

UNIVERSITE BLIDA 1

Faculté de Technologie

Département d'Electronique



THÈSE DE DOCTORAT LMD
En Electronique

**Conception et modélisation d'un dispositif MOEMS pour
la photocoagulation rétinienne par laser.**

Présenté par :

KARAOUI Fares

Devant le jury composé de :

Nom et Prénom	Grade	Etablissement	Qualité
A.NAMANE	Pr	Université Blida 1	Président
S.NACER	Pr	Université Blida 1	Examineur
M.BOUHEDDA	Pr	Université Médéa	Examineur
A.SLIMANE	Dr	CDTA-Alger	Examineur
H.BOUGHERRIRA	M.A.A	Université Blida 1	Invité
N.BENBLIDIA	Pr	Université Blida 1	Directeur de Thèse

الملخص

تصميم ونمذجة جهاز MOEMS لتخثير الشبكية بالليزر.

تُعتبر اعتلالات الشبكية السكري من المضاعفات الوعائية الدقيقة الخطيرة لمرض السكري، مما يؤدي إلى فقدان تدريجي وغير قابل للعلاج للبصر وقد يصل إلى العمى. غالبًا ما تكون المراحل المبكرة للمرض بدون أعراض، مما يجعل الوقاية والتشخيص المبكر والتدخل أمراً حاسماً. تركز أطروحتنا على تطوير نظام بصري مبتكر لتخثير الشبكية بالليزر باستخدام مرايا ميكرو MOEMS (الأنظمة الكهروميكانيكية البصرية الدقيقة) بهدف تحسين دقة وكفاءة العلاجات بالليزر. بدأنا بدراسة تشريح العين وتحديد الأعراض السريرية لاعتلال الشبكية السكري للتأكيد على أهمية التدخل الدقيق وفي الوقت المناسب. ثم قمنا باستكشاف قدرات المرايا الميكروية، خاصة جهاز المرايا الميكروية الرقمي DLP7000، من أجل تحديد مواضع الحزمة الليزرية بدقة عالية على أهداف متحركة. باستخدام برنامج COMSOL Multiphysics، قمنا بتصميم ونمذجة مرآة ميكرو MOEMS كهروستاتيكية بالإضافة إلى مصفوفة مرايا ميكرو يمكن التحكم بها بشكل فردي، حيث تم تحسين أدائها من حيث استهلاك الطاقة، ووقت الاستقرار، والحجم من خلال عمليات المحاكاة باستخدام تحليل العناصر المحدودة (FEA). الابتكار الأساسي في عملنا هو "جهاز عين الصقر" أو ODF، وهو جهاز بصري جديد مصمم لتخثير الشبكية. قمنا بنمذجة ومحاكاة العين ومسار الحزمة الليزرية لإظهار قدرته على استهداف مناطق مختلفة من الشبكية بدقة في آن واحد باستخدام مصفوفة المرايا الميكروية الخاصة بنا، مما يضمن تغطية كاملة وتركيزاً دقيقاً للحزمة الليزرية. تُظهر المحاكاة أن نظامنا يحسن بشكل كبير من دقة وكفاءة التحكم في الليزر المطلوب في العلاجات الشبكية، باستخدام تكوينين للتكوينين للاستهداف: الأول مخصص للمنطقة البقعية، ويستخدم ست خطوات دورانية أفقية بمقدار 32°. أما التكوين الثاني فيعتمد على نظامين فرعيين من المرآة والعدسة: أحدهما للمنطقة المحيطة العليا، مع وضع رأسي واحد يستخدم 21 خطوة دورانية أفقية بفواصل 17.5°، والآخر للمنطقة المحيطة السفلى، ويقدم سبع وضعيات عمودية يتم الحصول عليها من خلال دورانات متتالية لنظام المرآة والعدسة. يتم تغطية كل مستوى عمودي بخطوات دورانية أفقية معدلة، مما يضمن تغطية مثلى للشبكية.

الكلمات المفتاحية:

تشكيل الليزر ، اعتلال الشبكية السكري، مرايا الميكروية MOEMS، مصفوفة المرايا الميكروية ، تخثير الشبكية بالليزر ، النظام البصري، COMSOL Multiphysics، جهاز المرايا الميكروية الرقمية (DMD) ، ODF.

ABSTRACT

Design and modeling of a MOEMS device for laser retinal photocoagulation

Diabetic retinopathy is a serious microvascular complication of diabetes, leading to progressive and irreversible vision loss, potentially resulting in blindness. The early stages of the disease are often asymptomatic, making prevention, early diagnosis, and intervention crucial. Our thesis focuses on developing an innovative optical system for retinal photocoagulation using MOEMS (Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems) micromirrors to enhance the precision and efficacy of laser treatments. We began by examining the anatomy of the eye and the clinical manifestations of diabetic retinopathy to highlight the need for precise and timely intervention. Then, we explored the capabilities of micromirrors, particularly the DLP7000 digital micromirror device, for high-precision laser beam positioning on moving targets. Using COMSOL Multiphysics, we designed and modeled an electrostatic MOEMS micromirror and an individually controlled micromirror array, optimizing their performance in terms of energy consumption, stability time, and size through finite element analysis (FEA) simulations. The key innovation of our work is the “hawk-eye device” or ODF, a novel optical device designed for retinal photocoagulation. We modeled and simulated the eye and beam path to demonstrate its capability to precisely target different areas of the retina simultaneously using our micromirror array, ensuring comprehensive coverage and precise laser focusing. Simulations show that our system significantly enhances the precision and effectiveness of laser manipulation required in retinal treatments, employing two retinal targeting configurations: the first, dedicated to the macular area, uses six horizontal rotation steps of 32° . The second relies on two mirror-lens subsystems: one for the upper peripheral area, with a single vertical position using 21 horizontal rotation steps spaced 17.5° apart, and the other for the lower peripheral area, providing seven vertical positions achieved through successive mirror-lens system rotations. Each vertical level is covered with adjusted horizontal rotation steps, ensuring optimized retinal coverage.

Keywords:

Laser shaping, Diabetic retinopathy, MOEMS micromirrors, Micromirrors matrix, Laser retinal photocoagulation, laser treatment, optical system, COMSOL Multiphysics, digital micromirror device (DMD), ODF.

RÉSUMÉ

Conception et modélisation d'un dispositif MOEMS pour la photocoagulation rétinienne par laser.

La rétinopathie diabétique est une complication microvasculaire grave du diabète, menant à une perte de vision progressive et irréversible, pouvant aboutir à la cécité. Les premiers stades de la maladie sont souvent asymptomatiques, rendant la prévention, le diagnostic précoce et l'intervention cruciaux. Notre thèse se concentre sur le développement d'un système optique innovant pour la photocoagulation rétinienne utilisant des micromiroirs MOEMS (Micro-Opto-Électro-Mécaniques) afin d'améliorer la précision et l'efficacité des traitements laser. Nous avons commencé par examiner l'anatomie de l'œil et les manifestations cliniques de la rétinopathie diabétique pour souligner l'importance d'une intervention précise et opportune. Ensuite, nous avons exploré les capacités des micromiroirs, en particulier le dispositif de micromiroir numérique DLP7000, pour le positionnement de haute précision des faisceaux laser sur des cibles mobiles. En utilisant COMSOL Multiphysics, nous avons conçu et modélisé un micromiroir MOEMS électrostatique ainsi qu'une matrice de micromiroirs contrôlés individuellement, optimisant leurs performances en termes de consommation d'énergie, de temps de stabilité et de taille à travers des simulations par analyse par éléments finis (FEA). L'innovation clé de notre travail est « l'appareil œil de faucon ou ODF », un nouveau dispositif optique conçu pour la photocoagulation rétinienne. Nous avons modélisé et simulé l'œil et le trajet du faisceau pour démontrer sa capacité à cibler précisément différentes zones de la rétine simultanément en utilisant notre matrice de micromiroirs, garantissant une couverture complète et une focalisation laser précise. Les simulations menées montrent que notre système améliore considérablement la précision et l'efficacité de la manipulation du laser requise dans les traitements rétinien, en utilisant ces deux configurations de ciblage rétinien : la première, dédiée à la zone maculaire, utilise six pas de rotation horizontale de 32°. La seconde, repose sur deux sous-systèmes de miroirs-lentilles : l'un pour la zone périphérique supérieure, avec une position verticale unique utilisant 21 pas de rotation horizontale espacés de 17.5°, et l'autre pour la zone périphérique inférieure, offrant sept positions verticales obtenues par rotations successives du système miroir-lentille. Chaque niveau vertical est couvert avec des pas de rotation horizontale adaptés, garantissant ainsi une couverture optimisée de la rétine.

Mots-clés :

Façonnage du faisceau laser, Rétinopathie diabétique, micromiroirs MOEMS, Matrice de micromiroirs, photocoagulation rétinienne au laser, système optique, COMSOL Multiphysics, dispositif à micromiroirs numériques (DMD), ODF.

Remerciements

Avant toute chose, je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers Dieu, pour la force, la persévérance et les bénédictions qu'Il m'a accordées tout au long de ce chemin. Sans Son soutien, je n'aurais pu surmonter les défis et mener à terme cette thèse de doctorat

C'est avec un profond bonheur que j'adresse mes plus sincères remerciements au président du jury ainsi qu'à l'ensemble des membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail. Qu'ils trouvent ici l'expression de ma gratitude pour avoir accepté la charge de juger ce mémoire. Leurs compétences respectives rendent leur présence une véritable caution scientifique, et je les remercie chaleureusement pour leur dévouement.

Je tiens à exprimer mes plus sincères remerciements à Madame BENBLIDIA Nadja (Professeur à l'université Saad Dahleb de Blida), qui, en tant que Directrice de thèse, a toujours été très disponible tout au long de la réalisation de ce travail. Son soutien compétent, sa patience et ses encouragements ont été essentiels pour mener à bien ce projet. Son regard critique a grandement contribué à structurer et à améliorer la qualité des différentes sections de cette thèse.

Je remercie également Madame BOUGHERIRA Hamida pour sa disponibilité et pour avoir su mobiliser, parmi ses relations, les personnes les plus aptes à répondre à mes besoins. Les discussions enrichissantes que nous avons eues, tant sur le plan scientifique que sur les aspects humains et sociaux, ont été très précieuses.

Je souhaite témoigner ma gratitude à monsieur BOUNEMRI Ammar et à madame KHETIB Nadia enseignants à l'université de Blida 1 département d'électronique, pour avoir trouvé des solutions à mes problèmes techniques et pour leur soutien actif. Ces pages reflètent également les relations que j'ai établies avec de nombreuses personnes généreuses et inspirantes rencontrées tout au long de mon parcours académique. J'aimerais profiter de cette occasion pour remercier tous ceux qui m'ont aidé d'une manière ou d'une autre. Sans leur aide, il ne m'aurait pas été possible de compléter cette thèse.

Enfin, je remercie du fond du cœur ceux qui ont veillé sur moi depuis toujours, ceux qui m'ont fait confiance, m'ont soutenu sans faille dans tous mes projets et ont accepté mes choix, même sans toujours les comprendre. Merci, mes parents. À mes deux amis, devenus frères, monsieur Ameur Brahimi et docteur Mohamed Bouachria, votre soutien a été une véritable source de force pour moi.

Table des matières

Résumé.....	i
Remerciement.....	iv
Introduction générale.....	1
1. Anatomie de l'œil, Rétinopathie diabétique et Technologies MOEMS	6
1.1. Introduction	6
1.2. Structure anatomique de l'œil	6
1.2.1. Segment antérieur (SA)	7
1.2.2. Segment postérieur (SP)	8
1.2.3. Organisation cellulaire de la rétine	9
1.3. Géométrie et optique de l'œil	12
1.4. Rétinopathie diabétique (RD).....	14
1.4.1. Epidémiologie.....	16
1.4.2. Signes cliniques et diagnostiques	16
1.4.3. Classifications de la rétinopathie diabétique	23
1.4.4. Examens cliniques pour la détection de la rétinopathie diabétique	25
1.4.5. Traitement de la rétinopathie diabétique	28
1.5. Photocoagulation au laser.....	32
1.5.1. Histoire	33
1.5.2. Types de lasers utilisés dans photocoagulation	34
1.5.3. Techniques de photocoagulation	36
1.5.4. Limitation et défis des techniques de photocoagulation rétinienne par laser.....	38
1.6. Micromiroirs	39
1.6.1. Principe de fonctionnement	39
1.6.2. Catégories de micromiroirs	40
1.7. Conclusion.....	42
2. Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne... ..	43
2.1. Introduction	43
2.2. Analyse et Développement des Micromiroirs	43
2.2.1. Avancées dans la Conception des Micromiroirs électrostatiques	43
2.2.2. Synthèse et Discussion	51

2.3. Intégration des MOEMS dans les systèmes de manipulation des faisceaux lumineux et lasers.....	54
2.3.1. Avancées dans l'intégration des MOEMS pour le contrôle des faisceaux lumineux et lasers.....	54
2.3.2. Synthèse et Discussion	62
2.4. Avancées technologiques en photocoagulation laser	67
2.4.1. Evolution technologique : État de l'art.....	67
2.4.2. Synthèse et Discussion	73
2.5. Conclusion.....	77

3. Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser...79

3.1. Introduction	79
3.2. Modulation et positionnement par les micromiroirs d'un faisceau laser	79
3.2.1. Théorie.....	80
3.2.1.1. Phénomènes de diffraction dans les systèmes laser basés sur les DMD	80
3.2.1.2. Erreur de ciblage ou « Tracking Error » (TE).....	81
3.2.2. Expérimentations.....	82
3.2.2.1. Phase 1 : modulation et positionnement des rayons laser sur une cible	82
3.2.2.2. Phase 2 : Poursuite laser d'une cible mobile.....	84
3.3. Conception d'un micromiroir électrostatique sous COMSOL	89
3.3.1. Théorie.....	89
3.3.1.1. Force électrostatique	89
3.3.1.2. Analyse par éléments finis (FEA).....	91
3.3.2. Analyse par éléments finis du couplage électromécanique sous COMSOL	92
3.3.3. Structure du micromiroir	93
3.3.4. Configuration des paramètres de la simulation.....	95
3.3.4.1. Choix des matériaux	95
3.3.4.2. Maillage par éléments finis.....	95
3.4. Conception d'une matrice de micromiroirs sous COMSOL	96
3.5. Contrôle individuel des micromiroirs de la matrice et affichage.....	97
3.6. Résultats et discussion.....	98
3.6.1. Poursuite de cible avec le DLP7000 pour le positionnement précis du laser	98
3.6.1.1. Phase une : déplacement manuel de la cible	98
3.6.1.2. Phase deux : poursuite d'une cible mobile.....	99
3.6.1.3. Réactivité du système de suivi laser	101
3.6.1.4. Interprétation globale des résultats	102
3.6.2. Simulation du micromiroir sous COMSOL	103

3.6.2.1. Inclinaison maximale	103
3.6.2.2. Temps de stabilité	104
3.6.2.3. Consommation d'énergie électrique	106
3.6.2.4. Choix du matériau pour la barre de torsion du micromiroir	107
3.6.3. Simulation de la matrice de micromiroirs sous COMSOL	108
3.7. Conclusion.....	109

4. Conception et modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser..... 110

4.1. Introduction	110
4.2. Flot de conception	110
4.3. Théorie de la propagation laser dans des milieux différents	113
4.3.1. Champs électriques et magnétiques dans la propagation du laser	113
4.3.2. Loi de Snell-Descartes.....	116
4.3.3. Application de la théorie de la propagation des lasers : étude de cas sur la transmission d'un faisceau laser à travers l'œil	116
4.3.4. Modélisation FEA sous COMSOL du dispositif de photocoagulation par laser	119
4.4. Conception et modélisation sous COMSOL d'un dispositif optique à base de MOEMS pour la photocoagulation rétinienne	120
4.4.1. Modélisation de la structure optique de l'œil humain	120
4.4.1.1. Modélisation de la cornée	121
4.4.1.2. Modélisation du cristallin	121
4.4.1.3. Modélisation de la rétine.....	122
4.4.1.4. Modélisation des humeurs aqueuse et vitrée.....	123
4.4.1.5. Structure générale de l'œil humain sous COMSOL	123
4.4.2. Modélisation et conception du dispositif optique pour la photocoagulation rétinienne.....	124
4.4.2.1. Dispositif inférieur de l'ODF	124
4.4.2.2. Système de réflexion laser (dispositif supérieur de l'ODF)	127
4.4.3. Configuration des paramètres de la simulation.....	128
4.4.3.1. Configuration des éléments.....	128
4.4.3.2. Laser	129
4.4.3.3. Maillage par éléments finis (FEM)	129
4.5. Résultats des simulations.....	129
4.5.1. Interactions du laser avec les micromiroirs et les lentilles de focalisation	130
4.5.2. Résultats de réflexion du laser avec le dispositif ODF (sans l'intégration de l'œil).....	131

4.5.3. Résultats de la réfraction du laser avec le dispositif ODF dans l'œil	133
4.5.3.1. Traitement de la zone maculaire (rétine centrale).....	133
4.5.3.2. Traitement de la zone périphérique de la rétine	134
4.5.4. Modes opératoires du dispositif ODF	136
4.5.4.1. Mode I : Activation simultanée de tous les micromiroirs	136
4.5.4.2. Mode II : Activation sélective de groupes de micromiroirs	137
4.5.4.3. Mode III : Activation simultanée de plusieurs micromiroirs pour cibler des zones distinctes.	138
4.5.5. Interprétation des résultats.....	138
4.6. Conclusion.....	139
Conclusion générale.....	142
Annexe A : DLP7000.....	144
Annexe B : Scripts.....	147
Références.....	156

Table des Figures

Figure 1.1 : Schématisation de l'anatomie de l'œil.....	7
Figure 1.2 : Schématisation de la rétine	10
Figure 1.3 : Champ de vision horizontal en vision monoculaire et binoculaire	12
Figure 1.4 : Dimensions représentatives (en millimètres) et indices de réfraction de l'œil (au repos).....	13
Figure 1.5 : Symptômes rétinopathie diabétique.....	15
Figure 1.6 : Présence des microanévrismes montrés par les quatre cycles noirs.....	17
Figure 1.7 : Présence d'hémorragies rétinienne.....	18
Figure 1.8 : Présence d'AMIRs montrée par les deux disques noirs	18
Figure 1.9 : Occlusion veineuse	19
Figure 1.10 : Exsudats (tâches jaunes)	20
Figure 1.11 : OCT d'un DME	21
Figure 1.12 : Nodules cotonneux (taches blanches entourés avec les disques jaunes).....	22
Figure 1.13 : Néovaisseaux (entourés avec les disques noirs)	22
Figure 1.14 : Ophtalmoscope moderne	25
Figure 1.15 : Différence entre un fond d'œil est une FFA d'une même personne	26
Figure 1.16 : OCT d'un œil en bonne santé	27
Figure 1.17 : Gonioscope et l'angle iridocornéen	28
Figure 1.18 : Types de photocoagulation par laser.....	37
Figure 1.19 : Angle de balayage optique crée par la réflexion de la lumière par le micromiroir	40
Figure 3.1 : Quantification de TE : comparaison entre les distances euclidiennes	82
Figure 3.2 : Expérience phase 1	83
Figure 3.3 : Flot de conception de l'expérience	84
Figure 3.4 : Configuration et distance entre les différents composants de la deuxième phase de l'expérience.....	85

Figure 3.5 : Configuration du laser et du DLP7000 pour contrôler les phénomènes de déflexion et atteindre la cible	86
Figure 3.6 : Configuration expérimentale montrant la zone de projection capturée par la caméra et l'arrière-plan non capturé.....	88
Figure 3.7 : Traitement d'image et détection d'objets.....	89
Figure 3.8 : Force électrostatique entre deux plaques métalliques.....	90
Figure 3.9 : Géométrie du micromiroir sous COMSOL.....	94
Figure 3.10 : Maillage « taille d'élément : plus fin » appliqué sur le micromiroir.....	96
Figure 3.11 : Matrice de micromiroirs disposés en 8x8	96
Figure 3.12 : Illustration du traitement et de l'affichage d'images	97
Figure 3.13 : Suivi de la cible en utilisant le DMD.....	98
Figure 3.14 : Comparaison entre la position du disque blanc (la cible) et les disques réfléchis par le laser sur le DMD	99
Figure 3.15 : Amélioration de la précision du suivi par laser.....	100
Figure 3.16 : Principe d'inclinaison. TD représente le déplacement total, θ est l'angle d'inclinaison et a est la moitié de la diagonale du miroir	103
Figure 3.17 : Inclinaison (déplacement) du micromiroir en fonction de la tension pour tous les matériaux	104
Figure 3.18 : Micromiroir à la position horizontale quand la valeur 0V est appliquée sur e1 et e2.....	104
Figure 3.19 : Temps de stabilité	105
Figure 3.20 : Instabilité du micromiroir à 28V (pour l'aluminium 3008-H18)	105
Figure 3.21 : Energie électrique totale consommée pour une période de 1 ms	106
Figure 3.22 : Affichage d'image sur la matrice de micromiroirs.....	108
Figure 4.1 : Schéma de principe du dispositif de photocoagulation utilisant des micromiroirs pour la modulation du faisceau laser.....	111
Figure 4.2 : Synoptique du Processus de Conception	112
Figure 4.3 : Angle d'incidence du laser (30°)	117
Figure 4.4 : Illustration de la propagation du laser à travers les différentes structures de l'œil	118
Figure 4.5 : Géométrie de la cornée sous COMSOL.....	121

Figure 4.6 : Géométrie du cristallin sous COMSOL	122
Figure 4.7 : Géométrie de la rétine sous COMSOL	122
Figure 4.8 : Géométrie de l'humeur vitrée et aqueuse sous COMSOL	123
Figure 4.9 : Géométrie finale de l'œil sous COMSOL	124
Figure 4.10 : Dimensions (en mm) de l'œil modélisé sous COMSOL	124
Figure 4.11 : Architecture ODF inférieure pour la photocoagulation rétinienne : Dispositif inférieur ciblant la rétine centrale.....	125
Figure 4.12 : Architecture ODF inférieure pour la photocoagulation rétinienne : Dispositif inférieur ciblant la rétine périphérique.....	126
Figure 4.13 : Zones rétinienne ciblées par les deux modèles inférieurs de l'ODF	127
Figure 4.14 : Dispositif supérieur de réflexion laser avec matrice de micromiroirs	128
Figure 4.15 : Vue complète du système ODF (dispositifs supérieur et inférieur).....	128
Figure 4.16 : Maillage fin appliqué à la structure complète de la simulation.....	129
Figure 4.17 : Fragmentation du laser par les micromiroirs	131
Figure 4.18 : Réflexion du laser par le miroir supérieur et la matrice de micromiroirs dans le modèle inférieur pour la rétine centrale de l'ODF.....	132
Figure 4.19 : Réflexion du laser dans le deuxième modèle de l'ODF avec le système miroir-lentille inférieur.....	132
Figure 4.20 : Trajectoire et focalisation du laser dans la configuration ODF pour la rétine centrale.....	133
Figure 4.21 : Couverture de la rétine centrale en utilisant des rotations incrémentales de 32° de l'ODF.....	134
Figure 4.22 : Principe de la couverture de la rétine périphérique : exemple de rotation par pas de 14° afin de couvrir en 26 positions la 7eme zone des huit zones couverte par la configuration ODF pour la rétine périphérique.....	135
Figure 4.23 : Trajectoire et focalisation du laser dans la configuration ODF pour la rétine périphérique.....	135
Figure 4.24 : Impacts des rayons laser réfléchis par les micromiroirs actifs sur la rétine	137
Figure 4.25 : Distribution des faisceaux laser réfléchis par plusieurs micromiroirs activés aléatoirement et simultanément.....	138

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Paramètre optique des différents composants de l'œil humain.....	14
Tableau 1.2 : Estimation de Prévalence/ Nombre de cas actuels de RD en 2020 vs Projection de nombre de cas actuels de RD (2045).....	16
Tableau 1.3 : classification de la Rétinopathie Diabétique adaptée d'après l'ETDRS.....	24
Tableau 1.4 : Stratégies et Descriptions des Traitements Préventifs de la Rétinopathie Diabétique.....	30
Tableau 1.5 : Caractéristiques et Applications Cliniques des Lasers Utilisés en Photocoagulation rétinienne.....	35
Tableau 2.1 : Performance des différents micromiroirs dans l'état d'art et leur application.....	53
Tableau 2.2 : Points forts et les limitations des systèmes basés sur les MOEMS.....	65
Tableau 2.3 : Comparaison de différentes techniques de photocoagulation par laser et imagerie rétinienne novatrices.....	76
Tableau 3.1 : Comparaison de la séparation des ordres de diffraction par rapport à l'ordre zéro du laser principal, pour les lasers de 980 nm et 532 nm.....	87
Tableau 3.2 : Dimensions des différents éléments composant le micromiroir.....	95
Tableau 3.3: Corrélation des états des micromiroirs avec les tensions appliquées.....	97
Tableau 3.4 : Temps de stabilité dans l'intervalle de tension opérationnelle pour chaque matériau.....	106
Tableau 3.5 : Comparaison des performances du système proposé avec différents matériaux.....	107
Tableau 4.1 : Calcul des Angles de Réfraction et des Nombres d'Onde pour un Faisceau Laser Traversant les Différentes Structures de l'œil.....	117
Tableau 4.2 : Pas rotationnel et angles d'inclinaison du système miroir-lentille pour couvrir la rétine périphérique et centrale.....	136

LISTE DES ABREVIATIONS

2RT: Retinal Rejuvenation Therapy

AMD: Age-Related Macular Degeneration

AMIR : Anomalies Microvasculaires Intra-Rétiniennes

CMOS : Complementary Metal Oxide Semi-Conductor

CSCR : Central Serous Chorioretinopathy

CSME: Clinical Significant Macular Edema

DLP: Digital Light Projector

DMD: Digital Micromirror System

DME : Diabetic Macular Edema

ERG : Électro-Rétino-Graphie

ETDRS: Early Treatment Diabetic Retinopathy Study

FEA: Finite Element Analysis

FEM: Finite Element Method

FFA : Fundus Fluorescein Angiography

LG : Laguerre-Gaussiens

LMD: Liquid-Metal Drop

MEMS: Micro Electro Mechanical System

MENA: Middle East And North Africa

MOEMS: Micro Opto Electro Mechanical System

MURIN: Multimodal Retinal Imaging And Navigated-Laser-Delivery

NAVILAS: Navigated Laser Therapy

ND: Neodymium-Doped

YAG: Yttrium Aluminium Garnet

OBR : Occlusion D'une Branche Veineuse Rétinienne

ODF : Œil De Faucon

OCT : Optical Coherence Tomography

OVCR : Occlusion De La Veine Centrale De La Rétine

OVR : Occlusion Veineuses Rétiniennes

PASCAL : Pattern Scanning Laser

PDT: Photo Dynamic Therapy

PRP: Panretinal Photocoagulation

PUT: Ultrasound And Laser Photo-Mediated Therapy

RD : Rétinopathie Diabétique

RDNP : Rétinopathie Diabétique Non Proliférative

RDP : Rétinopathie Diabétique Proliférative

RPE: Retinal Pigment Epithelium

SA: Segment Antérieur

SDM: Subthreshold Diode Micropulse

SLO: Scanning Laser Ophthalmoscopy

SML : Subthreshold Micropulse Laser

SOI: Silicon On Insulator

SP: Segment Postérieur

SRT: Selective Retina Therapy

SRT: Subthreshold Retinal Therapy

TE: Tracking Error

VEGF: Vascular Endothelial Growth Factor

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

La rétinopathie diabétique (RD) est une complication microvasculaire du diabète qui affecte la rétine, conduisant à une perte de vision progressive et potentiellement à la cécité. Avec des millions de personnes touchées à l'échelle mondiale, cette maladie constitue une cause majeure de cécité évitable [1]. La progression asymptomatique de la RD aux stades précoces et ses effets irréversibles aux stades avancés rendent le dépistage et le traitement précoces essentiels pour prévenir les complications graves. Pour cela, un examen régulier de la rétine par un ophtalmologiste est indispensable afin de détecter les signes précoces de la maladie avant que la vision ne soit significativement affectée [2]. Cependant, même avec une prise en charge précoce, il est difficile pour les patients atteints de diabète (type 1 ou 2) de maintenir un suivi et un contrôle stricts sur une longue période, ce qui peut mener à des complications et à la prolifération de la RD après 20 ans de diagnostic [2, 3]. Cela souligne l'importance d'une surveillance continue et d'une action proactive pour tous les patients diabétiques afin de minimiser les effets irréversibles de la RD.

