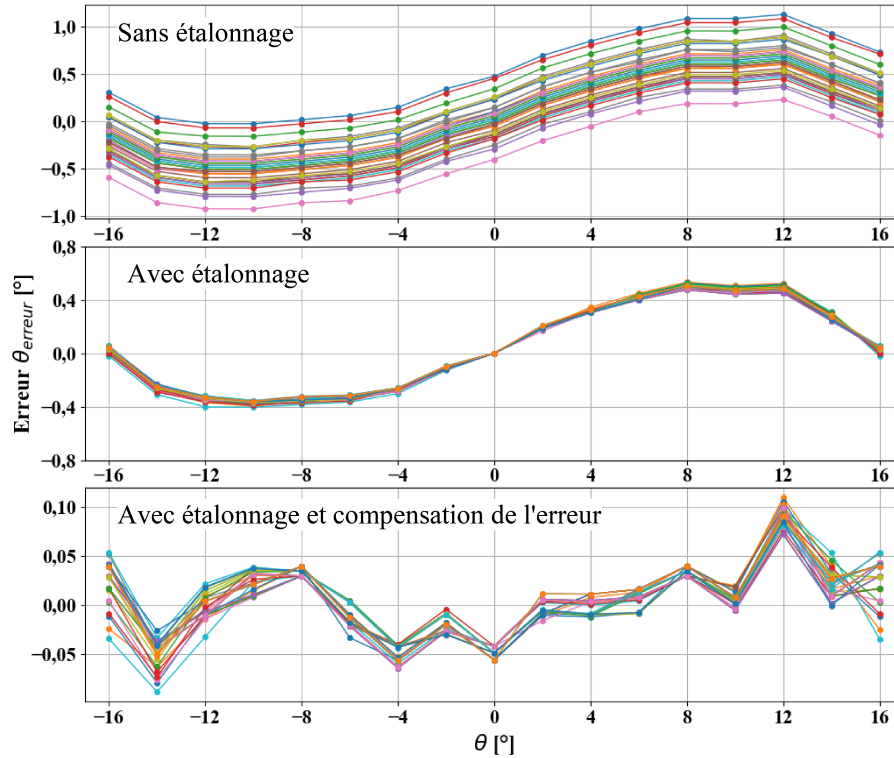


FIGURE 4.11 – Analyse Monte-Carlo du CAN (40 itérations représentées sur les 100 menées) sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation de l'erreur inhérente. Le reste du circuit est simulé dans des conditions typiques pour n'observer que l'impact du CAN sur la précision. L'erreur introduite étant uniquement linéaire, elle est supprimée à l'étalonnage.

dernier paragraphe de ce chapitre. Afin de déterminer la source de cette non-linéarité, l'analyse Monte-Carlo du circuit de calcul de barycentre est menée en appliquant les variations technologiques uniquement à certaines parties du circuit, Figure 4.10(b,c,d). Bien que chaque partie du circuit ait une influence sur les imprécisions finales, il apparaît que la non-linéarité est principalement due aux blocs de distribution des photo-courants, constitués de miroirs de courant réduisant la valeur des photo-courants à la centaine de nA et les copiant en entrée des blocs de multiplication et division. Cette non-linéarité a comme conséquence de limiter la précision de l'oculomètre complet.

Pour le CAN, l'analyse Monte-Carlo est menée en simulant le circuit complet et en appliquant les variations technologiques uniquement au CAN. Ces variations entraînent une erreur de décalage de $\pm 0,5^\circ$ sur la précision, Figure 4.4. Elle est principalement due au désappariement des transistors MOS qui forment la paire différentielle dans le comparateur.

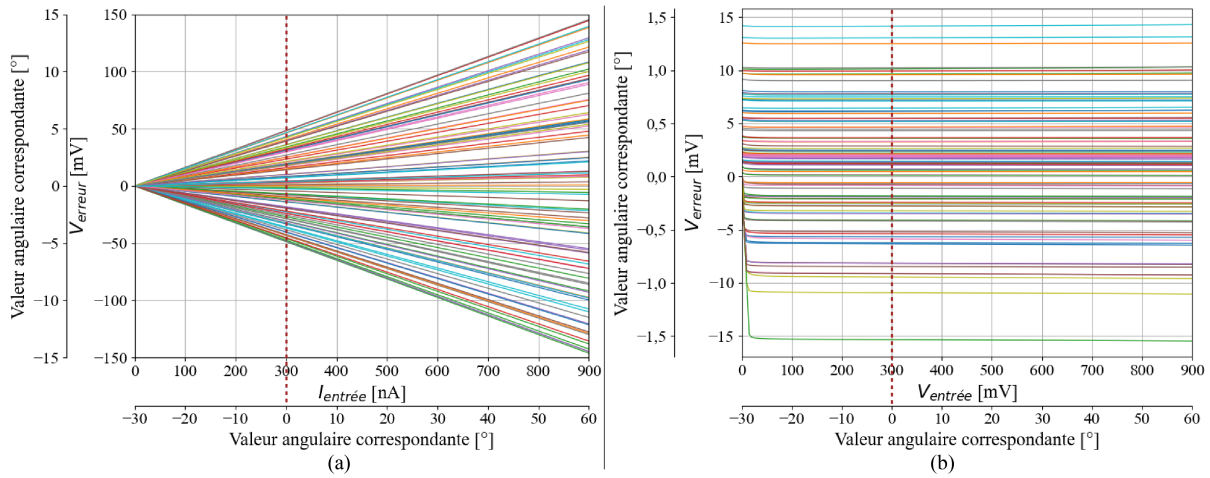


FIGURE 4.12 – Analyse Monte-Carlo du circuit de conversion courant-tension et d’adaptation d’impédance entre la sortie du calcul de barycentre et le CAN (100 itérations représentées sur les 1000 menées). V_{erreur} est la différence entre la tension de sortie attendue et la tension de sortie mesurée. En se basant sur l’Équation 3.7, en sortie du calcul de barycentre 1 nA est équivalent à $0,1^\circ$ (donc 1 mV à $0,1^\circ$), cette équivalence donnant ainsi l’erreur induite sur la précision. (a) Erreur introduite sur la précision à cause des variations de la valeur de la résistance. (b) Erreur induite sur la précision par le suiveur de tension. Par ailleurs, le suiveur de tension a bien un gain unitaire pour toute la plage d’entrée considérée (0 à 900 mV) qu’importe les variations technologiques.

Concernant l’adaptation entre la sortie du calcul de barycentre et l’entrée du CAN, la résistance de $1\text{ M}\Omega$ pour la conversion courant-tension amène une erreur importante. En effet, sa valeur varie de $\pm 18\%$ avec les variations technologiques. Toutefois, une variation de résistance entraîne une erreur strictement linéaire sur la tension, et donc sur la précision, à savoir un décalage de $\pm 5^\circ$ et une erreur de pente de $1 \pm 0,2$, Figure 4.12(a). Le suiveur de tension pour l’adaptation d’impédance introduit lui uniquement un décalage sur la précision compris entre $\pm 2^\circ$ pour la plage de tension d’entrée considérée (de 0 à 900 mV), Figure 4.12(b). L’adaptation n’introduit donc que des erreurs strictement linéaires qui sont supprimées à l’étalonnage.

Au sujet de l’oscillateur harmonique qui cadence le fonctionnement du CAN, les variations technologiques vont modifier la fréquence d’oscillation, Figure 4.13. Cela est principalement due à la variation des valeurs de résistances (corrélation de 0,74 entre la variation de résistance et la variation de fréquence d’oscillation) et de capacités (corrélation de 0,6) du pont de Wien (en comparaison la corrélation est uniquement de 0,11 entre la variation des tensions de seuil des transistors et la variation de fréquence d’oscillation). Après la division par 32, la fréquence d’horloge est comprise entre 10,1 et 16,8 kHz, soit toujours

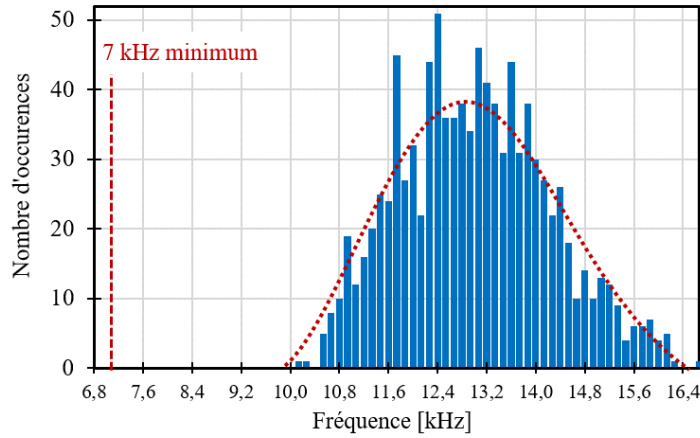


FIGURE 4.13 – Analyse Monte-Carlo de l’oscillateur harmonique (1000 itérations menées). La fréquence d’oscillation, étant en moyenne de 13,1 kHz, est toujours supérieur au 7 kHz requis.

supérieure aux 7 kHz nécessaires pour que le CAN respecte les contraintes de vitesse. Cette variation de la fréquence d’oscillation n’a donc pas d’impact sur le fonctionnement et la précision de l’oculomètre.

Enfin, les variations entraînent une imprécision de 25% pour les références de courants, et de 10% pour la référence de tension V_{REF} . Intervenant à plusieurs étapes du calcul, seule une simulation du circuit complet peut vérifier si l’erreur introduite par des variations des références est linéaire.

4.3.2.2 Analyse de l’oculomètre

Finalement, une analyse Monte-Carlo de l’ensemble de l’oculomètre est menée. La Figure 4.14 présente les résultats de simulation pour 150 itérations sur les 270 de menées. Une analyse Monte-Carlo du circuit complet étant longue (une itération demandant 3,4 heures avec un processeur Intel Xeon E5-1630), le nombre d’itérations reste faible, mais suffisant pour estimer les performances de l’oculomètre. Comme attendu, les variations technologiques mènent à une grande dispersion des résultats, l’erreur pouvant atteindre 20° avant toute correction. **Cependant, l’erreur introduite étant très majoritairement linéaire, la précision de l’oculomètre est grandement améliorée avec l’étalonnage et la compensation de l’erreur inhérente.** Il reste toutefois **une erreur résiduelle due aux non-linéarités du circuit, menant à une précision de l’oculomètre de $0,5^\circ$** , dont la réduction fera l’objet du paragraphe suivant. Cette erreur est similaire à celle présente avec l’analyse Monte-Carlo uniquement du circuit de calcul de

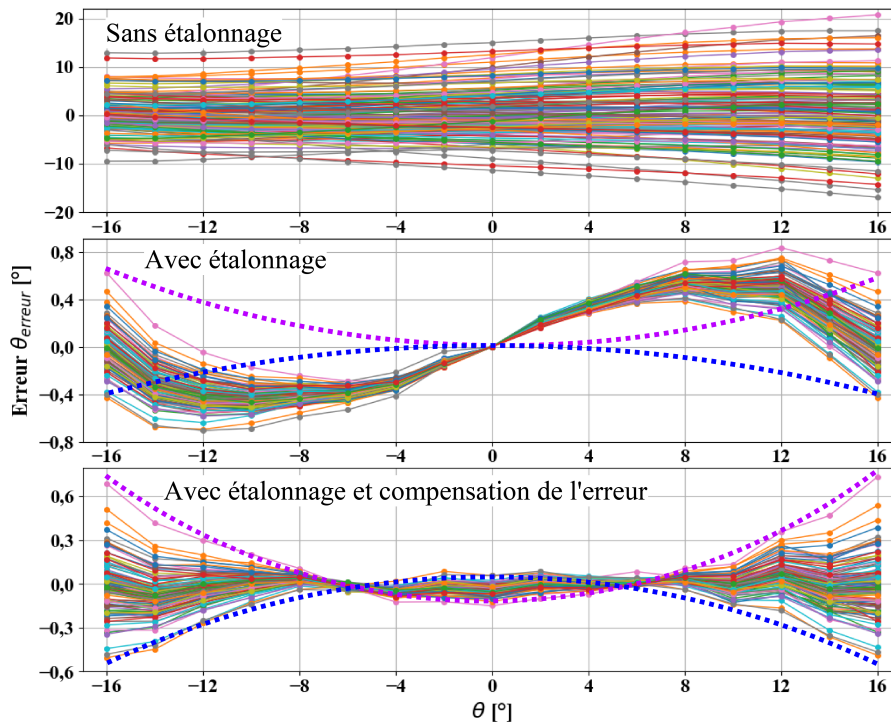


FIGURE 4.14 – Analyse Monte-Carlo de l'oculomètre complet (150 itérations représentées sur les 270 menées) sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation de l'erreur inhérente. À cause d'erreurs non-linéaires introduites par le circuit, une erreur parabolique résiduelle (représentée en ligne pointillée) est présente.

barycentre, Figure 4.10, démontrant que la précision est limitée par ce bloc. Par ailleurs, les analyses Monte-Carlo des blocs unitaires, comprenant plus d'itérations (car chacune est moins longue à exécuter qu'une itération pour le circuit complet), ont montré que majoritairement des erreurs linéaires étaient introduites. La simulation du circuit complet est ainsi validée malgré le nombre d'itérations réduit.

Enfin, sur l'ensemble des simulations menées pour les différentes analyses Monte-Carlo, le circuit n'a jamais été en défaut (les références et le circuit démarrent toujours, absence de point aberrant, absence d'erreur de simulation, etc.). De ce fait, en se basant sur les simulations, les imperfections inhérentes à la réalisation d'un circuit intégré ne provoquent en aucun cas un dysfonctionnement majeur, motivant la fabrication de l'ASIC dont l'évaluation expérimentale sera l'objet du Chapitre 5.

4.3.3 Modification de l'étalonnage pour améliorer la précision

L'erreur de l'oculomètre, en considérant les variations de technologie, est cinq fois supérieure aux $0,1^\circ$ obtenus théoriquement avec le calcul analytique. Cette imprécision est due au circuit, en particulier le bloc de calcul de barycentre, qui introduit une erreur non-linéaire ayant l'allure d'une parabole comme montrée sur la Figure 4.14. Une solution pour réduire cette imprécision est d'ajuster la pente pendant la phase d'étalonnage selon le signe du résultat du calcul de barycentre en modifiant la procédure du Paragraphe 2.1.6.3. Lors de l'étalonnage, un calcul de pente entre -16° et 0° donne le coefficient correcteur C_- et un calcul entre 0° et 16° le coefficient correcteur C_+ . Par la suite, si le résultat du calcul de barycentre est négatif le coefficient C_- est appliqué, et le coefficient C_+ dans l'autre cas. Cette étalonnage par parties ne demande pas de point supplémentaire et ne complexifie donc pas la procédure. Le nouvel angle $\theta_{\text{étalonné}}$ est donnée par :

$$\theta_{\text{étalonné}} = \begin{cases} C_{+\theta}(\theta_{\text{calculé}} - D_\theta) & \text{si } (\theta_{\text{calculé}} - D_\theta) \geq 0 \\ C_{-\theta}(\theta_{\text{calculé}} - D_\theta) & \text{si } (\theta_{\text{calculé}} - D_\theta) < 0 \end{cases} \quad (4.1)$$

où D_θ est l'erreur de décalage déterminée lors de la première phase de l'étalonnage, et $C_{+\theta}$ ainsi que $C_{-\theta}$ les coefficient correcteur pour la direction θ . Le raisonnement est similaire pour $\varphi_{\text{étalonné}}$.

La compensation de l'erreur inhérente se fait aussi par parties : 2 polynômes du 2nd ordre approximent le barycentre calculé, un pour la partie négative et l'autre pour la partie positive. Selon le signe du barycentre, la compensation de l'erreur inhérente s'applique avec l'un des 2 polynômes. Le polynôme négatif est déterminé à l'étalonnage avec les points -16° , -8° et 0° , et le polynôme positif avec 0° , $+8^\circ$ et $+16^\circ$. De la même manière que pour la modification de l'ajustement de la pente, cette compensation par partie ne demande pas de point d'étalonnage supplémentaire et simplifie même la recherche de racine en réduisant de 1 l'ordre du polynôme.

Cette nouvelle procédure d'étalonnage et de compensation de l'erreur inhérente est appliquée à l'analyse Monte-Carlo prenant en compte les variations technologiques, Figure 4.15. **La précision du système est alors de $0,2^\circ$, soit 2,5 fois mieux que précédemment.** Bien que les imperfections du circuit dégradent la précision théorique de $0,1^\circ$, l'erreur avec l'oculomètre simulée en prenant en compte ces défauts est 2,5 fois inférieure à celle des oculomètres mobiles de la littérature.

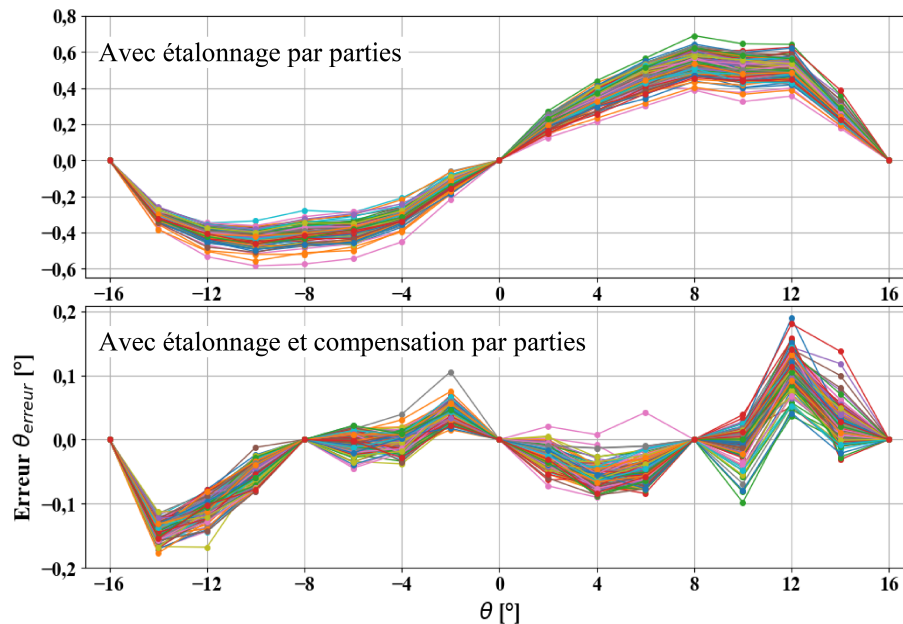


FIGURE 4.15 – Analyse Monte-Carlo de l'oculomètre complet (150 sur 270 itérations de représentés) sans et avec application de l'étalonnage et de la compensation par parties. Grâce à cette modification, l'étalonnage et la compensation dépendant du signe du barycentre, l'erreur est réduite à $0,2^\circ$.

La même démarche a été menée pour l'architecture tout-lunettes présentée en Annexe B. La précision, après compensation par parties de l'erreur inhérente, est aussi de $0,2^\circ$. Malgré les variations et imperfections propres à un circuit intégré, ainsi que les non-linéarités apportées par le calcul analogique, **réaliser le calcul de barycentre sur la lentille de contact n'amène donc pas une erreur plus importante que réaliser le calcul sur les lunettes**. Cette solution hybride a de plus l'avantage d'effectuer le calcul de barycentre avec comme entrées les 4 photo-courants au même instant. Contrairement à l'architecture tout-lunettes qui doit numériser successivement les 4 photo-courants, il n'y a pas d'erreur introduite due à un mouvement de l'œil entre acquisitions de 2 photo-courants.

Conclusion

Dans ce chapitre, des simulations nominales ont démontré la bonne fonctionnalité de l'oculomètre et ont permis d'estimer la consommation du circuit présent sur la lentille. Les simulations ont ainsi validé l'utilisation d'un ASIC pour réaliser un calcul précis

de direction de regard, ainsi que l'intérêt de l'architecture hybride associée à un circuit d'activation pour minimiser la consommation. Cette dernière est par ailleurs en accord avec une alimentation par induction et valide l'utilisation du circuit intégré sur la lentille de contact. Des simulations prenant en compte les variations inhérentes à la réalisation d'un circuit intégré ont ensuite été présentées. Grâce aux efforts de conception du circuit, présentés dans le Chapitre 3, les erreurs introduites sont majoritairement linéaires par parties. De ce fait, avec seulement une légère modification de la procédure d'étalonnage, une précision simulée de l'oculomètre de $0,2^\circ$ est atteinte malgré les variations, démontrant sa robustesse.

Le système est donc robuste, motivant la fabrication de l'ASIC. Le chapitre suivant présente un banc de test afin de valider expérimentalement les performances de l'oculomètre utilisant l'ASIC réalisé. Les résultats seront une preuve de concept et permettront de comparer la solution d'oculométrie proposée à d'autres systèmes.

VALIDATION EXPÉRIMENTALE DE L'OCULOMÈTRE

Introduction

Le chapitre précédent a présenté les performances simulées de l'oculomètre en termes de précision et de consommation. Il a aussi été montré que les défauts d'appariement des transistors, de même que les variations des paramètres environnementaux, peuvent significativement dégrader les performances du circuit intégré. L'étalonnage de l'oculomètre a ainsi été revu pour assurer à la fois la fiabilité du système et la robustesse du circuit. Comme les analyses Monte-Carlo sont longues, un nombre limité d'itérations peuvent être menées malgré la diversité des variations technologiques possibles. De plus, une simulation ne peut pas prendre en compte tous les paramètres environnementaux malgré la sensibilité du circuit à ces derniers due aux transistors polarisés sous le seuil. Par conséquent, les simulations ne sont pas un substitut à des mesures expérimentales.

Ce chapitre présente plusieurs banc de test pour l'oculomètre. Pour les mesures, un prototype de lentille de contact sclérale embarquant des photodiodes ainsi que l'ASIC fabriqué dans une technologie CMOS 0,35 μm de chez AMS sont utilisés. L'oculomètre est tout d'abord testé de manière nominale avec une alimentation stable et la source lumineuse en face du prototype de lentille. Dans l'intention de vérifier la robustesse, différents ASIC sont testés (variations technologiques) de même que différentes tensions d'alimentation. Ensuite, des modifications sont apportées au banc de test afin de se rapprocher du cas réel d'utilisation en désaxant la source lumineuse puis en alimentant le circuit par induction. Le circuit intégré est enfin reporté sur une couronne avec les photodiodes, démontrant la possibilité d'encapsuler tous les éléments dans une lentille de contact sclérale.

5.1 Présentation des éléments de test

De manière à valider expérimentalement l’oculomètre proposé, un ensemble d’éléments a été réalisé. En particulier, le circuit intégré a été fondu pour le test, dans une technologie CMOS 0,35 μm de chez AMS, pour évaluer par la mesure ses performances. Cela a mené à la réalisation d’un banc de test pour l’utiliser dans des conditions réalistes.

5.1.1 Présentation du circuit intégré pour le test

Une étape préliminaire pour la fabrication de l’ASIC est d’associer les entrées et sorties de chaque bloc du circuit à l’anneau de plots qui est l’interface entre le circuit et l’extérieur. Tous les plots sont standards et fournis par le fabricant pour la technologie. Le circuit intégré doit comporter l’architecture hybride dont la conception et la simulation ont fait l’objet des Chapitre 3 et 4 respectivement, ainsi que l’architecture tout-lunettes, présentée en Annexe B, pour comparer expérimentalement les 2 approches. De plus, ce circuit est fabriqué pour réaliser des mesures et valider son fonctionnement. Par conséquent, il est nécessaire de prévoir des entrées et des sorties pour tester certaines parties spécifiques ou utiliser des références externes en cas de dysfonctionnement partiel. Le schéma structurel du circuit intégré pour le test est donné Figure 5.1(a).

5.1.1.1 Répartition des entrées et sorties du circuit

Les entrées principales de l’ASIC sont les 4 photo-courants, nécessitant chacun un plot pour connecter les photodiodes au circuit. Les sorties sont celles des CAN 12 bits. Il s’agit de sorties parallèles avec de plus le signal de fin de conversion pour la synchronisation. L’architecture hybride utilisant 1 CAN et l’architecture tout-lunettes en utilisant 2, il serait nécessaire d’avoir 39 plots de sorties numériques. De manière à limiter le nombre de plots et réduire la taille de l’anneau d’entrées/sorties, et donc réduire la surface du circuit intégré, il est décidé de passer de sorties parallèles à des sorties séries. De ce fait, 4 registres à décalage *Parallel In - Serial Out* (PISO) permettent de passer de sorties parallèles à des sorties séries qui ne nécessitent qu’un seul plot chacune. Pour chaque sortie OUT, un deuxième plot est utilisé, TRIG, pour avoir accès au signal de fin de conversion du CAN — qui déclenche le chargement du registre PISO correspondant — et faciliter la synchronisation des données. Le CAN de l’architecture hybride est connecté à 2 registres PISO, un pour la direction θ et l’autre pour φ . La sortie OUT1 avec le signal de synchronisation TRIG1 sont ainsi dédiés à θ , tandis que OUT2 et TRIG2 sont dédiés à φ . Enfin,

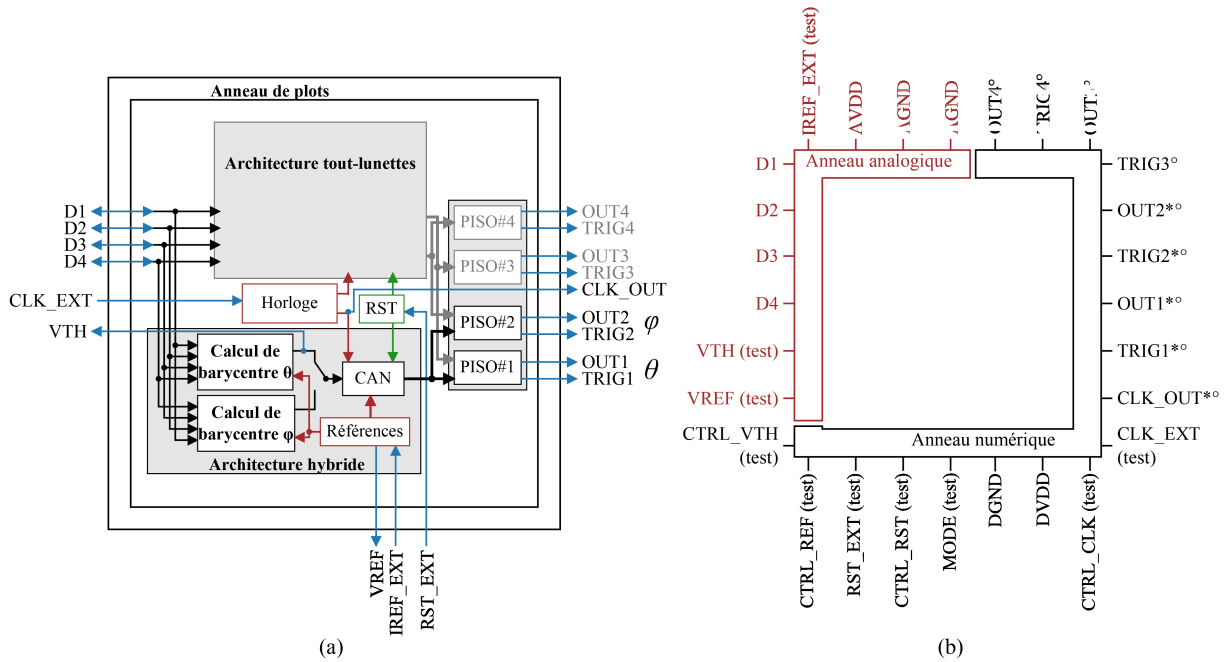


FIGURE 5.1 – Schéma structurel du circuit intégré. (a) Les architectures hybrides et tout-lunettes sont présentes sur le circuit intégré. 4 registres PISO permettent de passer des sorties parallèles des CAN à des sorties séries. (b) Répartition des plots d'entrées/sorties de la puce, séparés en une partie analogique et une partie numérique. Les sorties numériques indiquées d'un * sont celles utilisées par le mode hybride, et celles indiquées d'un ° sont utilisées par le mode tout-lunettes.

la sortie CLK_OUT permet d'accéder au signal d'horloge dépendant de l'architecture utilisée (12,5 kHz pour l'architecture hybride) afin de faciliter la synchronisation pour la lecture des sorties numériques.

Le Tableau 5.1 fait l'inventaire des entrées et sorties du circuit intégré, et leur répartition est présentée à la Figure 5.1(b). Les entrées dédiées aux références externes (CLK_EXT, RST_EXT et IREF_EXT) sont à activer par les plots CTRL correspondants et ne sont utiles que pour les tests dans le cas où une référence interne ne fonctionnerait pas. Les sorties VTH et VREF sont aussi présentes uniquement pour les tests afin d'avoir accès à des tensions intermédiaires pour suivre le fonctionnement du circuit. Au final, l'anneau d'entrées/sorties comporte 28 plots. L'anneau est composé d'une partie analogique et d'une partie numérique. Le numérique pouvant amener du bruit sur la partie analogique, chaque domaine a son propre plot d'alimentation (AV_{DD} et DV_{DD}) afin de pouvoir alimenter de manière séparée les 2 parties puis de mesurer l'impact de la mutualisation des sources.

TABLEAU 5.1 – Inventaires des plots d'entrées et de sorties du circuit intégré. Ceux indiqués par une * sont nécessaires uniquement pour les tests.

Plots numériques		Plots analogiques	
Entrées			
MODE*	Choix de l'architecture à utiliser	D1, D2, D3, D4	Entrées photodiodes
RST_EXT*	Remise à zéros externe (activée par CTRL_RST*)	IREF_EXT*	Courant de référence externe (activée par CTRL_IREF*)
CLK_EXT*	Horloge externe (activée par CTRL_CLK*)		
Sorties			
OUT1, TRIG1	θ (hybride) ou I_{ph}^1 (tout-lunettes)	VTH*	Tension sortie calcul de barycentre θ (activée par CTRL_VTH*)
OUT2, TRIG2	φ (hybride) ou I_{ph}^2 (tout-lunettes)	VREF*	Tension de référence du CAN
OUT3, TRIG3	I_{ph}^3 (tout-lunettes)		
OUT4, TRIG4	I_{ph}^4 (tout-lunettes)		
CLK_OUT	Horloge		

5.1.1.2 Circuit intégré fabriqué

La dernière étape avant d'envoyer en fabrication le circuit intégré est de réaliser les dessins des masques (*layout*). De manière à protéger le circuit de perturbations éventuelles, des techniques de conception de masques ont été mises en œuvre. Pour les pistes métalliques, leurs positions (éviter les pistes qui se superposent ou trop proches) et leurs largeurs ont été choisies de manière à réduire les capacités parasites qui peuvent être sources d'interférences. De ce fait, une attention toute particulière a été portée au dessin des masques du banc de capacités pour le CAN. En effet, ces capacités parasites viennent modifier les valeurs des capacités constituant le CNA. Des simulations prenant en compte

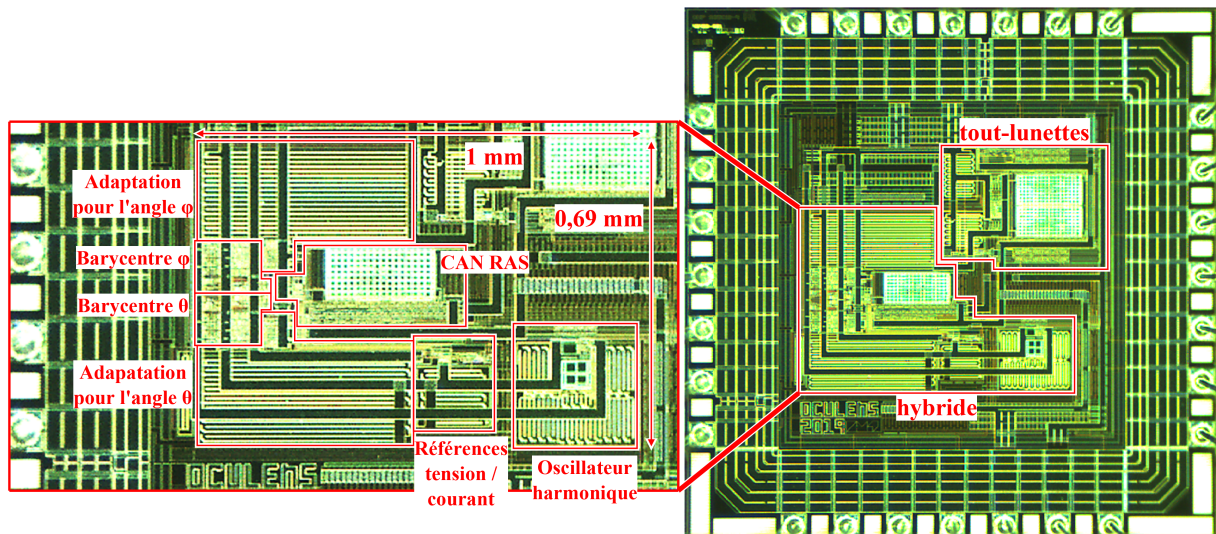


FIGURE 5.2 – Microphotographie du circuit intégré. L'ASIC comprend l'architecture hybride ainsi que l'architecture tout-lunettes.

ces éléments parasites, extraits du dessin des masques, ont permis d'ajuster la disposition des pistes et la valeur des capacités de manière à conserver un échelonnement régulier des charges lors de la conversion. Afin de limiter les perturbations entre les parties numériques et analogiques du circuit, des anneaux de garde de type N et P séparent ces 2 parties. De plus, des capacités de découplage (pour un total de 340 pF), avec des transistors à large grille, permettent de filtrer l'alimentation. Enfin, pour réduire l'impact du désappariement des transistors sur la précision des miroirs de courant et des paires différentielles, ainsi que le désappariement des capacités du CAN RAS, une disposition en centroïde commun (*common centroid layout*) a été appliquée [Bas+96 ; Kin05].

Le circuit intégré réalisé mesure 2 mm par 2 mm, soit 4 mm², Figure 5.2. **La partie dédiée à l'architecture hybride occupe 0,69 mm² du circuit.** Il reste donc de la surface disponible pour l'intégration futur d'autres fonctions. 25 exemplaires du circuit intégré (du circuit #1 à #25) ont été reçus.

5.1.2 Présentation du banc de test

Dans le but de valider expérimentalement les performances de l'oculomètre présenté au Chapitre 2 en utilisant l'ASIC fabriqué, un banc de test est mis en œuvre. L'architecture de l'oculomètre pour le test, Figure 5.3, comporte donc le circuit intégré pour le calcul de barycentre et la numérisation du résultat. Un prototype de lentille de contact sclérale

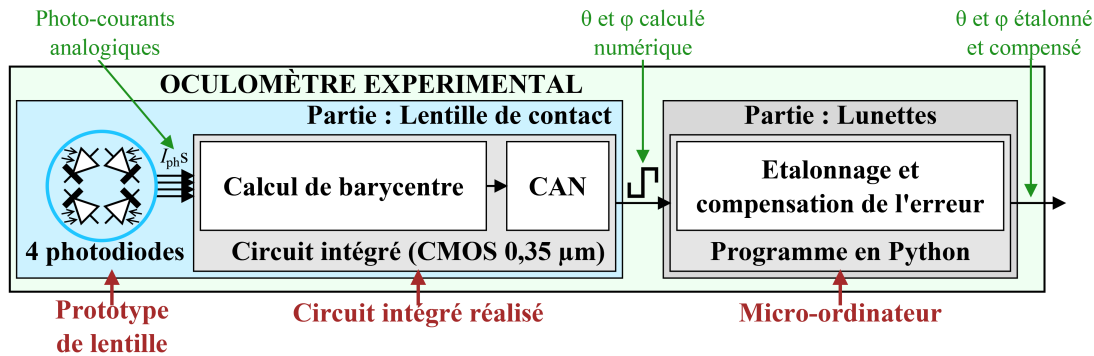


FIGURE 5.3 – Architecture de l'oculomètre testé.

associé à un éclairage Lambertien fournissent de manière réaliste les photo-courants au circuit. La sortie numérique du circuit intégré est traitée par un programme en *Python* exécuté sur micro-ordinateur.

La première étape pour la mesure des performances de l'oculomètre sur banc de test est de valider le fonctionnement de l'oculomètre avec le circuit intégré fabriqué. Pour cela, des conditions expérimentales identiques aux conditions de simulation sont choisies pour se placer dans le cadre pour lequel le circuit a été conçu. Ceci permettra de plus de comparer les résultats mesurés à ceux obtenus en simulation afin de valider la conception et d'identifier si des erreurs apparaissent en situation réelle d'utilisation. Le schéma de principe du banc de test est présenté Figure 5.4. Le banc de test correspondant réalisé pour mettre en œuvre expérimentalement l'oculomètre est présenté Figure 5.5. Le prototype de lentille sclérale encapsulant 4 photodiodes, déjà utilisé au Paragraphe 2.2.1, est connectée au circuit pour fournir les photo-courants d'entrée. Une source lumineuse Lambertienne infrarouge, identique à celle utilisée dans le Paragraphe 2.2.2, est placée en face du prototype pour illuminer les photodiodes. Le circuit intégré ne se trouve pour l'instant pas sur la lentille mais est mis en boîtier pour être utilisé sur une carte de test. Cette dernière va permettre le contrôle précis de l'alimentation, de gérer les entrées et sorties dédiées aux tests ainsi que permettre de tester facilement plusieurs circuits intégrés. Pouvoir changer de circuit est important afin d'identifier le nombre de circuit intégré réalisé fonctionnant et mesurer les variations de performance d'un circuit à l'autre pour quantifier l'impact des variations technologiques.

La carte de test pour l'interface entre le matériel de test et le circuit intégré comporte des interrupteurs pour l'activation de certaines entrées et sorties, et pour choisir quelle architecture utiliser (hybride ou tout-lunettes). Les alimentations des parties analogiques

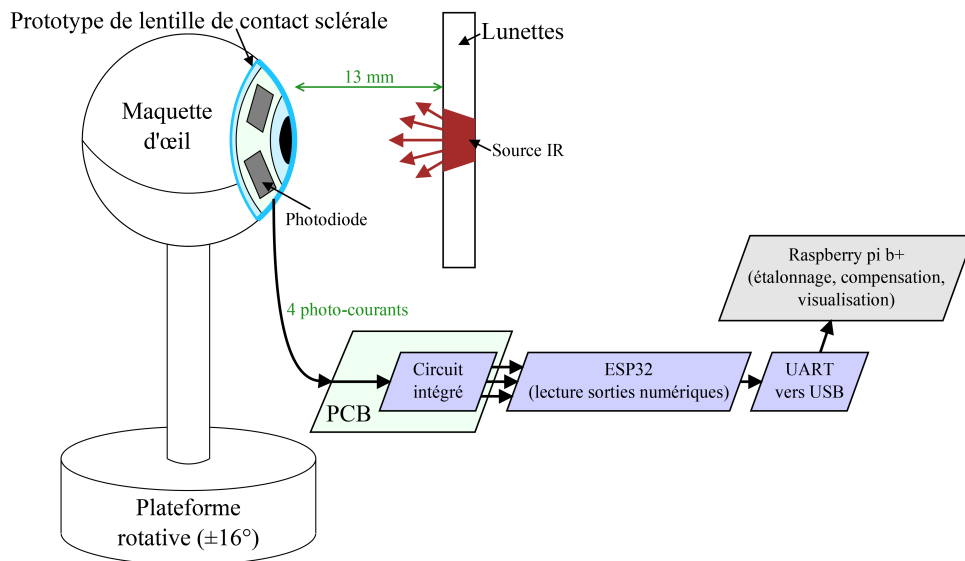


FIGURE 5.4 – Schéma de principe de l'oculomètre monté sur banc de test.

et numériques sont séparées afin de limiter les problèmes de bruit. Des résistances et des entrées dédiées permettent d'utiliser des références et des signaux de contrôle externes en cas de défaillance de certains blocs du circuit intégré. Enfin, des convertisseurs de niveaux, 1,8 V vers 3,3 V, permettent la lecture des sorties numériques avec des contrôleurs ayant un niveau logique de 3,3 V. L'ensemble de ces éléments, bien qu'utiles pour tester le circuit intégré, ne sont pas nécessaires à son fonctionnement et donc ne seront pas à encapsuler dans une lentille de contact lors du prototypage final.

La sortie du circuit intégré est une sortie numérique personnalisée, comme expliqué au Paragraphe 5.1.1. De ce fait, un micro-contrôleur ESP32 est utilisé pour lire la sortie de la puce et la convertir en trame UART. La fréquence de fonctionnement de 240 MHz de l'ESP32 permet de réaliser cette opération sans rajouter de latence significative. Un pont UART-vers-USB permet ensuite de transmettre les données par liaison série au micro-ordinateur, un Raspberry Pi 3 B+. Le programme en *Python* est exécuté sur le Raspberry, réalisant l'acquisition des données, contrôlant la procédure d'étalonnage et appliquant la compensation de l'erreur inhérente.