Parallèlement, il est prévu que les nouveaux médicaments soient moins sûrs, moins efficaces, plus coûteux et moins nombreux, conformément à la loi d'EROOM (l'inverse de MOORE) [4, 5]. Cela impactera les traitements de la RD, car ils sont basés sur l'utilisation des anti-VEGF (Vascular Endothelial Growth Factor) et leurs équivalents, qui ont montré de bons résultats mais restent néanmoins quelque peu limités. Ce ralentissement des résultats de traitement de la maladie pourrait durer longtemps (selon la prédiction de la loi), ce qui implique de développer des traitements parallèles aux traitements médicaux actuels de la maladie. Cela nous ramène à la photocoagulation rétinienne par laser, qui est le candidat le plus prometteur pour faire évoluer le traitement de la maladie vers une technique plus sûre en un temps plus court, afin de contrer le nombre croissant de patients diabétiques qui seront inévitablement confrontés à la RD au cours des longues années d'exposition au diabète [1].

À l'opposé de cette loi, nous trouvons la loi de Moore, qui prédit un doublement tous les deux ans du nombre de transistors pouvant être intégrés dans une seule puce électronique, une tendance qui a été bien observée au fil des années. Ces progrès ont permis la miniaturisation de la quasi-totalité des composants électroniques, y compris les MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems). Cette miniaturisation, et plus particulièrement des MOEMS (Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems), les a rendus plus fiables et précis. Ces caractéristiques, lorsqu'elles sont intégrées dans

des dispositifs de manipulation des faisceaux lumineux et lasers, confèrent une précision et une efficacité accrues.

Notre travail se concentre sur la conception et la modélisation d'un dispositif optique innovant basé sur des micromiroirs MOEMS, destiné à améliorer la précision et l'efficacité de la photocoagulation rétinienne. En intégrant des technologies avancées de manipulation de faisceaux laser, nous visons à développer une solution capable de cibler avec précision les zones affectées de la rétine, tout en minimisant les dommages aux tissus environnants.

Depuis quelques années, les micromiroirs, initialement conçus pour la projection numérique, trouvent de plus en plus d'applications dans divers domaines tels que :

- Le domaine médical, y compris l'ophtalmologie [6-8], l'imagerie médicale [9, 10], et la chirurgie au laser [11] ;
- Le domaine biologique, avec la fabrication de tissus biologiques [12], les microscopes confocaux [13, 14] ;
- Et le domaine industriel, où ils sont utilisés dans la lithographie [15], et les scanners 3D [16].

La photocoagulation laser de la rétine a longtemps été source d'inconfort, de manque de précision, et parfois d'accidents graves, causant des dommages aux tissus sains et menant parfois à la cécité. Pour remédier à ces problèmes, nous avons conçu un système basé sur des micromiroirs, visant à réduire l'inconfort du patient et de l'opérateur en permettant de cibler simultanément plusieurs zones défectueuses, réduisant ainsi le nombre et la durée des séances de photocoagulation. Ce système permet également de cibler avec une grande précision, grâce à la capacité des micromiroirs à façonner un faisceau laser à l'échelle micrométrique, et de corriger le positionnement des rayons laser sur la rétine avec un temps de réponse bien inférieur à celui des systèmes mécaniques.

Ce dispositif, a été modélisé et testé sous COMSOL Multiphysics, démontrant son potentiel pour une application clinique efficace et sûre. L'adoption de cette technologie pourrait révolutionner le traitement de la rétinopathie diabétique, offrant un moyen plus précis, rapide et moins invasif et de préserver la vision des patients.

Objectifs de la thèse

L'objectif principal de cette thèse est de concevoir et modéliser un dispositif optique innovant basé sur des micromiroirs sous COMSOL pour améliorer la précision et l'efficacité de la photocoagulation rétinienne. Au cours de notre étude, cinq objectifs spécifiques ont été fixés :

1. Validation des capacités des micromiroirs pour la modulation et le positionnement des faisceaux laser

- *Utiliser les résultats des expériences menées avec le DMD du DLP7000 pour montrer la capacité des micromiroirs à manipuler les rayons laser avec précision, validant ainsi leur potentiel pour des applications comme la photocoagulation rétinienne par laser multispot.*

2. Conception et modélisation d'un micromiroir électrostatique et d'une matrice de micromiroirs

- *Développer un modèle de micromiroirs électrostatiques sous COMSOL pour optimiser leur conception et fonctionnement.*

3. Simulation de la propagation du laser à travers les structures de l'œil sous COMSOL

- *Modéliser l'œil.*
- *Simuler la propagation du faisceau laser à travers les différentes structures de l'œil, en tenant compte des interfaces et des indices de réfraction, pour garantir une focalisation précise du laser sur la rétine.*

4. Développement d'un dispositif optique basé sur des micromiroirs MOEMS

- *Concevoir et modéliser le dispositif optique ODF (Œil De Faucon), intégrant des micromiroirs pour cibler efficacement les zones rétinienne affectées, assurant une couverture précise et complète de la rétine ;*
- *Intégrer les micromiroirs conçus dans le dispositif ODF ;*
- *Modéliser et simuler l'ensemble sous COMSOL.*

5. Évaluation des performances du dispositif 'ODF' sous COMSOL

- *Analyser les résultats des simulations pour démontrer la capacité du dispositif à couvrir l'ensemble de la surface rétinienne de manière contrôlée et précise, en utilisant les micromiroirs pour manipuler les faisceaux laser et atteindre les zones ciblées de la rétine.*

Structure de la thèse

Cette thèse est structurée en quatre chapitres, un aperçu de chacun d'eux est donné ci-dessous :

Le chapitre 1 décrit l'anatomie de l'œil et la rétinopathie diabétique ; il souligne l'importance de la vision et les impacts sévères de cette maladie sur la qualité de vie des patients. Une description des structures oculaires, des signes cliniques de la rétinopathie diabétique, et des techniques de diagnostic est également présentée. Ensuite, le chapitre introduit les concepts fondamentaux des micromiroirs MOEMS, en expliquant leur fonctionnement, leurs types et leurs avantages spécifiques dans les applications de manipulation de faisceaux lumineux et laser.

Le chapitre 2 explore les avancées récentes dans le domaine des micromiroirs MOEMS et leur application dans les dispositifs optiques pour la photocoagulation rétinienne. Les dispositifs à micromiroirs numériques (DMD) tels que le DLP7000 sont mis en avant pour leur capacité à moduler les faisceaux laser avec précision et efficacité. Une analyse détaillée des progrès technologiques, des défis actuels et des solutions proposées est présentée pour améliorer la performance des micromiroirs dans les applications optiques. Ce chapitre inclut également une discussion sur les technologies de photocoagulation par laser, mettant en évidence les innovations et les améliorations en matière de précision, de sécurité et d'efficacité des traitements réiniens.

Le chapitre 3 détaille la conception et la modélisation d'un micromiroir, et d'une matrice de micromiroirs. Les principes théoriques des forces électrostatiques et l'analyse par éléments finis (FEA) sont utilisés pour modéliser les interactions électromécaniques et optimiser la conception des micromiroirs. Les résultats des simulations montrent l'efficacité des micromiroirs pour la manipulation précise des faisceaux laser. Au préalable, une expérience utilisant le module DLP7000 démontre la faisabilité de la technologie dans des applications pratiques, validant la capacité des micromiroirs à manipuler les rayons laser avec précision.

Le chapitre 4 présente la conception et la modélisation du système optique innovant "*Œil De Faucon*", pour la photocoagulation rétinienne. Les résultats des simulations réalisées montrent comment le dispositif peut atteindre précisément les différentes zones de la rétine. La modélisation prend en compte la propagation du faisceau laser à travers les structures de l'œil, y compris la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitrée. Les résultats démontrent la capacité du

système à focaliser efficacement le laser sur la rétine, prouvant ainsi le potentiel clinique de cette technologie.

La thèse se conclut par un résumé des contributions principales de notre travail, mettant en évidence les avancées réalisées dans la conception et la modélisation de dispositifs optiques basés sur les micromiroirs MOEMS. Les perspectives pour les futurs travaux incluent l'optimisation des micromiroirs, l'automatisation du dispositif et la validation préclinique de la technologie développée. Ces perspectives visent à améliorer encore la précision, la sécurité et l'efficacité de la photocoagulation rétinienne et à explorer de nouvelles applications cliniques pour les micromiroirs.

CHAPITRE 1 : Anatomie de l'œil, Rétinopathie diabétique et Technologies MOEMS

1. Anatomie de l'œil, Rétinopathie diabétique et Technologies MOEMS

1.1. Introduction

Parmi nos cinq sens, la vue est souvent considérée comme le plus précieux. Elle enrichit notre interaction avec l'environnement, nous permettant de percevoir les couleurs, les mouvements et les subtilités du monde qui nous entoure. Ainsi, toute affection impactant notre capacité visuelle peut sévèrement restreindre notre qualité de vie et notre autonomie. Cela souligne l'importance cruciale de comprendre et de traiter les maladies pouvant altérer la vision.

Un exemple notable est la rétinopathie diabétique, une des principales causes de dégradation visuelle chez les adultes en âge de travailler. Cette affection est caractérisée par des dommages progressifs des vaisseaux sanguins de la rétine, provoqués par les effets à long terme du diabète sur la circulation sanguine. Sans intervention, la rétinopathie diabétique peut entraîner une perte de vision significative, voire totale, bien que des mesures préventives et des traitements précoces puissent souvent prévenir les issues les plus sévères.

Notre objectif est la conception d'un dispositif optique basé sur les micromiroirs pour la photocoagulation rétinienne par laser. Ce chapitre explore les aspects médicaux de la vision, en commençant par la structure anatomique de l'œil et ses propriétés géométriques et optiques. Il aborde également la rétinopathie diabétique, ses symptômes, et les techniques de photocoagulation laser utilisées pour son traitement. Enfin, il examine la technologie MOEMS, en particulier les micromiroirs et les DMD, et leur rôle dans les systèmes optiques.

1.2. Structure anatomique de l'œil

L'œil est l'organe principal utilisé pour la perception du monde qui nous entoure. C'est approximativement une sphère d'environ 24 mm de diamètre [17, 18], constituée d'une enveloppe formée de trois membranes : la sclère, la choroïde et la rétine, comme illustré dans la figure 1.1. Intégré dans le système nerveux central, l'œil bénéficie d'une isolation relative du reste de l'organisme, maintenue par les barrières hémato-rétiniennes. Généralement, l'œil est subdivisé en deux segments : 1) *le segment antérieur (SA)*, composé de la cornée, de l'humeur aqueuse, de l'iris, des corps ciliaires et du cristallin ; 2) *le segment postérieur (SP)*, composé du l'humeur vitré, de la rétine, de la choroïde et de la sclère [17,18].

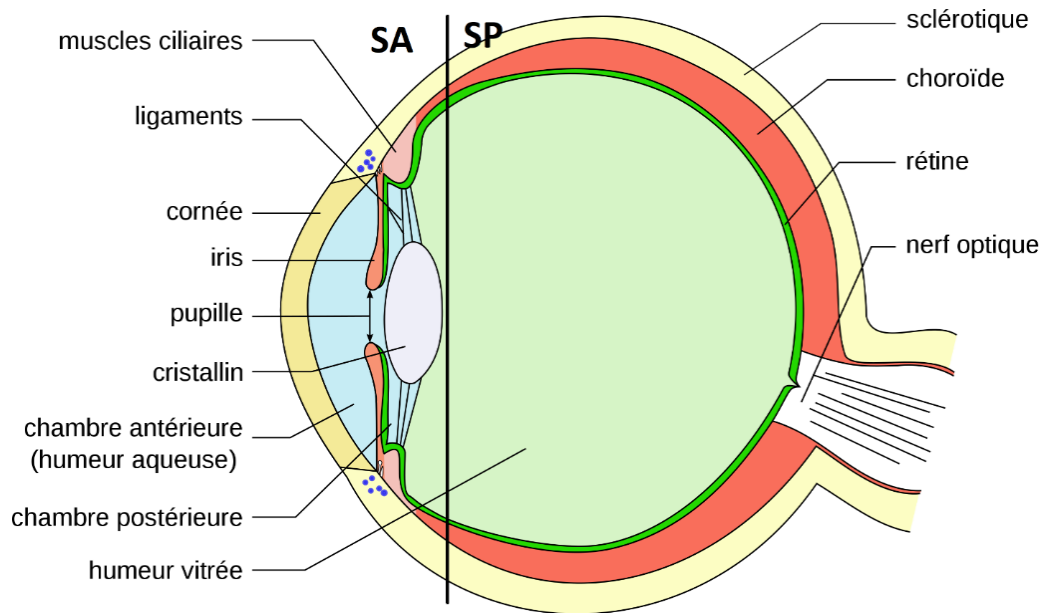


Figure 1.1 : Schématisation de l'anatomie de l'œil (Adaptée d'après : https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Eye_scheme.svg.)

1.2.1. Segment antérieur (SA)

Le segment antérieur de l'œil est constitué de :

1.2.1.1. Cornée

Considérée comme la première lentille de l'œil, la cornée est dénuée de tout réseau vasculaire et se distingue par sa transparence cristalline à travers laquelle les rayons lumineux passent avant d'atteindre la rétine. Elle est l'acteur clé dans le processus de réfraction lumineuse, contribuant aux deux tiers du pouvoir optique de l'œil. De plus, la cornée est recouverte d'un film lacrymal qui maintient sa surface humide et lisse, facilitant ainsi une transmission lumineuse fluide jusqu'à la rétine, tout en étant la première ligne de défense de l'œil.

1.2.1.2. Iris

L'iris se caractérise par sa pigmentation distinctive et se situe dans la partie antérieure de l'œil, entourant la pupille. Sa fonction réside dans la modulation précise de la quantité de rayons lumineux accédant à la cavité oculaire, en ajustant le diamètre pupillaire. Ce mécanisme de régulation, contrôlé par le réflexe pupillaire, qui suit les conditions lumineuses environnantes, se manifeste par une rétraction pupillaire jusqu'à environ 2 mm sous une forte illumination et une dilatation jusqu'à 8 mm dans des conditions de faible luminosité.

Chapitre 1 : Anatomie de l'œil, Rétinopathie diabétique et Technologies MOEMS

1.2.1.3. Cristallin

Il constitue la deuxième lentille de l'œil, responsable du tiers restant du pouvoir optique total de l'œil. Située en dessous de l'iris, elle présente une forme légèrement convexe à l'avant et concave à l'arrière. Sa mission consiste à focaliser la lumière entrante vers la zone postérieure de l'œil, plus précisément sur la rétine. Le cristallin a la capacité de modifier sa distance focale de manière adaptative en réponse aux variations de la distance séparant l'œil de l'objet observé, un phénomène appelé '*accommodation*'. Cette capacité d'ajustement repose intégralement sur l'activité des muscles ciliaires, qui sont responsables des changements de sa forme et de sa position par rapport à la rétine, afin de réajuster la netteté de l'image perçue.

1.2.1.4. Humeur aqueuse

Composée principalement d'eau (97 %), l'humeur aqueuse contient également des électrolytes et de faibles quantités de protéines, assurant diverses fonctions dans l'œil. Elle se présente sous la forme d'un liquide transparent à faible viscosité. L'humeur aqueuse est contenue dans la chambre antérieure, située entre la cornée et le cristallin, et est également présente dans la chambre postérieure, derrière l'iris. Elle joue un rôle clé dans la nutrition de la cornée et du cristallin, ainsi que dans le maintien de la pression intraoculaire.

1.2.2. Segment postérieur (SP)

1.2.2.1. Rétine

La rétine est une couche de tissu neuronal sensible à la lumière ; elle recouvre les parois du segment postérieur jusqu'à former le nerf optique. Grâce à ses couches de neurones, la rétine est le point de départ du traitement des signaux lumineux. Ces derniers sont convertis en messages électriques (figure 1.2). Ensuite, ces signaux électriques traversent le nerf optique pour atteindre le lobe occipital du cerveau, où ils sont interprétés comme des images. Les parties principales de la rétine incluent le disque du nerf optique, les vaisseaux sanguins rétiens, et la macula, qui joue un rôle crucial dans la vision centrale, avec la fovéa en son centre. La fovéa, particulièrement riche en photorécepteurs de type cône, est essentielle pour la vision en conditions de luminosité élevée et la perception de détails fins et d'objets précisément situés dans le champ visuel. Les zones périphériques de la rétine sont, quant à elles, dédiées à la vision périphérique, avec des photorécepteurs de type bâtonnet.

1.2.2.2. Choroïde

La choroïde constitue l'une des couches essentielles de la paroi oculaire, caractérisée par sa riche vascularisation. Positionnée entre la rétine à l'intérieur et la sclérotique (la sclère) à l'extérieur, La choroïde joue un rôle crucial dans l'apport de nutriments et d'oxygène aux photorécepteurs rétiniens. Dans la portion antérieure de l'œil, la choroïde se modifie pour contribuer à la formation des corps ciliaires et de l'iris, et ensemble, ils constituent l'uvée.

1.2.2.3. Sclère

Désignée également sous le nom de sclérotique, la sclère est une membrane robuste composée de fibres denses qui assure la protection externe de l'œil tout en préservant sa forme sphérique. Facilement identifiable par sa couleur blanche, elle constitue le « blanc » de l'œil. Elle est parsemée de multiples petits canaux, appelés 'foramina', qui permettent le passage des nerfs et des vaisseaux sanguins. À son extrémité postérieure, la sclère présente une ouverture, appelée lame criblée, qui permet le passage des fibres du nerf optique, facilitant ainsi leur connexion avec le cerveau.

1.2.2.4. Humeur vitrée

L'humeur vitrée est une substance gélatineuse et transparente, entourée par une membrane délicate appelée l'hyaloïde. Composée principalement d'eau (environ 98 %), elle contient également du collagène et de l'acide hyaluronique, qui lui confèrent sa consistance gélatineuse, cette substance occupe environ 80 % du volume total de l'œil, constituant ainsi une part majeure de sa structure interne. Sa composition aqueuse et sa consistance gélatineuse sont cruciales pour le maintien de la forme sphérique de l'œil et pour une transmission optimale de la lumière à travers l'œil, jusqu'à la rétine. En plus de maintenir la forme de l'œil, l'humeur vitrée joue également un rôle dans l'amortissement des chocs, protégeant ainsi la rétine et d'autres structures internes.

1.2.3. Organisation cellulaire de la rétine

Les composants fondamentaux de la rétine, schématisés dans la figure 1.2, incluent :

- Neurorétine, qui rassemble l'ensemble des cellules nerveuses responsables de la conversion des stimuli lumineux en signaux électriques acheminés vers le cerveau.
- Cellules gliales, qui fournissent un soutien structurel et métabolique aux neurones.
- Système vasculaire, qui est essentiel pour l'apport en nutriments et en oxygène.

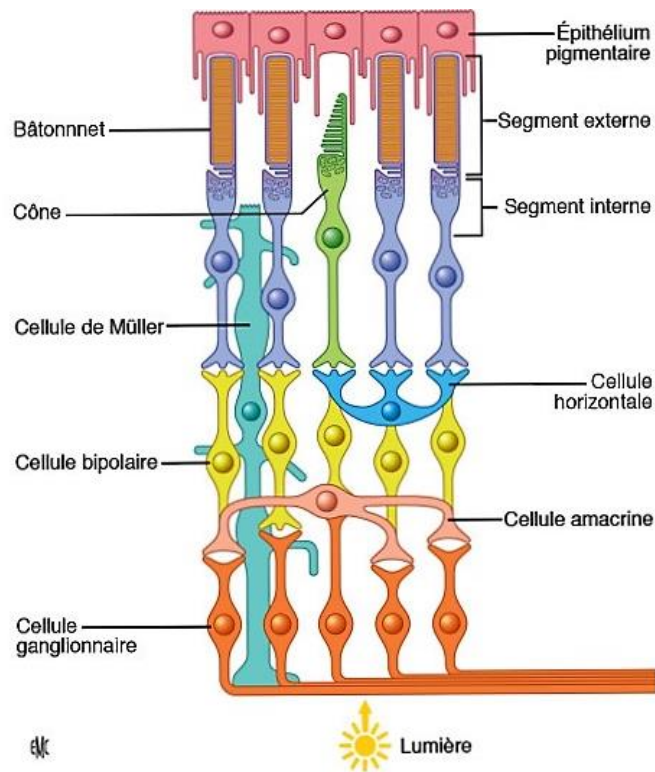


Figure 1.2 : Schématisation de la rétine [17]

1.2.3.1. Neurorétine

Elle se distingue par une architecture complexe, structurée en dix strates distinctes [17] :

- **Épithélium pigmentaire rétinien (EPR)** : il joue un rôle crucial dans le soutien des photorécepteurs, impliqué dans le métabolisme des rétinoïdes et le cycle visuel, en plus de contrôler l'environnement chimique du sous-espace rétinien.
- **Couche des photorécepteurs**, composés de cônes et de bâtonnets : ces cellules sont sensibles à la lumière de la rétine, responsables de la phototransduction, la conversion des signaux lumineux en signaux électriques.
- **Membrane limitante externe (MLE)** : elle est formée par des complexes jonctionnels entre les cellules de Müller et les photorécepteurs, jouant un rôle important dans la structuration de la rétine.
- **Couche nucléaire externe (CNE)** : elle contient les noyaux des cellules photoréceptrices, concentrée principalement dans la zone fovéolaire de la rétine.
- **Couche plexiforme externe (CPE)** : au niveau de cette couche, les cellules photoréceptrices forment des connexions synaptiques avec les cellules bipolaires et horizontales, facilitant le traitement initial des signaux visuels.

- **Couche nucléaire interne (CNI)** : elle abrite les noyaux de divers types de cellules, y compris les cellules horizontales, bipolaires, amacrines et les cellules de Müller, qui jouent un rôle crucial dans le traitement intermédiaire des signaux visuels.
- **Couche plexiforme interne (CPI)** : elle inclut des réseaux complexes de synapses entre les cellules bipolaires, amacrines et ganglionnaires, facilitant l'intégration avancée des signaux visuels avant leur transmission au cerveau.
- **Couche des cellules ganglionnaires (CCG)** : elle contient environ 1,2 million de cellules ganglionnaires et transmet les informations visuelles au cerveau par l'intermédiaire du nerf optique.
- **Couche des fibres nerveuses (CFN)** : elle est composée des axones des cellules ganglionnaires qui se dirigent vers la tête du nerf optique. Cette couche est essentielle pour la transmission des signaux visuels au cerveau.
- **Membrane limitante interne (MLI)** : elle est formée par les processus les plus internes des cellules de Müller et joue un rôle protecteur et de soutien, formant la frontière la plus interne de la rétine.

1.2.3.2. Cellules gliales

Les cellules gliales assurent une multitude de fonctions essentielles au sein du tissu neuronal. En particulier, les cellules de Müller, jouent un rôle clé dans la régulation des concentrations ioniques et l'élimination des neurotransmetteurs excédentaires. Les cellules gliales interviennent dans un large spectre de processus, depuis la préservation de l'homéostasie neuronale jusqu'à la modulation des signaux électrochimiques. Ces cellules jouent également un rôle crucial dans la réponse tissulaire aux dommages et dans l'étiologie de diverses maladies rétinienne.

1.2.3.3. Système vasculaire de la rétine

La rétine reçoit des apports en oxygène et en nutriments grâce à deux systèmes vasculaires distincts : le réseau choroïdien et le réseau capillaire rétinien. Le premier réseau, assure une vascularisation des couches externes de la rétine, comme les photorécepteurs et l'épithélium pigmentaire, par diffusion à partir des vaisseaux choroïdiens. Le second réseau quant à lui, irrigue directement les couches internes de la rétine, où se trouvent les cellules ganglionnaires et les autres neurones rétinien. Ces deux systèmes sont alimentés par l'artère ophtalmique, qui est une branche

de l'artère carotide interne, garantissant ainsi une alimentation sanguine efficace, répondant aux besoins fonctionnels et métaboliques uniques de la rétine.

1.3. Géométrie et optique de l'œil

Dans cette section, nous verrons les aspects fondamentaux de la structure et du fonctionnement optique de l'œil humain, en nous concentrant sur sa géométrie et son optique. Tout d'abord, nous commencerons par une analyse du champ de vision, soulignant son étendue et les contraintes qui y sont associées. Nous examinerons ensuite les dimensions variées de l'œil humain et leur importance pour la vision. Enfin, nous aborderons l'indice de réfraction, une propriété optique clé qui influence la manière dont la lumière se déplace à travers l'œil.

1.3.1. Champ de vision de l'œil

La figure 1.3 illustre l'étendue du champ visuel humain dans le plan horizontal, qui atteint environ 210° , dont 120° sont communs et visibles par les deux yeux grâce au chevauchement binoculaire. Cette superposition des champs visuels favorise la perception de la profondeur, un phénomène appelé stéréoscopie, qui permet de visualiser l'espace en trois dimensions. La principale limitation de la vision humaine apparaît au niveau du champ visuel nasal (côté nez), qui est restreint à 60° en raison de la structure du nez, de l'orbite et de l'étendue limitée de la rétine temporale (côté oreille). En revanche, la rétine du côté temporal (côté oreille) permet une perception de la lumière jusqu'à 105° [18].