Le circuit intégré est alimenté en 1,8 V par une alimentation stabilisée précise (Rohde & Schwarz HMP4040, précision de la tension fournie de ± 2 mV). De la même manière qu'au Paragraphe 2.2.2, les mesures sont réalisées dans une pièce aveugle avec le plafonnier néon allumé. Les mesures sont faites à la température ambiante de la pièce d'environ 20 °C.

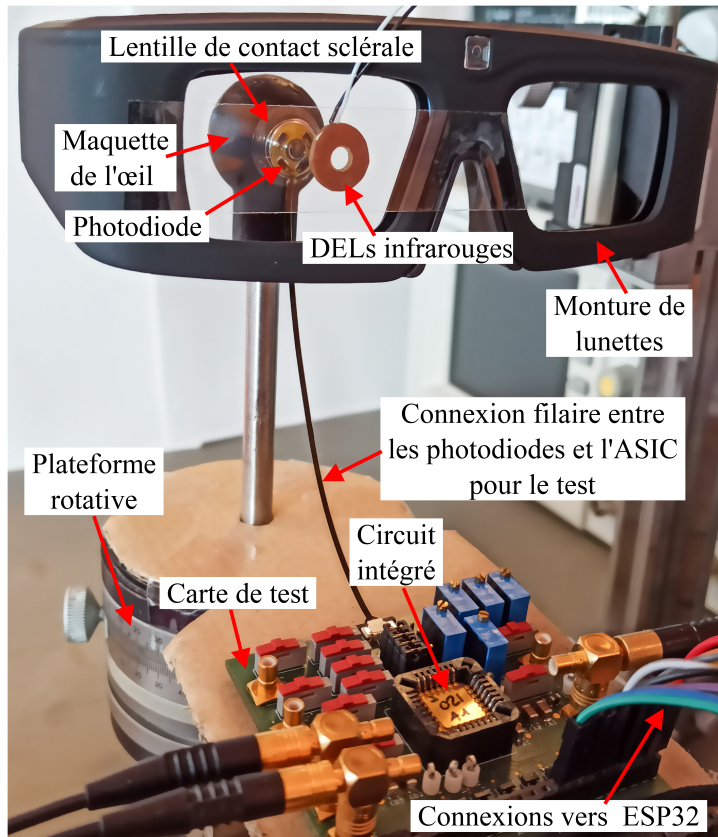


FIGURE 5.5 – Banc de test mis en œuvre pour l'oculomètre. L'ensemble des interrupteurs et résistances sur la carte sont dédiés aux tests. Les circuits intégrés sont dans un boîtier et amovibles afin de pouvoir en tester plusieurs avec ce montage.

Pour la suite de ce chapitre, une série de mesures consiste en une rotation de la maquette d'œil de -16° à $+16^\circ$ avec un pas de 2° . Pour chacun des angles θ , $\theta_{\text{calculé}}$ est acquis 1000 fois afin d'estimer la précision (erreur moyenne sur la position) et la dispersion (écart-type). Une phase d'étalonnage est habituellement effectuée avant chaque série de mesures. Elle suit la procédure du Paragraphe 4.3.3, qui consiste à acquérir $\theta_{\text{calculé}}$ pour les angles 0° , -16° , $+16^\circ$, -8° et $+8^\circ$ (dans cet ordre) pour réaliser la suppression de l'erreur linéaire par parties et déterminer les coefficients des 2 polynômes nécessaires à la compensation de l'erreur inhérente.

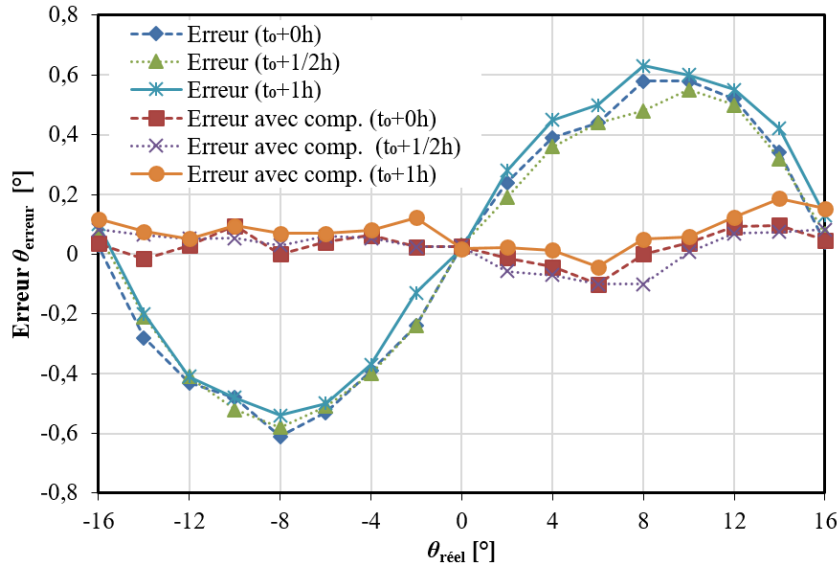


FIGURE 5.6 – Précision du circuit intégré au cours du temps avec et sans compensation de l'erreur inhérente. L'étalonnage n'a été réalisé qu'une seule fois à t_0 .

5.2 Mesures sur banc de test de la fonctionnalité de l'oculomètre

Une fois l'oculomètre sur banc de test mis en place, plusieurs mesures sont effectuées pour vérifier la fonctionnalité, caractériser les performances et valider la robustesse.

5.2.1 Validation de la fonctionnalité

Une série de tests préliminaires a été menée pour l'ensemble des circuits fabriqués afin de vérifier la bonne mise en route des circuits intégrés et d'écartier ceux qui présenteraient un défaut. Ces tests consistent à vérifier à l'oscilloscope la valeur de tension en sortie du calcul analogique de θ (V_θ), la présence d'un train d'impulsions sur les sorties numériques ainsi que la valeur de la tension de référence V_{REF} . 24 des 25 puces ne présentent pas de défaut à cette étape.

Une fois ces tests initiaux réalisés, une série de mesures est effectuée avec le banc de test présenté au Paragraphe 5.1.2 pour un premier circuit intégré. Après application de la phase d'étalonnage, et avec la compensation de l'erreur inhérente, **la précision de l'oculomètre sur banc de test est inférieure à $0,2^\circ$ avec une dispersion de $0,04^\circ$** , similaire à ce qui avait été obtenu en simulation, Paragraphe 4.3.3.

Afin de vérifier la stabilité dans le temps de la mesure et de l'étalonnage, 3 séries de mesures sont réalisées : immédiatement après étalonnage, une demi-heure après étalonnage et une heure après étalonnage. L'étalonnage n'est effectué qu'une seule fois avant la première série de mesures et il n'y a pas de re-étalonnage pour les séries suivantes. **La précision de l'oculomètre sur banc de test reste inférieure à 0,2° pour les 3 séries de mesures**, Figure 5.6. Les performances ne sont donc pas dégradées après une heure de fonctionnement.

Le banc de test permet de plus de mesurer la consommation du circuit intégré, une donnée importante pour valider la possibilité d'encapsuler ce circuit dans une lentille de contact. La puissance maximum consommée par le circuit intégré est de 92 μA pour la partie analogique et 1,4 μA pour la partie numérique à une tension d'alimentation de 1,8 V. **Ainsi, la puissance maximum consommée mesurée du circuit intégré est autour de 170 μW quand l'ensemble du circuit fonctionne**, similaire à ce qui est obtenu en simulation.

5.2.2 Robustesse aux variations de technologie

Il a été montré au chapitre précédent, Paragraphe 4.3.2, qu'il existait une grande variabilité de résultats lors des analyses Monte-Carlo de par la sensibilité du circuit intégré aux variations technologiques. Afin de vérifier la robustesse du circuit fabriqué, la précision de l'oculomètre avec 10 exemplaires du circuits est mesurée. La précision reste 0,2° et la dispersion 0,04° quel que soit le circuit intégré utilisé, Figure 5.7.

5.2.3 Robustesse aux variations de tension d'alimentation

La robustesse du circuit aux variations de tension d'alimentation est aussi mesurée. L'oculomètre testé est tout d'abord étalonné une fois à la tension d'alimentation nominale de 1,8 V. 3 séries de mesure sont ensuite effectuées : pour la tension nominale, et pour des variations de $\pm 10\%$ autour de cette valeur (1,6 V et 2,0 V). Les résultats sont donnés à la Figure 5.8. La variation de tension d'alimentation dégrade la précision de la même manière qu'en simulation, menant à une erreur maximale de 0,8°. Cette erreur étant cependant linéaire, elle se corrige avec l'étalonnage. L'imprécision étant similaire à la simulation, les pistes d'améliorations sont les mêmes que celles discutées au Paragraphe 4.3.1.2.

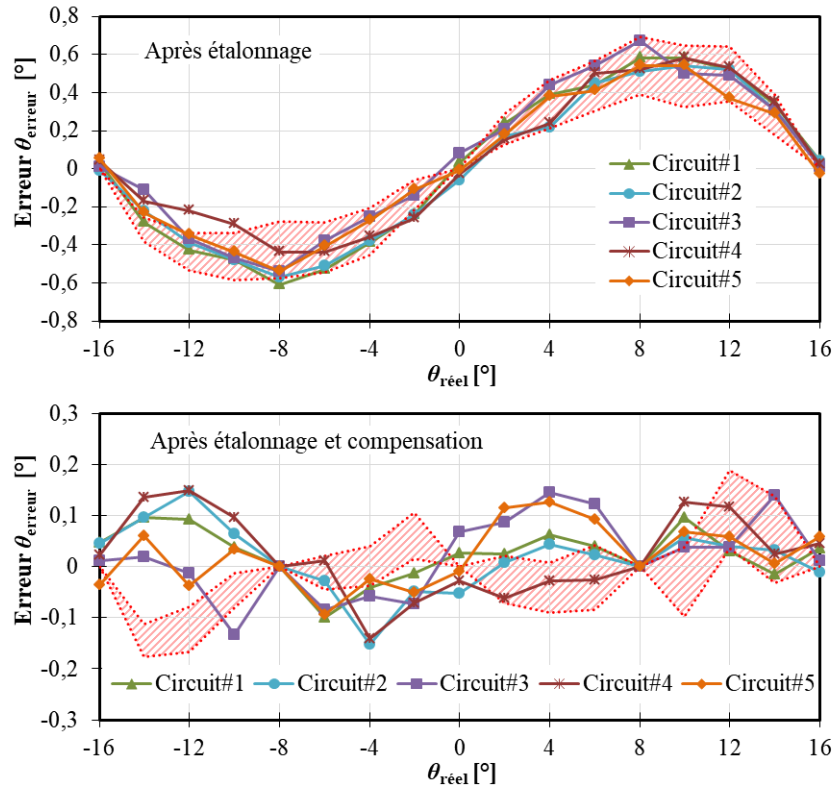


FIGURE 5.7 – Précision du circuit intégré avec les variations technologiques (5 résultats représentés sur les 10 circuits testés). La surface hachurée correspond à la plage de résultat obtenus en simulation au Paragraphe 4.3.2.

5.3 Mise en œuvre réaliste de l'oculomètre sur banc de test

Les mesures effectuées dans le paragraphe précédent ont permis de valider le bon fonctionnement du circuit intégré. La robustesse de l'oculomètre sur banc de test a aussi été validée. Ces mesures ont été réalisées dans des conditions similaires à celles des simulations du Chapitre 4 : position idéale de la source lumineuse infrarouge en face du prototype, alimentation stabilisée, circuit dans son boîtier à l'abri de la lumière. Afin de se rapprocher d'un oculomètre sur banc de test plus réaliste, des modifications sont à apporter.

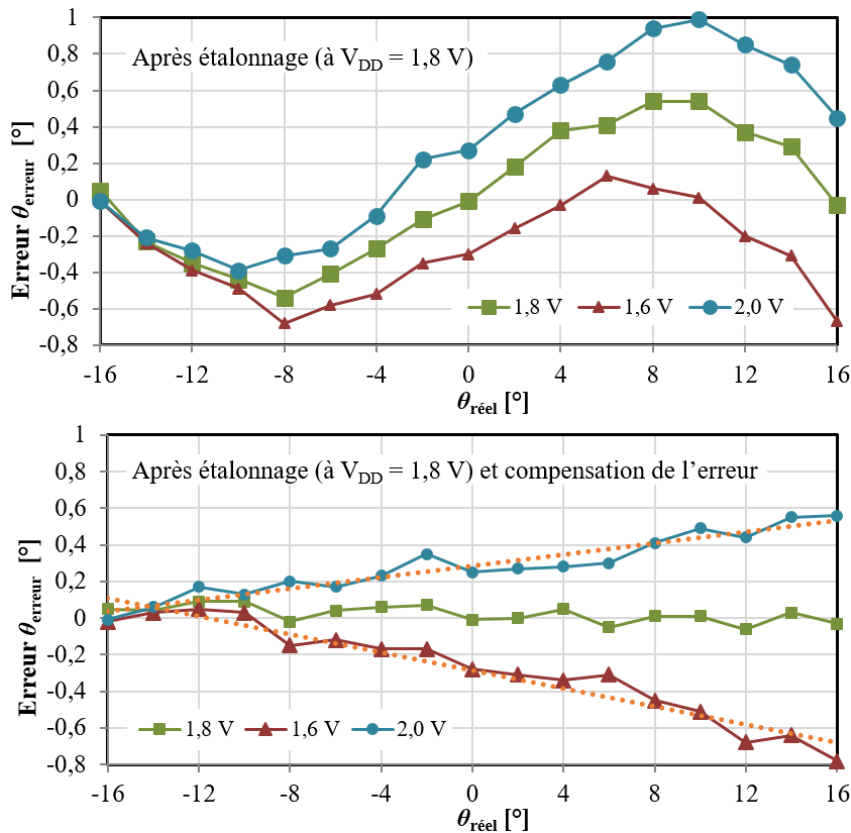


FIGURE 5.8 – Précision du circuit intégré avec les variations de la tension d'alimentation V_{DD} . L'étalonnage a été réalisé une fois pour la tension nominale de 1,8 V.

5.3.1 Désaxement de la source lumineuse

Le problème majeur de l'oculomètre sur banc de test comme présenté jusqu'à présent est la présence de la source lumineuse infrarouge dans l'axe de l'œil, et donc dans le champ de vision. Il a été montré au Chapitre 2 que la distribution lumineuse a une importance significative sur la réponse de chaque photodiode. Afin de garantir un fonctionnement optimal de la méthode, il est nécessaire d'avoir un éclairage proche du Lambertien au niveau de l'œil avec une illumination maximum au centre et une diminution en s'écartant.

Une solution pour maintenir la source lumineuse dans l'axe de l'œil sans gêner la vision est d'utiliser une lame séparatrice (*beam splitter*) comme « miroir à infrarouges », une approche illustrée avec la Figure 5.9(a). La source lumineuse est alors désaxée et reportée au sommet de la monture de lunettes. Une lame de verre traitée va réfléchir la lumière infrarouge, $\lambda > 850$ nm avec un facteur de réflexion de 80%, vers l'œil tout en étant parfaitement transparente pour le visible. Ainsi, la source infrarouge est virtuellement en

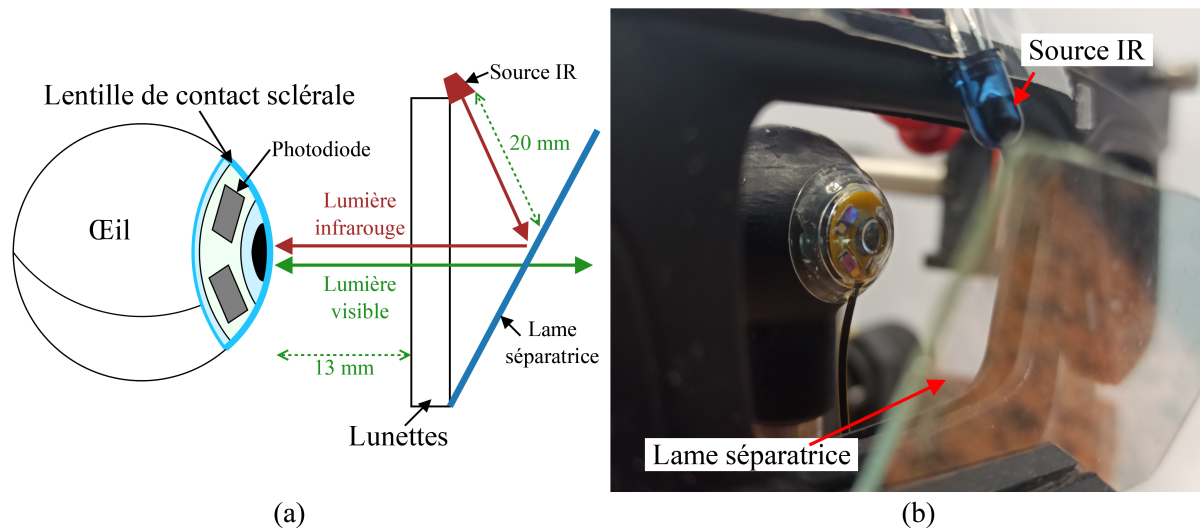


FIGURE 5.9 – Dispositif avec la lame séparatrice pour ne pas gêner la vision de l'utilisateur. La lumière émise par la source infrarouge est réfléchiée vers l'œil par la lame séparatrice tandis que la lumière visible peut traverser la lame sans être altérée. (a) Schéma de principe. (b) Dispositif mis en œuvre.

face de l'œil, illuminant la lentille avec la distribution lumineuse souhaitée, tout en ne gênant pas la vision.

Cette approche est mise en œuvre pour l'oculomètre sur banc de test, Figure 5.9(b). La source infrarouge étant plus loin du prototype de lentille sclérale avec ce montage, environ à 40 mm, il est nécessaire d'avoir une source plus directive pour garantir une variation d'éclairement similaire qu'avec la source Lambertienne en anneau positionnée à 13 mm. La source est donc une DEL infrarouge (Vishay TSAL6100) émettant à 940 nm. L'intensité lumineuse émise est réglée de manière à avoir environ $15 \mu\text{W}/\text{mm}^2$ d'éclairement maximal au niveau de l'œil et ainsi respecter les normes de sécurité oculaire, Paragraphe 2.2.1. Une série de mesures est effectuée, Figure 5.10, montrant qu'une précision inférieure à $0,3^\circ$ est atteinte avec toujours une dispersion moyenne de $0,04^\circ$. La légère dégradation de la précision vient du mauvais alignement à cause de la difficulté d'aligner correctement les éléments avec la lame séparatrice, ainsi que de la déformation du diagramme de rayonnement de la source lumineuse avec la réflexion. Pour revenir à une précision inférieure à $0,2^\circ$, il est envisageable d'une part d'améliorer l'alignement mécanique des éléments en fabriquant des lunettes dédiées à l'application, d'autre part de travailler la source lumineuse pour avoir un diagramme de rayonnement optimal malgré la réflexion.

Cette solution technique fait partie de celles adoptées par la réalité augmentée, évoqué Paragraphe 1.2.4, pour projeter dans le champ de vision d'un utilisateur des informations

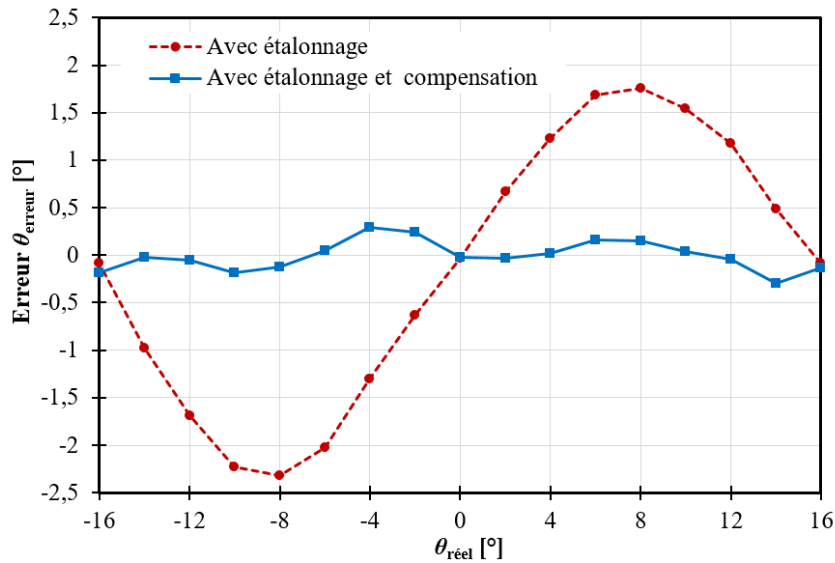


FIGURE 5.10 – Précision du circuit intégré avec la source infrarouge désaxée.

à partir d’un écran semi-transparent. De ce fait, cette méthode pour désaxer la source du champ de vision peut s’intégrer facilement dans les systèmes de réalité augmentée existant en rajoutant la source infrarouge au système de projection.

5.3.2 Alimentation par induction

Un autre point important est l’alimentation sans fil. Le circuit intégré a jusqu’à présent été alimenté de manière filaire par une source de tension stabilisée. En pratique, le circuit sera sur la lentille de contact et donc alimenté par induction avec le NTAG NXP. Afin de valider l’alimentation par induction, l’alimentation du circuit intégré est faite par le NTAG NXP. Le banc de test mis en œuvre est présenté à la Figure 5.11. Le NTAG NXP est connecté à une bobine secondaire, ayant des dimensions en accord avec une encapsulation dans une lentille de contact (Annexe A), placée face à une bobine primaire, pouvant s’intégrer dans des lunettes. La puissance injectée dans la bobine primaire est de 340 mW, menant à une tension V_{DD} de 1,82 V pour un courant de 200 μ A pour l’alimentation du circuit quand les 2 bobines sont éloignées de 20 mm.

Une fois l’ASIC alimenté de cette manière, une série de mesures est effectuée, Figure 5.12. La précision est alors inférieure à 0,3°. Tout d’abord, l’erreur inhérente comporte 2 lobes au lieu d’être une oscillation. Le circuit intégré utilise les photo-courants pour réaliser le calcul de barycentre. Sa consommation varie donc avec les variations de

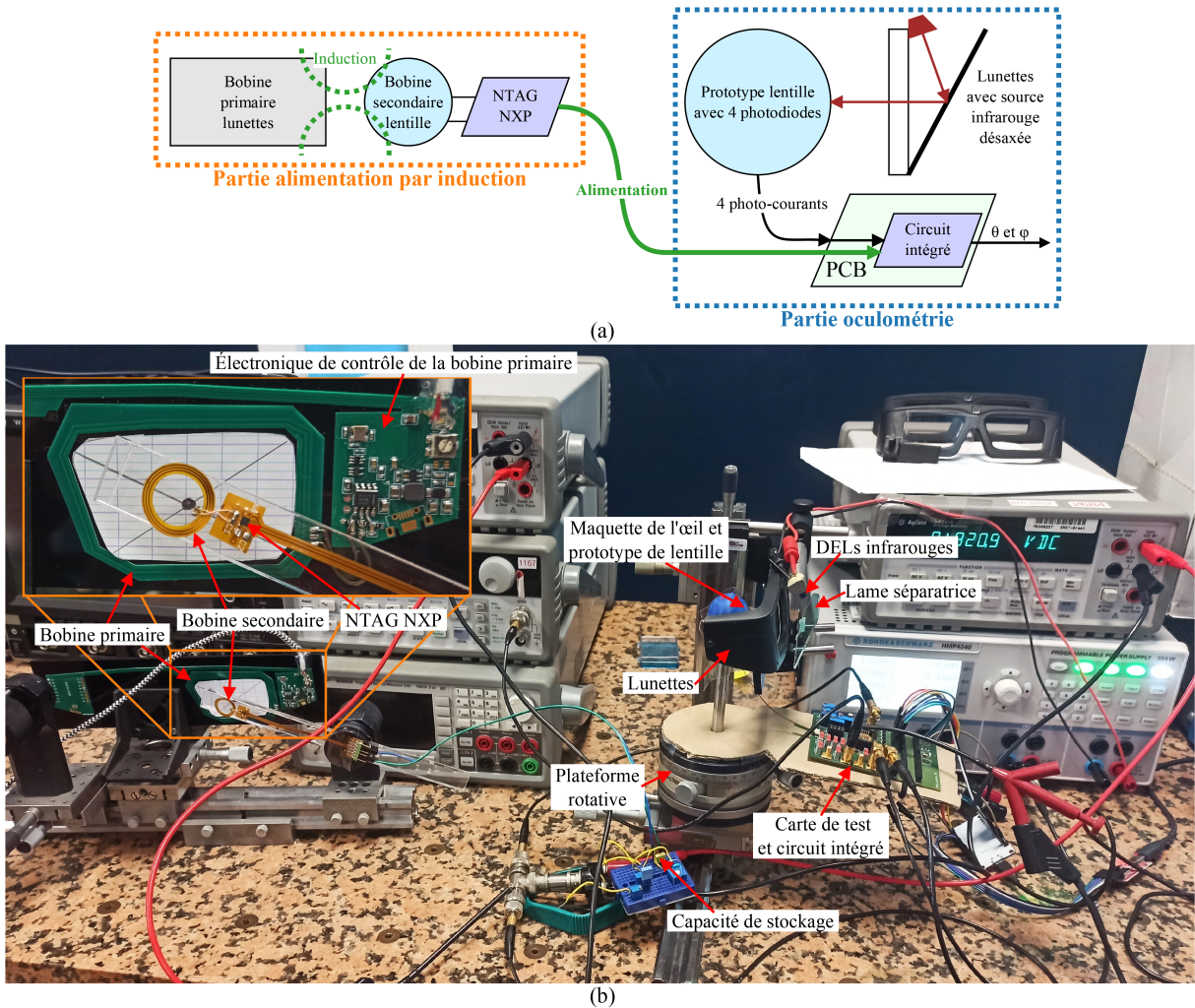


FIGURE 5.11 – Banc de test pour l'alimentation sans fil. L'expérience est séparée en 2 parties avec d'un côté l'alimentation par induction avec une bobine secondaire aux dimensions d'une lentille de contact et connectée au NTAG NXP, et de l'autre côté la partie oculométrie avec la lentille encapsulant les photodiodes, l'ASIC sur carte de test et la source lumineuse désaxée sur les lunettes. Le NTAG NXP est reliée à l'ASIC pour alimenter ce dernier et polariser les photodiodes. (a) Schéma bloc du banc de test. (b) Banc de test réalisé avec un zoom sur la partie alimentation par induction.

photo-courants et donc avec la rotation de l'œil. Le système actuel n'ayant pas de régulateur de tension, une variation de consommation, autrement dit une variation de charge, entraîne une variation de tension d'alimentation. Cette variation a un impact sur la précision des miroirs de courant, et donc impacte l'allure de l'erreur inhérente. Cependant, l'étalonnage étant par partie, chacun des 2 lobes peut être approximé par un polynôme du second ordre : cette imprécision est ainsi réduite avec la compensation de l'erreur

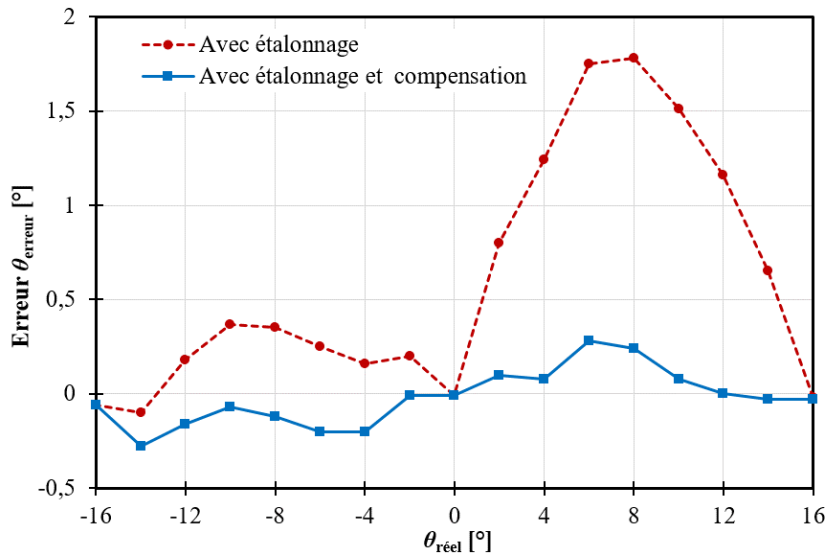


FIGURE 5.12 – Précision du circuit intégré avec la source déportée et l'alimentation par induction. La variation de charge avec la rotation de l'œil mène à une variation de tension d'alimentation avec ces rotations. Ceci impacte la précision des miroirs de courant composant le circuit et donc explique la différence d'allure de la courbe de précision par rapport aux mesures précédentes.

inhérente. Bien que cette mesure mette en avant l'intérêt d'intégrer un régulateur de tension comme discuté au Paragraphe 4.3.1.1, elle montre aussi la robustesse apportée par l'étalonnage et la compensation de l'erreur inhérente qui permettent d'avoir une bonne précision même dans des conditions non-idéales. De plus, il existe une dissymétrie entre des 2 lobes. Cette dernière est due à un alignement imparfait entre les différents éléments pour les mêmes raisons que celles explicitées au Paragraphe 5.3.1.

5.3.3 Encapsulation de l'ASIC dans la lentille de contact

L'ensemble des mesures effectuées précédemment sont des preuves de concept quant à la fonctionnalité, la précision, la robustesse et l'alimentation d'un oculomètre utilisant une lentille de contact instrumentée. Afin d'aller plus loin et de démontrer une preuve de concept quant à l'encapsulation de l'ASIC dans la lentille de contact, le circuit intégré nu a été reporté sur le substrat flexible avec les photodiodes, une opération délicate à cause de la difficulté de réaliser le pontage de l'ASIC sur une surface très restreinte.

Comme annoncé au début du chapitre, la plupart des entrées et sorties sont dédiées au test, et ne sont donc pas connectées ou amenées à la masse pour cette mise en pratique. Pour ce test, uniquement l'architecture hybride est utilisée, réduisant les sorties

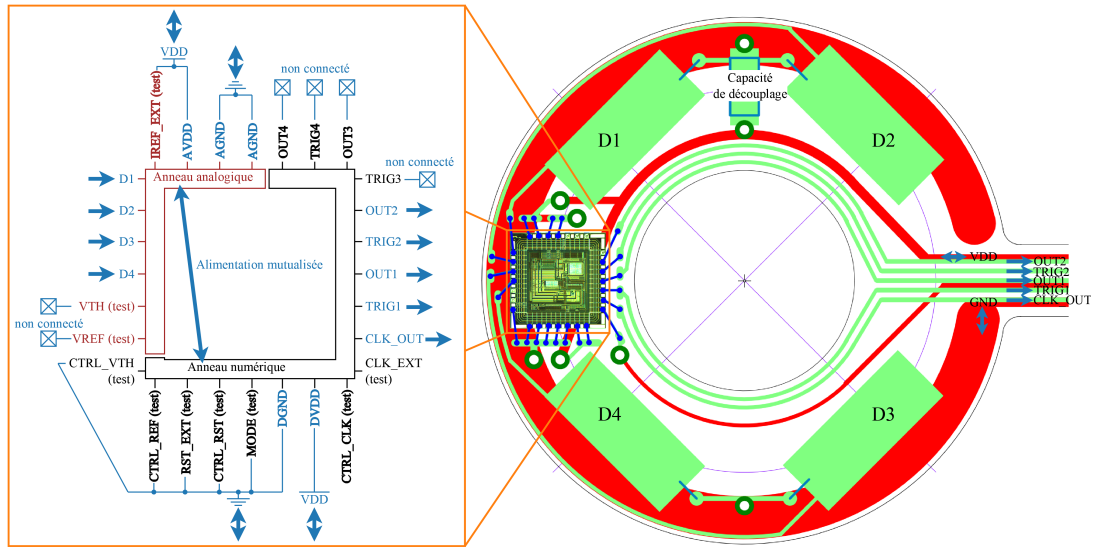


FIGURE 5.13 – Schéma de l'implantation des photodiodes et du circuit sur le substrat flexible.

numériques à 2 voies (et donc 5 pistes). Les alimentations analogique et numérique sont mutualisées pour réduire le nombre de connexions. Une capacité de découplage de l'alimentation de $4,7\mu\text{F}$ est ajoutée afin de compenser l'impact négatif que peut avoir la longue languette nécessaire pour brancher le prototype à l'appareil de mesure. En effet, les pistes d'alimentation sont proches des pistes des sorties numériques, et du bruit venant du numérique peut se retrouver sur l'alimentation. Le schéma d'implantation du prototype ainsi que les branchements du circuit intégré sont donnés à la Figure 5.13.

Le prototype réalisé est présenté Figure 5.14(a). Les photodiodes et la capacité ont été brasées et le circuit intégré collé sur un substrat flexible. Le pontage permet d'effectuer les connexions nécessaires. Le substrat a une épaisseur de $100\mu\text{m}$, les photodiodes de $400\mu\text{m}$, l'ASIC de $250\mu\text{m}$ et la capacité de découplage de $250\mu\text{m}$. L'ensemble a donc une épaisseur inférieure au demi-millimètre, encapsulable dans une lentille de contact sclérale. Le prototype est connecté à l'ESP32 pour la lecture des sorties numériques et la transmission par USB vers le Raspberry Pi pour post-traitement par le programme en *Python*.

Dans le but de valider le report des composants et de vérifier que ce dernier n'a pas dégradé les performances du circuit, ce prototype est testé avec l'alimentation stabilisée et la source infrarouge en face de l'œil comme présenté au Paragraphe 5.1.2. Une série de mesures est effectuée pour les 2 prototypes réalisés.

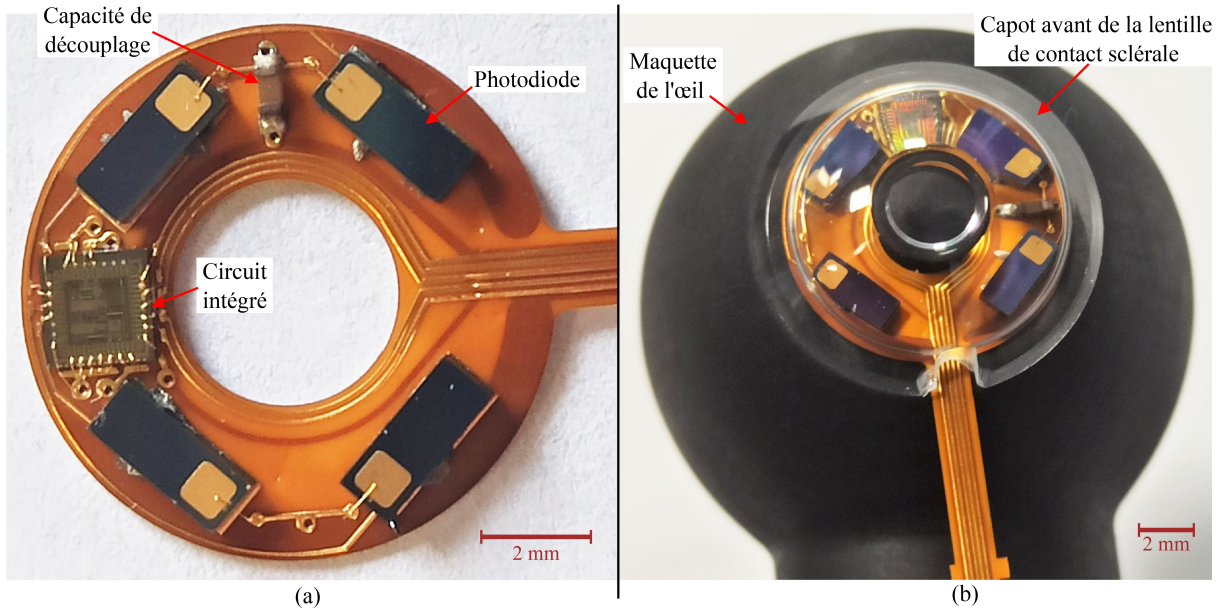


FIGURE 5.14 – Prototype réalisé comprenant les 4 photodiodes et le circuit intégré. (a) Substrat avec les éléments reportés. (b) Ajout du capot avant de la lentille de contact sclérale pour valider l'encapsulation.

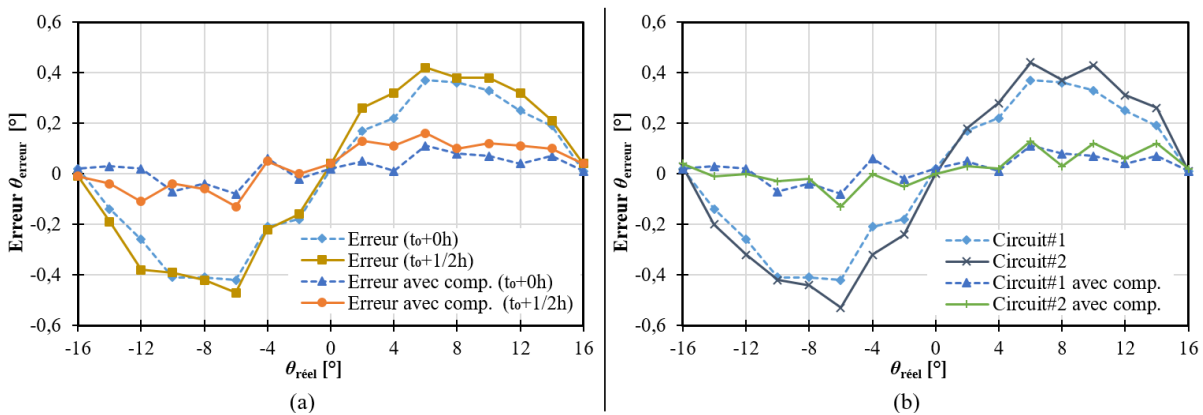


FIGURE 5.15 – Précision du prototype (sans le capot, Figure 5.14(a)) comportant le circuit intégré et les photodiodes, sans et avec compensation de l'erreur inhérente. (a) Précision du prototype et stabilité de la précision au cours du temps. 2 séries de mesures sont effectuées, espacées d'une demi-heure, et sans re-étalonnage entre la première et la seconde série. (b) Comparaison de la précision entre les 2 prototypes. L'erreur dans les 2 cas est inférieure à $0,2^\circ$.

Les résultats de mesures obtenus, présentés Figure 5.15, sont similaires à ceux obtenus avec le circuit intégré dans son boîtier sur la carte de test : une précision inférieure à $0,2^\circ$ avec une dispersion de $0,04^\circ$ est démontrée avec aucune dégradation de la précision

dans le temps. Le report du circuit sur le prototype n'introduit donc pas d'erreur sur la détermination de la direction du regard.

Ce prototype 2 n'étant pas pré-formé coniquement, il ne peut pas s'insérer tel quel dans une lentille de contact sclérale. Il est envisagé d'utiliser la même méthode que pour le premier prototype, à savoir plier le substrat pour lui donner une forme conique. Toutefois, ceci amène des contraintes de fabrication supplémentaires (vérifier la résistance du pontage à la flexion, nécessité d'avoir un substrat en anneau discontinue) qui devront être résolues ultérieurement pour une encapsulation complète. Pour l'expérience, il est ainsi décidé de positionner uniquement le capot avant de la lentille sur le prototype, le tout solidaire à la maquette d'œil, Figure 5.14(b). La lentille étant usinée pour agrandir la cavité, il existe des variations d'épaisseurs le long du capot et des variations de rayon de courbure entre les 2 dioptries le formant, menant à une déviation de la lumière incidente (d'une manière similaire au fonctionnement d'une lentille de contact corrective). La hauteur entre le capot et les photodiodes est dans le cas présent importante, alors qu'elle est presque inexistante lorsque uniquement les photodiodes sont encapsulées (prototype 1 précédent du Paragraphe 2.2.1). De ce fait, le diagramme d'éclairement reçu par les photodiodes est fortement déformé par rapport à celui à la surface de la lentille de contact. L'erreur inhérente est ainsi modifiée comme présenté sur la Figure 5.16. Dans ce cas, il n'est pas possible d'appliquer la compensation par approximation polynomiale. Un autre modèle doit être déterminé ou l'éclairement reçu par les photodiodes corrigé.

Pour l'oculomètre final envisagé, le substrat sera préformé pour complètement encapsuler les éléments présents sur la lentille. La distance entre le capot et les photodiodes sera donc très réduite, revenant à la situation initiale du prototype 1. De plus, il est prévu que la lentille soit pleine pour éviter tout problème de condensation. La lumière éclairant les photodiodes ne traversera donc qu'un seul dioptre au lieu de 2, ce qui réduira la déformation. Cependant, il s'agit d'une seconde cause potentielle de déformations du diagramme de rayonnement, après celle apportée par la lame séparatrice pour le désaxement de la source infrarouge. Ces 2 déformations ont un impact négatif sur la précision de l'oculomètre. Pour aller plus loin, une prochaine étape serait de travailler sur le diagramme de rayonnement afin de concevoir une source infrarouge prenant en compte ces déformations.