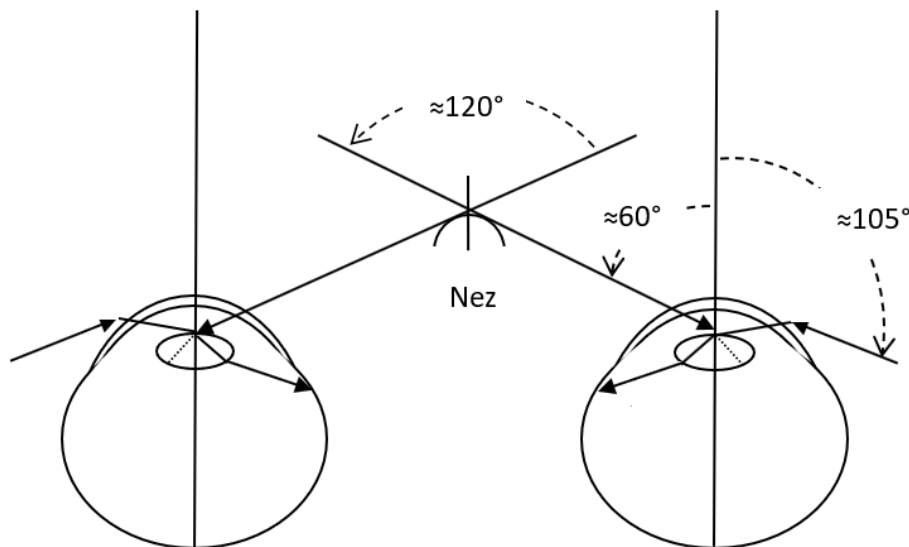


Figure 1.3 : Champ de vision horizontal en vision monoculaire et binoculaire

1.3.2. Dimensions typiques de l'œil

Les dimensions de l'œil humain varient d'une personne à l'autre, influencées par de nombreux facteurs tels que la génétique, l'âge, et l'état de santé oculaire. La figure 1.4 illustre les mesures représentatives de la taille de l'œil. Ces valeurs moyennes, extraites de l'ouvrage 'L'optique de l'œil humain' [18], sont résumées dans le tableau 1.1, fournissant une vue d'ensemble quantitative des variations anatomiques typiques de l'œil.

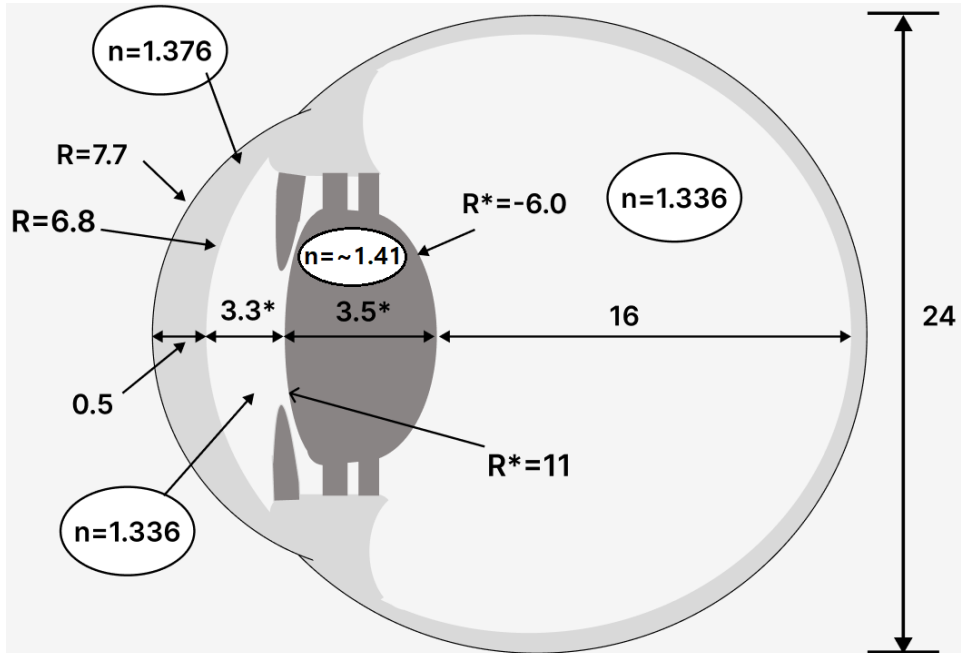


Figure 1.4 : Dimensions représentatives (en millimètres) et indices de réfraction (n) de l'œil (au repos)

* Valeur au repos, sans accommodation du cristallin.

1.3.3. Indice de réfraction de l'œil

L'œil humain comprend quatre composants principaux qui jouent un rôle crucial dans la réfraction de la lumière jusqu'à sa convergence sur la rétine, chacun présentant un indice de réfraction unique (tableau 1.1). La cornée montre des variations d'indice de réfraction entre son épithélium et son stroma, adoptant une valeur moyenne de 1,376. Le cristallin a un indice de réfraction qui varie en fonction de son gradient de densité ; cependant, une valeur moyenne de 1,41 à 1,42 est communément prise dans les ouvrages pour les calculs. Enfin, les humeurs aqueuse et vitrée, les parties liquides de l'œil, ont un indice de réfraction homogène établi à 1,336 [18].

Tableau 1.1 : paramètre optique des différents composants de l'œil humain [18]

Composants	Rayon (mm)	Indice de réfraction	Pouvoir optique
Cornée	7,7/6,8	1,376	+43D ($\approx 2/3$)
Humeur aqueuse	---/---	1,336	N/A
Cristallin	11*/-6*	$\sim 1,41$	+19D ($\approx 1/3$)
Humeur vitrée	---/---	1,336	N/A

***valeur au repos, sans accommodation du cristallin.**

Pouvoir optique = N/A (milieu transparent, sans contribution majeure au pouvoir optique).

1.4. Rétinopathie diabétique (RD)

La RD est une complication sérieuse du diabète qui affecte la rétine, résultant de modifications vasculaires causées par des niveaux élevés de glucose dans le sang sur une période prolongée. Ces modifications vasculaires entraînent des dommages aux vaisseaux sanguins de la rétine, se manifestant par des hémorragies, des exsudats et une néovascularisation. Cette dernière étant une réponse à l'ischémie rétinienne, avec un risque accru de rupture et d'hémorragie, compromettant ainsi gravement la vision [19]. La progression de la RD varie, allant de légères modifications vasculaires à des complications graves telles que les hémorragies vitréennes et l'atteinte maculaire. Constituant une cause majeure de déficience visuelle, la RD est particulièrement perfide car elle peut progresser sans symptômes évidents jusqu'à un stade avancé. Les symptômes peuvent inclure [3, 20] :

- Une vision floue ou variable (Figure 1.5.b), due à des fuites de liquide dans la rétine.
- Des taches ou des filaments flottants dans le champ visuel (Figure 1.5.c et 1.5.d), causés par des hémorragies dans l'humeur vitrée.
- Des difficultés à percevoir les couleurs (Figure 1.5.e), conséquence des dommages rétiens affectant la macula.



Figure 1.5 : Symptômes rétinopathie diabétique : a) Œil sain. b) Vision floue. c) Présence des filaments flottants dans le champ visuel. d) Taches couvrant le champ visuel. e) Vision d'une personne qui a des difficultés à percevoir les couleurs

Environ 70 % des personnes atteintes de diabète de type 1 et 40 % de celles atteintes de diabète de type 2 développent la RD, et ce indépendamment du sexe [2]. Le risque augmente avec la durée de la maladie, devenant presque inévitable après 20 à 25 ans de diabète [2, 17], avec environ la moitié des cas évoluant vers une forme proliférative [2]. Près de 23 % et 14 % des patients diabétiques de type 1 et type 2, respectivement, développent les formes les plus sévères de RD, y compris la rétinopathie diabétique proliférative et l'œdème maculaire [2, 21].

Les mécanismes pathologiques incluent des altérations des capillaires tels que des occlusions, une perméabilité vasculaire accrue, et dans le cas de la rétinopathie proliférative (RDP), la formation de nouveaux vaisseaux fragiles. Cela conduit à des microanévrismes, des microhémorragies, des fuites de fluides et des exsudats durs, créant des zones ischémiques de la rétine. Ces changements aboutissent aux formes graves de la maladie, notamment l'œdème

maculaire diabétique et la RDP, deux états majeurs pouvant entraîner une perte de vision significative [22, 23]. De plus, la RDP issue d'une ischémie périphérique peut causer des hémorragies vitréennes et un décollement de la rétine dû à la contraction de tissu fibrogial néoformé [24].

Outre les dommages vasculaires, la neurodégénérescence rétinienne, incluant l'apoptose des cellules ganglionnaires et l'activation gliale, précède souvent et contribue aux anomalies vasculaires, indiquant que la dégénérescence neurorétinienne intervient dès les premiers stades de la RD et affecte la vision en termes de perception des couleurs et de sensibilité au contraste [25].

1.4.1. Epidémiologie

La RD est l'une des principales causes de cécité chez les adultes en âge de travailler dans le monde entier. En 2020, environ 103,12 millions de personnes dans le monde étaient atteintes de RD, un nombre qui devrait atteindre 160,50 millions d'ici 2045 [1]. Cette augmentation est en grande partie due à la hausse prévue du nombre de cas de diabète, qui devrait passer de 463 millions en 2019 et qui pourra atteindre 700 millions en 2045 [1].

Dans la région du Moyen-Orient et de l'Afrique du Nord (MENA), la prévalence de la RD est particulièrement préoccupante. En 2020, environ 18,07 millions d'adultes (fourchette de 14,28 à 22,28 millions) étaient touchés, et ce nombre devrait augmenter à 35,47 millions (fourchette de 27,98 à 43,66 millions) d'ici 2045 [1]. Avec une prévalence estimée à 32,90 %, cette région est l'avant-dernière au classement mondial, juste avant l'Afrique, comme indiqué dans le tableau 1.2 [1].

Tableau 1.2 : Estimation de Prévalence/ Nombre de cas attiens de RD en 2020 vs Projection de nombre de cas attiens de RD (2045) [1]

Région	Estimation de Prévalence/ Nombre de cas attiens de RD (2020)	Projection de nombre de cas attiens de RD (2045)
MENA	32,90%/18,07 (million)	35,47(million)
Monde	22,27%/103,12 (million)	160,50(million)

1.4.2. Signes cliniques et diagnostiques

En général, l'apparition de symptômes tels qu'une baisse de la vision indique souvent que la rétinopathie diabétique a déjà atteint un stade avancé, rendant les dommages potentiellement irréversibles. Les signes précoces sont généralement asymptomatiques, représentant ainsi un défi

majeur, car cela signifie que les patients devraient idéalement commencer un traitement bien avant de percevoir une perte de vision. Devant ce constat, Il est fortement recommandé que les patients atteints de diabète de type 1, depuis l'âge de 5 ans, subissent un examen rétinien annuel ou plus fréquemment en fonction des besoins cliniques. De même, les patients souffrant de diabète de type 2 doivent passer un examen ophtalmologique dès le diagnostic et au moins une fois tous les 12 mois pour favoriser la détection précoce et une gestion appropriée de la RD [26, 27].

L'évolution de la RD peut être marquée par l'apparition de huit types de lésions caractéristiques de cette maladie, et ils sont [4, 28-39] :

1.4.2.1. Microanévrismes

L'apparition de microanévrismes, comme illustré dans la figure 1.6, marque de manière significative le début de la RD. Ces petits points résultent d'une faiblesse localisée des parois des capillaires rétiens. Ils sont reconnaissables à leur apparence de petits points rouges, avec un diamètre allant de 10 à 100 micromètres et ne dépassant jamais 125 micromètres. Cependant, les microanévrismes d'un diamètre supérieur à 20 micromètres, peuvent être détectés à l'aide d'un ophtalmoscope. Lorsqu'ils dépassent 125 micromètres, ils sont classés comme des hémorragies [28]. Ce signe précoce signale les premiers changements vasculaires provoqués par la maladie.

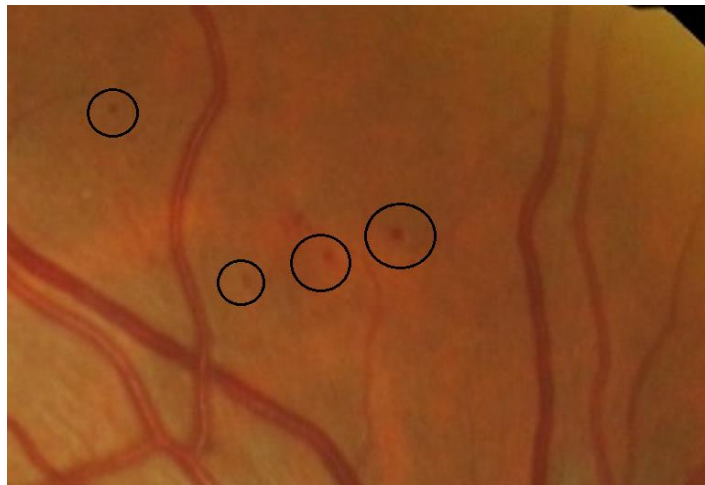


Figure 1.6 : Présence des microanévrismes montrés par les quatre cycles noirs (Adaptée d'après : [29])

1.4.2.2. Hémorragies réiniennes

Ces hémorragies réiniennes superficielles sont généralement le résultat de la rupture d'une paroi capillaire ou d'un microanévrisme, et se localisent principalement dans la couche des fibres

nerveuses. Ces hémorragies peuvent prendre différentes formes : des taches rouges difficiles à distinguer des microanévrismes, ou des formes plumeuses et en flamme, comme illustré par les disques rouges dans la figure 1.7. Des hémorragies rétinienne plus profondes peuvent également se produire, affectant la couche plexiforme externe et la couche nucléaire interne. Elles se manifestent généralement sous forme de points ou de taches [30], comme représenté par les disques noirs dans la figure 1.7.



Figure 1.7 : Présence d'hémorragies rétinienne. a) Disques rouges : hémorragies rétinienne superficielles. b) Disques noirs : hémorragies rétinienne profondes (Adaptée d'après : [29])

1.4.2.3. Anomalies Microvasculaires Intra-Rétiniennes (AMIR)

Les AMIR sont des dilatations et des bourgeonnements vasculaires qui apparaissent à la périphérie des zones d'occlusion capillaire, comme illustré dans la figure 1.8. Elles signalent la présence d'une occlusion et d'une ischémie locale, constituant une tentative de réponse néovasculaire à cette obstruction [31].

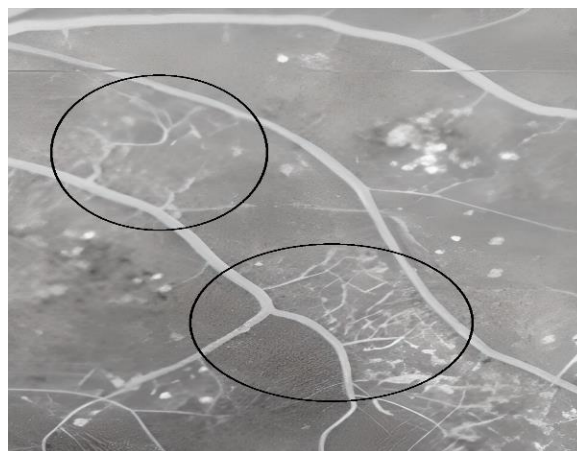


Figure 1.8 : Présence d'AMIRs montrée par les deux disques noirs (Adaptée d'après : [32])

1.4.2.4. Anomalies veineuses (occlusion veineuses rétinienne OVR)

Les occlusions veineuses rétinienne (OVR) sont des anomalies des vaisseaux sanguins de la rétine, causées par un ralentissement marqué du flux sanguin veineux. Ce ralentissement provoque une augmentation de la pression veineuse intraoculaire, perturbant la circulation sanguine normale. On distingue principalement deux types d'occlusion veineuse rétinienne [33] :

- Occlusion de la veine centrale de la rétine (OVCR), qui se produit au niveau du nerf optique, comme illustré dans la figure 1.9.a ;
- Occlusion d'une branche veineuse rétinienne (OBR), qui se produit dans la rétine à l'endroit où une artère et une veine se croisent, indiquée par le disque noir dans la figure 1.9.b.

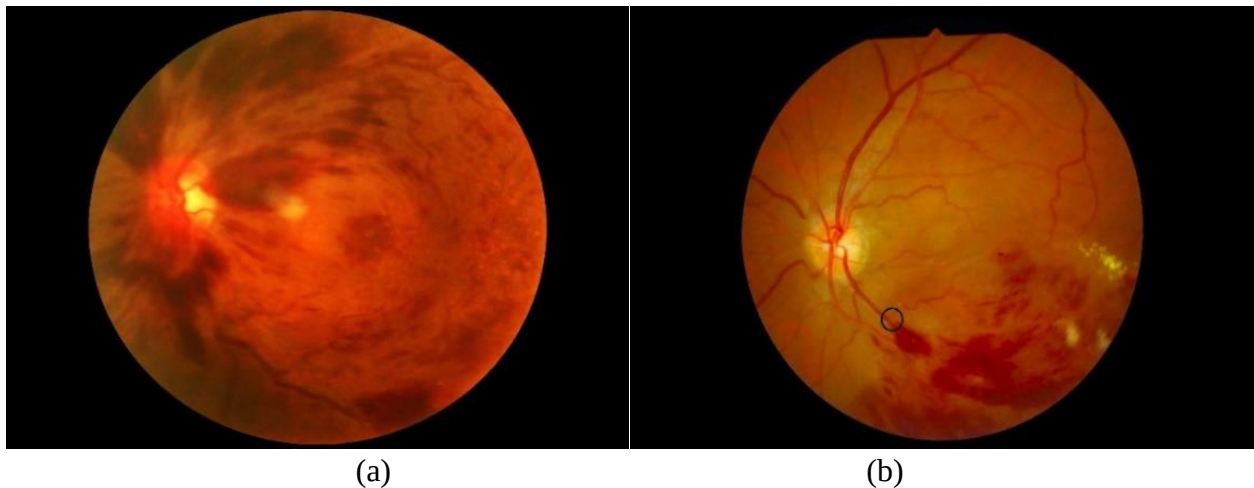


Figure 1.9 : Occlusion veineuse : a) OVCR. b) OBR. (Adaptée d'après : [29])

1.4.2.5. Ischémie rétinienne

L'ischémie rétinienne se caractérise par une réduction du flux sanguin local, insuffisant pour répondre aux besoins métaboliques du tissu rétinien en oxygène et en nutriments. Cette situation peut provoquer la formation de nouveaux vaisseaux sanguins fragiles, un processus désigné par le terme de néovascularisation, qui peut se produire à la surface de la rétine ou sur l'iris [34]. Les signes cliniques de l'ischémie rétinienne comprennent :

- Hémorragies intrarétiniennes (Figure 1.7) ;
- Microanévrismes intrarétiniens ;
- Anomalies veineuses ;
- Nodules cotonneux, également appelés exsudats cotonneux.

1.4.2.6. Exsudats

Les exsudats sont formés par la fuite des lipides et des protéines à partir des vaisseaux sanguins, qui s'accumulent dans la rétine sous forme de dépôts jaunâtres, créant des points lumineux visibles, comme le montre la figure 1.10. Ces dépôts apparaissent souvent en formant une couronne autour des microanévrismes, comme illustré par les deux disques noirs dans la figure 1.10, ou à proximité des microanévrismes intrarétiniens, d'où ils proviennent. Lorsque présents en grande quantité, les exsudats ont tendance à s'accumuler dans la région maculaire, entraînant une concentration Centro maculaire qui est souvent associée à un pronostic visuel négatif. Leur accumulation dans la macula est un indicateur clé de l'œdème maculaire [35], comme indiqué par le disque jaune dans la figure 1.10.

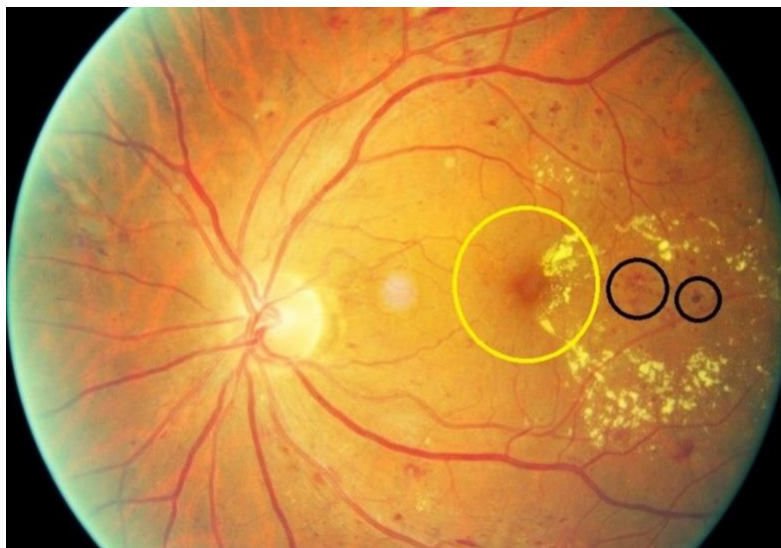


Figure 1.10 : Exsudats (tâches jaunes) (Adaptée d'après : [29])

1.4.2.7. Œdème maculaire diabétique (DME)

Le DME est une complication grave de la rétinopathie diabétique, représentant un défi majeur pour l'intégrité rétinienne et pouvant altérer gravement la vision. Il est caractérisé par l'accumulation de fluide dans la macula, entraînant un épaississement de cette région essentielle à la vision nette, comme indiqué par le disque rouge dans la figure 1.11. Le DME est principalement marqué par un épaississement de la rétine dû à cet excès de liquide, affectant surtout les couches plexiformes interne et externe [36]. Il peut survenir à divers stades de la rétinopathie diabétique, mettant en lumière son potentiel trompeur et sa progression avec le temps. Les symptômes du DME incluent une vision floue, des métamorphopsies, des difficultés de lecture et des altérations de la perception des couleurs [36].

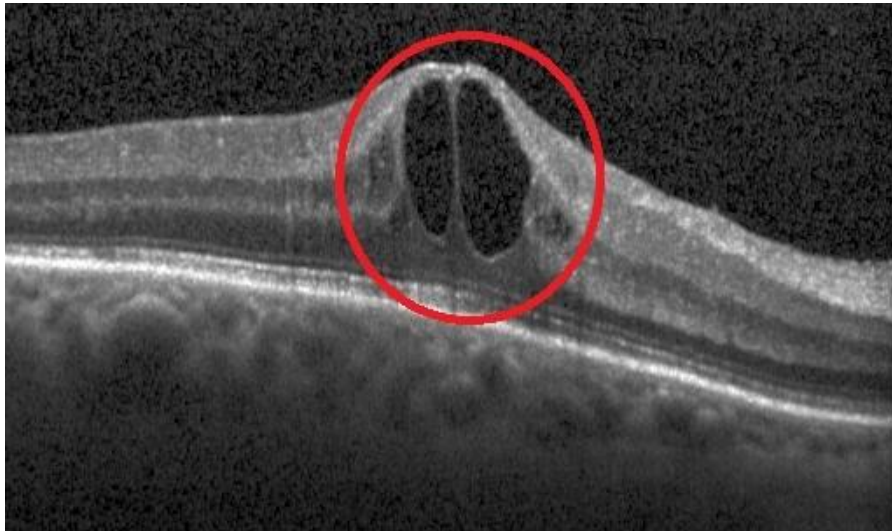


Figure 1.11 : OCT d'un DME (le disque rouge montre le résultat de la commutation du liquide dans la zone maculaire) (Adaptée d'après : [37])

La physiopathologie du DME repose sur plusieurs mécanismes, notamment la fuite de fluide due à une pression hydrostatique accrue dans les capillaires, l'altération de la barrière hémato-rétinienne sous l'influence du VEGF et des cytokines pro-inflammatoires, ainsi que la traction mécanique à l'interface vitréo-maculaire [36]. Ces processus conduisent à deux principales formes de DME, classées selon qu'elles soient non-ischémiques (focales ou diffuses) ou ischémiques, reflétant la variété des présentations cliniques du DME et soulignant la nécessité de stratégies thérapeutiques ciblées [38].

La classification du DME, basée sur le CSME (Clinical Significant Macular Edema), permet une évaluation précise des différentes manifestations de cette complication. Un épaissement au centre de la macula, illustré par le disque rouge dans la figure 1.11, indique une accumulation significative de fluides, affectant directement la vision centrale. La présence d'exsudats durs près de la macula, reflète les dommages locaux causés par le DME [4, 39].

1.4.2.8. Nodules cotonneux (exsudat mou)

Ces petites lésions, situées dans la couche des fibres nerveuses de la rétine, comme le montre la figure 1.12, sont l'équivalent ophtalmoscopique de micro-infarctus, indiquant la présence d'une pathologie microvasculaire ischémique. Initialement, elles se manifestent sous la forme de taches blanches duveteuses, apparaissant surtout dans le pôle postérieur de la rétine, là où la couche des fibres nerveuses est la plus dense. Avec le temps, ces lésions rétrécissent, deviennent plus définies et finissent par disparaître complètement après une période de 3 à 6 semaines [40, 41].

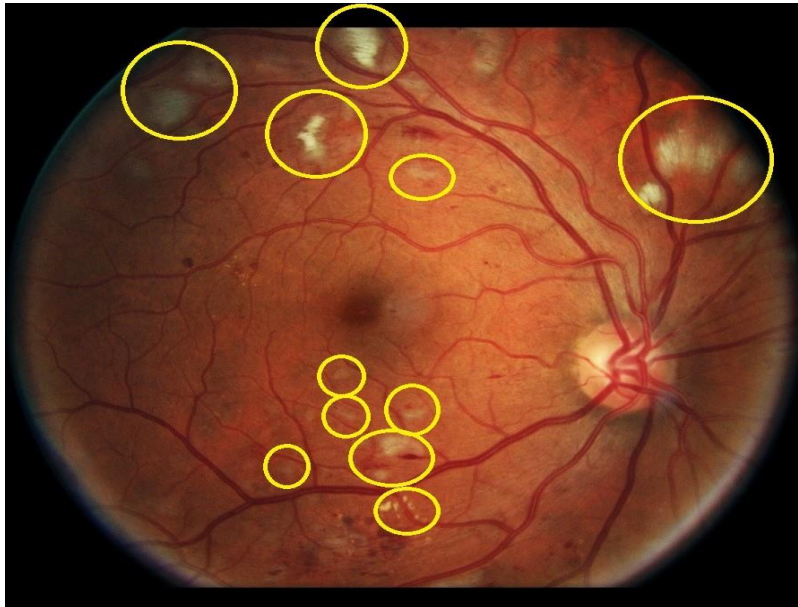


Figure 1.12 : Nodules cotonneux (taches blanches entourés avec les disques jaunes) (Adaptée d'après : [29])

1.4.2.9. Néovascularisation

Ces nouveaux vaisseaux, extrêmement fragiles, se forment en réponse à une ischémie rétinienne, comme le montre la figure 1.13. Ils forment un réseau vasculaire qui se développe à la surface de la rétine ou sur la papille optique. En raison de leur fragilité, ces vaisseaux sont particulièrement sujets à la rupture, ce qui peut entraîner des hémorragies. Ces hémorragies peuvent provoquer des dépôts de fluides et, dans les cas plus graves, conduire à un œdème maculaire [42].