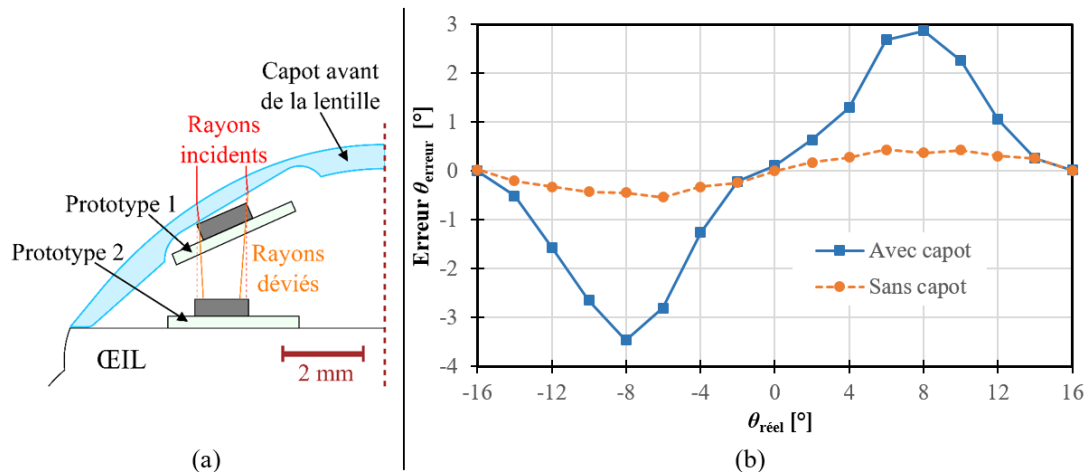


FIGURE 5.16 – Précision de l'oculomètre avec le capot devant les photodiodes, prototype de la Figure 5.14(b). (a) Le prototype 1 utilisé jusqu'à présent avait les photodiodes collées au capot alors qu'avec ce prototype 2 une distance significative sépare les photodiodes du capot. (b) À cause des 2 dioptries formés par le capot ainsi que la hauteur importante entre les photodiodes et le capot, l'allure de l'erreur inhérente est fortement déformée par rapport au cas idéal.

TABLEAU 5.2 – Comparaison des performances mesurées avec les objectifs et des oculomètres mobiles commercialisés.

	Cible	Oculomètre proposé	Tobii Glasses Pro 2 [CAM18]	Pupil Labs glasses [EGI19]
Conditions expérimentales		Sur banc de test avec circuit intégré	Porté par un utilisateur dans un environnement contrôlé	Porté par un utilisateur dans un environnement contrôlé
Précision	0,1°	0,2°	0,5°	0,82°
Dispersion	0,1°	0,04°	0,3°	0,31°
Dégradation de l'étalonnage	Aucune	Aucune après 1 h	Inconnu	+0,25° d'erreur après 5 min
Fréquence d'échantillonnage	200 Hz	250 Hz	100 Hz	240 Hz

5.4 Comparaison avec d'autres solutions d'oculométries

L'ensemble des mesures sur banc de test ont permis d'évaluer les performances de l'oculomètre proposé. Ces performances sont résumées dans le Tableau 5.2 et comparées à l'objectif établi au Chapitre 1 ainsi qu'à 2 oculomètres mobiles par vidéo-oculographie commercialisés.

Les résultats de précision et de dispersion sont proches des objectifs et plus de 2 fois meilleures que les performances des oculomètres du commerce. Bien qu'obtenus seulement avec une maquette de l'œil, les résultats sont encourageants. Les mesures ont de plus mis en avant la robustesse de l'oculomètre à diverses variations. Ainsi, dans les conditions pour lesquelles l'oculomètre a été conçu, la précision est toujours inférieure à $0,2^\circ$. Il a été montré qu'à chaque fois que le système a été complexifié pour se rapprocher de la réalité (désaxement de la source lumineuse, alimentation par induction), les erreurs introduites ont pu être réduites en particulier grâce à l'étalonnage.

Conclusion

Ce chapitre a présenté des résultats expérimentaux pour plusieurs bancs de test et plusieurs prototypes. L'ASIC fabriqué est utilisé en condition réelle, démontrant son bon fonctionnement. Les mesures ont permis de valider les performances de l'oculomètre ainsi que sa robustesse dans des situations toujours plus réalistes. Les résultats des mesures corroborent ceux obtenus en simulation dans le Chapitre 4. Grâce à l'étalonnage, une précision inférieure à $0,2^\circ$ est assurée et reste stable au cours du temps quel que soit le circuit intégré utilisé — robustesse technologique —, et pour différentes tensions d'alimentation — robustesse aux paramètres environnementaux.

Afin de s'approcher de l'utilisation réelle de l'oculomètre, la source lumineuse infrarouge a été désaxée pour ne pas gêner l'utilisateur, et le système a été alimenté sans fil par induction. Dans les différents cas de test, l'étalonnage permet de conserver la bonne précision de l'oculomètre. Ce banc de test est une preuve de concept pour l'oculomètre par lentille de contact instrumentée. Il démontre qu'avec un ensemble de composants pouvant être encapsulés dans une lentille de contact sclérale (des photodiodes, un circuit intégré) il est possible de réaliser un suivi de regard précis en embarquant un circuit intégré alimenté par induction.

Comparé avec d’autres systèmes, les mesures montrent que l’oculomètre proposé a une précision 2,5 fois meilleure que celle des oculomètres par vidéo-oculographique mobile du commerce pour une fréquence d’échantillonnage similaire aux plus performants. La dispersion de $0,04^\circ$ est 8 fois meilleure que les autres systèmes, tout en présentant une bonne robustesse.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

6.1 Conclusion

L'approche la plus populaire actuellement pour effectuer un suivi de regard est la vidéo-oculographie. Toutefois, les oculomètres mobiles basés sur cette méthode n'ont pas une précision satisfaisante à cause d'une trop grande sensibilité aux perturbations extérieures. Afin de s'affranchir de la caméra et du traitement d'image associé, un nouvel oculomètre reposant sur une lentille de contact instrumentée, permettant de réaliser un suivi de regard précis et robuste, a été présenté dans ce document.

La configuration de cet oculomètre, dans le placement des photodiodes sur la lentille et la localisation de l'intelligence, a été optimisée de manière à respecter les contraintes de volume disponibles et d'alimentation tout en maximisant la précision. Un ASIC basse consommation utilisant des transistors MOS polarisés sous le seuil a été conçu, simulé, fabriqué et testé pour réaliser le calcul de direction de regard directement sur la lentille. Associé à un étalonnage présent sur les lunettes, une précision de $0,2^\circ$ a été démontrée, soit 2,5 fois mieux que les oculomètres mobiles actuels. Enfin, une preuve de concept expérimentale a été présentée avec un oculomètre sur banc de test, validant la précision du système et sa robustesse malgré un certain nombre de variations (technologiques, alimentation, désaxement de la source lumineuse).

Dans le Chapitre 1, un état de l'art des lentilles instrumentées et des méthodes d'oculométrie a été présenté. D'une part, les verrous à l'instrumentation d'une lentille de contact ont été mis en avant, en particulier les contraintes de volume disponible et d'alimentation. D'autre part, les faiblesses des méthodes d'oculométrie actuelles ont été détaillées. Ces oculomètres basés sur la vidéo-oculographie présentent en effet toujours une précision limitée surtout dans leur version mobile. De ce fait, l'idée de concevoir un oculomètre sans caméra basé sur une lentille de contact instrumentée associée à un éclairage spécifique situé sur des lunettes a été présenté.

Cette idée de base est formalisée dans le Chapitre 2. Une méthode pour calculer la direction de regard à partir de 4 photodiodes encapsulées dans une lentille de contact sclérale et d'un calcul de barycentre est présentée. La position des photodiodes, l'utili-

sation d'une source lumineuse Lambertienne et une procédure d'étalonnage sont choisies de manière à optimiser la précision. Ces choix ont été appuyés par des mesures expérimentales préliminaires. Suite à une étude sur la place de l'intelligence, il a été décidé de localiser le calcul de barycentre directement sur la lentille de contact et l'étalonnage nécessaire sur les lunettes (un agencement nommé architecture hybride) de manière à réduire la consommation. Un lien inductif permet d'alimenter les éléments sur la lentille et une communication en champ proche sert à transmettre les données vers les lunettes.

La lentille de contact doit donc embarquer un circuit intégré pour réaliser le calcul de barycentre et la numérisation du résultat en vue de la communication. La conception de cet ASIC, dans une technologie CMOS 0,35 μm de chez AMS, a fait l'objet du Chapitre 3. Le barycentre est mis en œuvre par un circuit de calcul analogique en mode courant, et une architecture de CAN RAS a été choisie pour la numérisation. Un oscillateur harmonique génère le signal d'horloge et un circuit de référence de courant fournit les références de courants et de tensions nécessaires pour le bon fonctionnement du circuit. De manière à réduire la consommation, autant de transistors MOS polarisés sous le seuil que possible ont été utilisés. De plus, un circuit d'activation met en route le circuit de calcul de barycentre uniquement durant la phase d'étalonnage du CAN, réduisant la consommation moyenne du circuit.

Cependant, les transistors polarisés sous le seuil sont particulièrement sensibles aux variations inhérentes à la réalisation d'un circuit intégré. Ainsi, des simulations électriques ont été menées et présentées dans le Chapitre 4 pour valider le fonctionnement de l'ASIC malgré ces imperfections. Ces simulations ont permis d'établir que la consommation de l'ASIC avec l'architecture hybride était de 137,4 μW , soit 20% de moins que la consommation d'une architecture plus conventionnelle qui consisterait à convertir directement les photo-courants. De plus, une analyse Monte-Carlo de l'oculomètre a montré que, grâce à l'étalonnage qui supprime toutes les erreurs linéaires systématiques, une précision d'au moins 0,2° était atteignable.

Finalement, dans le Chapitre 5 un oculomètre sur banc de test, comportant une lentille de contact encapsulant 4 photodiodes et l'ASIC fabriqué, a été présenté. Les mesures ont confirmé la précision de 0,2°, soit 2,5 fois mieux que les oculomètres mobiles actuels. La dispersion est de seulement 0,04°, presque 8 fois mieux que l'état de l'art. Par rapport aux autres lentilles de contact instrumentées, le système proposé fonctionne en continu à 250 Hz et comprend une unité de calcul. Plusieurs mesures ont été effectuées (stabilité au cours du temps, désaxement de la source lumineuse, alimentation par induction) avec

plusieurs ASIC fabriqués, validant la robustesse de l’oculomètre à diverses variations. Enfin, l’ASIC et les 4 photodiodes ont été reportés sur un même substrat, validant la compacité de l’électronique en vue de son encapsulation.

6.2 Perspectives

6.2.1 Perfectionnement de l’oculomètre

Le travail présenté est une première étape conséquente dans la conception d’un oculomètre basé sur une lentille de contact instrumentée. Il a principalement porté sur l’intelligence du système : quel calcul réaliser et comment l’optimiser, où localiser l’intelligence, ou encore, comment mettre en œuvre cette intelligence avec un ASIC. Cependant, il reste des étapes de conception et d’intégration pour aller vers des mesures expérimentales où l’oculomètre est porté par l’humain.

6.2.1.1 Intégration complète

Deux verrous majeurs empêchent pour le moment de porter le dernier prototype présenté Figure 5.14 : la connexion pour l’instant filaire et l’encapsulation encore incomplète du substrat.

La preuve de concept a été faite en considérant un composant du commerce, le NTAG NXP, pour la communication et la récupération d’énergie. Ce composant doit donc être reporté sur le substrat pour aller vers une communication sans fil intégrée. Toutefois, il serait plus judicieux de regrouper sur l’ASIC les fonctions du NTAG NXP. De ce fait, il n’y aurait qu’un seul circuit intégré à encapsuler. D’autre part, cela permettrait d’optimiser la communication et le lien inductif à l’application de manière à transmettre uniquement la puissance nécessaire pour l’alimentation, réduisant les risques d’échauffement et la consommation globale (les parties lentille et lunettes) de l’oculomètre. Cette tâche demande du développement mais n’est pas un obstacle majeur.

Bien que donner une forme conique au substrat pour l’encapsuler dans la lentille de contact soit possible (comme montré à la Figure 2.9(a)), ceci est difficile de par le volume occupé par les éléments rigides embarqués. Tout d’abord pour l’ASIC, les fils de pontage sont à la fois difficiles à réaliser sur une surface réduite, fragiles, et sont une contrainte en termes de volume disponible et pour la méthode d’encapsulation. Une solution est d’utiliser un circuit intégré retourné (*flip chip*) avec des contacts par bille

(*solder balls*) pour se passer du pontage et réduire le volume nécessaire pour l'ASIC. Ensuite, les photodiodes sont l'élément le plus volumineux sur le substrat. Celles utilisées ont l'avantage d'avoir une très faible épaisseur, mais 21% de la surface est dédiée à un plot pour le pontage. Réduire la surface des photodiodes faciliterait la pré-formation du substrat flexible et donc son encapsulation. Cependant, leur surface photo-sensible doit être suffisante afin de maintenir un rapport signal à bruit satisfaisant pour ne pas dégrader la qualité du suivi de regard. Des mesures avec différentes tailles de surface photo-sensibles (avec des photodiodes du commerce intégrées dans des boîtiers, donc trop volumineuses pour être encapsulées) ont montré qu'une surface d'au moins 1 mm^2 (avec un rendement d'environ $0,55 \text{ A/W}$) était nécessaire. Une solution serait d'utiliser des photodiodes organiques, très fines et ne demandant pas de pontage, mais dont le rendement est encore faible en proche infrarouge ($0,2 \text{ A/W}$ à 850 nm).

6.2.1.2 Amélioration du suivi de regard

La volonté étant de réaliser un outil de suivi de regard de grande précision, une problématique récurrente est de chercher à améliorer la précision, ou au moins de ne pas dégrader la bonne précision de $0,2^\circ$ en allant vers une lentille portable par l'humain.

La première source d'erreur en allant vers un système réaliste est la complexification du trajet optique de l'éclairage nécessaire. En effet, les mesures expérimentales du Chapitre 5 ont montré que rajouter la lame séparatrice et éloigner la source infrarouge dégradait légèrement la précision. Devoir intégrer la source infrarouge à un système de projection de réalité augmentée pourrait rajouter des dioptries et rallonger le trajet de la lumière illuminant la lentille. Le choix d'une source Lambertienne a été fait dans un cas idéal lorsque la source lumineuse était en face de la lentille à une distance contrôlée. Avoir une réflexion sur le diagramme de rayonnement de la source pour se ramener au cas idéal malgré les déformations peut être nécessaire pour garder une bonne précision. Il peut s'agir d'un obstacle limitant les performances de l'oculomètre en allant vers un système plus complexe.

Afin de garantir la distribution lumineuse voulue dans le plan de la lentille, il est envisagé de réaliser un bloc de projection comportant la source infrarouge positionnées sur les lunettes et une lame séparatrice fixe, Figure 6.1. Une fois les angles d'inclinaisons déterminés, l'ensemble sera solidaire des lunettes et fournira de manière fiable l'éclairage souhaité.

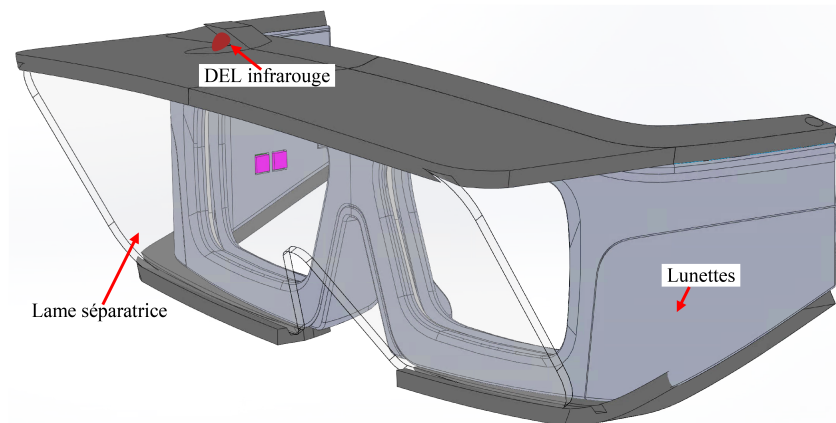


FIGURE 6.1 – Prototype de lunettes comportant un bloc de projection fixe.

Enfin, une autre fonction serait à intégrer au circuit pour améliorer sa fiabilité : un régulateur de tension, comme expliqué au Paragraphe 4.3.1.2. De par la faible consommation de l'architecture hybride, ce régulateur peut s'ajouter sans problème au budget énergétique. De plus, l'ASIC présenté comporte 2 architectures pour l'expérience : le réduire à une seule architecture libère suffisamment de surface de silicium pour rajouter cette fonction.

6.2.2 Vers l'œil augmenté

6.2.2.1 Multiplication et complexification des fonctions

La lentille proposée pour l'oculométrie s'inscrit dans le développement des lentilles de contact instrumentées plus complexes comportant de multiples fonctions. Il a été montré qu'en choisissant judicieusement la place et la répartition de l'intelligence il est possible d'optimiser les performances du dispositif tout en respectant au mieux les contraintes propres à l'instrumentation d'une lentille. L'étude sur la localisation de l'intelligence a motivé au sein du département d'optique de IMT Atlantique une réflexion plus globale sur la place des capteurs et de la source lumineuse. Cela a mené à la conceptualisation d'un oculomètre par lentille instrumentée où la lentille de contact encapsule la source lumineuse (un laser VCSEL) tandis que le capteur (une caméra) se situe sur les lunettes [Kha+20]. Cette approche fait partie des extensions du projet dont les performances sont en cours d'évaluation.

Grâce à la réflexion sur la place de l'intelligence et les méthodes de conception très basse consommation appliquées, une marge entre la puissance utilisée et la puissance disponible existe, permettant d'envisager des systèmes plus complexes comprenant plusieurs fonctions. En effet, les prototypes de lentilles instrumentées présentés dans la littérature sont pour l'instant dédiés chacun à une seule application. Or plusieurs fonctionnalités pourraient être regroupées sur une seule et même lentille de contact, comprenant à titre d'exemple des capteurs pour le suivi de glucose, et un afficheur ou un actionneur embarqué pour projeter des alertes en fonction de la réponse des capteurs.

Dans ce cas où plusieurs fonctionnalités sont associées sur une même lentille instrumentée, cette dernière devra comprendre d'une part l'électronique propre à chaque fonction, et d'autre par des unités de calcul pour traiter les différentes informations. Ainsi, la consommation du circuit intégré embarqué devra être réduite au maximum : le moindre μW pouvant permettre l'alimentation ou non par induction, ou prolonger la durée de vie d'une batterie embarquée. Pour illustrer, la conception hybride avec un circuit sous le seuil comme présenté permet de réduire de 20% la puissance moyenne par rapport à une architecture plus traditionnelle qui se contente de numériser la réponse des capteurs. Pour une lentille fonctionnant avec une batterie ayant une autonomie, par exemple, de 5 heures, cela permet de la faire fonctionner 1 heure de plus.

Dans cette perspective de complexification et multiplication des fonctions embarquées dans la lentille de contact, des échanges ont lieux avec le Centre Microélectronique de Provence (Mines Saint-Étienne) pour, dans un premier temps, recharger par induction une de leur batterie flexible et d'essayer d'alimenter l'ASIC présent sur la lentille avec. À termes, l'idée est d'encapsuler une batterie pour l'alimentation de plusieurs fonctions présentes sur la lentille dans les phases les plus consommatrices telles que la communication ou le calcul.