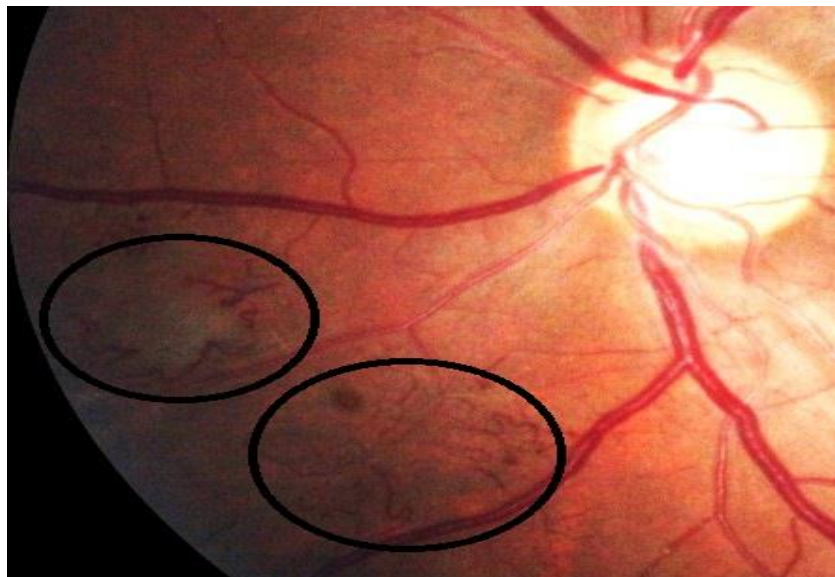


Figure 1.13 : Néovaisseaux (entourés avec les disques noirs) (Adaptée d'après : [29])

1.4.3. Classifications de la rétinopathie diabétique

La classification de la RD est essentielle pour évaluer la sévérité de la maladie à partir des signes cliniques observés. Cette approche méthodologique est cruciale pour surveiller l'évolution de la pathologie et évaluer l'efficacité des traitements. L'essor des options thérapeutiques, en particulier la photocoagulation au laser, a nécessité l'adaptation et l'évolution des systèmes de classification pour apprécier correctement l'effet de ces nouvelles interventions. Le système de classification de l'Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) est le plus reconnu et le plus utilisé internationalement, y compris par les professionnels de santé en Algérie, offrant un cadre standard pour le diagnostic, le suivi, et la gestion de la RD.

Le système ETDRS a marqué un progrès par rapport à la classification antérieure de l'Airleie House, et a été affiné au fil du temps [43, 44]. Cette méthode repose sur l'analyse de paires de photographies en couleur stéréoscopiques, capturées à travers sept champs standardisés du fond d'œil. Près de 25 signes distincts de rétinopathie diabétique sont évalués et quantifiés, chaque signe étant noté dans chaque champ en référence à des images étalon [44]. La classification ETDRS est organisée en trois grandes catégories : l'absence de RD, la RD non proliférante (RDNP), et la RD proliférante (RDP) [43]. Les catégories RDNP et RDP sont subdivisées en trois sous-catégories, permettant une évaluation précise et standardisée de la sévérité de la maladie, ce qui facilite le suivi clinique et la prise de décision thérapeutique (voir Tableau 1.3 pour plus de détails).

Tableau 1.3 Classification de la Rétinopathie Diabétique adaptée d'après l'ETDRS [43]

Sous classe	Signes cliniques	Traitement associé
Pas de RD (Aucun signe)		
RDNP		
Minime	Petit nombre de microanévrismes, hémorragies rétinienne punctiformes visibles en angiographie, micro-occlusions capillaires et diffusion intrarétinienne localisée.	Suivi ophtalmologique régulier
Modérée	Microanévrismes et/ou nombreuses hémorragies en flammèches ou en taches dans un quadrant de la périphérie rétinienne. Anomalies veineuses (dans moins de 2 quadrants), hémorragies intrarétiniennes en taches dans moins de 4 quadrants. Territoires d'ischémie rétinienne localisés et de petite taille, visibles en périphérie ou dans le pôle postérieur en angiographie.	Photocoagulation focale en cas d'œdème maculaire associé
Sévère	La définition stricte de la RDNP sévère repose sur l'un des trois critères suivants : hémorragies rétinienne en taches dans 4 quadrants de la périphérie rétinienne, anomalies veineuses en chapelet dans 2 quadrants, ou nombreuses AMIR dans 1 quadrant. Vastes territoires d'ischémie rétinienne périphérique en angiographie.	Photocoagulation panrétinienne (PPR) pour prévenir la progression vers la RDP
RDP		
Débutante	Néovaisseaux prérétiniens de petite taille (1/2 surface papillaire), présents dans un ou plusieurs quadrants de la périphérie rétinienne.	Photocoagulation panrétinienne préventive
Modérée	Néovaisseaux prérétiniens de grande taille (> 1/2 surface papillaire) dans un ou plusieurs quadrants, et/ou néovaisseaux prépapillaires de petite taille (1/4 à 1/3 de la surface papillaire).	Photocoagulation panrétinienne étendue pour réduire l'ischémie rétinienne
Sévère	Néovaisseaux prérétiniens ou prépapillaires étendus dans plusieurs quadrants, avec ou sans signes d'une activité fibrovasculaire importante. Présence possible d'hémorragies pré- ou intravitréennes, et de membranes épirétiniennes, indiquant un risque élevé de complications sévères.	Traitement combiné (Panrétinien + Anti-VEGF) pour réduire la prolifération néovasculaire
Grave	Hémorragie intravitréenne ou prérétinienne, décollement de rétine par traction, et/ou glaucome néovasculaire.	Traitement chirurgical en cas de complications sévères (hémorragie, décollement de rétine)

1.4.4. Examens cliniques pour la détection de la rétinopathie diabétique

L'examen clinique pour détecter la RD, en combinaison avec un système de classification détaillé, nous guide vers des méthodes diagnostiques fiables pour évaluer la santé oculaire des patients diabétiques. Ces démarches cliniques sont vitales pour une détection précoce, une caractérisation complète et une gestion personnalisée de cette complication complexe. Elles fournissent une base solide pour intervenir efficacement et atténuer l'impact de la maladie sur la vision des patients, permettant le dépistage, l'évaluation du stade de la maladie, et le suivi de l'efficacité des traitements.

1.4.4.1. Fond d'œil (Ophtalmoscopie)

L'ophtalmoscopie est une étape essentielle dans l'évaluation de la RD. Elle utilise un ophtalmoscope (Figure 1.14) pour illuminer l'intérieur de l'œil et permettre une inspection directe de la rétine. Cette technique révèle les changements rétinien liés au diabète, offrant un aperçu de l'état vasculaire et structural de la rétine. La dilatation de la pupille via des gouttes mydriatiques améliore la visibilité des structures internes de l'œil, permettant au médecin d'examiner la rétine en détail, pour détecter les signes de RD comme les hémorragies, microanévrismes, exsudats lipidiques, et néovaisseaux. Cette technique permet en général d'évaluer les vaisseaux sanguins rétinien, le nerf optique et la structure générale de la rétine.



Figure 1.14 : Ophtalmoscope moderne

1.4.4.2. Fond d'œil par angiographie à la fluorescéine (FFA)

La FFA est une technique d'imagerie avancée cruciale pour le diagnostic de la RD. Elle commence par l'injection d'un colorant fluorescent, la fluorescéine, dans une veine périphérique, généralement au niveau du bras. Une fois injectée, la fluorescéine circule jusqu'à la rétine, éclairant les vaisseaux sanguins pour une observation détaillée. Cette étape est illustrée dans la figure 1.15.b, qui peut être comparée à une image standard du fond d'œil du même œil (figure 1.15.a). Cette méthode révèle les détails de la vascularisation rétinienne, identifiant les anomalies vasculaires, les occlusions, les néovascularisations et les zones d'ischémie.



Figure 1.15 : Différence entre un fond d'œil et une FFA d'une même personne : a) fond d'œil. b) FFA (apparence plus accentuée des microanévrismes et des vaisseaux sanguins) [32]

1.4.4.3. Tomographie par cohérence optique (OCT)

L'OCT, représentée dans la figure 1.16, est une technique d'imagerie non invasive qui offre une vue tridimensionnelle en haute définition des différentes couches rétinienne. Elle permet une analyse précise de la structure rétinienne, aidant à identifier les modifications pathologiques liées au diabète, comme l'épaississement rétinien et la présence de l'œdème maculaire [45, 46].

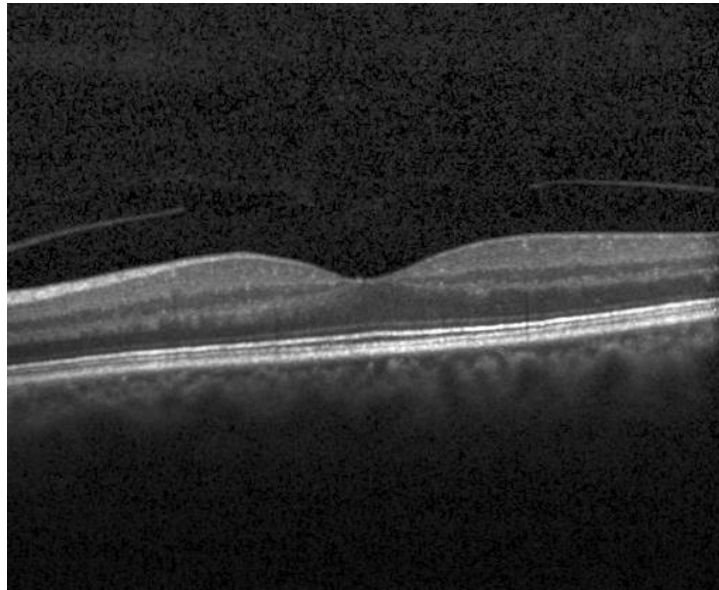


Figure 1.16 : OCT d'un œil en bonne santé [37]

Le processus d'OCT commence par le positionnement du patient devant l'appareil. Un faisceau de lumière est dirigé vers la rétine, et les échos lumineux réfléchis par les différentes couches rétinienne sont captés, puis analysés pour créer une image en coupe de la structure rétinienne en haute résolution. L'OCT est particulièrement efficace pour évaluer l'épaisseur maculaire, détecter les œdèmes (comme indiqué précédemment dans la figure 1.11), et inspecter l'intégrité des couches rétinienne.

1.4.4.4. Gonioscopie

La gonioscopie est un examen ophtalmologique destiné à analyser l'angle iridocornéen, qui est crucial pour la régulation du flux de liquide intraoculaire. Cet angle, situé entre l'iris et la cornée, joue un rôle essentiel dans l'évacuation de l'humeur aqueuse, influençant ainsi la pression intraoculaire. Le processus commence par l'application d'un gel ou d'une solution ophtalmique pour optimiser la clarté de l'image. Le patient est placé devant une lampe à fente, tandis que le médecin utilise un gonioscope, une lentille spécialement conçue pour cet examen, afin d'inspecter l'angle iridocornéen, comme illustré dans la figure 1.17. Dans les cas de RD avancée, la gonioscopie est particulièrement utile pour révéler la présence de néovaisseaux sur l'iris, un signe de complications graves telles que le glaucome néovasculaire [47].

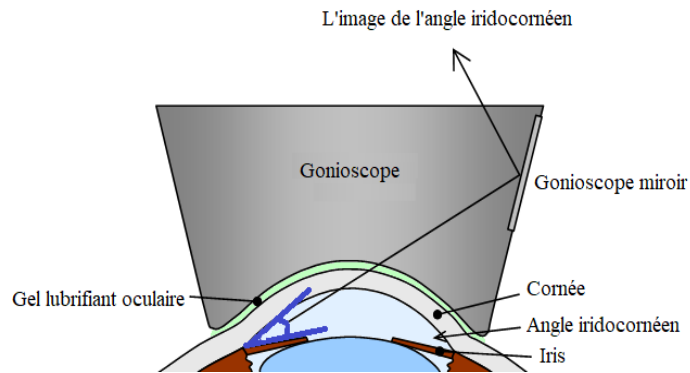


Figure 1.17 : Gonioscope et l'angle iridocornéen. (Adaptée d'après : <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Gonio.png#filehistory>)

1.4.4.5. Mesure de la pression intraoculaire

La tonométrie, ou mesure de la pression intraoculaire, est une méthode essentielle pour dépister les complications de la RD et du glaucome. Elle utilise un tonomètre pour mesurer la pression à l'intérieur de l'œil. La procédure commence par l'application de gouttes anesthésiques pour assurer un examen indolore si nécessaire. Le tonomètre est ensuite délicatement placé sur la cornée pour mesurer la réaction à une légère pression, permettant ainsi d'estimer la pression intraoculaire. Une pression élevée peut indiquer un risque accru de glaucome, une affection qui, dans les cas graves, peut entraîner une baisse significative de la vision voire une perte de vision complète.

1.4.4.6. Electrorétinographie (ERG)

L'ERG est une procédure avancée qui évalue la fonction rétinienne en mesurant les réponses électriques des cellules photoréceptrices, fournissant un aperçu objectif de la performance de la rétine. Elle est particulièrement utile pour détecter des dysfonctionnements rétiens précoces dans la RD, même avant l'apparition des premiers signes visibles [48].

L'examen commence par la dilatation pupillaire, suivie de la pose d'électrodes sur l'œil pour enregistrer l'activité électrique en réponse à des stimuli lumineux. Les résultats de l'ERG fournissent des informations critiques sur la santé de la rétine, influençant le traitement de conditions avancées comme l'OMD ou la néovascularisation.

1.4.5. Traitement de la rétinopathie diabétique

Le traitement de la RD englobe une gamme de stratégies visant à atténuer la progression de cette complication oculaire courante chez les patients diabétiques. Cette section explore en détail

les diverses interventions, de la prévention à la thérapie avancée, en mettant l'accent sur les fondements scientifiques et cliniques qui orientent les choix thérapeutiques.

1.4.5.1. Traitements préventifs

Des recherches approfondies et des suivis à long terme montrent que la gestion efficace de la RD repose sur trois piliers principaux : la détection précoce, la prévention primaire, et une gestion rigoureuse du diabète. Ces stratégies sont essentielles pour réduire le risque de perte de vision dans la majorité des cas de RD. Il est crucial d'éduquer les patients sur l'importance des examens de dépistage réguliers, car la maladie est souvent asymptomatique jusqu'à un stade avancé. Un contrôle optimal du diabète augmente considérablement les chances de préserver une bonne vision à long terme. Toutefois, même avec une gestion appropriée, des complications peuvent survenir après 20 ans de maladie, ce qui souligne l'importance d'une surveillance continue et d'une action proactive pour minimiser les effets irréversibles de la RD [2, 49].

La prévention primaire de la RD se concentre sur le maintien d'un contrôle glycémique optimal, avec un objectif de maintenir l'hémoglobine A1c (HbA1c) autour de 6,5 % [2, 49, 50]. Une gestion glycémique appropriée peut réduire considérablement, sans toutefois éliminer totalement, le risque de développer une RD. L'étude prospective britannique sur le diabète [51] a démontré les effets bénéfiques d'un contrôle glycémique strict sur la réduction du risque de progression de la rétinopathie et de la nécessité de traitements au laser. Cependant, parvenir à un contrôle glycémique parfait reste un défi, notamment chez les patients atteints de diabète de type 1 en raison des risques d'hypoglycémie, et chez ceux atteints de diabète de type 2, où le contrôle glycémique tend à se détériorer avec le temps. Cela souligne la nécessité d'une approche personnalisée et réaliste dans la gestion du diabète, visant à optimiser le contrôle glycémique tout en minimisant les risques associés [2, 50].

En outre, la gestion de la pression artérielle et des taux de lipides constitue une autre stratégie clé dans la prévention de la RD. L'objectif de pression artérielle est fixé à 140/80 mmHg ou moins. Les hypolipémiants jouent également un rôle important dans la réduction du risque de perte de vision, avec un objectif de maintenir le cholestérol total en dessous de 4 mmol/L et le LDL (cholestérol à lipoprotéines de basse densité) en dessous de 2,0 mmol/L [2, 50].

Un dépistage précoce, principalement basé sur la photographie numérique de la rétine, est essentiel pour initier un traitement à temps et réduire ainsi le risque de progression de la maladie et de perte de vision. Cependant, la qualité du dépistage et de l'interprétation peut varier en fonction de l'expérience des examinateurs, soulignant l'importance de la formation des professionnels et du développement de systèmes automatisés d'analyse d'images rétinienne pour améliorer la précision. Le tableau 1.4 résume les stratégies et les descriptions des traitements préventifs de la RD discutés précédemment.

Tableau 1.4 : Stratégies et Descriptions des Traitements Préventifs de la RD [2, 50]

Stratégie de traitement préventif	Description
Détection précoce	Examens de dépistage réguliers essentiels, car la RD est souvent asymptomatique jusqu'à un stade avancé.
Éducation des patients	Informar les patients sur l'importance des examens de dépistage réguliers et de l'observance stricte des traitements.
Contrôle glycémique optimal	Réduire le risque de RD grâce à une gestion glycémique appropriée, avec un objectif d'HbA1c autour de 6,5 %.
Gestion de la tension artérielle	Maintenir la tension artérielle à un objectif de 140/80 mmHg ou moins.
Réduction des taux de lipides	Maintenir les taux de cholestérol total en dessous de 4 mmol/L et les taux de LDL en dessous de 2,0 mmol/L.

1.4.5.2. Traitements et interventions médicaux

Après avoir souligné l'importance du dépistage précoce, du contrôle glycémique optimal et de la gestion de la pression artérielle dans la prévention de la RD, il est essentiel de discuter des traitements médicaux disponibles pour les différents stades de cette maladie. Ces traitements visent à atténuer les effets des formes sévères de la RD, en préservant la fonction rétinienne et en évitant les complications futures. Les injections intravitréennes de médicaments, notamment les agents anti-VEGF et les corticoïdes, jouent un rôle central en ciblant les principaux mécanismes pathologiques, tels que l'OMD et la néovascularisation. Par ailleurs, les traitements au laser, y compris la photocoagulation panrétinienne et le traitement laser focal pour l'œdème maculaire,

demeurent des stratégies essentielles pour la gestion de la RDNP et RDP, en stabilisant la maladie, réduisant la néovascularisation, et traitant l'œdème.

Le choix du traitement dépend de plusieurs facteurs, tels que le stade de la RD, la présence d'œdème maculaire, et les besoins spécifiques du patient. Une approche personnalisée est désormais indispensable, soulignant l'importance d'une collaboration étroite entre le patient et les professionnels de santé pour optimiser les résultats thérapeutiques et préserver la qualité de vie. Voici les principaux traitements et interventions médicaux :

- Injection intravitréenne (anti-VEGF)

Le VEGF joue un rôle central dans l'évolution pathologique de la RDP. En situation normale, le VEGF régule la croissance des vaisseaux sanguins pour répondre aux besoins métaboliques des tissus. Toutefois, dans le cadre de la RDP, l'hyperglycémie chronique entraîne une production excessive de VEGF dans la rétine, provoquant une angiogenèse pathologique. Cette dernière se manifeste par la formation de néovaisseaux fragiles, sujets aux hémorragies et aux fuites, menant à l'OMD. Dans ce contexte, les injections intravitréennes d'agents anti-VEGF sont une stratégie thérapeutique cruciale pour contrôler l'angiogenèse pathologique et prévenir les complications sévères de la RDP, telles que la perte de vision [51]. Les médicaments anti-VEGF, tels que le bevacizumab, le ranibizumab et l'aflibercept, ciblent spécifiquement l'activité du VEGF, réduisant ainsi la perméabilité vasculaire et la formation de néovaisseaux anormaux [52, 53].

Les injections d'anti-VEGF sont une composante essentielle dans la prise en charge de la RDP, améliorant et stabilisant significativement l'acuité visuelle des patients. Certaines études ont montré que l'administration de ces injections par des infirmières qualifiées, sous la supervision d'ophtalmologistes, peut être réalisée en toute sécurité tout en maintenant l'efficacité du traitement [54]. Cependant, ces traitements doivent être administrés avec prudence, notamment chez les populations vulnérables, comme les femmes enceintes. Des études ont rapporté des cas de complications, telles que des fausses couches ou une prééclampsie, suggérant que les anti-VEGF peuvent traverser la barrière placentaire et affecter le développement fœtal [55].

- Chirurgie Vitréorétinienne dans la RD

La vitrectomie est une intervention essentielle pour le traitement des stades avancés de la RD, notamment en cas de complications graves comme les hémorragies vitreuses non résorbables et les

décollements de rétine par traction affectant la macula. Cette technique chirurgicale, de plus en plus raffinée, est adaptée à la complexité des cas rencontrés [56, 57]. Les principales indications pour la vitrectomie incluent le traitement des hémorragies vitreuses sévères qui ne se résolvent pas spontanément, car c'est crucial pour restaurer la visibilité nécessaire à d'autres interventions rétinienne. En plus de retirer le sang intravitréen, la vitrectomie permet de réduire ou d'éliminer la traction sur la rétine, un facteur majeur de décollement rétinien et de progression de la RD [56].

Le rôle de la vitrectomie s'étend également à la gestion des complications prolifératives, en retirant les tissus fibrovasculaires qui induisent une traction rétinienne. La procédure aide à stabiliser la rétine et à prévenir d'autres hémorragies ou détériorations. Dans certains cas où la néovascularisation du segment antérieur est présente, la vitrectomie peut être la seule solution pour prévenir ou traiter le glaucome néovasculaire, en éliminant les facteurs responsables de l'ischémie rétinienne [57]. Les progrès dans les techniques de vitrectomie ont amélioré les taux de succès et réduit les complications. L'utilisation du laser en intraopératoire permet une photocoagulation plus précise et efficace, contribuant à une meilleure gestion post-opératoire des patients [58].

La décision du moment optimal pour réaliser une vitrectomie doit être soigneusement évaluée en fonction de l'évolution de la RD et des complications potentielles. Le moment de l'intervention peut varier selon le degré d'avancement de la maladie et les symptômes spécifiques chez le patient [56, 58]. Dans les cas où la RD évolue rapidement vers des stades prolifératifs sévères, avec des hémorragies vitréennes denses et des décollements de rétine par traction, une intervention chirurgicale précoce peut être nécessaire pour prévenir l'aggravation des lésions rétinienne, qui pourraient devenir irréversibles si elles ne sont pas traitées à temps [58].

Dans la section suivante, nous examinerons en détail la photocoagulation au laser, une intervention clé dans le traitement de la RD.

1.5. Photocoagulation au laser

La photocoagulation au laser, utilisée en mode focal ou en mode grille, est une méthode essentielle dans le traitement de la RD. Le mode focal cible précisément des zones spécifiques, tandis que le mode grille est utilisé pour traiter des régions plus larges de la rétine. Cette technique utilise l'énergie laser pour cibler les tissus rétinienne anormaux, provoquant des brûlures contrôlées

qui scellent les vaisseaux sanguins fuyants ou détruisent la croissance vasculaire anormale. La photocoagulation au laser a deux objectifs principaux dans le traitement de la RD. Premièrement, elle vise à contenir la fuite des microanévrismes, réduisant ainsi l'œdème maculaire et les risques associés d'altération visuelle. Deuxièmement, elle cherche à prévenir la progression de la RD en renforçant la barrière vasculaire rétinienne et en réduisant les risques de néovascularisation.

1.5.1. Histoire

Pendant la Seconde Guerre mondiale, Cordes [59] a observé que certains militaires souffraient de brûlures maculaires après avoir regardé directement le soleil en suivant des avions japonais. Bien que cet événement ait mis en lumière les risques de l'exposition directe au soleil, il a également ouvert la voie à la réflexion sur l'utilisation thérapeutique de la lumière.

Gerd Meyer-Schwickerath, souvent surnommé le père de la photocoagulation rétinienne, a été le pionnier de l'utilisation de la lumière pour traiter les maladies rétiniennes. En 1946, il a commencé à développer une technique qui révolutionnerait plus tard le traitement des troubles rétiniens. Ses efforts ont conduit à la création du premier photocoagulateur, qui utilisait la lumière du soleil focalisée via un héliostat pour traiter les déchirures rétiniennes [60]. Bien que les premières expérimentations, comme l'utilisation d'un arc de carbone pour la photocoagulation, aient été peu concluantes, elles ont jeté les bases pour des techniques plus avancées. En 1956, Meyer-Schwickerath et le Dr Hans Littmann ont collaboré pour produire le premier photocoagulateur commercial utilisant un arc au xénon [61], marquant une avancée majeure dans l'application clinique de cette technologie. Meyer-Schwickerath a montré que la coagulation rétinienne légère pouvait être efficace pour gérer et potentiellement inverser la RD avec une intervention précoce [62].

L'invention du premier laser opérationnel par Theodore Maiman en 1960, utilisant un cristal de rubis synthétique, a marqué une avancée majeure. Cette technologie a permis de concentrer l'énergie lumineuse avec précision, un aspect essentiel pour les applications médicales, notamment en ophtalmologie [63]. Les lasers à rubis et à argon ont rapidement été adaptés pour offrir aux ophtalmologistes des outils d'une précision sans précédent dans le traitement des maladies rétiniennes. Les lasers à l'argon, en particulier, ont prouvé leur efficacité pour traiter la RD grâce à leur longueur d'onde optimale pour cibler les anomalies vasculaires de la rétine [64].

Au cours des années 1980-1990, la technologie laser en ophtalmologie a continué d'évoluer avec l'introduction de chirurgies réfractives comme le LASIK (Laser-Assisted In Situ Keratomileusis), qui utilise un laser excimer pour corriger la myopie, l'hypermétropie et l'astigmatisme avec une grande précision [65]. Les lasers ont également permis des avancées thérapeutiques, telles que la trabéculoplastie sélective au laser (SLT) pour le glaucome, qui réduit la pression intraoculaire de manière moins invasive [66]. Les lasers femtoseconde ont affiné les techniques chirurgicales, réduisant les complications et améliorant la sécurité des interventions cornéennes [67]. Par ailleurs, les lasers ont été essentiels dans le développement d'outils de diagnostic comme l'OCT, fournissant des images détaillées de la rétine pour détecter et gérer des pathologies telles que la dégénérescence maculaire et le glaucome [68].

1.5.2. Types de lasers utilisés dans photocoagulation

La photocoagulation au laser utilise différents types de lasers, chacun sélectionné en fonction de sa longueur d'onde spécifique, de ses caractéristiques d'absorption tissulaire et de ses objectifs cliniques. Les principaux lasers utilisés en photocoagulation comprennent le laser à argon, le laser Nd à double fréquence, et le laser à diode.