Tout ceci, en particulier le travail présenté dans ce document pour le suivi de regard, concerne l'instrumentation de l'œil, Figure 6.2. La lentille de contact comporte un ou plusieurs éléments que ce soit un capteur (des photodiodes), un afficheur ou un actionneur (un laser). Une simple interaction machine-machine entre la lentille et les lunettes permet ensuite le transfert de données et d'énergie. La volonté est d'aller vers l'augmentation de l'œil en permettant des interactions directement entre l'humain et le système. Par exemple, un autre projet en cours au département optique de IMT Atlantique consiste à encapsuler des éléments optiques diffractifs (EODs) associés à des lasers dans une lentille de contact pour imager directement sur la rétine (*Perifoveal Retinal Augmented Reality* ou

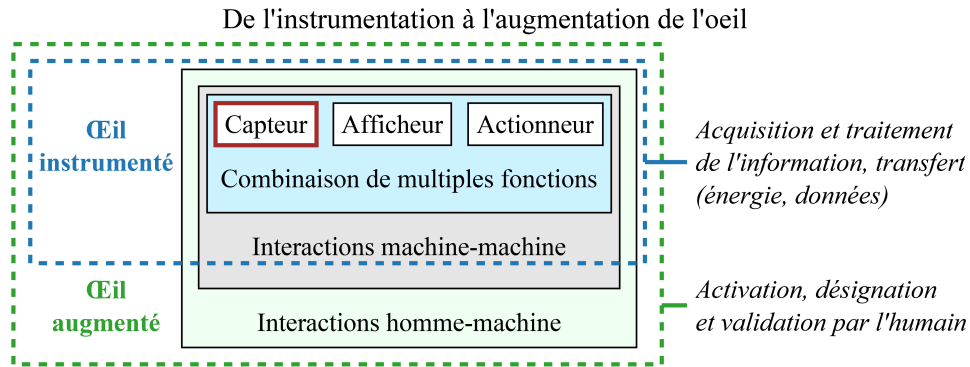


FIGURE 6.2 – Complexité grandissante des interactions pour aller de l’instrumentation à l’augmentation de l’œil. L’instrumentation concerne l’intégration d’une ou plusieurs fonctions sur une lentille de contact avec une interaction entre la lentille et les lunettes. La lentille instrumentée pour l’oculométrie fait partie de cette catégorie, s’étant focalisée sur du suivi de regard à partir de plusieurs capteurs embarqués. L’augmentation passe par une interaction entre la lentille et l’humain.

PRAR [Nou+21]). En terme de fonctionnalité, cela demande d’une part l’encapsulation d’actionneurs (EODs et lasers) ainsi que l’électronique de sélection du symbole à projeter en fonction du contexte. Le projet est en phase préliminaire, mais il est envisagé de contrôler l’activation des lasers avec un ASIC basse consommation en réutilisant les techniques mises en œuvre pour l’application d’oculométrie présentée ici. Associé à la fonction d’oculométrie, ce retour visuel est une première forme d’interaction entre le porteur, qui choisi où regarder, et le système.

6.2.2.2 Interactions homme-machine

Afin d’aller vers l’augmentation de l’œil, la multiplication des fonctionnalités sur une même lentille instrumentée doit s’accompagner de plus de contrôle de la part du porteur sur le système embarqué de manière à choisir quand le mettre en route ou pour sélectionner les fonctions à activer. L’oculomètre présenté dans ce document ne comprend pas de tels paramètres de supervision : l’ASIC se met spontanément en route une fois dans le champ magnétique et un lien montant de la lentille vers les lunettes se contente de transmettre les données. Il est ainsi commandé uniquement par les lunettes.

Afin de donner au porteur un contrôle sur le fonctionnement du système, la solution la plus évidente est d’utiliser une commande manuelle avec, par exemple, des interrupteurs côté lunettes. Bien que cette approche soit robuste, elle demande une action manuelle de la part du porteur, rajoutant de la complexité et de la latence à la tâche réalisée. À titre

d'exemple, un chirurgien ou un pilote ont déjà leurs mains occupées par une tâche délicate et demander un geste supplémentaire est une contrainte. Une idée est alors de revenir au niveau de l'œil et d'utiliser un mouvement contrôlable : le clignement de l'œil.

Plusieurs organes entourent l'œil et sont nécessaires à son bon fonctionnement. La paupière est l'un d'entre eux, ayant pour rôle d'humidifier l'œil et d'éviter qu'un élément extérieur rentre en contact avec la cornée. Pour remplir ces fonctions, des clignements ont lieu régulièrement à une fréquence de 15 à 50 par minute avec une durée de 100 à 150 ms [Sfo+08]. La paupière bloque principalement la lumière visible, avec moins de 5% de transmittance pour les longueurs inférieures à 600 nm. En allant vers le proche infrarouge, la transmittance de la paupière augmente pour atteindre autour de 80% pour $\lambda > 900$ nm [Pry+92]. L'oculomètre présenté utilisant une source infrarouge à 940 nm, l'éclairement reçu par la photodiode ne va être que faiblement atténué quand l'œil est fermé. Puisque que le calcul de la direction du regard est basé sur un barycentre, une diminution globale de la quantité de lumière reçue par les photodiodes n'a pas d'impact sur le résultat du barycentre. En d'autres termes, la direction du regard calculé est la même que l'œil soit ouvert ou fermée. Toutefois, le clignement est un déplacement de la paupière d'environ 7 mm consistant en une fermeture, à 160 mm/s environ, et une ouverture, à 70 mm/s. Ainsi, à un moment la lentille de contact n'est que partiellement couverte par la paupière, c'est-à-dire que seulement certaines photodiodes sont couvertes. Ces photodiodes reçoivent 20% de moins de lumière et, de ce fait, un déséquilibre apparaît dans le calcul de barycentre. Ce déséquilibre peut être suivi pour détecter un clignement.

Le banc de test réalisé pour évaluer la précision de l'oculomètre par l'expérience peut servir pour d'autres mesures. Par exemple, il est possible de simuler la présence de la paupière en glissant une gélatine (atténuant d'environ 24% la lumière infrarouge à 940 nm) entre le prototype et la source lumineuse, présenté Figure 6.3. Cette gélatine est motorisée de manière à reproduire un battement de paupière réaliste avec les vitesses annoncées précédemment. La mesure montre la présence d'une brève déviation dans le calcul de barycentre lors de la descente et la montée de la « paupière », Figure 6.4. Cette déviation peut être exploitée au niveau des lunettes (en ajustant le programme en *Python* de lecture des données) afin de détecter les clignements. Le nombre de pic et l'intervalle de temps entre 2 pics donnent des informations sur le nombre de clignements successifs et la durée de ces derniers. Ces informations peuvent permettre de différencier clignements volontaires et involontaires, et d'en extraire une commande instantanément. Cette commande bio-pilotée à l'avantage de pouvoir s'ajouter au système d'oculométrie présenté

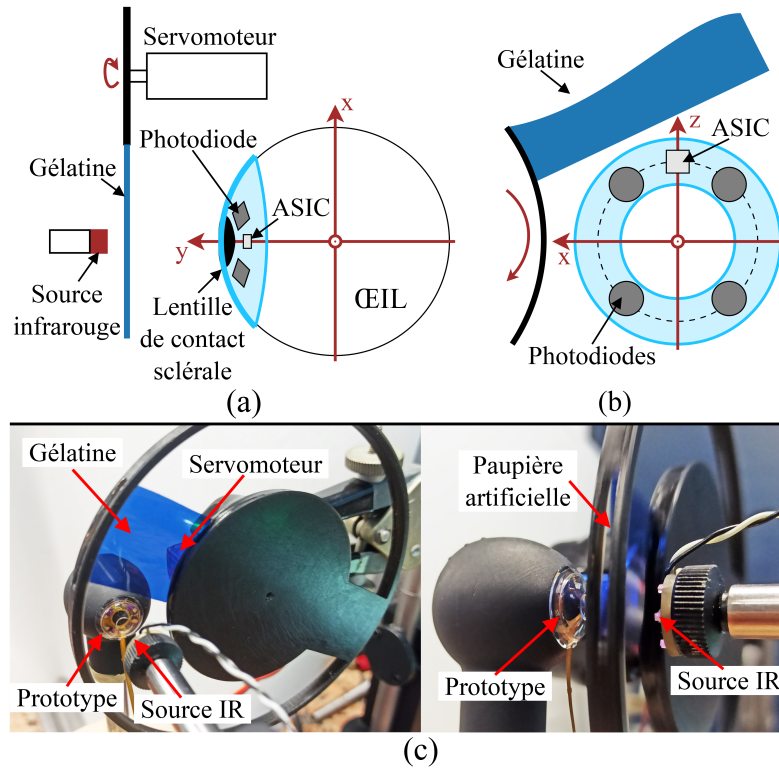


FIGURE 6.3 – Banc de test comprenant la paupière artificielle. (a) Schéma de principe du banc de test vue de dessus, (b) vue de face. Une gélatine simule l'absorption de la paupière (24% à 940 nm). Un servomoteur la déplace de manière à reproduire un clignement de paupière réaliste en termes de vitesse et d'amplitude. (c) Banc de test réalisé. Une pièce en impression 3D maintient la gélatine pour qu'elle se déplace entre la source lumineuse et le prototype de lentille monté sur une maquette d'œil.

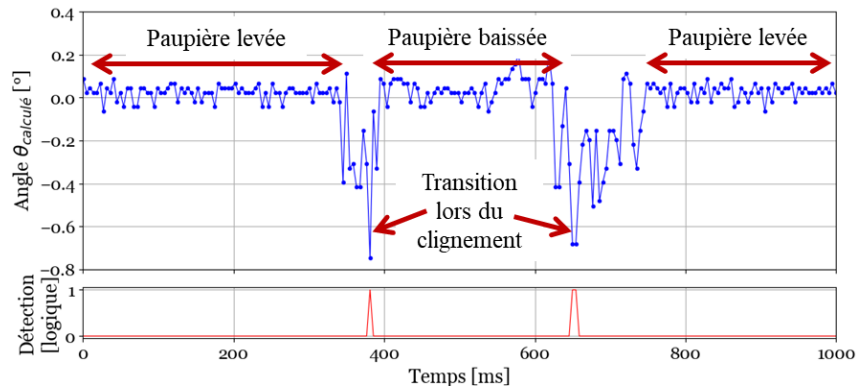


FIGURE 6.4 – Mesure temporelle de la sortie numérique $\theta_{\text{calculé}}$ de l'ASIC. 2 pics sont identifiables, marquant le déséquilibre dans le calcul de barycentre durant la descente et la montée de la gélatine. En dehors de ces états transitoires, la valeur calculée reste constante, que la « paupière » soit levée ou baissée.

sans nécessiter de modification au niveau de la lentille. Elle permet, à partir de l'oculomètre par lentille instrumentée, d'aller vers un système d'œil augmenté pouvant désigner des cibles rapidement. Un tel dispositif de désignation visuel a des applications pour la réalité augmentée dans le domaine militaire à titre d'exemple.

6.2.3 Développement des capteurs biomédicaux intelligents

Le développement des lentilles de contact instrumentées s'inscrit dans le contexte plus large de l'essor des capteurs biomédicaux intelligents [Kha+16]. Malgré la tendance à décentraliser le calcul pour les objets connectés (par exemple avec le *cloud computing*), certaines applications cherchent au contraire à placer de l'intelligence au plus proche de la mesure [Mos+17]. C'est le cas dans le domaine médical où la sécurité ainsi que la latence sont des verrous majeurs. Dans ce contexte, la miniaturisation et l'augmentation en complexité des capteurs biomédicaux s'accompagnent du besoin de réduire toujours plus la consommation.

Le travail présenté propose l'utilisation d'un circuit de calcul analogique avec des boucles translinéaires mises en œuvre par des transistors MOS polarisé sous le seuil pour réduire la consommation. Dans de nombreuses applications, un calcul pré-numérisation peut permettre de réduire la quantité de données à numériser et donc à transmettre, ainsi que réduire les contraintes de résolution et fréquence d'échantillonnage. Tout ceci peut mener à la réduction de la consommation de l'électronique embarquée avec le capteur. L'application présentée est d'effectuer un calcul de barycentre, mais les boucles translinéaires peuvent réaliser de nombreux opérateurs (carré, racine carrée, inversion) avec un nombre réduit de transistors. Le principal verrou est la faible précision de ces opérations, la proposition ici étant d'effectuer un étalonnage robuste après numérisation. La réalisation sur banc de test de l'oculomètre a permis la validation expérimentale du circuit de calcul de barycentre, une fonction pouvant être réutilisée par d'autres systèmes. En effet, d'autres systèmes contraints en énergie sont envisageables, une perspective du travail étant de valoriser les blocs circuits testés.

MESURES EXPÉRIMENTALES POUR LE TRANSFERT D'ÉNERGIE

Évaluer le budget énergétique disponible sur la lentille de contact sclérale est nécessaire pour déterminer les contraintes d'alimentation du circuit intégré. Pour le prototypage, le NTAG NT3H1101 de NXP est utilisé pour la communication en champ proche et la récupération d'énergie par induction sur la lentille. Il est conforme au standard NFC ISO/IEC 14443 type A avec une fréquence de fonctionnement de 13,56 MHz. Le NTAG NXP est associé à une bobine circulaire insérable dans une lentille de contact sclérale avec son rayon intérieur de 5,5 mm et extérieur de 7,5 mm, Figure A.1. Elle est réalisée sur un substrat flexible en polyamide de 25 μm d'épaisseur, avec de chaque côté des pistes de cuivre de 25 μm et une couche de couverture de 25 μm .

Pour la mesure, un lecteur NFC RFID-RC522 contrôlé par arduino est utilisé. Le module est associé à une bobine primaire de 35 par 40 mm, des dimensions conformes aux lunettes. En se basant sur la documentation, cette bobine est excitée par une source de puissance 140 mW. Cela assure le bon fonctionnement du NTAG NXP ainsi que la sécurité oculaire. En effet, le débit d'absorption spécifique (DAS) doit être inférieur à 2 W/kg pour éviter tout échauffement dangereux des tissus humains. Des simulations dans des cas similaires (13,56 MHz et bobine primaire à environ 10 mm de l'œil) montrent un DAS de 0,021 W/kg avec une source primaire de 2 W [KMI15], et de 0,9 W/kg avec une source de 10 W [Par+19]. Ainsi, une source de 140 mW est conforme aux normes de sécurité.

Les mesures expérimentales, Figure A.2, montrent que le NTAG NXP délivre 510 μA à 1,8 V dans la configuration géométrique de l'oculomètre, à savoir 13 mm entre les 2 bobines. La mesure montre de plus la nécessité d'utiliser une capacité de stockage de 150 nF pour assurer une tension d'alimentation stable durant la communication.

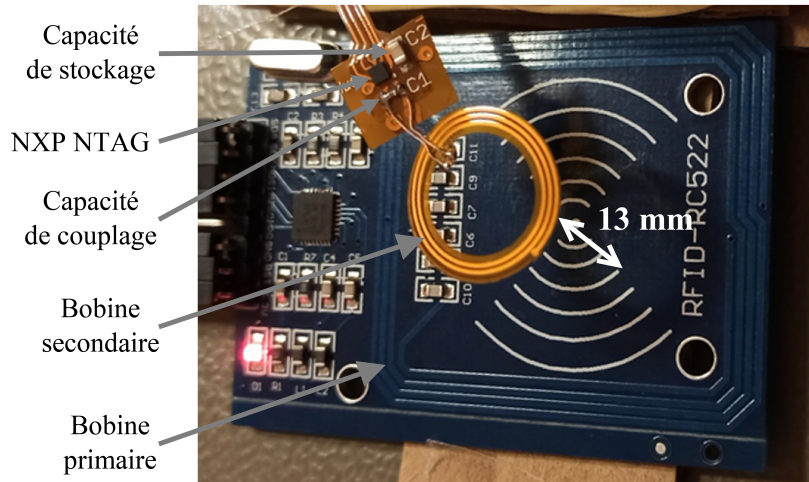


FIGURE A.1 – Montage pour mesurer la puissance transmise par induction entre 2 bobines dans une configuration géométrique similaire à celle de l'oculomètre. Une capacité de stockage permet d'assurer une alimentation stable durant la communication. Une seconde capacité améliore le couplage entre les 2 bobines à 13,56 MHz.

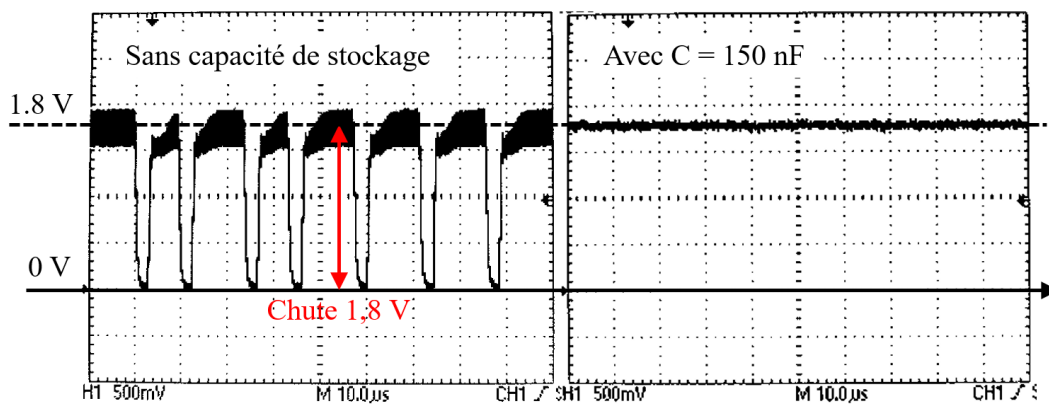


FIGURE A.2 – Mesure de la sortie V_{DD} du NXP NTAG avec une charge de $3,5\text{ k}\Omega$, avec et sans la capacité de stockage durant la communication.

ARCHITECTURE ALTERNATIVE POUR L'OCULOMÈTRE : TOUT-LUNETTES

La conception et les mesures se sont concentrées sur l'architecture hybride, retenue car la plus économe en énergie. Toutefois, de manière à valider cette affirmation, l'architecture tout-lunettes a aussi été réalisée sur le circuit intégré. Cette annexe présente l'architecture tout-lunettes avec ses différences par rapport à l'architecture hybride. Ayant été intégrée à l'ASIC, des mesures expérimentales sont ensuite présentées pour valider un oculomètre sur banc de test la mettant en œuvre et comparer ses performances à la version hybride.

B.1 Application de l'architecture tout-lunettes

Une architecture valide pour l'oculomètre utilisant une lentille instrumentée est de réaliser le calcul de barycentre et l'étalonnage sur les lunettes comme proposé au Paragraphe 2.3.2.1. Un ASIC est toujours nécessaire sur la lentille de contact afin de numériser les 4 photo-courants pour ensuite les transmettre aux lunettes par communication en champ proche. L'architecture envisagée pour l'oculomètre tout-lunettes est présentée à la Figure B.1. Pour le circuit intégré, un compromis entre la surface occupée, la vitesse d'échantillonnage, le nombre de CAN et donc la consommation énergétique, est d'utiliser 2 CAN comme cela est expliqué au Paragraphe 2.3.2.1.

Un certain nombre d'éléments de base sont similaires à ceux de l'architecture hybride. Une adaptation doit convertir les photo-courants en tension et isoler cette conversion courant-tension des CAN. 2 CAN en mode tension numérisent en parallèle chacun 2 photo-courants convertis. Contrairement à l'architecture hybride, un superviseur, plus complexe qu'un compteur modulo 2, est nécessaire pour contrôler la suite d'opérations requises et choisir quel photo-courant numériser avec quel CAN. Les photo-courants sont numérisés 2 à 2 en parallèle. Le diagramme temporel de l'oculomètre mettant en œuvre l'architecture tout-lunettes est présenté Figure B.2.

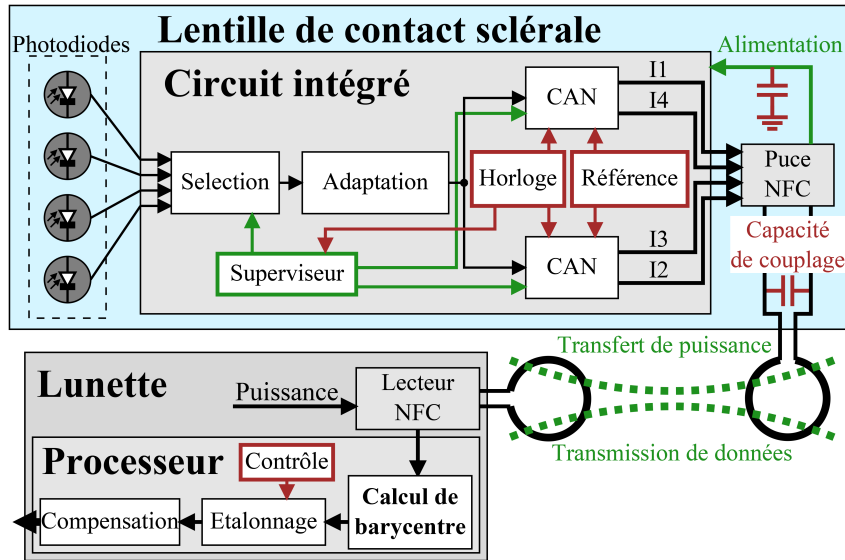


FIGURE B.1 – Schéma bloc de l'architecture tout-lunettes.