1.5.2.1. Argon laser

Le laser à argon émet une lumière bleu-vert avec des longueurs d'onde comprises entre 488 nm et 514 nm. Ce type de laser est fortement absorbé par l'hémoglobine et la mélanine, ce qui en fait un outil particulièrement efficace pour traiter les lésions vasculaires rétinienues. Cette absorption ciblée permet une excellente efficacité dans le traitement des vaisseaux sanguins anormaux, tout en minimisant les dommages aux tissus environnants [69]. La lumière bleu-vert est particulièrement bien absorbée par l'épithélium pigmentaire rétinien (RPE) et les couches internes de la rétine. L'énergie du laser à argon induit une réaction photothermique, qui scelle les vaisseaux sanguins et forme du tissu cicatriciel, stabilisant ainsi les zones endommagées de la rétine.

1.5.2.2. Diode laser

Les lasers à diode fonctionnent généralement dans le proche infrarouge, autour de 810 nm, et offrent une pénétration plus profonde dans la rétine et la choroïde, avec une absorption minimale par l'hémoglobine. Cette faible absorption par l'hémoglobine rend le laser à diode particulièrement efficace pour traiter des couches rétinienues plus profondes, notamment dans le cas de déchirures ou de décollements de la rétine, où une intervention sur des structures plus profondes est nécessaire.

Chapitre 1 : Anatomie de l'œil, Rétinopathie diabétique et Technologies MOEMS

Les lasers à diode sont également utilisés en thérapie transpupillaire, une technique essentielle dans le traitement de certaines tumeurs oculaires et des membranes néovasculaires choroïdiennes, où une pénétration plus profonde des tissus est cruciale [70].

1.5.2.3. Laser Nd:YAG à double fréquence (neodymium-doped yttrium aluminium garnet)

Ce laser produit une sortie à 532 nm en doublant la fréquence du laser Nd, se situant ainsi dans le spectre vert visible. Il combine la capacité de pénétration profonde du laser Nd avec l'excellente absorption de la longueur d'onde verte, ce qui le rend très efficace pour les interventions sur les segments postérieurs et antérieurs de l'œil. Le laser Nd à double fréquence est particulièrement utile dans le traitement des hémorragies vitréennes denses et des membranes pré-rétiniennes, où une photodisruption plus puissante est nécessaire pour briser les tissus anormaux [71]. Le tableau 1.5 résume les caractéristiques et les applications des trois types de lasers, discutés précédemment.

Tableau 1.5 : Caractéristiques et Applications Cliniques des Lasers Utilisés en Photocoagulation rétinienne [69-71]

Type de laser	Longueur d'onde (nm)	Caractéristiques d'absorption tissulaire	Objectifs cliniques
Laser à argon	488 nm – 514 nm	Fortement absorbé par l'hémoglobine et la mélanine, excellente absorption dans le RPE et les couches internes de la rétine.	Ciblage précis des lésions vasculaires, sceller les vaisseaux sanguins, formation de tissu cicatriciel.
Laser à diode	810 nm	Pénétration profonde dans la rétine et la choroïde, absorption minimale par l'hémoglobine.	Traitement des déchirures rétinienne, décollement de la rétine, thérapie transpupillaire pour les tumeurs et membranes néovasculaires choroïdiennes.
Laser Nd à double fréquence	532 nm	Combinaison de la pénétration profonde et des caractéristiques d'absorption de la longueur d'onde verte.	Traitement des hémorragies vitréennes denses, membranes pré-rétiniennes, interventions sur les segments postérieurs et antérieurs.

1.5.3. Techniques de photocoagulation

La section suivante présente les différentes techniques de photocoagulation utilisées en ophtalmologie pour traiter des pathologies rétinienne complexes. Ces méthodes reposent toutes sur le principe général de l'utilisation du laser pour induire une coagulation ciblée des tissus, mais elles se distinguent par leurs applications spécifiques et leurs objectifs thérapeutiques.

1.5.3.1. Photocoagulation focale

La photocoagulation focale au laser consiste à appliquer directement des faisceaux laser sur le fond d'œil pour traiter les anomalies vasculaires rétinienne (Figure 1.18). Cette technique est particulièrement efficace dans le traitement de la choroïdopathie liée au lupus, favorisant la résorption du liquide sous-rétinien et l'amélioration de la vision, en complément du contrôle de la maladie systémique [72]. Le laser génère une énergie qui se transforme en chaleur en atteignant la rétine, provoquant la coagulation des protéines dans les tissus ciblés. Cette coagulation entraîne la fermeture des vaisseaux anormaux et réduit la perméabilité vasculaire, contribuant ainsi à diminuer l'exsudation et le décollement rétinien [73]. La photocoagulation focale est également efficace pour sceller les fuites vasculaires et normaliser l'épaisseur rétinienne, permettant souvent une récupération rapide de la vision [72]. Cependant, cette technique comporte des risques, notamment des dommages accidentels aux tissus rétinienne adjacents, qui peuvent entraîner des scotomes si le laser atteint la zone fovéale. De plus, dans certains cas, surtout lorsque le traitement est retardé, la vision peut ne pas s'améliorer de manière significative après l'intervention [74].

1.5.3.2. Photocoagulation en grille

La photocoagulation en grille est une technique utilisée principalement pour traiter l'ODM. Elle consiste à appliquer des brûlures laser dispersées en grille sur les zones touchées de la rétine (Figure 1.18), réduisant ainsi l'exsudation et la perméabilité vasculaire. Ce traitement contribue à améliorer ou à stabiliser l'œdème maculaire en ciblant spécifiquement les zones épaissies et perméables sans affecter le centre de la macula, préservant ainsi la vision centrale du patient. La photocoagulation en grille a été validée par de nombreuses études, dont l'ETDRS, qui ont montré une réduction significative de la perte de vision chez les patients traités par rapport à ceux non traités [75-77]. Cette technique permet également de préserver la vision centrale, un facteur crucial pour la qualité de vie des patients. Comme pour toute intervention laser, il existe un risque de complications, telles

que des brûlures accidentelles dans des zones sensibles de la rétine. De plus, certains patients peuvent nécessiter plusieurs sessions de traitement pour atteindre ou maintenir les résultats [77].

1.5.3.3. Photocoagulation panrétinienne (PRP)

La PRP est un traitement de référence pour la RDP et d'autres maladies rétinienues ischémiques, comme l'occlusion de la veine centrale de la rétine en cas de néovascularisation [78]. La PRP consiste à appliquer des brûlures laser sur la rétine périphérique (Figure 1.18), réduisant ainsi la pulsion ischémique responsable de la néovascularisation, et prévenant des complications telles que l'hémorragie vitréenne et le décollement rétinien par traction [78, 79]. Le traitement au laser cible les parties périphériques de la rétine, épargnant la zone maculaire, et provoque des brûlures rétinienues qui réduisent la demande en oxygène. Cette réduction de la demande en oxygène diminue la production de VEGF induite par l'ischémie [78]. La procédure peut être douloureuse, ce qui affecte parfois l'adhérence au traitement par le patient [80]. Bien que les avancées technologiques aient permis de réduire certains risques, des complications potentielles demeurent, telles que l'épanchement choroïdien, le décollement rétinien exsudatif, et les déficits du champ visuel [79].

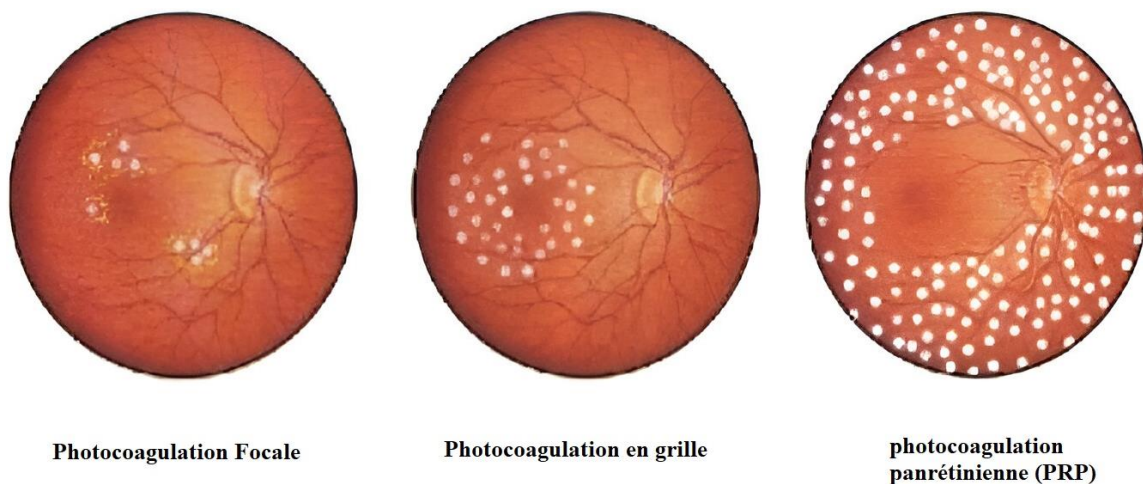


Figure 1.18 : Types de photocoagulation par laser

1.5.3.4. Photocoagulation par laser à micro-pulse sous-seuil ou SML (Subthreshold Micropulse Laser)

La thérapie au SML est reconnue comme une approche efficace pour la gestion des maladies rétinienues, notamment l'DME. Contrairement aux thérapies laser conventionnelles, qui provoquent des lésions visibles et des cicatrices, la SML opère sous le seuil de photocoagulation,

évitant ainsi la cicatrisation et préservant l'intégrité de la rétine. Cette méthode utilise un laser à diode émettant des micro-impulsions, avec des temps de refroidissement entre chaque impulsion pour minimiser l'accumulation thermique et les dommages au tissu rétinien. Les paramètres, comme le cycle de service, sont ajustés pour cibler précisément les cellules affectées sans endommager les tissus environnants. L'objectif est de stimuler les processus biologiques qui restaurent la fonction cellulaire et réduisent l'œdème [81].

La SML présente plusieurs avantages par rapport aux lasers traditionnels, en évitant les dommages thermiques qui pourraient compromettre la sensibilité rétinienne et son architecture. En limitant l'élévation de la température, elle réduit également les risques de cicatrisation et de perte de vision secondaire. La SML est efficace dans diverses pathologies rétinienne telles que la rétinopathie séreuse centrale et les OVR's, avec des résultats notables dans le traitement du DME. Cependant, l'efficacité de la SML peut varier en fonction des paramètres du laser et des conditions spécifiques de chaque patient, nécessitant des recherches continues pour optimiser les protocoles [82]. De plus, les effets thérapeutiques de la SML peuvent être plus lents à apparaître que ceux des traitements plus invasifs, demandant de la patience de la part des patients et une surveillance régulière par les soignants [83].

1.5.4. Limitation et défis des techniques de photocoagulation rétinienne par laser

La photocoagulation rétinienne par laser présente divers défis et limitations, qui varient selon la technique employée. Pour la photocoagulation focale, le principal défi est d'atteindre une grande précision pour cibler les zones spécifiques sans endommager les tissus sains. Une limitation importante est le risque de phototoxicité, car la focalisation intense sur de petites régions peut entraîner des dommages thermiques aux cellules photoréceptrices et à la RPE, compromettant ainsi la vision centrale [84]. La photocoagulation en grille est utilisée pour traiter l'œdème maculaire diffus, mais elle pose le risque de perte de vision si les brûlures couvrent une grande surface. De plus, les séances répétées nécessaires pour obtenir une réponse thérapeutique efficace peuvent augmenter ce risque, surtout si les paramètres du laser ne sont pas optimisés [84, 85].

La PRP, généralement utilisée pour traiter la RDP, ablate les zones ischémiques périphériques pour réduire la néovascularisation. Cependant, cette méthode peut entraîner une contraction des vaisseaux existants, provoquer des hémorragies, et réduire le champ visuel périphérique. La douleur et l'inconfort pendant le traitement sont également des défis notables [85]. Le SML

minimise les dommages thermiques grâce à ses impulsions courtes et peu énergétiques, réduisant ainsi le risque de cicatrices et de perte de vision. Cependant, un des principaux défis réside dans la calibration précise du laser pour assurer une application efficace sans sous-traiter ni surtraiter les zones ciblées. De plus, la nécessité d'équipements spécialisés et d'une formation appropriée pour les opérateurs constitue une contrainte supplémentaire [4, 86].

Bien que la photocoagulation au laser soit une méthode efficace pour traiter diverses pathologies rétinienne, elle présente des défis significatifs en termes d'efficacité et de précision. La maîtrise des paramètres du laser est cruciale pour trouver un équilibre entre efficacité thérapeutique et sécurité du patient. L'adoption de systèmes basés sur les MOEMS, tels que les micromiroirs, représente une avancée prometteuse pour surmonter ces défis.

1.6. Micromiroirs

Les micromiroirs numériques (DMD), en tant que sous-ensemble des systèmes MEOMS, illustrent l'intégration de l'ingénierie de précision et de la photonique à des dimensions micrométriques [87]. Ces dispositifs, essentiels pour moduler et diriger la lumière, utilisent de minuscules miroirs dont les mouvements sont contrôlés avec précision grâce à diverses méthodes d'actionnement : électrostatique, piézoélectrique, magnétique et thermique. Les DMD, développés et améliorés depuis leur invention en 1987 par Texas Instruments (TI) [88], ont transformé de nombreux domaines de la recherche et de l'industrie des micro-machines. Au cours de la dernière décennie, des innovations dans les DMD ont émergé de la communauté optique et photonique, ouvrant de nouvelles applications avec des circuits intégrés DMD existants [89].

1.6.1. Principe de fonctionnement

Le DMD est constitué d'un ou de plusieurs miroirs agencés en matrice, conçus pour contrôler la direction et l'intensité de la lumière réfléchi par une source incidente [90]. Ces dispositifs sont des composants clés dans divers systèmes optiques, comme les projecteurs vidéo numériques (DLP) [87]. Les éléments principaux d'un micromiroir comprennent des plaques d'actionnement (électrodes) et une surface réfléchissante (miroir). Les plaques d'actionnement génèrent une force qui dévie la surface du miroir, modifiant le trajet de la lumière incidente et créant un angle de balayage optique.

L'angle de balayage optique correspond au déplacement angulaire de la lumière réfléchi par rapport à la position neutre du micromiroir, comme illustré dans la figure 1.19. Cet angle est un

paramètre crucial pour définir les performances du dispositif dans les applications optiques [90]. Le déplacement de la surface du micromiroir, appelé 'stroke' (course), représente la distance maximale que le miroir peut parcourir dans sa cavité d'air. La cavité d'air, l'espace entre le micromiroir et le mécanisme d'actionnement, est essentielle pour permettre l'inclinaison ou le mouvement du miroir, un facteur clé pour obtenir les effets optiques souhaités. La conception du micromiroir est adaptée selon le mécanisme d'actionnement utilisé, lequel varie en fonction des besoins de l'application.

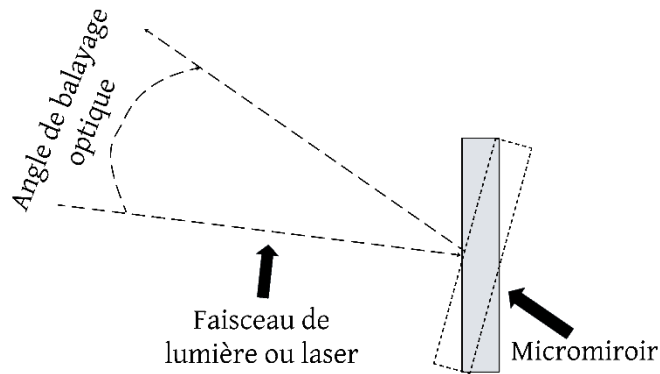


Figure 1.19 : Angle de balayage optique créé par la réflexion de la lumière par le micromiroir

1.6.2. Catégories de micromiroirs

Les micromiroirs peuvent être classés selon le type de mécanisme d'actionnement qui contrôle leur mouvement. Les mécanismes d'actionnement courants utilisés dans la conception des micromiroirs sont l'actionnement électrostatique, piézoélectrique, magnétique et thermique, chacun offrant des avantages distincts en termes de temps de réponse, d'efficacité énergétique et de complexité d'intégration.

1.6.2.1. Micromiroirs à actionnement électrostatiques

L'actionnement électrostatique des micromiroirs est réalisé en utilisant des électrodes placées à proximité de la surface du miroir. En ajustant la tension appliquée à ces électrodes, les forces électrostatiques attirent le miroir, provoquant des ajustements angulaires précis. Cette méthode est privilégiée pour sa faible consommation d'énergie et sa rapidité, ce qui la rend idéale pour des applications nécessitant un contrôle rapide et précis, telles que la commutation optique et l'orientation des faisceaux dans les systèmes d'imagerie ou de laser. La conception est généralement simple, ce qui améliore la fiabilité et facilite l'intégration avec d'autres composants optiques. Cependant, un défi majeur est la gestion de l'instabilité d'attraction, qui survient lorsque l'attraction

électrostatique provoque le claquage du miroir sur les électrodes sous haute tension, ce qui peut entraîner des défaillances du dispositif [91-93].

1.6.2.2. Micromiroirs à actionnement piézoélectriques

Les micromiroirs piézoélectriques utilisent des matériaux qui se déforment sous l'effet d'un champ électrique, permettant ainsi l'inclinaison ou le déplacement du miroir. Cette déformation précise peut être contrôlée en ajustant la tension, ce qui rend cette technologie idéale pour les applications nécessitant des mouvements plus importants, comme les atténuateurs optiques variables et les systèmes d'optique adaptative. Le principal avantage de l'actionnement piézoélectrique réside dans sa robustesse. Cependant, l'intégration de matériaux piézoélectriques dans les dispositifs MEMS peut accroître la complexité, le coût, et la taille du système, tout en nécessitant des systèmes de contrôle plus sophistiqués pour gérer efficacement l'actionnement [94-96].

1.6.2.3. Micromiroirs à actionnement magnétiques

Les micromiroirs magnétiques utilisent des champs magnétiques pour contrôler l'orientation du miroir. Cette technique consiste à intégrer des matériaux magnétiques dans la structure du miroir ou à placer des bobines électromagnétiques sous celui-ci. Lorsqu'un champ magnétique est appliqué, le miroir se déplace en réponse aux forces de répulsion. Ce type d'actionnement est particulièrement adapté aux applications nécessitant un contrôle stable et durable sur une large plage de mouvements. Cependant, l'intégration de composants magnétiques peut rendre l'architecture du dispositif plus complexe, tout en augmentant la consommation d'énergie et la taille globale du système [97-99].

1.6.2.4. Micromiroirs à actionnement thermiques

L'actionnement thermique des micromiroirs utilise des matériaux qui se dilatent ou se contractent en réponse aux variations de température, grâce à des éléments chauffants résistifs intégrés dans le miroir. Cette méthode permet un contrôle progressif et précis de la position du miroir par dilatation thermique. Elle est particulièrement utile dans les applications où les interférences électromagnétiques doivent être réduites, comme dans les systèmes de mesure optique sensibles. Cependant, l'actionnement thermique est généralement plus lent que les autres méthodes, ce qui peut limiter son utilisation dans les systèmes optiques nécessitant une commutation rapide [100, 101].

Chaque technologie a son domaine d'application idéal, influencé par des exigences spécifiques en termes de précision, de vitesse et de sensibilité environnementale. Les micromiroirs électrostatiques sont particulièrement adaptés à la modulation laser en raison de plusieurs avantages clés par rapport aux autres types d'actionnement. Ils offrent une très haute précision et des temps de réponse rapides, essentiels pour moduler les faisceaux laser dans des applications en temps réel, telles que les communications optiques à haut débit. La capacité à effectuer rapidement des ajustements précis permet de diriger avec exactitude les trajectoires laser, améliorant ainsi la qualité et la cohérence de la sortie optique. De plus, l'actionnement électrostatique consomme beaucoup moins d'énergie que d'autres méthodes [91-93], ce qui le rend particulièrement efficace pour un fonctionnement continu dans des systèmes où l'efficacité énergétique est cruciale. Cette combinaison de vitesse, de précision et d'efficacité fait des micromiroirs électrostatiques le choix optimal pour les applications de modulation laser.

1.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exposé le contexte médical relatif à l'anatomie de l'œil et à la RD. Nous avons également discuté des diverses approches thérapeutiques pour cette maladie, ainsi que des MOEMS, en mettant un accent particulier sur les micromiroirs.

La nécessité de développer de nouvelles techniques pour améliorer les systèmes de photocoagulation rétinienne, couplée à la miniaturisation des MOEMS et à l'amélioration de leurs performances, notamment celles des micromiroirs électrostatiques, ouvre la voie à des innovations qui pourraient rendre ces techniques plus sûres et plus fiables pour le traitement de la RD. Le chapitre suivant dresse un état de l'art des avancées récentes et des nouveaux concepts concernant les micromiroirs utilisant l'actionnement électrostatique. Ainsi qu'une exploration des avancées dans le positionnement des faisceaux laser en utilisant des micromiroirs, envisageant leur intégration dans la conception et la modélisation d'un système basé sur les micromiroirs pour la photocoagulation rétinienne par laser. Il présentera également les dernières technologies et progrès dans le traitement de la RD par photocoagulation rétinienne au laser, offrant de nouvelles perspectives pour améliorer ces interventions.

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

2. Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

2.1. Introduction

La miniaturisation des MEMS, et plus particulièrement des MOEMS (Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems), les a rendus plus fiables, précis, et moins coûteux, tant en termes de fabrication que de temps nécessaire pour innover dans des secteurs entiers. Ces caractéristiques, lorsqu'elles sont intégrées dans des dispositifs, confèrent une précision et une efficacité accrues. Dans ce chapitre, nous explorerons les progrès réalisés dans le domaine des micromiroirs MOEMS, l'intégration des MOEMS dans les systèmes de manipulation des faisceaux lumineux et lasers, ainsi que les progrès des différentes technologies utilisées dans la photocoagulation par laser. Nous examinerons comment ces avancées technologiques ont transformé la pratique clinique et ouvert de nouvelles perspectives pour le traitement des pathologies rétinienne. En analysant les défis et les opportunités associés à ces innovations, nous mettrons en lumière le potentiel futur des MOEMS dans les applications optiques et médicales.

2.2. Analyse et Développement des Micromiroirs

La technologie des micromiroirs MEMS joue un rôle crucial dans la miniaturisation et l'efficacité des systèmes optiques, offrant des solutions innovantes pour le balayage, la modulation et la direction de la lumière. Ces dispositifs trouvent des applications étendues, allant de la télécommunication à la projection d'image, en passant par la spectroscopie. L'évolution de la conception, des méthodes de fabrication et des fonctionnalités des micromiroirs MEMS a permis d'améliorer significativement leurs performances, leur fiabilité et leur intégration dans des systèmes optiques complexes en un temps record. Certaines des avancées récentes dans ce domaine sont discutées dans les sections suivantes.

2.2.1. Avancées dans la Conception des Micromiroirs électrostatiques

Dans leur étude, **Hah et al. (2003)** présentent un actionneur à peigne vertical auto-aligné réalisé par micromachinage de surface, conçu pour améliorer la performance des micromiroirs de balayage utilisés dans les réseaux de communication optique, l'affichage et la microscopie avancée. Ils ont réussi à fabriquer des micromiroirs à inclinaison mono- et bi-axe intégrant cet actionneur, atteignant un angle d'inclinaison mécanique de $\pm 1,4^\circ$ à 66 V pour un micromiroir de 1 mm de

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

diamètre. Leur méthode repose sur l'utilisation de deux couches de polysilicium, isolées par une couche d'oxyde, permettant de résoudre les problèmes d'interconnexion électrique souvent rencontrés dans les grandes matrices. Cependant, des contraintes mécaniques dans les couches de polysilicium ont limité les performances des miroirs biaxiaux. Ce travail représente un progrès significatif dans le domaine des MEMS, facilitant l'intégration de micromiroirs à haute densité d'interconnexion, ouvrant la voie à des applications à grande échelle dans les systèmes optiques [102].

Chiouet al. (2004) ont développé un micromiroir inclinable avec un angle de basculement bien contrôlé grâce à une structure de levier contrainte. Cette innovation permet d'obtenir des angles précis sans recourir à des procédés de fabrication complexes, en utilisant la technologie de micromachinage de surface. L'espace fourni par la couche sacrificielle, associé à la conception du levier, assure une levée précise du micromiroir. En appliquant une force électrostatique, le levier touche le substrat, permettant au micromiroir d'atteindre un angle de 10 degrés avec une erreur relative de 6,4%. Cependant, cette erreur est attribuée aux variations de fabrication et aux imprécisions de mesure. Malgré ces limites, cette approche améliore la précision et la fiabilité des micromiroirs pour la commutation optique, surpassant les conceptions à charnière ou à joint, souvent moins précises [103].

Cheng et al. (2005) ont développé un réseau de micromiroirs circulaires en utilisant un processus post-CMOS sans masque, compatible avec la technologie CMOS standard 0,35 μm SPFM (Single Polysilicon Four Metals). Cette approche simplifie l'intégration avec les procédés CMOS classiques, facilitant ainsi la fabrication rapide de structures micromécaniques. Le réseau, composé de 100 micromiroirs, est couplé à un circuit de démultiplexage 1×8 et à une pompe de charge à quatre étages sur une seule puce. Chaque micromiroir, actionné électrostatiquement, peut atteindre une inclinaison maximale de 9° sous une tension de 30 V. Les analyses montrent que les fréquences naturelles du système sont d'environ 492 kHz et 508 kHz, assurant une bonne stabilité pour les applications optiques. La rugosité de surface des miroirs, avec des valeurs comprises entre 12,58 nm et 15,31 nm, garantit une qualité optique élevée. Toutefois, le contrôle précis du temps de gravure dans le processus post-CMOS reste essentiel pour éviter les courts-circuits. Cette étude met en lumière le potentiel des micromiroirs CMOS pour des applications de commutation optique,

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

offrant une solution efficace et peu coûteuse pour la production en masse de dispositifs optiques intégrés [104].

Le micromiroir inclinable avec pivot en goutte de métal liquide (LMD) présenté par **Zeng et al. (2006)** permet une inclinaison rapide à de grands angles, adaptée aux réseaux optiques tout-optiques, aux technologies d'affichage et aux systèmes optiques adaptatifs. Le LMD, actionné par un couple électrostatique, joue le rôle de pivot, offrant une faible pression de vapeur et un modèle de ressort de torsion qui prédit la constante de torsion et la fréquence de résonance. Des mesures expérimentales ont montré une tension de blocage moyenne de 79 V, une fréquence de résonance de 165 Hz, et un angle de déflexion maximal de $23,6^\circ$ pour le contrôle du faisceau laser. Une matrice de miroirs 1×3 a démontré une commutation lumineuse efficace avec un contraste supérieur à 1:64. Bien que stable sous des secousses mécaniques jusqu'à 56 g, l'utilisation du mercure comme pivot liquide pose des défis de toxicité, ce qui incite à explorer des alternatives comme le gallium pour des applications plus sûres [105].