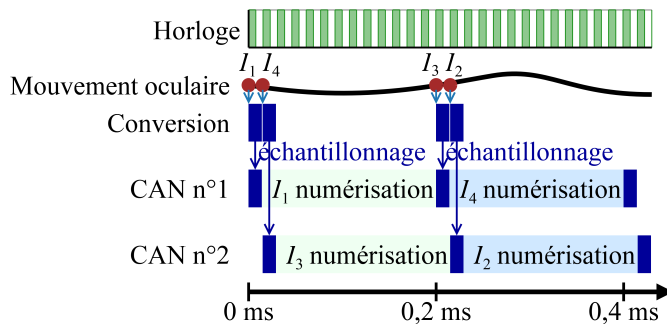


FIGURE B.2 – Diagramme temporel du système avec l'architecture tout-lunettes.

B.2 Conception de l'ASIC

Dans le cadre de l'architecture tout-lunettes, l'ASIC présent sur la lentille doit numériser les 4 photo-courants. Le schéma structurel du circuit mis en œuvre est présenté à la Figure B.3. La conception du circuit suit les choix faits au début du Chapitre 3, utilisant une technologie CMOS 0,35 μm de chez AMS et une tension d'alimentation de 1,8 V.

La première étape est la sélection des photo-courants, au moyen d'un simple interrupteur PMOS (MP3), et la conversion courant-tension. Cette dernière est réalisée par une résistance de 0,2 M Ω en poly-silicium à grande résistivité de par la linéarité de cette solution sur la totalité de la plage de tension. Il est choisi d'utiliser la même résistance R_{conv}

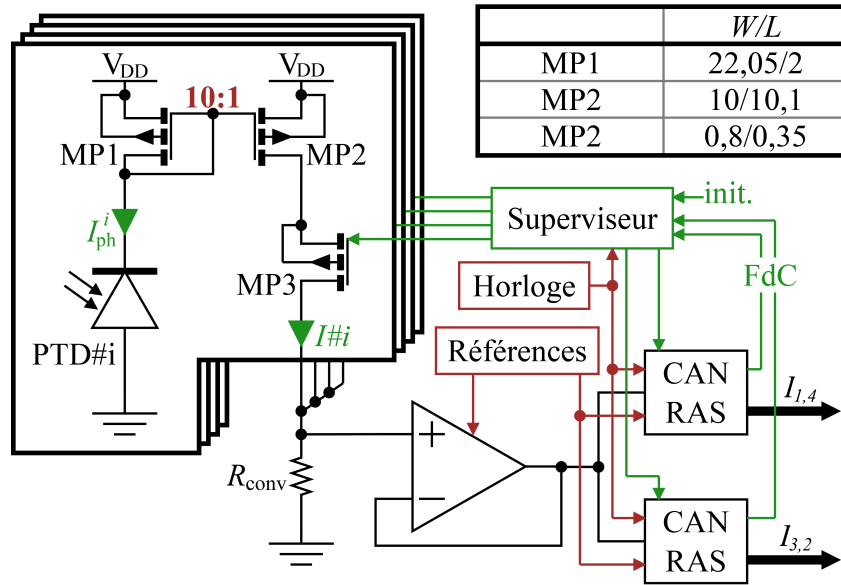


FIGURE B.3 – Schéma structurel du circuit intégré.

pour la conversion des 4 photo-courants. D'une part cela permet de réduire la surface nécessaire, une seule résistance demandant déjà $0,016 \text{ mm}^2$. D'autre part, cela permet de limiter la dispersion entre les photo-courants. En effet, à cause des variations technologiques, si une résistance par photo-courant est utilisée, une erreur linéaire différente pour chacun des photo-courants sera introduite lors de la conversion.

Pour la numérisation, 2 CAN RAS, quasiment identiques à celui du Paragraphe 3.3 pour l'architecture hybride, sont utilisés. De manière à réduire à moins de $0,2 \text{ ms}$ le délais entre la numérisation de $I_{1,3}$ et de $I_{4,2}$, la fréquence de fonctionnement du CAN doit être supérieur à 70 kHz . Ceci demande de doubler le courant de polarisation du comparateur, passant à $1,2 \mu\text{A}$. De ce fait, la consommation pour un CAN est plus importante que dans la version hybride. une fréquence d'horloge de fonctionnement de 100 kHz est obtenue en utilisant le même oscillateur harmonique que pour l'architecture hybride mais avec un diviseur de fréquence par 4. De la même manière, les références et courant de polarisation sont obtenus avec le même circuit à multiplicateur de beta qu'au Paragraphe 3.6. Pour ce bloc, le courant de sortie du générateur de V_{REF} a été triplé pour que la tension de référence, devant fournir 2 CAN, reste stable malgré la fréquence de fonctionnement 8 fois plus élevée que pour l'architecture hybride.

Afin de réaliser l'adaptation d'impédance entre la résistance de conversion et l'entrée des CAN, un amplificateur opérationnel monté en suiveur de tension identique à celui du

Paragraphe 3.4.2 est utilisé. De la même manière que pour le comparateur des CAN, le courant de polarisation I_{BIAS} est doublé par rapport à l'architecture hybride de manière à avoir un gain suffisant à 100 kHz.

Enfin, le superviseur pour la sélection des photo-courants et du CAN est mis en œuvre par une machine à états finis 3 bits. La machine à 8 états est conditionnée par les signaux de fin de conversion (FdC) des 2 CAN, l'horloge ainsi que le signal d'initialisation globale. Elle active successivement les interrupteurs PMOS pour sélectionner le photo-courant à convertir en tension, et contrôle l'ordre d'activation des CAN en commandant leur signal d'initialisation.

B.3 Simulation de l'oculomètre

Des simulations de l'oculomètre complet, similaires à celles du Chapitre 4 mais utilisant l'architecture tout-lunettes, sont menées. Elles consistent en des simulations électriques du schéma du circuit intégré pour la numérisation des photo-courants. Pour la partie lunettes, le calcul de barycentre et l'étalonnage est réalisée par un programme en *Python*. Les simulations permettent de valider le bon fonctionnement du circuit en vu de sa fabrication. La Figure B.4 présente l'analyse Monte Carlo de l'oculomètre complet avec l'architecture tout-lunettes. La précision, après étalonnage et réduction de l'erreur inhérente, est d'au moins $0,2^\circ$, soit similaire à celle de l'architecture hybride.

Par ailleurs, les simulations permettent d'estimer la puissance consommée en moyenne par l'ASIC. Ces résultats ont été présenté Tableau 4.1 du Paragraphe 4.2.3, indiquant une consommation moyenne de $170,9 \mu\text{W}$, soit près de 20% de plus que les $137,4 \mu\text{W}$ de l'architecture hybride. L'augmentation des courants de polarisation, due à la fréquence de fonctionnement 8 fois plus élevée, et la nécessité d'utiliser 2 CAN sont les principales causes de cette différence de consommation.

B.4 Mesures sur banc de test

Afin de valider l'architecture tout-lunettes pour l'oculomètre ainsi que les résultats de simulation, l'ASIC fabriqué comporte les 2 architectures, Figure B.5. Les parties utilisées pour l'architecture tout-lunettes occupent $0,55 \text{ mm}^2$. De la même manière que pour la version hybride, des registres à décalage PISO permettent de passer des sorties parallèles des CAN à des sorties séries. Un registre PISO par photo-courant est utilisé.

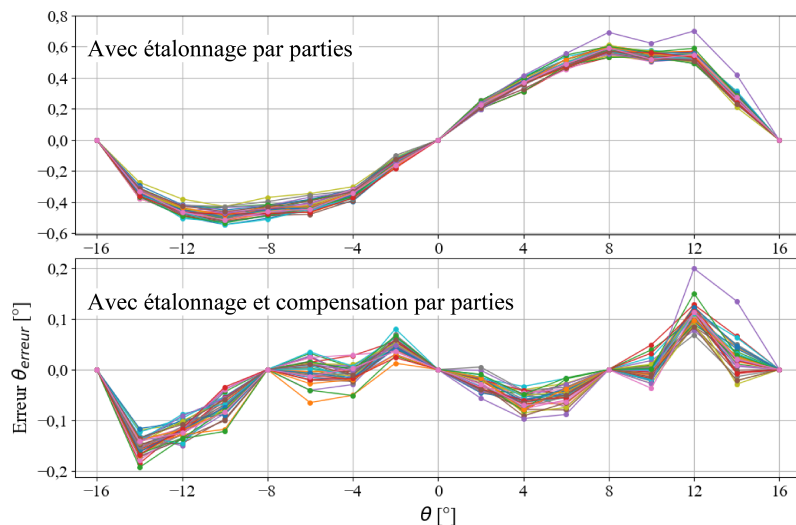


FIGURE B.4 – Analyse Monte Carlo de l’oculomètre complet utilisant l’architecture tout-lunettes (40 itérations de représentés) sans et avec application de l’étalonnage et de la compensation par parties.

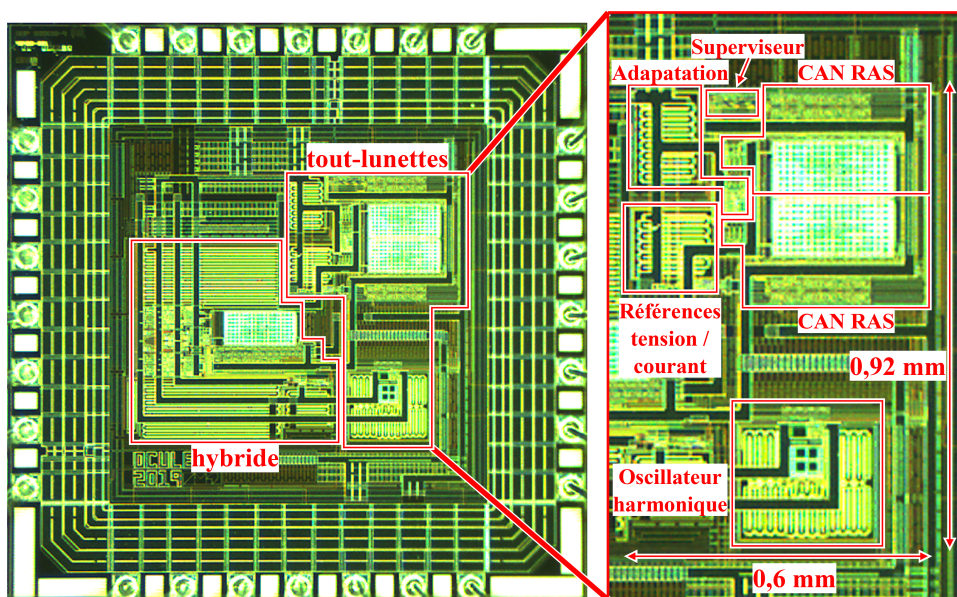


FIGURE B.5 – Microphotographie du circuit intégré avec l’architecture tout-lunettes détaillée.

Le banc de test mis en œuvre est identique à celui présenté au Paragraphe 5.1.2. À l’aide des interrupteurs, l’ASIC est configuré de manière à utiliser l’architecture tout-lunettes. Le circuit intégré prend alors pour entrée les 4 photo-courants et a comme sorties séries les 4 photo-courants numérisés. Un programme *Python*, exécuté sur micro-

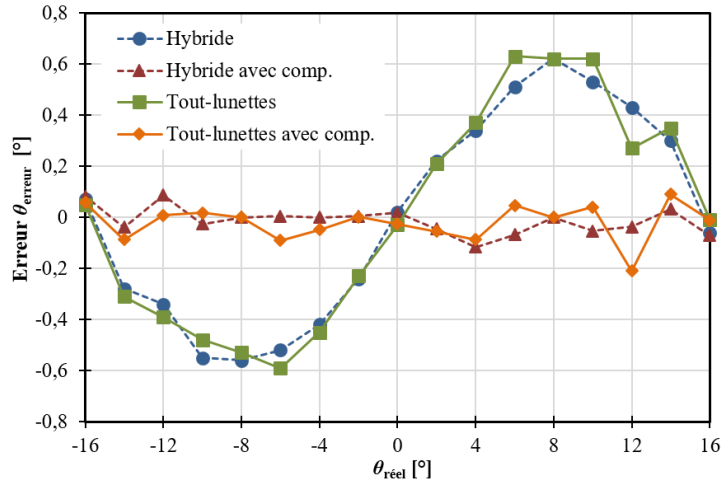


FIGURE B.6 – Comparaison expérimentale de la précision entre l’architecture hybride et tout-lunettes sur le même ASIC (présenté pour 1 ASIC, mais résultats similaires avec 5 autres).

ordinateur, réalise l’acquisition des données, le calcul de barycentre, et contrôle la procédure d’étalonnage ainsi que de compensation de l’erreur inhérente.

Une série de mesure avec l’architecture hybride puis tout-lunettes est menée pour 6 ASIC. La Figure B.6 présente les résultats pour l’un des ASIC, mais sont similaires pour les autres ASIC. La précision reste inférieure à $0,2^\circ$ quelque soit l’architecture. La dispersion est de $0,04^\circ$ pour l’architecture tout-lunettes, soit similaire à celle de la version hybride. Ainsi, les performances en termes de précision de suivi du regard sont similaire pour les 2 architectures.

B.5 Conclusion

L’architecture tout-lunettes, reposant sur la numérisation des 4 photo-courants et le calcul de barycentre sur les lunettes, a été réalisée pour être comparée à l’architecture hybride. Le circuit présent sur la lentille a été conçu avec la même technologie que pour l’architecture hybride et avec de nombreux éléments similaires. Les simulations et les mesures mettent en avant que l’architecture tout-lunettes a une puissance moyenne consommée 20% plus importante que celle hybride sans apporter d’avantage en termes de précision et de dispersion.

BIBLIOGRAPHIE

- [ALM16] M. Amayreh, J. Leicht et Y. Manoli, « A 200ns settling time fully integrated low power LDO regulator with comparators as transient enhancement », *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Syst. Conf. (ISCAS)* (mai 2016), p. 494-497.
- [ANH10] R. Andersson, M. Nystrom et K. Holmqvist, « Sampling frequency and eye-tracking measures : How speed affects durations, latencies , and more », *J. Eye Movement Res.* **3.3** (juin 2010), p. 1-12.
- [Bas+96] J. Bastos, M. Steyaert, B. Graindourze et W. Sansen, « Matching of MOS Transistors with Different Layout Styles », *Proc. 1996 IEEE International Conference on Microelectronic Test Structures* **9** (1996), p. 17-18.
- [BLB98] R. J. Baker, H. W. Li et D. E. Boyce, *CMOS Circuit Design, Layout, and Simulation*, New York, NY, USA : IEEE Press, 1998.
- [Bur01] M. R. Burge, « Lack of Compliance With Home Blood Glucose Monitoring Predicts Hospitalization in Diabetes », *Diabetes Care* **24.8** (août 2001), p. 1502-1503.
- [CAM18] M. Cognolato, M. Atzori et H. Muller, « Head-mounted eye gaze tracking devices : An overview of modern devices and recent advances », *J. Rehabil. Assistive Technol. Eng.* **5** (juin 2018), p. 1-13.
- [CCL13] C.-Z. Chen, I.-S. Chan et D. C. C. Lam, « Capacitive contact lens sensor for continuous non-invasive intraocular pressure monitoring », *Sens. Actuators A, Phys.* **203** (déc. 2013), p. 112-118.
- [Cha+06] J. P. Chamorro, C. Lahuec, F. Seguin et M. Jezequel, « Design rules for subthreshold MOS circuits », *Proc. 5th Analogue Decoding Workshop* (2006), p. 23-26.
- [Che+13] M. Chen, Y. Yang, X. Jia et H. Gao, « Investigation of positioning algorithm and method for increasing the linear measurement range for four quadrant detector », *Optik* **124.24** (déc. 2013), p. 6806-6809.

-
- [CS00] H. Collewijn et J. B. J. Smeets, « Early Components of the Human Vestibulo-Ocular Response to Head Rotation : Latency and Gain », *Journal of Neurophysiology* **84.1** (2000), p. 376-389.
- [CTH13] C.-M. Chen, T.-W. Tsai et C.-C. Hung, « Fast Transient Low-Dropout Voltage Regulator With Hybrid Dynamic Biasing Technique for SoC Application », *IEEE Trans. VLSI Systems* **21.9** (sept. 2013), p. 1742-1747.
- [CVJ75] H. Collewijn, F. Van der Mark et T. C. Jansen, « Precise recording of human eye movements », *Vision Res.* **15.3** (1975), p. 447-450.
- [DC01] R. Dodge et T. S. Cline, « The angle velocity of eye movements », *Psychological Review* **8.2** (1901), p. 145-157.
- [DI07] G. De Vita et G. Iannaccone, « A 109 nW, 44 ppm/°C current reference with low sensitivity to process variations », *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Syst.* (mai 2007), p. 3804-3807.
- [EGI19] B. V. Ehinger, K. Groß et I. Ibs, « A new comprehensive eye-tracking test battery concurrently evaluating the Pupil Labs glasses and the EyeLink 1000 », *PeerJ* **7 :e7086** (avr. 2019), p. 1-43.
- [Eiv+16] S. Eivazi, R. Bednarik, V. Leinonen, M. von und zu Fraunberg et J. E. Jaaskelainen, « Embedding an eye tracker into a surgical microscope : Requirements, design, and implementation », *IEEE Sensors J.* **16.7** (avr. 2016), p. 2070-2078.
- [Fan09] H. Fan, *On-chip real time clock oscillator without quartz crystal*, Brest, Brittany, France : Ph.D dissertation, Lab-STICC, Télécom Bretagne, 2009.
- [Far+15] M. N. Farandos, A. K. Yetisen, M. J. Monteiro, C. R. Lowe et S. H. Yun, « Contact lens sensors in ocular diagnostics », *Adv. Healthcare Mater.* **4.6** (avr. 2015), p. 792-810.
- [Fer+09] V. Ferrari, G. Megali, E. Troia, A. Pietrabissa et F. Mosca, « A 3-D mixed-reality system for stereoscopic visualization of medical dataset », *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **56.11** (nov. 2009), p. 2627-2633.
- [FV06] P. M. Figueiredo et J. C. Viral, « Kickback noise reduction techniques for CMOS latched comparators », *IEEE Trans. Circuits Syst. II, Exp. Briefs* **53.7** (juill. 2006), p. 2047-2054.

-
- [GA08] M. Ghovanloo et S. Atluri, « An integrated full-wave CMOS rectifier with built-in back telemetry for RFID and implantable biomedical applications », *IEEE Trans. Circuits Syst. I; Reg. Papers* **55.10** (nov. 2008), p. 3328-3334.
- [Gil75] B. Gilbert, « Translinear circuits : a proposed classification », *Electronics Letters* **11.1** (jan. 1975), p. 14-16.
- [Ha+16] S. Ha, C. Kim, J. Park, S. Joshi et G. Cauwenberghs, « Energy Recycling Telemetry IC With Simultaneous 11.5 mW Power and 6.78 Mb/s Backward Data Delivery Over a Single 13.56 MHz Inductive Link », *IEEE J. Solid-State Circuits* **51.11** (nov. 2016), p. 2664-2678.
- [Har08] R. R. Harrison, « The Design of Integrated Circuits to Observe Brain Activity », *Proceedings of the IEEE* **96.7** (juill. 2008), p. 1203-1216.
- [Hay+18] K. Hayashi, S. Arata, S. Murakami, Y. Nishio, A. Kobayashi et K. Niitsu, « A 6.1-nA fully integrated CMOS supply modulated OOK transmitter in 55-nm DDC CMOS for glasses-free, self-powered, and Fuel-Cell-Embedded continuous glucose monitoring contact lens », *IEEE Trans. Circuits Syst. II, Exp. Briefs* **65.10** (oct. 2018), p. 1360-1364.
- [HC12] B. Haaheim et T. G. Constandinou, « A sub-1 μ W, 16 kHz current-mode SAR-ADC for single-neuron spike recording », *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Syst.* (avr. 2012), p. 2957-2960.
- [HGV06] M. M. J. Houben, J. Goumans et J. Van der Steen, « Recording Three-Dimensional Eye Movements : Scleral Search Coils versus Video Oculography », *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **47.1** (jan. 2006), p. 179-187.
- [HHN19] I. T. C. Hoogea, R. S. Hessels et M. Nystrom, « Do pupil-based binocular video eye trackers reliably measure vergence? », *Vision Research* **159** (jan. 2019), p. 1-9.
- [HJ10] Dan W. Hansen et Q. Ji, « In the Eye of the Beholder : A Survey of Models for Eyes and Gaze », *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **32.3** (mars 2010), p. 478-500.