Li et al. (2007) ont conçu, simulé et caractérisé un scanner optique MEMS actionné par un actionneur électrothermique vertical, fabriqué à l'aide d'un processus SOI (Silicon On Insulator) à couche unique. Le scanner, de dimensions $2 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$, a atteint un angle mécanique d'inclinaison statique maximal de 5° à une tension de 18 V, correspondant à un angle de balayage optique de 10° . Il peut fonctionner à des fréquences allant de DC à 80 Hz, répondant aux exigences des systèmes optoélectroniques tels que les systèmes OCT. À sa fréquence de résonance de 2,19 kHz, il atteint un angle mécanique de 8° , soit un balayage optique total de 16° . La réponse thermique du scanner a été mesurée à 55,6 ms, proche des prédictions théoriques. Une limite importante du dispositif est la fragilité des structures de plus de $2000 \mu\text{m}$, qui pourrait affecter la fiabilité dans des environnements contraignants [106].

Kim et al. (2009) ont proposé et démontré un micromiroir numérique innovant basé sur des leviers interdigités. Contrairement aux micromiroirs conventionnels, qui reposent sur l'actuation par torsion d'une charnière, ce micromiroir utilise une flexion des leviers interdigités cachés sous la plaque miroir pour réaliser une rotation bidirectionnelle symétrique. Les modèles analytiques, développés sur la base de l'équation de la poutre d'Euler-Bernoulli et des modèles à paramètres distribués et concentrés, ont montré une concordance étroite avec les simulations par éléments finis, avec des écarts inférieurs à 10 %. La conception du micromiroir ($16 \mu\text{m} \times 16 \mu\text{m}$) permet d'atteindre

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

un angle de rotation maximal de $\pm 10^\circ$ à une tension d'activation de 54 V, avec une fréquence de résonance de 350 kHz et un temps de réponse de 17 μ s. Grâce à une méthode de fabrication simplifiée et une structure unique, ce micromiroir offre une fiabilité mécanique élevée, soulignant son potentiel pour des applications optiques avancées, telles que les systèmes de projection et la lithographie sans masque [107].

Bai, Yeow, et al. (2010) ont développé un micromiroir MEMS sur SOI avec des électrodes latérales, visant à réaliser un dispositif biaxial pour des applications nécessitant de grands angles de balayage avec de faibles tensions de conduite. Leur processus de fabrication innovant combine des techniques de micromachinage de surface et de volume pour créer des structures à haut rapport d'aspect, aboutissant à un miroir de dimensions $1000 \mu\text{m} \times 1000 \mu\text{m}$ et d'une épaisseur de 35 μm . Leur approche analytique améliore les configurations d'électrodes pour augmenter l'efficacité de l'actuation électrostatique, permettant des déflexions angulaires maximales de $\pm 11^\circ$ à une tension statique et de $\pm 21^\circ$ à la fréquence de résonance. Ce travail démontre le potentiel des micromiroirs MEMS avec électrodes SW pour optimiser les performances dans des applications optiques, telles que l'imagerie confocale ou endoscopique, en augmentant l'angle de balayage tout en maintenant des exigences de basse tension, facilitant ainsi l'intégration avec la technologie MEMS [108].

Un réseau de micromiroirs en aluminium actionnés électrostatiquement a été conçu par **Mathias et al. (2011)**, avec des dimensions d'environ 20x20 microns par élément, organisé en matrices de 25x25 pour la déflexion rapide de la lumière incidente, servant de volets optiques. L'objectif est de permettre des conceptions futures avec des éléments de micromiroirs adressables individuellement. Leur étude a utilisé l'environnement d'analyse par éléments finis COMSOL Multiphysics pour optimiser la conception, en appliquant une tension électrique de 132 V pour générer une inclinaison minimale de 5° , entraînant un déplacement vers le bas de 1.39 μm dans un espace de 4 μm entre l'électrode et le bas du micromiroir. La fabrication prototype utilise un processus de fabrication Al-MEMS, intégrant une couche sacrificielle photodéfinissable de 4 microns et une couche d'aluminium de sous-micron, suspendue au-dessus d'électrodes en or modélisées. Cette avancée représente un progrès significatif vers l'amélioration de la rapidité et de la densité des micromiroirs pour des applications comme les systèmes de détection de grande envergure, grâce à son actionnement électrostatique rapide et à la faible tension requise [109].

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

Li et al. (2012) ont conçu, modélisé, fabriqué et caractérisé un micromiroir de balayage résonant suspendu par des poutres en forme de V et actionné par des peignes électrostatiques verticaux. Ce micromiroir fonctionne en mode résonant avec une fréquence de 2,38 kHz, atteignant des angles de déflexion maximum de $\pm 4,8^\circ$, ce qui correspond à une gamme de balayage optique totale de $19,2^\circ$ sous une tension de conduite de 21 V. L'innovation dans la conception permet une oscillation précise à des fréquences spécifiques, idéale pour des applications nécessitant un balayage rapide et précis, telles que les télécommunications et les dispositifs d'affichage. La fabrication du dispositif, simplifiée grâce à l'utilisation du procédé SOI avec seulement deux masques de photolithographie, a également permis de résoudre des problèmes tels que la distorsion du micromiroir et l'adhérence latérale des doigts de peigne. Cependant, une limitation du dispositif réside dans la contrainte de stress subie lors de l'oscillation, nécessitant des ajustements supplémentaires pour améliorer la durabilité mécanique [110].

Song et al. (2013) ont développé un micromiroir torsionnel MEMS actionné électrostatiquement, capable de fournir une rotation angulaire maximale de travail de $\pm 0,55^\circ$ avec une tension de conduite correspondante de 17,5 V. L'analyse approfondie du principe de fonctionnement du micromiroir et l'optimisation de la conception via MathCAD, ainsi que la simulation ANSYS, ont validé ses performances prévues. Supporté par deux faisceaux de torsion, ce dispositif offre un faible voltage de conduite et une consommation d'énergie réduite, tout en maintenant une haute densité d'actionneurs et une fréquence élevée. Cependant, l'angle de rotation limité peut restreindre certaines applications nécessitant une plus grande plage de mouvement. Malgré cette contrainte, la recherche contribue à l'avancement des systèmes MOEMS avec des applications potentielles dans les affichages de projection, micro-scanners, commutateurs et connexions croisées optiques [111].

Xiong et al. (2014) ont développé un micromiroir MEMS actionné électrostatiquement en mode dual, capable de réaliser des mouvements en piston et en torsion grâce à une structure à poutres pliées et droites, respectivement. Deux commutateurs permettent de contrôler le mode de fonctionnement, offrant une flexibilité accrue pour des applications comme l'affichage de lumière et la communication optique. Le micromiroir combine deux fonctionnalités en un seul dispositif, tirant parti de la réflectivité élevée de l'aluminium (0,9 à $12,0 \mu\text{m}$). Toutefois, la dépendance à des tensions spécifiques pour chaque mode pourrait limiter son intégration dans certaines applications

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

nécessitant une plus grande polyvalence. Néanmoins, ce travail constitue une avancée notable dans le domaine des systèmes MEMS et de leurs applications optiques avancées [112].

Aussi, en 2014, **Weinberger et al.** ont présenté un micromiroir quasi-statique offrant une déflection élargie grâce à l'utilisation de ressorts en film mince de nitrure d'aluminium (AlN). Le dispositif permet une déflection analogique d'environ $\pm 12^\circ$ sous des tensions de 200 à 320 V, avec un angle de basculement numérique atteignant $\pm 21^\circ$ à pull-in. Les ressorts en AlN, grâce à leur résistance mécanique, permettent la fabrication de ressorts de torsion minces et stables. Toutefois, l'exigence de tensions élevées pour atteindre ces angles pourrait limiter son adoption dans certaines applications à basse consommation. Ce développement apporte une contribution notable aux applications optiques nécessitant des angles de balayage importants, comme l'interférométrie ou les systèmes de suivi micro-optiques [113].

Fan et al. (2014) ont développé un actionneur électrostatique à couple répulsif novateur, constitué de deux rangées de doigts interdigités, destiné à des applications d'affichage vectoriel par micromiroir. Cet actionneur est capable de réaliser des rotations mécaniques allant jusqu'à $11,5^\circ$ sous une tension statique de 150 V, avec une fréquence de résonance de 380 Hz, illustrant une approche distinctive pour surmonter les limitations des actionneurs électrostatiques classiques. Sa conception permet une rotation bidirectionnelle du micromiroir sans recourir à des cardans, ce qui facilite son utilisation dans des systèmes tels que les affichages tête haute (HUD) automobiles, capables de présenter des informations de navigation et sur le véhicule avec un taux de rafraîchissement élevé. Ce travail constitue une avancée majeure dans le domaine des MEMS, notamment pour les applications optiques nécessitant des rotations précises et de grands angles [114].

Yang et al. (2017) ont conçu un micromiroir MEMS activé par quatre bimorphes électrothermiques suspendus, avec des dimensions de $250\ \mu\text{m} \times 250\ \mu\text{m}$ pour la plateforme du miroir et un déplacement vertical de $8,25\ \mu\text{m}$ sous une impulsion de 3 V. L'analyse électro-thermo-mécanique couplée de cet actionneur a permis d'optimiser son déplacement, en limitant le décalage latéral à seulement $0,0825\ \mu\text{m}$. Le dispositif a également été optimisé pour une fréquence de résonance de 14,8 kHz, ce qui permet de répondre aux exigences de contrôle de bande passante large. Ce micromiroir est principalement destiné aux applications de suivi précis des pistes pour le stockage de données à haute densité [115].

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

Zuo et al. (2018) ont développé un générateur de ligne laser innovant utilisant un micromiroir à balayage DS-FPCB (Double-Sided Flexible Printed Circuit Board). Ce dispositif tire parti de deux étages distincts : l'électrode rotative au premier étage et la plaque miroir au deuxième, pour obtenir un angle de rotation maximal significativement plus élevé (+90 %) par rapport aux micromiroirs FPCB à étage unique antérieurs, tout en conservant les avantages en termes de coût faible (quelques dollars) et de qualité de surface élevée (planéité élevée, courbure ROC > 10 m, rugosité nanométrique). Grâce à l'amplification de rotation entre les deux étages et au placement de l'électrode rotative à seulement 0,2 mm de l'axe de rotation, le micromiroir DS-FPCB atteint une rotation optique de 3,25° à 100 V (signal sinusoïdal) et de 10,87° à 150 V (signal carré), tous deux à une fréquence de 117 Hz. Ce dispositif est ensuite intégré dans un générateur de ligne laser capable de projeter une ligne avec une densité de puissance laser uniforme, indépendamment des distances de projection (jusqu'à 6 m), surmontant ainsi les limitations des générateurs de ligne laser conventionnels dont la densité de puissance varie le long de la ligne et dépend fortement de la distance de projection [116].

Afrang et al. (2019) ont innové en concevant et simulant un micromiroir analogique MEMS torsionnel, présentant un angle de rotation amélioré. Pour surmonter les limitations d'angle de rotation des micromiroirs torsionnels actionnés électrostatiquement en raison de l'instabilité de tirage, ils ont introduit des poutres de suspension et un piédestal pour étendre la plage de travail du micromiroir. L'ajout d'un piédestal sous le miroir, d'une hauteur de 2,45 μm , augmente la rigidité mécanique de la structure, permettant d'éviter l'instabilité de tirage et d'accroître l'angle de rotation. Les simulations ont montré une plage de rotation augmentée jusqu'à $\pm 12^\circ$ avec une tension maximale de 36,5 V. Le miroir a une taille de 25 μm x 25 μm . Les équations gouvernantes ont été dérivées et validées par des résultats numériques, montrant une augmentation significative de l'angle de rotation pour une gamme donnée de tensions appliquées. Cette avancée ouvre de nouvelles perspectives pour l'utilisation des micromiroirs dans diverses applications optiques, nécessitant des angles de balayage étendus tout en maintenant une faible consommation d'énergie et une intégration facile avec les systèmes de contrôle électriques [117].

Kumar et al. (2020) ont développé un micromiroir à double pont actionné électrostatiquement, conçu pour la spectroscopie multi-objets (MOS). Ce dispositif surpasse les micromiroirs à pont unique en améliorant la taille de l'ouverture, la tension de tirage, les degrés de liberté, ainsi que le

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

facteur de remplissage. La rotation bidirectionnelle est obtenue grâce à la flexion et à la torsion des cantilevers suspendus, contrastant avec les micromiroirs torsionnels à un axe. Grâce à l'agencement des ancrages et des cantilevers sous la plaque du miroir, cette conception permet une densité de remplissage élevée dans un tableau 2D. Les analyses statiques et dynamiques basées sur la méthode des éléments finis (FEM) ont conduit à une conception optimisée. Le micromiroir de $200\text{ }\mu\text{m} \times 200\text{ }\mu\text{m}$ avec un espace d'actuation de $2,5\text{ }\mu\text{m}$ offre un angle d'inclinaison de $1,5^\circ$ à une tension de tirage de $23,1\text{ V}$, avec un temps de commutation de $38\text{ }\mu\text{s}$ et une fréquence de résonance de $35,23\text{ kHz}$. Un tableau 3×3 a démontré un facteur de remplissage supérieur à 95% . La déflexion peut être augmentée en accroissant l'épaisseur de la couche sacrificielle sans modifications majeures du processus [118].

Xiao et al. (2021) ont développé un réseau de micromiroirs linéaires MEMS avec un facteur de remplissage élevé, conçu pour améliorer la modulation spatiale de la lumière dans les systèmes d'imagerie hyperspectrale (HSI). Cette innovation permet de surmonter les limitations du DMD traditionnel, qui nécessite une orientation diagonale complexe pour la dispersion spectrale. Les micromiroirs du nouveau dispositif pivotent autour d'un axe latéral unique, simplifiant ainsi la conception et l'assemblage des systèmes optomécaniques en maintenant un chemin optique horizontal. Composé de 32 micromiroirs indépendants sur une ouverture de $5\text{ mm} \times 6,5\text{ mm}$, le réseau atteint un facteur de remplissage impressionnant de $98,6\%$, grâce à l'ajout de structures en dôme sous chaque miroir et d'une électrode commune en bas. Cela optimise l'angle de rotation tout en réduisant le risque d'échec par attraction. Les résultats expérimentaux montrent un angle de rotation maximal de $5,1^\circ$ avec une tension de commande de 30 V , offrant ainsi une solution prometteuse pour remplacer les DMD dans diverses applications, comme l'imagerie hyperspectrale et la communication optique [119].

Récemment, **Mohammad et al. (2021)** ont mis au point une technologie de réseau phasé optique (OPA) basée sur des micromiroirs de type piston, en s'appuyant sur un processus de micromachinage de surface conventionnelle. Cette méthode permet une fabrication rentable et largement accessible. Le dispositif OPA se compose d'une matrice de micromiroirs en silicium métallisés, où chaque micromiroir est individuellement actionné par un micro-actionneur électrostatique à plaques parallèles. Cela permet d'obtenir un déphasage optique précis. Le champ de vision du dispositif a été mesuré à $4,76^\circ$, ce qui est comparable aux dispositifs OPA MEMS

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

précédents. De plus, il présente un temps de réponse rapide de 6,5 μ s pour une actuation hors plan de 0,16 μ m, sous une tension de 55 V. Cette avancée notable dans la technologie OPA promet des applications efficaces pour la direction rapide des faisceaux laser, ainsi que dans d'autres systèmes opto-électroniques [120].

2.2.2. Synthèse et Discussion

L'examen approfondi des récents développements dans le domaine des micromiroirs MOEMS révèle des avancées significatives, mais également des défis persistants, nécessitant une optimisation continue pour améliorer leur application dans des systèmes optiques de plus en plus complexes. L'actionnement électrostatique, bien qu'il demeure le mécanisme dominant en raison de sa simplicité, de son efficacité énergétique et de son faible coût, présente des limitations, notamment en termes d'amplitude de déflexion et de stabilité à long terme dans des conditions de fonctionnement intensif. Les études de Hah et al. [102] et de Li et al. [106] soulignent les contraintes mécaniques et les restrictions en termes de performances dues à l'utilisation de polysilicium et à des contraintes thermiques, rendant nécessaire l'exploration de nouveaux matériaux et approches pour améliorer la robustesse des dispositifs.

Parmi les innovations notables, les systèmes à pivots liquides, tels que ceux présentés par Zeng et al. [105], offrent une solution intéressante pour accroître la flexibilité des micromiroirs en permettant de plus grands angles de déflexion tout en réduisant l'usure mécanique. Cependant, la toxicité des matériaux tels que le mercure, ainsi que des défis de contrôle précis sous des conditions environnementales fluctuantes, posent des questions quant à leur viabilité pour des applications à long terme. En parallèle, les systèmes à leviers interdigités et les conceptions de miroirs à ponts multiples, comme ceux développés par Kim et al. [107] et Kumar et al. [118], introduisent des approches alternatives pour surmonter les limites des systèmes purement électrostatiques. Ces innovations permettent d'atteindre des rotations bidirectionnelles tout en minimisant la consommation d'énergie, bien que des défis subsistent en termes de complexité de fabrication et d'intégration avec les systèmes électroniques.

L'intégration de fonctionnalités multiples, telles que la modulation d'amplitude et le balayage bidirectionnel, comme dans les travaux de Fan et al. [114], démontre un potentiel énorme pour des applications optiques avancées, mais souligne également la nécessité de gérer efficacement les problématiques thermiques et électroniques pour assurer la fiabilité du système. En ce qui concerne

Chapitre 2 : Micromiroirs MOEMS, Dispositifs optiques, et Technologies de photocoagulation rétinienne

les micromiroirs électrostatiques, ils continuent de dominer le développement de systèmes optiques miniaturisés en raison de leurs avantages en termes de rapidité de réponse et de faible consommation énergétique. Toutefois, comme le montrent Mohammad et al. [120], ces dispositifs nécessitent encore des améliorations pour répondre aux exigences des systèmes optiques modernes. Leur étude sur des matrices de micromiroirs de type piston, avec un champ de vision de $4,76^\circ$ et un temps de réponse rapide de $6,5 \mu\text{s}$, représente un progrès notable, bien que des optimisations supplémentaires soient nécessaires pour améliorer la stabilité à long terme et réduire les besoins en tension.

L'évaluation globale des micromiroirs met en lumière l'importance de continuer à explorer des approches hybrides et à perfectionner les méthodes de fabrication pour surmonter les limitations actuelles. L'amélioration de la fiabilité, de la précision de contrôle et de l'intégration des systèmes est essentielle pour permettre une adoption plus large de ces dispositifs dans des applications optiques avancées telles que la communication optique, l'affichage, la microscopie et la commutation de faisceaux laser. La poursuite des recherches dans ces directions permettra d'exploiter pleinement le potentiel des micromiroirs dans des environnements complexes et exigeants.

Le tableau 2.1 présente une synthèse des performances de différents micromiroirs dans l'état de l'art, illustrant les évolutions récentes en termes d'angles de déflexion, de temps de réponse et de stabilité mécanique.

Table 2.1 : Performance des différents micromiroirs dans l'état d'art et leur application

Auteurs	Voltage maximal (Volts)	Angle de rotation maximal	Dimension du miroir	Applications des micromiroirs
Hah et al. [102]	66	$\pm 1.4^\circ$	1 mm (diamètre)	Affichage, microscopie avancée
Chiou et al. [103]	80	$\pm 10^\circ$	200 μm (diamètre)	Commutation optique
Cheng et al. [104]	30	$\pm 9^\circ$	50 μm (diamètre)	Commutation optique
Zeng et al. [105]	79	$\pm 11.8^\circ$	1 x 1 mm ²	Technologies d'affichage, systèmes optiques adaptatifs
Li et al. [106]	18	$\pm 8^\circ$	2 x 1 mm ²	Systèmes optoélectroniques, OCT
Kim et al. [107]	54	$\pm 10^\circ$	16 x 16 μm^2	Lithographie sans masque
Bai and Yeow. [108]	100	$\pm 11^\circ$	1x 1 mm ²	Imagerie confocale, endoscopie
Mathias et al. [109]	132	5°	18 x 16 μm^2	Systèmes de détection de grande envergure
Li et al. [110]	21	$\pm 4.8^\circ$	1000 x 1000 μm^2	Télécommunications, dispositifs d'affichage
Song et al. [111]	17.5	$\pm 0.55^\circ$	150 x 150 μm^2	Micro-scanners, connexions croisées optiques
Xiong and Xie. [112]	31	$\pm 3^\circ$	30 x 60 μm^2	Affichage de lumière, communication optique
Weinberger et al. [113]	320	$\pm 12^\circ$	1.2 x 1 mm ²	Interférométrie, systèmes de suivi optiques
Fan et al. [114]	150	$\pm 11.5^\circ$	1000 μm (diamètre)	Affichages tête haute (HUD) automobiles
Yang et al. [115]	95	$\pm 10.8^\circ$	~1mm (diameter)	Suivi précis des pistes pour le stockage de données à haute densité
Zuo et al. [116]	100/150	$\pm 3.25^\circ/\pm 10.87^\circ$	2 x 2 mm ²	Générateurs de ligne laser pour projection uniforme
Afrang et al. [117]	36.5	$\pm 12^\circ$	25 x 25 μm^2	Applications optiques nécessitant des angles de balayage étendus
Kumar et al. [118]	23.1	$\pm 1.5^\circ$	200 x 200 μm^2	Spectroscopie multi-objets (MOS)
Xiao et al. [119]	30	5.1°	5 x 0.2 mm ²	Systèmes d'imagerie hyperspectrale (HSI)
Mohammad et al. [120]	55	$\pm 2.33^\circ$	4.54 x 135 μm^2	Direction rapide des faisceaux laser, systèmes opto-électroniques

2.3. Intégration des MOEMS dans les systèmes de manipulation des faisceaux lumineux et lasers

L'intégration des MOEMS dans les systèmes de manipulation des faisceaux lumineux et des lasers représente une révolution technologique qui façonne l'avenir de nombreux domaines, de la télécommunication à la biophotonique. Cette section explore les avancées récentes et les applications de ces technologies, montrant comment elles ont réussi à dépasser les limites traditionnelles grâce à une innovation continue. Les dispositifs DMD, en particulier, ont prouvé leur capacité à offrir une manipulation précise et rapide de la lumière, ouvrant la voie à de nombreuses améliorations dans la précision et l'efficacité des systèmes optiques modernes. L'examen des progrès récents met en évidence non seulement les avancées technologiques mais aussi les défis persistants et les opportunités futures.

2.3.1. Avancées dans l'intégration des MOEMS pour le contrôle des faisceaux lumineux et lasers

Riza et al. (2005) présentent un profilomètre de faisceau laser innovant qui combine techniques analogiques et numériques via un DMD. Ce système permet de profiler des faisceaux à haute puissance avec une résolution submicronique sur de larges zones. Testé sur un faisceau gaussien de 1550 nm, il atteint une résolution de 2 μm sur 600 μm grâce à un mouvement analogique précis. Comparé aux méthodes traditionnelles, souvent limitées par la saturation des détecteurs et le cross talk interpixel, ce profilomètre hybride offre une solution efficace pour surmonter ces obstacles. Le déplacement fin d'un DMD fiable, associé à un contrôle numérique, permet d'améliorer la résolution au-delà des limites imposées par la taille des pixels du DMD. Cependant, la résolution est limitée par la mécanique du mouvement analogique. Ce dispositif s'avère prometteur pour des applications telles que le traitement des matériaux et la chirurgie au laser, où une caractérisation précise des faisceaux est essentielle. Bien que performant, l'exigence d'un contrôle analogique précis pourrait poser des contraintes dans certaines applications, notamment en termes de vitesse et de coût [121].

Chen et al. (2005) introduisent une méthode avancée pour la profilométrie de surface microscopique 3D, reposant sur la projection de franges numériques avec un codage spatial. Utilisant un DMD pour projeter une lumière structurée blanche, ce système surmonte les limitations des méthodes traditionnelles de triangulation laser, telles que les difficultés à détecter les points ou

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

lignes projetés sur des surfaces avec des discontinuités géométriques. Grâce à un système de zoom optique et de lentilles de collimation, il s'adapte à diverses configurations d'inspection. La calibration par minimisation des moindres carrés garantit des paramètres précis pour reconstruire les contours microscopiques complexes. Les résultats expérimentaux démontrent une erreur maximale contrôlée sous 1 % de l'échelle de mesure complète, illustrant la précision et l'efficacité de la méthode. Cependant, la complexité des configurations optiques et la sensibilité aux conditions de surface peuvent représenter des limitations dans certaines applications, nécessitant des ajustements supplémentaires pour des objets aux géométries particulièrement irrégulières [122].

McConnell et al. (2006) explorent l'utilisation d'un DMD pour la sélection rapide des longueurs d'onde à partir d'un super-continuum de lumière blanche dans la microscopie à balayage laser confocal (CLSM). Cette technologie permet une commutation vidéo rapide et un contrôle précis de la bande passante. En optimisant le profil spectral pour exciter les fluorophores avec une efficacité maximale, elle minimise le chevauchement fluorescent, une limite fréquente dans les systèmes CLSM traditionnels. Le DMD offre une solution pratique et innovante aux limitations des sources d'excitation conventionnelles, améliorant l'imagerie 3D des échantillons marqués, avec une vitesse et une précision accrue. Les performances dépendent de la configuration optique et de la rapidité de la commutation [123].

Refai et al. (2007) présentent une technique de balayage optique innovante exploitant un DMD pour diriger et collimater des faisceaux optiques. Cette méthode non mécanique se distingue par sa capacité à rediriger rapidement des faisceaux vers des emplacements arbitraires, surpassant les systèmes de balayage existants en termes de vitesse, d'efficacité et d'étendue de balayage. Le système DMD démontre des performances améliorées, capable de rediriger des faisceaux à des angles allant jusqu'à $\pm 13,6$ degrés en moins de 8 ms pour un balayage continu et moins de 1 ms pour un balayage discret. Il s'agit d'une avancée significative, avec des applications dans les communications optiques en espace libre et le rendu d'images. Cependant, des améliorations sont possibles en termes de taille d'ouverture et de précision de balayage [124].

Bednarkiewicz et al. (2008) explorent l'utilisation d'un dispositif DMD comme illuminateur spatial pour la fluorescence hyperspectrale et l'imagerie de durée de vie (FLIM et HSI). Ils introduisent une technique novatrice qui utilise le DMD pour l'excitation par diode laser, offrant un accès rapide et parallèle à des régions d'intérêt (ROIs) sur l'échantillon. Cela permet une

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

flexibilité et une précision élevées dans la construction spatiale des images de fluorescence. Comparée aux approches traditionnelles, cette méthode améliore la rapidité et la précision dans la sélection des ROIs pour les analyses HSI et FLIM, tout en réduisant les compromis entre précision, vitesse et résolution spatiale. Les résultats sur des fantômes fluorescents démontrent l'efficacité de la méthode DMD pour la séparation spectrale et temporelle, offrant une approche pratique pour les études biologiques [125].

Smith et al. (2009) discutent des avancées significatives dans la lithographie sans masque basée sur les dispositifs DMD, soulignant son potentiel de transformation dans l'industrie lithographique. La technologie MOEMS, incorporant le DMD, a réalisé des percées en termes de débit, de résolution, de précision et de réduction des coûts, remettant en question les techniques lithographiques existantes. Le contrôle précis des micromiroirs individuels, l'exploitation complète du FPGA, et des innovations dans le refroidissement des puces permettent désormais d'atteindre des niveaux de performance sans précédent. Ces progrès ouvrent la voie à une adoption plus large de la lithographie basée sur DMD dans des applications exigeant haute résolution et grande flexibilité, tout en offrant une alternative économique aux méthodes traditionnelles. La capacité à surpasser les techniques de balayage laser en termes de débit et l'élimination des contraintes liées à l'utilisation de masques marquent une évolution notable, promettant une réduction significative des coûts et une amélioration de l'efficacité dans la fabrication lithographique [126].

Sheikh et al. (2009) introduisent une méthode novatrice pour le profilage laser bidimensionnel (2Dd) en utilisant un DMD de Texas Instruments. Ils ont démontré, pour la première fois selon leurs connaissances, l'utilisation de la technique du « pinhole » (trou d'épingle) pour cartographier le profil de puissance de faisceaux laser de formes arbitraires. Grâce au contrôle numérique des micromiroirs du DMD, un trou d'épingle virtuel est créé et déplacé sur le plan du DMD afin d'échantillonner avec précision le profil du faisceau laser incident. Cette technique permet un profilage précis et flexible, surmontant les limites des méthodes mécaniques traditionnelles, tout en évitant les perturbations du faisceau. Leur approche a été testée avec succès sur un motif de test généré par un modulateur spatial à cristaux liquides nématiques (NLC) ainsi que sur un faisceau laser ultraviolet pulsé de 337 nm, démontrant ainsi l'efficacité de la méthode même dans des conditions difficiles pour d'autres dispositifs de profilage [127].

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

Ren et al. (2010) explorent la génération expérimentale de faisceaux Laguerre-Gaussiens (LG) en utilisant un dispositif DMD, une plateforme capable de moduler l'intensité laser par contrôle informatique. Ils se concentrent sur l'optimisation du procédé de modulation en appliquant une correction d'image pour améliorer la qualité des faisceaux LG générés avec différentes charges topologiques. Les résultats démontrent que le DMD, capable de supporter des lasers à haute intensité grâce à des corrections appropriées, peut efficacement créer des faisceaux LG. Ces faisceaux présentent des distributions de champ et des propriétés de polarisation distinctes par rapport au faisceau d'entrée, soulignant la polyvalence du DMD pour la manipulation avancée de la lumière. Leur approche offre des possibilités dans des domaines comme la communication quantique en espace libre, la microscopie à déplétion d'émission stimulée et le piégeage optique de nanoparticules métalliques, démontrant un avancement important dans la génération de faisceaux LG [128].

En 2011, **Pham et al.** ont développé des circuits pour la détection et l'actuation en boucle fermée d'un micromiroir MEMS à double axe, utilisant une approche de stabilisation par hachage multiplexée en fréquence pour isoler les informations de position X et Y à travers un unique nœud de détection partagé. Ces circuits, conçus en CMOS haute tension de 0,18 μm , ont démontré leur efficacité dans la détection de position 2-D et le balayage horizontal à grand angle pour un système de projection laser micro. Le micromiroir MEMS utilisé repose sur une structure à cardan avec deux actionneurs distincts pour les balayages X et Y. L'actuation X est assurée par un actionneur électrostatique résonant, tandis que Y utilise des micro-bobines avec un aimant rotatif, ce qui réduit la consommation énergétique tout en améliorant la résolution des capteurs. Cette configuration optimise l'angle de déflexion et minimise le couplage entre les axes. Grâce à ses capteurs de position 2-D intégrés, le micromiroir fonctionne en boucle fermée avec un circuit de lecture capacitif haute résolution. Le système est destiné à des applications telles que les affichages portables et les traitements laser peu invasifs [129].

Chen et al. (2012) explorent l'application d'un DMD comme sélecteur de longueurs d'onde dans les lasers à fibre accordables. En s'appuyant sur la théorie de la diffraction bidimensionnelle, ils analysent la diffraction du DMD et son impact sur les propriétés des lasers à fibre. Ils démontrent que l'efficacité de la diffraction dépend de l'angle d'incidence de la lumière et de l'espacement des pixels du DMD. Un modèle DMD de 0,55 pouce utilisé dans leur configuration permet de

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

concentrer la majorité de la radiation diffractée dans un seul ordre, améliorant ainsi la stabilité et la fiabilité du laser. Ils démontrent expérimentalement que le DMD permet une sélection précise des longueurs d'onde entre 1530 et 1560 nm, avec une résolution de 0,08 nm et une largeur de ligne laser de 20 pm. Leur étude met en évidence la nécessité de comprendre la diffraction des DMD pour optimiser les performances des lasers à fibre, notamment en termes de stabilité et de qualité du faisceau [130].

Aussi en 2012, **Lerner et al.** ont développé une méthode holographique pour générer des modes LG purs (amplitude et phase) en utilisant un dispositif DMD à amplitude binaire, offrant une alternative aux modulateurs de lumière spatiaux à phase uniquement. Les avantages du DMD incluent des taux de rafraîchissement très élevés, un coût réduit et des seuils de dommage élevés. Les auteurs démontrent que les faisceaux façonnés se propagent de manière auto-similaire et que leurs fronts de phase ont une forme hélicoïdale, comme requis, estimant la pureté des faisceaux résultants à plus de 94%. Cette recherche suggère que le DMD peut être un outil efficace pour la création de modes LG dans divers domaines, notamment la microscopie, les modes de cavité laser et la manipulation optique [131].

Blanche et al. (2013) présentent une utilisation innovante du dispositif DMD en tant que commutateur optique diffractif reconfigurable pour les télécommunications. Contrairement à l'utilisation traditionnelle des DMD pour la réflexion, ils explorent une approche basée sur la diffraction où des motifs de diffraction de Fourier sont utilisés pour orienter les faisceaux entrants vers toute configuration de sortie souhaitée. Ces hologrammes générés par ordinateur permettent de structurer la lumière entrante en différentes formes dans le plan de sortie, redirigeant ainsi la lumière de n'importe quelle fibre vers n'importe quelle position. Cette technique a le potentiel de créer un commutateur optique non bloquant "any-to-any" avec un nombre élevé de ports, tout en offrant des avantages tels qu'une vitesse de reconfiguration élevée, une faible consommation d'énergie et une meilleure fiabilité [132].

Durant la même année, **Liang et al. (2013)** proposent une méthode basée sur la corrélation croisée pour mesurer quantitativement la vitesse du flux transversal en utilisant la microscopie photoacoustique à résolution optique (OR-PAM) améliorée avec un dispositif DMD. Le DMD est utilisé pour délivrer alternativement deux faisceaux laser spatialement séparés sur la cible. Par la corrélation croisée entre les profils PA lents mesurés à partir des deux faisceaux, la vitesse et la

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

direction du flux transversal sont simultanément dérivées de l'amplitude et du signe du décalage temporel. Des flux transversaux de 0,50 à 6,84 mm/s sont mesurés avec précision en utilisant une suspension aqueuse de microsphères de 10 μm de diamètre, avec une précision RMS de 0,22 mm/s. Les mesures sont indépendantes de la taille des particules pour des vitesses de 0,55 à 6,49 mm/s, démontrées par l'utilisation de trois tailles de microsphères différentes (3, 6 et 10 μm). La vitesse mesurée suit une distribution parabolique en profondeur. Cette technique montre une précision de 0,35 mm/s à une profondeur de 0,3 mm dans du tissu de poulet, promettant ainsi des applications en milieux biologiques [133].

An et al. (2014) explorent le frittage sélectif par laser d'encre à nanoparticules d'argent (Ag) en utilisant un dispositif DMD pour la fabrication sans masque de micromotifs d'électrodes sur un substrat de verre. En modulant un laser continu Nd de 532 nm via le DMD, ils réalisent un motif 2D arbitraire de dimensions latérales de 25 μm $\times$ 25 μm avec une hauteur de 160 nm, créant ainsi un motif métallique avec une faible résistivité électrique de 10,8 $\mu\Omega\cdot\text{cm}$. Grâce à la faible conductivité thermique de l'encre à NP d'Ag, les bords des motifs sont précis. De plus, des réseaux de motifs en forme d'étoile 10 $\times$ 10 sont produits par un schéma de pas et répétition, démontrant le potentiel de cette méthode pour la fabrication de motifs métalliques à grande échelle. Cette technique surmonte les limitations des méthodes traditionnelles de frittage par laser, qui nécessitent un balayage laser pour les motifs 2D, et offre une alternative rapide et efficace pour la création de motifs métalliques à haute résolution, sans l'utilisation d'environnements sous vide, de températures élevées, ou de produits chimiques toxiques, simplifiant ainsi le processus tout en réduisant les coûts [134].

Cheng et al. (2015) présentent un système de façonnage de faisceau ultra-rapide appelé DUBS, qui utilise un DMD pour moduler la phase et l'amplitude d'un faisceau laser femtoseconde à une fréquence de 4,2 kHz et une résolution de 1140 $\times$ 912 pixels. Le DUBS disperse d'abord angulairement le spectre du faisceau laser à travers un réseau de transmission, puis le projette sur le DMD, où des motifs de modulation sont appliqués. Ce système permet de générer divers modes de faisceau, tels que les faisceaux Airy, Bessel et LG, ainsi qu'un motif personnalisé en forme de colombe de la paix, grâce à l'holographie binaire. L'alternance entre un faisceau Airy et un faisceau LG est démontrée à un taux de 4,2 kHz, la vitesse maximale du DMD. L'efficacité globale du système est mesurée à 4,7 %, principalement en raison des pertes liées à la diffraction. Le DUBS

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

se distingue par sa capacité à produire des faisceaux avec une grande rapidité et une haute résolution, avec des applications potentielles en microscopie non linéaire, manipulation optique et micro-usinage laser. Aucune limite spécifique n'a été mentionnée dans ce papier [135].

En 2015, **Auyeung et al.** ont exploré l'utilisation DMD, pour structurer un faisceau laser de 532 nm dans le cadre du processus de transfert laser induit par laser (LIFT), connu sous le nom de transfert de décalcomanie laser (LDT). Le DMD, utilisé comme modulateur spatial binaire (on/off), permet de contrôler la résolution et le façonnage du faisceau pour le transfert de nanopâte d'argent. Des profils de faisceau en "damier" avec une intensité accrue aux bords ont réduit de 30 % la fluence de seuil pour un motif bitmap de 20 pixels avec une fonctionnalité carrée de 10 μm . L'étude démontre que l'utilisation du DMD dans la modulation spatiale du faisceau laser élimine la nécessité de nouveaux masques pour chaque motif, fournissant une technique d'impression numérique reconfigurable rapidement pour la microfabrication. Ce système surmonte les limitations des processus sériels, offrant une fabrication numérique hautement parallèle. Aucune limite spécifique n'est mentionnée dans ce papier [136].

En 2018, plusieurs travaux ont vu le jour, notamment les travaux de **Yoon et al. (2018)**. Ces derniers ont exploré les applications des dispositifs DMD dans le domaine de la biophotonique, en se concentrant sur deux principales applications : les microscopes confocaux haute vitesse et haute résolution, ainsi que le bioprinting et la lithographie. Les microscopes à DMD permettent une acquisition d'images plus rapide grâce à des ouvertures programmables, améliorant la résolution pour l'imagerie volumétrique. Les techniques d'illumination structurée avec DMD dépassent la limite de diffraction d'Abbe, offrant des images de haute résolution. Les dispositifs DMD sont aussi utilisés en endoscopie pour améliorer la qualité des images. En bioprinting, les DMD permettent de fabriquer rapidement des structures biologiques précises. Les applications incluent également la fabrication de substrats micro- et nanostructurés pour des capteurs. Aucun élément limitatif n'est explicitement mentionné dans cet article [137].

Par ailleurs, les travaux de **Murate et al. (2018)** ont introduit une méthode innovante pour manipuler temporellement et spatialement l'inclinaison frontale d'impulsion (PFT) d'une impulsion optique ultracourte en utilisant un DMD. Cette approche remplace efficacement les réseaux de diffraction traditionnels pour générer un profil PFT sans subir la dispersion de longueur d'onde. Ils ont démontré la génération de terahertz (THz) dans un cristal de niobate de lithium grâce à un

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

schéma de pompage PFT dérivé d'un DMD, illustrant ainsi l'efficacité et la flexibilité de cette technique pour les applications THz. L'étude propose également le développement de DMDs avec des micromiroirs plus grands pour les futures applications, afin d'améliorer encore la génération de vagues THz. Aucune limite explicite n'est mentionnée dans ce travail [138].

Pendant la décennie actuelle, plusieurs progrès ont été réalisés dans le domaine de la manipulation des faisceaux laser utilisant les DMD. Nous pouvons citer les travaux de **Chen et al. (2020)**, qui démontrent un laser à fibre dopée au thulium accordable en longueur d'onde, basé sur un dispositif à micromiroirs numériques (DMD) et un réseau fixe. Ils ont examiné les propriétés de diffraction de quatre modèles de DMD et leur efficacité directionnelle en utilisant la théorie de la diffraction bidimensionnelle. Grâce à la modulation spatiale des motifs réfléchissants sur le DMD, ils ont réussi à accorder la longueur d'onde laser entre 1930 nm et 2000 nm avec une précision de 0,1 nm. Le rapport de suppression des modes latéraux dépasse 50 dB avec une largeur de bande à mi-hauteur de moins de 0,05 nm. La dérive de longueur d'onde et la fluctuation de puissance sont maintenues respectivement en dessous de 0,05 nm et 0,1 dB en une heure à température ambiante. Aucune limite spécifique n'est mentionnée dans l'étude [139].

En complément de ces avancées, **Lachetta et al. (2021)** explorent l'utilisation des dispositifs à micromiroirs numériques (DMD) pour moduler la lumière cohérente dans la microscopie à illumination structurée, avec un accent sur la super-résolution. Les DMD sont attractifs pour leur faible coût, disponibilité et rapidité, mais leur interaction avec la lumière cohérente, à cause de la structure des micromiroirs, nécessite une analyse approfondie pour concevoir des systèmes d'illumination efficaces. Les auteurs développent plusieurs cadres de simulation pour examiner les effets de diffraction des DMD et simuler diverses configurations, simplifiant ainsi la conception des microscopes à base de DMD. Aucune limite spécifique n'est mentionnée dans l'étude [140].

Durant la même année, **Zhang et al. (2021)** présentent un laser à fibre multilongueur d'onde commutable utilisant un dispositif à micromiroirs numériques (DMD) comme filtre optique et atténuateur optique variable dépendant de la longueur d'onde. Ce système permet de passer d'une émission à une seule longueur d'onde à une émission multi-longueur en ajustant le motif de réflexion du DMD. La compétition de mode dans l'anneau de fibre est supprimée par une modulation précise de la colonne réfléchissante, équilibrant la perte de diffraction et le gain EDF. Les résultats montrent une largeur de bande à -3 dB inférieure à 0,06 nm, avec un ratio de

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

suppression du mode latéral supérieur à 35 dB. Aucune limite spécifique n'est mentionnée dans l'étude [141].

Benton (2022) étudie l'utilisation d'un dispositif à micromiroirs numériques (DMD) comme caméra à traîner, capable de disperser temporellement et spectralement une source optique. En utilisant le changement rapide d'angle des micromiroirs, le DMD balaie un signal optique sur un capteur, réalisant une dispersion temporelle avec une résolution allant jusqu'à 10 ns pour mesurer des largeurs d'impulsion laser. En combinant cette méthode avec un réseau de diffraction orienté orthogonalement, il est possible d'obtenir simultanément la dispersion temporelle et spectrale. Ce système représente une alternative économique aux caméras à traîner traditionnelles et pourrait être appliqué à la spectroscopie et à l'étude de la fluorescence. Aucune limite spécifique n'est mentionnée [142].

Tout récemment, **Zandi et al. (2023)** ont proposé une méthode novatrice pour la détermination de la longueur d'onde d'un faisceau laser en utilisant un dispositif DMD. En écrivant des motifs de plaques de Fresnel dynamiques sur le DMD, ils concentrent la lumière entrante sur une caméra pour évaluer la longueur d'onde par balayage de la longueur focale. Une innovation clé est l'implémentation de modes Zernike rectangulaires pour corriger les aberrations inhérentes au système optique, améliorant ainsi la qualité du point focal. Cette approche permet une résolution de longueur d'onde de 3 nm sur une gamme allant du bleu (405 nm) au proche infrarouge (760 nm), avec la largeur de bande opérationnelle limitée par la bande spectrale du détecteur. Ce système représente un pas en avant significatif pour la caractérisation précise de la longueur d'onde des lasers dans divers contextes, offrant une méthode flexible et précise pour la mesure de la longueur d'onde sans les contraintes des spectromètres à réseau de diffraction traditionnels [143].

2.3.2. Synthèse et Discussion

Les dispositifs DMD ont grandement contribué à l'essor des technologies optiques modernes, avec une application croissante dans des domaines tels que la projection, la spectroscopie, et la microscopie. En effet, leur capacité à moduler la lumière avec rapidité et précision a permis d'améliorer considérablement la qualité des systèmes optiques. Cependant, ces dispositifs ne sont pas exempts de défis techniques.

Tout d'abord, Lachetta et al. [140] et Zandi et al. [143] ont montré que l'intégration de modes Zernike dans les systèmes DMD permet de corriger les aberrations optiques et d'améliorer la

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

focalisation des faisceaux lumineux. Cette capacité est essentielle pour les applications à haute résolution, notamment en projection optique et en microscopie. Cependant, l'efficacité de ces corrections dépend encore de la configuration optique globale et de la qualité de la calibration.

En revanche, les études de McConnell et al. [123] et Chen et al. [130] soulignent les limites des DMD en termes de modulation sur de larges plages de longueurs d'onde. Dans des contextes comme la spectroscopie, cette limitation affecte directement la précision des mesures spectrales, en particulier pour les longueurs d'onde hors des gammes optimales de modulation. Par conséquent, bien que les DMD soient efficaces pour certaines bandes spectrales, leur utilisation doit être soigneusement ajustée pour maximiser la précision des résultats.

Concernant l'utilisation des DMD dans des applications industrielles, An et al. [134] montrent que bien que les DMD soient performants pour des tâches complexes comme la fabrication sans masque, leur coût et la complexité de leur mise en œuvre peuvent être prohibitifs. Ces facteurs limitent l'adoption à grande échelle dans des environnements où la rentabilité et la simplicité d'intégration sont cruciales.

D'un autre côté, des travaux tels que ceux de Lerner et al. [131] et Ren et al. [128] démontrent l'extension des capacités des DMD à des applications plus avancées comme la génération de faisceaux Laguerre-Gaussiens et la modulation complexe de la lumière. Ces faisceaux offrent des perspectives prometteuses pour des applications dans les télécommunications optiques et la microscopie, mais les limites de résolution et de vitesse de modulation demeurent des obstacles pour leur adoption dans des contextes scientifiques à haute précision.

Dans les systèmes de spectroscopie, Benton [142] et Smith et Klenk [126] abordent les questions de dispersion et de précision, qui restent préoccupantes. Bien que les DMD soient capables de fournir une modulation rapide, l'ajustement des paramètres de diffraction est essentiel pour réduire la dispersion et garantir la précision des mesures, en particulier lorsque différents matériaux sont utilisés dans le système.

L'intégration des DMD dans des dispositifs tels que les commutateurs optiques diffractifs reconfigurables, étudiée par Blanche et al. [132], et les caméras à traîner, explorée par Benton [142], illustre le potentiel de ces technologies dans des domaines tels que la télécommunication et

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

l'imagerie à haute vitesse. Toutefois, la gestion des paramètres de modulation et des effets de diffraction dans ces systèmes complexes reste un défi à surmonter pour améliorer leur performance.

Enfin, les travaux de Yoon et al. [137] démontrent l'efficacité des DMD dans des applications de bio-imagerie et de biophotonique. Les DMD permettent d'augmenter la résolution et la vitesse d'acquisition des images, particulièrement utiles dans des applications médicales et biologiques. Cependant, des problèmes de modulation cohérente et de gestion des artefacts optiques persistent, nécessitant des améliorations pour une utilisation optimale dans ces domaines.

En résumé, les dispositifs DMD apportent des avancées significatives dans la manipulation précise et rapide des faisceaux lumineux, mais ils présentent encore des limites techniques notables. L'amélioration des systèmes optiques basés sur DMD nécessitera des innovations dans la gestion de la modulation spectrale, la réduction des coûts, et l'optimisation des paramètres d'inclinaison maximal, de tension maximale, de temps de stabilité, et de de diffraction pour surmonter les défis existants. Ces évolutions sont cruciales pour exploiter pleinement le potentiel des DMD dans les applications futures.

Le tableau 2.2 synthétise les points forts et les limitations des systèmes basés sur les MOEMS pour la manipulation des faisceaux lumineux et lasers que nous avons observés dans la littérature.

Tableau 2.2: Points forts et limitations des systèmes basés sur les MOEMS

Étude	Points Forts	Limitations
Riza et al. [121]	Première démonstration d'un profilomètre hybride analogique-numérique.	Limité par la mécanique de mouvement analogique.
Chen et al. [122]	Avancée dans la profilométrie de surface 3D par projection de franges numériques.	Complexité dans la gestion des discontinuités géométriques de surface.
McConnell et al. [123]	Utilisation d'un DMD pour la sélection rapide des longueurs d'onde en CLSM.	Inefficacité sur une large bande spectrale, et saturation des détecteurs CCD.
Refai et al. [124]	Technique de balayage optique rapide sans contact.	Nécessité d'améliorer la structure du DMD pour minimiser la dispersion.
Bednarkiewicz et al. [125]	Amélioration de l'imagerie hyperspectrale et FLIM par DMD.	Limites dans la gestion efficace de l'éclairage et la précision des images.
Smith et al. [126]	Améliorations en lithographie sans masque grâce aux DMD.	Contraintes de résolution et de débit des systèmes basés sur DMD.
Sheikh et al. [127]	DMD pour profilage laser 2D avec haute précision.	Besoin de structures de DMD plus adaptées pour la gestion de la dispersion UV.
Ren et al. [128]	DMD pour la génération de faisceaux LG.	Défis dans la gestion de la haute densité laser et la dispersion.
Pham et al. [129]	Circuits de détection de position pour micromiroirs MEMS à deux axes.	Limitations dans la précision des systèmes de projection laser micro.
Chen et al. [130]	Utilisation du DMD pour la sélection des longueurs d'onde dans les lasers.	Nécessité de modifications importantes pour des améliorations significatives dans la stabilité.
Lerner et al. [131]	Génération de modes Laguerre-Gaussiens via DMD.	Besoin de DMD personnalisés avec des tailles de micromiroir plus grandes pour certaines applications.

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

Blanche et al. [132]	DMD utilisé comme commutateur optique diffractif reconfigurable.	Défis liés à la vitesse de reconfiguration et à la consommation d'énergie.
Liang et al. [133]	Mesure de la vitesse du flux transversal par microscopie photo-acoustique.	Complexité dans la quantification précise des vitesses de flux variables.
An et al. [134]	Frittage laser d'encre à nanoparticules d'argent avec DMD pour la microfabrication.	Coût élevé et complexité dans la mise en œuvre des systèmes basés sur DMD.
Cheng et al. [135]	Façonneur de faisceau pour la manipulation optique à haute vitesse avec DMD.	Efficacité limitée du système en raison de la diffraction des composants.
Auyeung et al. [136]	Modulation spatiale d'un faisceau laser pour impression digitale rapide.	Limitations en termes de résolution de demi-teinte et taille de fonctionnalité imprimée.
Yoon et al. [137]	Applications des DMD en biophotonique pour la microscopie et le bioprinting.	Défis dans la gestion de la lumière cohérente et l'interaction avec les micromiroirs.
Murate et al. [138]	Manipulation de l'inclinaison frontale d'impulsion optique ultracourte par DMD.	Besoin de structures DMD améliorées pour minimiser la dispersion et optimiser l'efficacité.
Chen et al. [139]	Laser à fibre multi-longueur d'onde avec DMD comme sélecteur optique.	Fluctuation de puissance et dérive de longueur d'onde malgré les améliorations apportées.
Lachetta et al. [140]	Simulations pour optimiser l'utilisation des DMD en microscopie.	Complexité dans la gestion de l'interaction de la lumière cohérente avec les DMD.
Zhang et al. [141]	Laser à fibre commutable avec DMD pour filtration optique.	Difficultés de modulation précise sur des gammes étendues de longueurs d'onde.
Benton et al. [142]	DMD utilisé comme caméra à traîner pour la dispersion spectrale et temporelle.	Besoin de solutions innovantes pour surmonter les limitations de dispersion.
Zandi et al. [143]	Utilisation du DMD pour la correction précise de la longueur d'onde.	Calibration précise et ajustements continus requis pour maintenir l'efficacité du système.

2.4. Avancées technologiques en photocoagulation laser

La photocoagulation par laser représente une méthode centrale et de longue date pour le traitement de diverses pathologies réiniennes, telles que la rétinopathie diabétique et la dégénérescence maculaire liée à l'âge. Cette section explore l'évolution des technologies de photocoagulation par laser, en mettant en lumière les progrès significatifs qui ont permis d'améliorer la précision, la sécurité et l'efficacité de ces interventions. En particulier, les innovations récentes ont révolutionné cette pratique en réduisant les douleurs et le temps de traitement tout en préservant les tissus réiniens essentiels. Cette discussion approfondira comment ces avancées technologiques ont été intégrées dans la pratique clinique, offrant des options de traitement moins invasives, et examinera les implications de ces technologies pour l'avenir des traitements laser réiniens.

2.4.1. Evolution technologique : État de l'art

- ***Pattern Scanning Laser (PASCAL)***

La technologie PASCAL, initialement développée par Blumenkranz et al. (2006) [144], est conçue pour délivrer des impulsions laser courtes de 10 à 30 millisecondes dans un motif prédéfini, permettant une application rapide et uniforme de multiples spots photocoagulants via une seule activation de la pédale. Ce système utilise une source laser Nd-YAG (532 nm) ou un laser argon (514 nm), avec un dispositif de livraison intégré à une lampe à fente et contrôlé par un panneau permettant de sélectionner différents paramètres laser [144, 145]. L'une des principales caractéristiques de PASCAL est sa capacité à réduire considérablement la durée totale du traitement et la douleur associée grâce à des impulsions plus courtes. Ces impulsions minimisent les dommages thermiques aux couches internes de la rétine, préservant les structures essentielles de l'œil tout en ciblant efficacement les zones pathologiques. Les modèles de balayage de PASCAL, qui peuvent varier de 4 à 56 brûlures dans différentes configurations, facilitent une thérapie laser moins pénible tout en améliorant la précision du traitement grâce à des motifs prééglés et ajustables [146].