-
- [HM10] E. N. Y. Ho et P. K. T. Mok, « A Capacitor-Less CMOS Active Feedback Low-Dropout Regulator With Slew-Rate Enhancement for Portable On-Chip Application », *IEEE Trans. Circuits Syst. II, Exp. Briefs* **57.3** (fév. 2010), p. 80-84.
- [ICN13] ICNIRP, « Guidelines on limits of exposure to incoherent visible and infrared radiation », *Health Phys.* **5.1** (2013), p. 74-96.
- [Jac+21] D. S. Jacobs, K. G. Carrasquillo, P. D. Cottrell, F. J. Fernández-Velázquez, R. Gil-Cazorla, I. Jalbert, A. D. Pucker, K. Riccobono, D. M. Robertson, L. Szczotka-Flynn, L. Speedwell et F. Stapleton, « CLEAR – Medical use of contact lenses », *Contact Lens and Anterior Eye* **44.2** (avr. 2021), p. 289-329.
- [Jan+15] D. Jansson, A. Medvedev, H. Axelson et D. Nyholm, « Stochastic Anomaly Detection in Eye-Tracking Data for Quantification of Motor Symptoms in Parkinson’s Disease », *Signal and Image Analysis for Biomedical and Life Sciences* **823** (2015), p. 63-82.
- [Jeo+20] C. Jeon, J. Koo, K. Lee, S.-K. Kim, S. Shin, S. K. Hahn et Sim J.-Y., « A smart contact lens controller IC supporting dual-mode telemetry with wireless-powered backscattering LSK and EM-radiated RF transmission using a single-loop antenna », *IEEE J. Solid-State Circuits* **55.4** (avr. 2020), p. 856-867.
- [JK03] R. J. K. Jacob et K. S. Karn, « Commentary on Section 4 - Eye Tracking in Human-Computer Interaction and Usability Research : Ready to Deliver the Promises », *The Mind’s Eye* (2003), p. 573-605.
- [Jon+21] L. Jones, A. Hui, C.-M. Phan, M.I.L. Read, D. Azar, J. Buch, J. B. Ciolino, S. A. Naroo, B. Pall, K. Romond, P. Sankaridurg, C. M. Schnider, L. Terry et M. Willcox, « CLEAR - Contact lens technologies of the future », *Contact Lens and Anterior Eye* **44.2** (avr. 2021), p. 398-430.
- [KC17] A. Kar et P. Corcoran, « A review and analysis of eye-gaze estimation systems, algorithms and performance evaluation methods in consumer platforms », *IEEE Access* **5** (2017), p. 16495-16519.

-
- [Kes+10] L. Kessel, L. Johnson, H. Arvidsson et M. Larsen, « The Relationship between Body and Ambient Temperature and corneal Temperature », *Investigation Ophthalmology & Visual Science* **51** (déc. 2010), p. 6593-6597.
- [KGG15] B. D. Kels, A. Grzybowski et J. M. Grant-Kels, « Human ocular anatomy », *Clinics in Dermatology* **33.2** (fév. 2015), p. 140-146.
- [Kha+16] Y. Khan, A. E. Ostfeld, C. M. Lochner, A. Pierre et A. C. Aria, « Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices », *Adv. Mater.* **28.22** (juin 2016), p. 4373-4395.
- [Kha+20] A. Khaldi, E. Daniel, L. Massin, C. Kärnfelt, F. Ferranti, C. Lahuec, F. Seguin, V. Nourrit et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « A laser emitting contact lens for eye tracking », *Nature Scientific Reports* **10.1** (sept. 2020), p. 1-8.
- [Kin05] P. R. Kinget, « Device Mismatch and Tradeoffs in the Design of Analog Circuits », *IEEE J. Solid-State Circuits* **40.6** (juin 2005), p. 1212-1224.
- [KMI15] Y.-J. Kim, J. Maeng et P. P. Irazoqui, « Eyeglasses-powered, contact lens-like platform with high power transfer efficiency », *Biomed. Microdevices* **17.4** (juill. 2015), p. 1-9.
- [Kol05] H. Kolb, *Gross Anatomy of the Eye*, Salt Lake City (UT) : University of Utah Health Sciences Center, 2005.
- [Kou+19] G. A. Koulieris, K. Akşit, M. Stengel, R. K. Mantiuk, K. Mania et C. Richardt, « Near-Eye Display and Tracking Technologies for Virtual and Augmented Reality », *Computer Graphics Forum* **38.2** (juin 2019), p. 493-519.
- [LA11] C. Lahuec et M. Arzel, « An analog core computing the center of pressure in a knee replacement prosthesis », *Proc. 9th IEEE Int. New Circuits Syst. Conf. (NEWCAS)* (juin 2011), p. 105-108.
- [Lar15] B. Larras, *Intégration CMOS analogique de réseaux de neurones à cliques*, Brest, Bretagne, France : Thèse de doctorat, Télécom Bretagne ; Université de Bretagne Occidentale, 2015.
- [Leo+09] M. Leonardie, E. M. Pitchon, A. Bertsch, P. Renaud et A. Mermoud, « Wireless contact lens sensor for intraocular pressure monitoring : Assessment on enucleated pig eyes », *Acta Ophthalmologica* **87.4** (juin 2009), p. 433-437.

-
- [LGM19] A. J. Larrazabal, C. E. Garcia Cena et C. E. Martinez, « Video-oculography eye tracking towards clinical applications : A review », *Comput. Biol. Med.* **108** (mai 2019), p. 57-66.
- [LH13] J. Lu et J. Holleman, « A low-power high-precision comparator with time-domain bulk-tuned offset cancellation », *IEEE Trans. Circuits Syst. I, Reg. Papers* **60.5** (avr. 2013), p. 1158-1167.
- [Lia+12] Y.-T. Liao, H. Yao, A. Lingley, B. Parviz et B. P. Otis, « A 3- μ W CMOS glucose sensor for wireless contact-lens tear glucose monitoring », *IEEE J. Solide-State Circuits* **47.1** (jan. 2012), p. 335-344.
- [Loy+21] C. Loyez, K. Carpentier, I. Sourikopoulos et F. Danneville, « Subthreshold neuromorphic devices for Spiking Neural Networks applied to embedded A.I », *Proc. 19th IEEE Int. New Circuits Syst. Conf. (NEWCAS)* (juin 2021), p. 1-4.
- [LPZ10] Y. Li, C. C. Y. Poon et Y.-T. Zhang, « Analog Integrated Circuits Design for Processing Physiological Signals », *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* **3** (sept. 2010), p. 93-105.
- [LS94] K. R. Laker et W. M. C. Sansen, *Design of analog integrated circuits and systems*, New York, NY, USA : McGraw-Hill, 1994.
- [Lu+14] C. Lu, Y.-S. Zhai, X.-J. Wang, Y.-Y. Guo, Y.-X. Du et G.-S. Yang, « A novel methode to improve detecting sensitivity of quandrant detector », *Optik* **125.14** (mars 2014), p. 3519-3523.
- [Lun+18] P. Lungaro, R. Sjöberg, A. J. Fanghella Valero, A. Mittal et K. Tollmar, « Gaze-Aware Streaming Solutions for the Next Generation of Mobile VR Experiences », *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics* **24.4** (avr. 2018), p. 1535-1544.
- [Mar20] P. Martin, « Mojo Vision nanoLEDs for Invisible Computing », *Proc. SPIE 11302, Light-Emitting Devices, Materials, and Applications XXIV* **1130204** (fév. 2020).
- [Mas+19] L. Massin, C. Lahuec, V. Nourrit, F. Seguin et J.-L. de Bougrenet, « Towards accurate camera-less eye tracker using instrumented contact lens », *Proc. 17th IEEE Int. New Circuits Syst. Conf. (NEWCAS)* (juin 2019), p. 1-4.

-
- [Mas+20] L. Massin, V. Nourrit, C. Lahuec, F. Seguin, L. Adam, E. Daniel et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « Development of a new scleral contact lens with encapsulated photodetectors for eye tracking », *Optics Express* **28.19** (sept. 2020), p. 28635-28647.
- [Mas+21] L. Massin, F. Seguin, V. Nourrit, E. Daniel, J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye et C. Lahuec, « Smart Contact Lens Applied to Gaze Tracking », *IEEE Sensors Journal* **21.1** (jan. 2021), p. 455-463.
- [Mas+22a] L. Massin, C. Lahuec, F. Seguin, V. Nourrit, E. Daniel, C. Kärnfelt et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « Multipurpose bio-monitored integrated circuit in a contact lens eye-tracker », *Sensors* **22.2** (jan. 2022), p. 595.
- [Mas+22b] L. Massin, F. Seguin, V. Nourrit, E. Daniel, C. Kärnfelt, J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye et C. Lahuec, « A 0.35- μm subthreshold CMOS ASIC for a Smart Contact Lens Eye-Tracker », *55th IEEE Int. Symp. on Circuits and Syst. (ISCAS)* (2022), acceptée.
- [Maz+18] V. Mazlin, P Xiao, E. Dalimier, K. Grieve, K. Irsch, J.-A. Sahel, M. Fink et A. C. Boccara, « In vivo high resolution human corneal imaging using full-field optical coherence tomography », *Biomed. Opt. Express* **9.2** (fév. 2018), p. 557-568.
- [Meu+02] M. Meunier, Y. Gagnon, Y. Savaria, A. Lacourse et M. Cadotte, « A novel laser trimming technique for microelectronics », *Applied Surface Science* **186.1** (oct. 2002), p. 52-56.
- [MM05] C. H. Morimoto et M. R. M. Mimica, « Eye gaze tracking techniques for interactive applications », *Computer Vision and Image Understanding* **98.1** (avr. 2005), p. 4-24.
- [Mos+17] A. Mosenia, S. Sur-Kolay, A. Raghunathan et N. K. Jha, « Wearable Medical Sensor-Based System Design : A Survey », *IEEE Transactions on Multi-Scale Computing Systems* **3.2** (mai 2017), p. 124-138.
- [MVY19] R. Moreddu, D. Vigolo et A. K. Yetisen, « Contact Lens Technology : From Fundamentals to Applications », *Adv. Healthcare Mater.* **8.15** (août 2019).
- [Nas+19] M. Nasreldin, R. Delattre, M. Ramuz, C. Lahuec, T. Djenizian et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « Flexible micro-battery for powering smart contact lens », *Sensors* **19.9** (avr. 2019), p. 2062.

-
- [NFC] NFC Forum, URL : <https://nfc-forum.org> (visité le 22/03/2021).
- [Nou+21] V. Nourrit, Y. Pigeon, K. Heggarty et J.-L. de Bougrenet de la Tocnaye, « Perifoveal Retinal Augmented Reality (PRAR) on contact lenses », *Opt. Eng.* (2021), en cours de publication.
- [Nys+13] M. Nystrom, R. Andersson, K. Holmqvist et J. van de Weijer, « The influence of calibration method and eye physiology on eyetracking data quality », *Behav. Res. Methods* **45.1** (mars 2013), p. 272-288.
- [Ous+08] G. W. Ousler III, K. Wilcox Hagberg, M. Schindelar, D. Welch et M. B. Abelson, « The Ocular Protection Index », *Cornea* **27.5** (juin 2008), p. 509-513.
- [Pan+10] J. Pandey, Y.-T. Liao, A. Lingley, R. Mirjalili, B. Parviz et B. P. Otis, « A Fully Integrated RF-Powered Contact Lens With a Single Element Display », *IEEE Trans. Biomedical Circuits and Systems* **4.6** (nov. 2010), p. 454-461.
- [Par+19] J. Park, D. B. Ahn, J. Kim, E. Cha, B.-S. Bae, S.-Y. Lee et J.-U. Park, « Printing of wirelessly rechargeable solid-state supercapacitors for soft, smart contact lenses with continuous operations », *Sci. Adv.* **5.12** (déc. 2019), p. 1-8.
- [PDW89] M. J. M. Pelgrom, A. C. J. Duinmaijer et A. P. G. Welbers, « Matching Properties of MOS Transistors », *IEEE J. Solid-State Circuits* **24.5** (oct. 1989), p. 1433-1440.
- [Plo+15] A. Plopski, Y. Itoh, C. Nitschke, K. Kiyokawa, G. Klinker et H. Takemura, « Corneal-imaging calibration for optical see-through head-mounted displays », *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics* **21.4** (avr. 2015), p. 481-490.
- [Pry+92] J. H. Prytowsky, M. S. Keen, A. D. Rabinowitz, A. W. Stevens et V. A. DeLeo, « Present status of eyelid phototherapy : Clinical efficacy and transmittance of ultraviolet and visible radiation through human eyelids », *Journal of the American Academy of Dermatology* **26.4** (avr. 1992), p. 607-613.
- [PWS05] C. Purslow, J. S. Wolffsohn et J. Santodomingo-Rubido, « The effect of contact lens wear on dynamic ocular surface temperature », *Contact Lens and Anterior Eye* **28.1** (mars 2005), p. 29-36.

-
- [Rob63] D. A. Robinson, « A Method of Measuring Eye Movement Using a Scleral Search Coil in a Magnetic Field », *IEEE Trans. Bio-Med. Electron.* **10.4** (1963), p. 137-145.
- [Ron+20] M. Ronchini, M. Zamani, H. Farkhani et F. Moradi, « Tunable Voltage-Mode Subthreshold CMOS Neuron », *Proc. 2020 IEEE Computer Society Annual Symposium on VLSI (ISVLSI)* (juill. 2020), p. 252-257.
- [Sad+18] M. Sadollahi, K. Hamashita, K. Sobue et G. C. Temes, « An 11-bit 250-nW 10-kS/s SAR ADC with doubled input range for biomedical applications », *IEEE Trans. Circuits Syst. I, Reg. Papers* **65.1** (jan. 2018), p. 61-73.
- [Sfo+08] C. Sforza, M. Rango, D. Galante, N. Bresolin et V. F. Ferrario, « Spontaneous blinking in healthy persons : an optoelectronic study of eyelid motion », *Ophthalm. Physiol. Opt.* **28.4** (juin 2008), p. 345-353.
- [Sta99] J. S. Stahl, « Amplitude of human head movements associated with horizontal saccades », *Exp. Brain Res.* **126.1** (mai 1999), p. 41-54.
- [Sua09] U. A. Suat, « A nanowatt cascaded delay element for compact power-on-reset (POR) circuits », *Proc. 52nd IEEE International Midwest Symposium on Circuits and Systems* (août 2009), p. 62-65.
- [Tak+19] T. Takamatsu, Y. Chen, T. Yoshimasu, M. Nishizawa et T. Miyake, « Highly Efficient, Flexible Wireless-Powered Circuit Printed on a Moist, Soft Contact Lens », *Adv. Mater. Technol.* **4.5** (mars 2019), p. 1800671.
- [Tic+15] A. Ticak, J. D. Marsack, D. E. Koenig, A. Ravikumar, Y. Shi, L. C. Nguyen et R. A. Applegate, « A comparison of three methods to increase scleral contact lens on-eye stability », *Eye Contact Lens* **41.6** (nov. 2015), p. 386-390.
- [Tob] Tobii Pro, URL : <https://www.tobiipro.com/> (visité le 13/09/2021).
- [Uen+09] K. Ueno, T. Hirose, T. Asai et Y. Amemiya, « A 300 nW, 15 ppm/°C 20 ppm/V CMOS voltage reference circuit consisting of subthreshold MOSFETs », *IEEE J. Solid-State Circuits* **44.7** (juill. 2009), p. 2047-2054.
- [VAC18] S. J. Vincent, D. Alonso-Caneiro et M. J. Collins, « The temporal dynamics of miniscleral contact lenses : Central corneal clearance and centration », *Contact Lens Anterior Eye* **41.2** (avr. 2018), p. 162-168.

-
- [VC08] A. Villanueva et P. Cabeza, « A novel gaze estimation system with one calibration point », *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. B Cybern.* **38.4** (août 2008), p. 1123-1138.
- [Vic+15] F. Vicente, Z. Huang, X. Xiong, F. De la Torre, W. Zhang et D. Levi, « Driver gaze tracking and eyes off the road detection system », *IEEE Trans. Intell. Transp. Syst.* **16.4** (août 2015), p. 2014-2027.
- [Wad10] N. J. Wade, « Pioneers of eye movement research », *I-perception* **1.2** (nov. 2010), p. 33-68.
- [Whi+16] E. Whitmire, L. Trutoiu, R. Cavin, D. Perek, B. Scally, J. Phillips et S. Patel, « EyeContact : scleral coil eye tracking for virtual reality », *Proceedings of the 2016 ACM International Symposium on Wearable Computers* (sept. 2016), p. 184-191.
- [Won+04] L. S. Y. Wong, S. Hossain, A. Ta, J. Edvinsson, D. H. Rivas et H. Naas, « A very low-power CMOS mixed-signal IC for implantable pacemaker applications », *IEEE J. Solid-State Circuits* **39.12** (déc. 2004), p. 2446-2456.
- [Won14] A. M. F. Wong, *Eye Movements ; Saccades*, Second Edition, Oxford : Academic Press, 2014, p. 249-251.
- [YS13] J. Yang et E. Skafidas, « A Low Power MICS Band Phase-Locked Loop for High Resolution Retinal Prosthesis », *IEEE Trans. on Biomedical Circuits and Systems* **7.4** (août 2013), p. 513-525.
- [YS75] L. R. Young et D. Sheena, « Eye-movement measurement techniques », *American Psychologist* **30.3** (1975), p. 315-330.
- [Yue13] X. Yue, « Determining the reliable minimum unit capacitance for the DAC capacitor array of SAR ADCs », *Microelectron* **44.6** (juin 2013), p. 473-478.
- [Zha+19] X. Zhang, Sugano, M. Y. Fritz et A. Bulling, « MPIIGaze : Real-world dataset and deep appearance-based gaze estimation », *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* **41.1** (jan. 2019), p. 162-175.

Titre : Traitement embarqué sur lentille de contact instrumentée : application à l'oculométrie

Mot clés : lentille de contact instrumentée, oculométrie, circuit intégré basse consommation

Résumé : L'œil est un organe d'intérêt pour accéder à différents paramètres biologiques. Pour mesurer ces paramètres de manière peu invasive, instrumenter une lentille de contact est une solution prometteuse malgré les contraintes de volume et d'autonomie. Cependant, la direction du regard est usuellement mesurée avec des oculomètres par vidéo-oculographie. Cette approche, basée sur du traitement d'image, présente encore aujourd'hui une précision limitée. Dans le but d'améliorer cette précision, une solution sans caméra est proposée. L'idée est d'utiliser une lentille de contact intégrant des photodiodes, associée à un éclairage spécifique situé sur des lunettes. La direction du regard est calculée au moyen d'un barycentre avec

les photo-courants. Le calcul et la numérisation du résultat sont réalisés par un circuit présent sur la lentille et alimenté par induction. Le résultat est transmis vers les lunettes par communication en champ proche. Le circuit intégré a été fabriqué dans une technologie AMS CMOS 0,35 μm . Des mesures expérimentales de l'oculomètre, avec un prototype de lentille de contact instrumentée monté sur une maquette d'œil, montrent qu'une précision de $0,2^\circ$ est atteignable, 2,5 fois mieux que les oculomètres mobiles actuels. Le circuit intégré consomme moins de 170 μW , pouvant donc être alimenté par induction. Par rapport aux autres lentilles instrumentées, celle présentée fonctionne en continue à 250 Hz tout en embarquant une unité de calcul.

Title: Embedded processing on instrumented contact lens: application to eye-tracking

Keywords: smart contact lens, eye-tracker, low consumption integrated circuit

Abstract: The eye is an organ of interest for accessing various biological parameters. To measure these parameters in a minimally invasive way, instrumenting a contact lens is a promising solution despite the volume and autonomy constraints. However, gaze direction, is usually measured with video-oculography eye-trackers. This approach, based on image processing, still has limited accuracy. To improve this accuracy, a camera-less solution is proposed. The idea is to use a contact lens integrating photodiodes associated with a specific illuminating eyewear. The gaze direction is computed by means of a barycentre with photo-currents. The computation and digitisation of the result are carried out by an inte-

grated circuit located on the lens and powered by induction. The result is transmitted to the eyewear by near-field communication. The integrated circuit was manufactured in AMS 0.35 μm CMOS technology. Experimental measurements of the eye-tracker, with a prototype instrumented contact lens mounted on a mock-up eye, show that an accuracy of 0.2° is achievable, 2.5 times better than current mobile eye-trackers. The integrated circuit consumes less than 170 μW , and so can be powered by induction. Compared to other smart contact lenses, the one shown operates continuously at 250 Hz while also having a computing unit on board.