Cliniquement, plusieurs essais ont démontré que PASCAL offre une sécurité accrue et est efficace pour traiter des maladies telles que la RDP et d'autres maladies vasculaires réiniennes. Toutefois, certaines études suggèrent que bien que PASCAL puisse nécessiter un plus grand nombre de tirs pour couvrir la même zone que les lasers conventionnels, la méthode reste

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

avantageuse en réduisant le temps de traitement et en améliorant le confort du patient. En outre, PASCAL a été particulièrement utile dans le traitement de DME, où des motifs de photocoagulation maculaire peuvent être prédéterminés comme des anneaux ou des arcs, avec une zone d'exclusion fovéale centrale pour éviter tout dommage au centre de la macula. Cette fonctionnalité garantit que les brûlures laser ne sont pas placées à proximité du centre de la zone avasculaire fovéale, maximisant ainsi la sécurité du traitement [145, 146].

Le "Endpoint Management" (EpM) est une autre innovation notable de PASCAL, utilisant un algorithme de titration basé sur un modèle pour optimiser avec précision la puissance laser et la durée des impulsions. Cela permet d'atteindre une thérapie laser rétinienne subvisible, minimisant les dommages tout en conservant les effets thérapeutiques du laser. Des essais cliniques ont prouvé que l'intégration du laser PASCAL avec le EpM apporte des bénéfices thérapeutiques significatifs pour diverses maladies rétinienne, telles que la choriopathie séreuse centrale (CSCR), la maculopathie télangiectasique, le DME et l'œdème maculaire cystoïde secondaire à une OVCR, sans dommages rétinien visibles [145, 146].

- ***Thérapie rétinienne sélective (SRT)***

La SRT émerge parmi les nouvelles techniques développées pour améliorer le traitement des maladies rétinienne, notamment la dégénérescence maculaire liée à l'âge (AMD) et le DME. Cette méthode a été mise au point pour surpasser les limitations de la photocoagulation laser conventionnelle. Elle utilise des impulsions laser de durée microsecondique qui ciblent précisément RPE sans endommager la rétine neurosensorielle environnante. L'efficacité de la SRT repose sur sa capacité à confiner la chaleur générée exclusivement aux mélanosomes dans les cellules RPE, induisant la formation de microbulles intracellulaires qui entraînent la destruction sélective des cellules RPE tout en préservant les photorécepteurs adjacents [146, 147].

Les avantages de la SRT incluent la réduction significative des risques de dommages indésirables liés à la chaleur, tels que les dommages à la rétine neurosensorielle, qui peuvent entraîner une perte de vision sévère [148]. Les impulsions courtes et contrôlées permettent une régénération plus efficace des cellules RPE, aidant à maintenir l'intégrité structurelle et fonctionnelle de la rétine. Des études précliniques et des essais cliniques initiaux utilisant des lasers Nd à des durées d'impulsion de 1.7 μ s ont démontré que la SRT peut réduire efficacement les symptômes des maladies rétinienne sans entraîner de perte de vision [146].

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

Pour optimiser le traitement par SRT, des innovations technologiques telles que les techniques opto-acoustiques (OA) et les systèmes de rétroaction optique (OFT) ont été intégrées. Ces technologies permettent une mesure en temps réel de la formation de microbulles, offrant ainsi un contrôle précis de l'intensité du laser et du timing d'irradiation [148]. Les résultats cliniques à ce jour, bien que préliminaires, sont prometteurs. Plusieurs petits essais cliniques et une étude internationale multicentrique ont rapporté une amélioration notable des symptômes chez les patients traités pour DME, CSCR et drusen associés à l'AMD, avec un suivi d'un an après la thérapie SRT. Ces résultats suggèrent que la SRT pourrait bientôt devenir une norme de soin pour les pathologies rétinienne, offrant une option de traitement sûre, efficace et moins invasive comparée aux méthodes conventionnelles [146, 149].

- ***Photocoagulation laser diode micropulsée subliminale (SDM)***

La photocoagulation laser diode micropulsée subliminale (SDM) représente une avancée significative dans le traitement des maladies maculaires, notamment pour le DME et la PDR. Initiée dans les années 1990, cette technologie utilise des impulsions courtes de laser diode à 810 nm pour cibler précisément le RPE, minimisant ainsi les dommages thermiques à la rétine neurosensorielle adjacente. Contrairement à la photocoagulation conventionnelle, qui applique une onde continue d'énergie, la SDM délivre l'énergie laser en micro-impulsions, permettant de maintenir la température des tissus adjacents en dessous du seuil de dénaturation des protéines. Cela réduit considérablement les risques de cicatrices rétinienne et de complications associées telles que les hémorragies ou la néovascularisation choroïdienne post-traitement [4, 150].

Des études cliniques ont démontré que la SDM est aussi efficace, voire supérieure à la photocoagulation traditionnelle pour le traitement du DME, sans provoquer d'effets indésirables notables. Elle s'est également révélée efficace pour traiter d'autres affections, telles que l'occlusion veineuse rétinienne, en améliorant la résorption du fluide sous-rétinien et les résultats visuels, sans provoquer de dommages visibles à l'angiographie à la fluorescéine ou à l'imagerie en autofluorescence [4, 145].

L'approche subliminale de la SDM, qui utilise des cycles de travail réduits (duty cycle) où l'énergie est délivrée pendant une fraction du temps total de traitement, permet une dispersion plus contrôlée de la chaleur, limitant ainsi les dommages collatéraux. Cette technique est particulièrement adaptée aux traitements maculaires, où la préservation de la structure et de la

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

fonction rétinienne est essentielle. De plus, des essais cliniques randomisés ont comparé la SDM aux lasers verts conventionnels pour le traitement de l'œdème maculaire cystoïde (CSME), démontrant des efficacités comparables, tout en réduisant les lésions laser visibles sur le fond d'œil [4, 145, 149].

- ***Photocoagulation laser naviguée (NAVILAS)***

La technologie NAVILAS constitue une avancée majeure dans le traitement des pathologies rétinienne, offrant une meilleure précision et une plus grande reproductibilité lors des interventions laser. Ce système utilise une navigation assistée par ordinateur couplée à une angiographie à la fluorescéine en temps réel, ce qui permet une planification minutieuse des zones de traitement. Il intègre également des systèmes de diagnostic avancés comme l'angiographie au fond d'œil et l'OCT, facilitant ainsi des traitements personnalisés et précis pour chaque patient [145].

Le système NAVILAS est particulièrement adapté à la télémédecine, offrant la possibilité de planifier des traitements à distance et de consulter des experts en temps réel, sans être limité par des barrières géographiques. Cette capacité à exécuter des traitements basés sur des images diagnostiques à distance améliore l'accès aux soins spécialisés pour les patients vivant dans des régions éloignées ou sous-desservies [4].

Les études cliniques ont montré que NAVILAS génère des brûlures laser plus uniformes et diminue le besoin de retraitements, notamment dans le cas du DME. Le système se distingue par son taux élevé de ciblage précis des microanévrismes, ce qui contribue à une meilleure gestion des maladies rétinienne et peut réduire la nécessité de traitements anti-VEGF fréquents. De plus, la précision de NAVILAS est particulièrement avantageuse pour les traitements panrétiens et focaux chez les patients atteints de RDP à haut risque, offrant des résultats supérieurs en termes de qualité des spots laser et de confort pour le patient [145, 149].

- ***Retinal Rejuvenation Therapy (2RT) ou nanoseconde laser***

Les technologies laser à nanoseconde, telles que le 2RT, utilisent des impulsions de 3 nanosecondes à une longueur d'onde de 532 nm pour cibler de manière précise et sélective les cellules de le RPE. Cette précision est essentielle pour limiter l'énergie laser exclusivement aux cellules RPE, évitant ainsi les dommages thermiques aux structures rétinienne voisines. Le profil

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

de faisceau speckle du laser permet de cibler les cellules individuelles du RPE, induisant des dommages intracellulaires par la formation de microbulles autour des mélanosomes endogènes. Ces dommages intracellulaires sont conçus pour être sublétaux, ce qui stimule une réponse biologique régénérative dans les cellules RPE. Ce mécanisme sous-tend la Retinal Rejuvenation Therapy, qui propose que la stimulation contrôlée du RPE peut favoriser la réparation et la régénération des tissus, améliorant ainsi la cohésion cellulaire et ralentissant les processus pathologiques comme l'accumulation de drusen, caractéristique de l'AMD précoce [4].

Sur le plan clinique, les lasers 2RT ont prouvé leur capacité à réduire significativement les drusen, un facteur clé dans la gestion de l'AMD. En diminuant la quantité de drusen, ces lasers peuvent ralentir la progression vers des formes plus avancées et néovasculaires de la maladie, réduisant ainsi les risques de détérioration sévère de la vision. De plus, dans le traitement de la DME, le 2RT offre une approche moins invasive que les techniques de photocoagulation conventionnelles, avec une réduction de l'œdème sans causer de dommages visibles à la structure rétinienne. Les essais cliniques du 2RT dans le contexte de l'AMD précoce ont également exploré son potentiel à prévenir la progression vers des formes néovasculaires de la maladie. En ciblant le RPE sans affecter les photorécepteurs ou les autres structures rétinienne vitales, le 2RT pourrait réduire la nécessité de traitements répétés avec des agents anti-VEGF, utilisés pour gérer les formes avancées de l'AMD [4, 146, 149].

- ***Thérapie par ultrasons et laser photo-médiée (PUT)***

Le PUT représente une avancée majeure dans le traitement non invasif des maladies vasculaires, surmontant les limitations des traitements traditionnels tels que les agents anti-VEGF. Cette méthode combine des salves synchronisées d'ultrasons avec des impulsions laser nanosecondes, tirant parti du contraste optique naturel entre les tissus biologiques pour cibler précisément les microvaisseaux sans endommager les tissus environnants. Le PUT fonctionne selon le principe de la cavitation photoacoustique, où l'absorption d'énergie laser pulsée par le sang génère un stress thermo-élastique, provoquant la cavitation dans les microvaisseaux grâce aux propriétés d'absorption optique de l'hémoglobine. Ce processus se déroule sans augmentation significative de la température, évitant ainsi les dommages thermiques [151].

La conception du système permet d'ajuster les longueurs d'onde du laser pour cibler sélectivement différents tissus. En sélectionnant des longueurs d'onde spécifiques, le PUT peut

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

cibler le sang oxygéné ou désoxygéné, permettant un traitement sélectif des artères ou veines. Cette capacité est renforcée par l'application synchronisée d'ultrasons, augmentant la probabilité de cavitation inertielle localisée, ce qui optimise l'efficacité du traitement. Contrairement à la thérapie photo-dynamique (PDT) ou aux traitements anti-VEGF, qui nécessitent des interventions invasives, le PUT est une méthode non invasive, ciblée et sans agent, réduisant les effets secondaires et simplifiant le protocole de traitement [151].

Les études précliniques, notamment sur des modèles de lapins, ont démontré que le PUT peut traiter efficacement les maladies vasculaires de la rétine et du choroïde, fréquemment affectées par la néovascularisation. Ces études montrent une réduction du diamètre des vaisseaux et de la perfusion sanguine sans endommager les cellules environnantes, ce qui suggère que cette technique pourrait avoir des applications cliniques plus larges dans le traitement de diverses maladies vasculaires nécessitant une intervention précise. Les résultats prometteurs indiquent un potentiel significatif pour la traduction clinique du PUT. Les recherches en cours et les essais cliniques seront cruciaux pour valider son efficacité et sa sécurité dans diverses pathologies [146, 149].

- ***MURIN (Multimodal Retinal Imaging and Navigated-laser-delivery)***

La plateforme MURIN représente une innovation majeure dans l'étude des pathologies rétinienne chez les modèles murins, en intégrant un système d'imagerie rétinienne multimodal avec des technologies telles que l'OCT et le SLO (ophtalmoscopie laser à balayage), couplé à un module de lésion laser guidé par image. Cette combinaison permet une localisation précise des lésions et une visualisation en temps réel de leur formation, ce qui constitue une avancée significative par rapport aux systèmes existants, souvent limités par un manque de retour d'information en temps réel sur la localisation et la gravité des lésions. Les méthodes conventionnelles, telles que celles utilisant des systèmes laser intégrés à une lampe à fente, dépendent fortement de l'expérience de l'opérateur et souffrent d'un manque de retour quantitatif sur la gravité des blessures. Le système MURIN surmonte ces limitations grâce à ses capacités d'imagerie multimodale, qui fournissent des informations complémentaires sur les changements structuraux et fonctionnels de la rétine, immédiatement après la blessure et dans le cadre d'un suivi longitudinal [152].

Le système MURIN permet une précision accrue dans la localisation des lésions grâce à l'imagerie OCT, qui guide l'application des lasers pour cibler avec précision les zones d'intérêt.

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

Cette précision est cruciale pour la modélisation des blessures rétinienne, où la localisation exacte des dommages est essentielle pour garantir la validité des modèles expérimentaux. De plus, l'intégration de l'OCT et du SLO permet de suivre les changements dans la fluorescence et la diffusion rétinienne, offrant ainsi une mesure en trois dimensions de l'étendue et de la gravité des lésions. Cette capacité à visualiser les lésions en trois dimensions permet de mieux comprendre l'évolution des blessures et les réponses biologiques associées. L'une des innovations majeures de MURIN est l'utilisation d'algorithmes d'apprentissage automatique pour segmenter automatiquement les photolésions à partir des données OCT, ce qui permet un suivi longitudinal des changements morphologiques rétiens après une blessure [152]. Cette fonctionnalité automatisée améliore considérablement la capacité des chercheurs à étudier la progression et la réparation des pathologies rétinienne dans les études de recherche, en réduisant la variabilité humaine et en augmentant la précision des analyses.

2.4.2. Synthèse et Discussion

Les progrès réalisés dans les techniques de photocoagulation rétinienne, tels que les systèmes NAVILAS® et PASCAL®, ont permis des améliorations notables en matière de précision et de sécurité. NAVILAS®, grâce à sa navigation assistée par ordinateur, permet une planification minutieuse des zones de traitement. De plus, en intégrant des outils diagnostiques comme l'angiographie à la fluorescéine et l'OCT, il optimise la précision des interventions. Toutefois, l'un des défis réside dans la gestion des mouvements oculaires non contrôlés, ce qui peut limiter la précision du traitement, malgré l'aide de la navigation. Le système PASCAL®, bien qu'efficace pour réduire le temps de traitement et améliorer le confort du patient, reste limité par l'absence de retour visuel immédiat sur l'état de la lésion, contrairement aux systèmes plus récents qui offrent un feedback en temps réel. Ces technologies sont certes robustes, mais leur efficacité pourrait être augmentée par des innovations offrant une visualisation continue.

Des technologies plus récentes, comme le PUT et le MURIN, semblent capables de surmonter certaines de ces limitations. Le PUT se distingue par sa capacité à cibler précisément les microvaisseaux sans endommager les tissus adjacents grâce à la cavitation photoacoustique. En combinant des ultrasons synchronisés avec des impulsions laser nanosecondes, PUT permet un ciblage sélectif basé sur les propriétés optiques distinctes des microvaisseaux. Cette approche non invasive est particulièrement prometteuse pour les pathologies rétinienne vasculaires, avec une

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

précision accrue et une réduction des effets secondaires par rapport aux traitements traditionnels, tels que la PDT ou les agents anti-VEGF. Cependant, bien que les études précliniques sur PUT, notamment sur des modèles de lapins, aient montré des résultats encourageants, cette technologie en est encore au stade d'essais cliniques. Son efficacité à long terme et son intégration dans la pratique clinique restent à démontrer.

Le système MURIN, quant à lui, représente une avancée significative pour l'étude des pathologies rétinienne chez les modèles murins. Son intégration de l'imagerie OCT et SLO, combinée à un module de lésion laser guidé par image, permet une visualisation en temps réel des lésions lors de la photocoagulation. Cette innovation dépasse les systèmes traditionnels, tels que NAVILAS® et PASCAL®, qui n'offrent pas de retour immédiat sur la formation des lésions. Avec MURIN, il est possible d'ajuster dynamiquement les paramètres du laser en fonction des observations en temps réel, améliorant ainsi l'efficacité du traitement tout en minimisant les dommages collatéraux. De plus, l'utilisation d'algorithmes d'apprentissage automatique pour segmenter automatiquement les photolésions à partir des données OCT est une innovation importante. Elle permet une analyse plus précise et moins dépendante de l'opérateur, réduisant ainsi la variabilité des résultats et augmentant la reproductibilité des études sur les pathologies rétinienne.

Une évaluation comparative des technologies existantes montre que des systèmes comme 2RT® et SDM apportent des bénéfices significatifs, notamment en termes de réduction des dommages aux tissus collatéraux. Toutefois, ces technologies partagent une limitation importante : la difficulté à visualiser et quantifier en temps réel l'étendue des lésions. Cela constitue un inconvénient majeur pour les pathologies complexes, où une visualisation précise et immédiate est essentielle pour ajuster le traitement de manière optimale. C'est ici que PUT et MURIN se démarquent nettement, en offrant des capacités de visualisation avancées, essentielles pour le traitement de conditions comme le DME et l'AMD. L'ajout de la visualisation en temps réel permet d'ajuster les paramètres de traitement en cours d'intervention, garantissant ainsi une plus grande précision et efficacité.

En conclusion, bien que les technologies plus traditionnelles telles que PASCAL®, NAVILAS®, 2RT® et SDM continuent de jouer un rôle important dans le traitement des pathologies rétinienne, des innovations récentes comme PUT et MURIN démontrent clairement

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

leur potentiel pour transformer la pratique clinique. Ces nouvelles technologies offrent une précision accrue et des retours visuels en temps réel, permettant ainsi des interventions plus sûres et plus efficaces. Elles marquent une évolution essentielle dans la photocoagulation rétinienne par laser, en réduisant les dommages collatéraux tout en améliorant les résultats pour les patients. Les prochaines étapes de recherche et les essais cliniques en cours détermineront l'impact réel de ces technologies dans les protocoles de traitement standard.

Le tableau 2.3 résume les principales améliorations et limitations des différentes technologies discutées dans cette section.

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

Tableau 2.3 : Comparaison de différentes techniques de photocoagulation par laser et imagerie rétinienne novatrices

Technique	Dispositifs Laser	Durée d'Impulsion	Indications	Avantages	Limitations
PASCAL®	Nd-YAG 532nm / Argon 514 nm	10 - 1000 ms	PDR, DME, RVO	Réduit le temps de traitement, sécurité accrue	Mouvements oculaires non contrôlés
NAVILAS®	Laser jaune 577 nm	10 - 1000 ms	PDR, DME, RVO	Précision et suivi oculaire, télémedecine	Pas de vue stéréoscopique, pas d'angiographie ICG
SDM	Laser diode 810 nm	100 - 300 μ s	CSCR, DME	Réduit les dommages aux tissus environnants	Durée de traitement longue, protocoles non établis
SRT	Nd-YLF 527 nm / Nd-YAG 532 nm	1,7 μ s / 15 - 60 ms	CSCR, DME	Destruction sélective des cellules RPE	Manque de méthodes non invasives pour l'évaluation post-traitement
2RT® (Nanoseconde laser)	Nd-YAG 532 nm	3 ns	AMD précoce	Cible précisément les cellules RPE	Aucune réaction visible sur le RPE, difficile de déterminer la zone traitée
PUT	Laser nanoseconde avec ultrasons	Impulsion nanoseconde	Maladies vasculaires rétinienne	Haute précision, non invasif	En phase préclinique, manque de validation clinique
MURIN	Laser 532 nm / OCT et SLO	Personnalisable via logiciel	Idéal pour les études de pathologies rétinienne dans des modèles murins	Suivi en temps réel, imagerie multimodale, précision	Limité aux modèles animaux

2.5. Conclusion

Ce chapitre a exploré les dispositifs pour la manipulation des faisceaux lumineux et des lasers, en mettant en lumière les avancées dans les technologies MOEMS. Nous avons détaillé les caractéristiques et les performances des dispositifs DMD, qui permettent une manipulation rapide et précise de la lumière. Ces technologies sont essentielles pour améliorer les traitements médicaux, notamment dans le domaine de la photocoagulation rétinienne par laser.

Les progrès récents dans la photocoagulation par laser ont été discutés, soulignant l'importance de la précision et de la sécurité pour traiter efficacement les pathologies rétinienne. L'intégration des MOEMS dans ces dispositifs médicaux représente une avancée significative, permettant de cibler les zones endommagées de la rétine avec une grande précision, réduisant ainsi les dommages collatéraux et améliorant les résultats cliniques. En particulier, des technologies telles que PASCAL® et NAVILAS® ont montré des améliorations substantielles en termes de rapidité, de confort pour le patient et de précision des traitements. Toutefois, ces systèmes présentent encore certaines limitations, notamment en ce qui concerne les mouvements oculaires non contrôlés et l'absence de retour visuel en temps réel sur l'état des lésions.

Des innovations récentes, comme la PUT et la plateforme MURIN, offrent des capacités de visualisation en temps réel et une précision accrue, surmontant certaines des limitations des méthodes plus anciennes. PUT utilise des impulsions laser nanosecondes et des ultrasons pour cibler précisément les microvaisseaux sans endommager les tissus adjacents, tandis que MURIN intègre l'imagerie OCT et SLO avec une livraison de laser naviguée, permettant une visualisation directe et dynamique des changements morphologiques dans la rétine.

Les tableaux récapitulatifs fournis (Tableaux 2.1, 2.2, 2.3) mettent en évidence les points forts et les limitations des différentes technologies explorées dans ce chapitre, offrant une vue d'ensemble des progrès réalisés et des défis restants à surmonter. Ces avancées soulignent l'importance de la poursuite de l'innovation dans les technologies de photocoagulation rétinienne par laser, visant à améliorer les résultats pour les patients tout en réduisant les inconvénients des méthodes existantes.

À partir des connaissances développées dans ce chapitre, nous envisageons d'améliorer la photocoagulation par laser en concevant un système basé sur des micromiroirs. Ces dispositifs offriront une manipulation plus fine et une couverture complète de la rétine, grâce à la haute

Chapitre 2 : État de l'art des micromiroirs MOEMS, des dispositifs optiques, et des technologies de photocoagulation rétinienne

résolution et à la rapidité d'activation des micromiroirs. En conséquence, les traitements deviendront plus efficaces, moins invasifs et plus sûrs pour les patients. Nous abordons, dès le chapitre suivant la conception sous COMSOL d'un micromiroir et d'une matrice de micromiroirs, base de notre système, et répondant à nos spécificités.

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

3. Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

3.1. Introduction

A la suite de l'exploration des avancées récentes dans le domaine des micromiroirs et de leur potentiel application dans les dispositifs optiques pour la photocoagulation rétinienne, ce chapitre se concentre sur la conception et la modélisation de ces micromiroirs. L'analyse des dispositifs DMD a montré leur capacité à manipuler les faisceaux laser avec précision accrue. Nous commençons par implémenter une expérience réelle basée sur le DLP7000 pour démontrer la capacité des micromiroirs à façonner un faisceau laser incident en fonction de l'image en N/B qu'ils affichent, et à positionner de manière adaptative ce faisceau sur une cible mobile.

Les résultats de cette expérience nous permettent de valider la nécessité de concevoir nos propres micromiroirs afin d'améliorer leur temps de réponse et de les intégrer dans le système de photocoagulation, qui est l'objectif de notre travail. Nous abordons ensuite la conception d'un micromiroir sous COMSOL. Nous utiliserons l'analyse par éléments finis (FEA) pour modéliser les interactions électromécaniques au sein des micromiroirs et optimiser leur conception. Finalement, Nous concevons une matrice de micromiroirs dont l'inclinaison est contrôlée individuellement par les pixels d'une image en N/B, démontrant ainsi que notre matrice possède, comme les micromiroirs du DLP7000, la capacité d'afficher une image en N/B et de réaliser une poursuite de cible mobile par laser.

Cette modélisation nous permettra de valider théoriquement les conceptions proposées et de simuler leur comportement dans des conditions réelles. La sélection des matériaux joue un rôle crucial dans la performance des micromiroirs. Nous discuterons des critères de sélection des matériaux, notamment la stabilité, la consommation d'énergie et l'inclinaison maximale en fonction de la tension.

3.2. Modulation et positionnement par les micromiroirs d'un faisceau laser

Le principal but de l'expérience est de montrer la capacité de contrôle du DMD présent dans le module DLP7000 dans la réflexion du laser (annexe A). Pour cela, nous avons connecté le module DLP à l'ordinateur (unité de contrôle) où se trouve le script développé pour le contrôle des micromiroirs. Il est conçu dans le but d'interpréter et de générer le statut de chaque micromiroir à

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

partir d'une image numérique capturée par une caméra, puis d'envoyer une nouvelle image en noir et blanc qui va être affichée par le DMD. L'expérience se déroule en deux phases avec toujours le même objectif. La première phase consiste à suivre un objet réel sur un écran de projection qui va être déplacé manuellement. La deuxième phase (phase finale) consiste à projeter une vidéo montrant un objet circulaire en mouvement dans une chambre sombre. Les détails des phases sont discutés dans ce qui suit.

3.2.1. Théorie

Le DLP7000 est une matrice composée de 1024x768 micromiroirs, placée au-dessus d'une cellule CMOS RAM et d'autres composants électroniques. Quand le DLP est inactif, les micromiroirs prennent une position horizontale et ils font une rotation de $+12^\circ$ pour certains, prenant le statut « on » (micromiroir reflétant la lumière dans la direction voulue), et de -12° pour les autres, prenant le statut « off » (micromiroir reflétant la lumière dans la direction opposée). Le statut de chaque micromiroir dans la matrice suit une logique binaire (0 ou 1) qui se trouve dans la cellule miroir CMOS correspondante au micromiroir associé. Le niveau de gris des couleurs est obtenu en modifiant la fréquence d'oscillation du micromiroir entre sa position « off » et « on », ce qui signifie qu'un pixel noir correspond à un micromiroir dans la position « on », et un pixel blanc à un micromiroir dans la position « off ».

Le fonctionnement des micromiroirs suit les principes fondamentaux de l'optique, notamment la loi de la réflexion. Selon cette loi, l'angle d'incidence (θ_i) est égal à l'angle de réflexion (θ_r). Ce principe est essentiel pour comprendre le comportement de la lumière lorsqu'elle interagit avec les micromiroirs. Cependant, lorsqu'il s'agit de sources lumineuses hautement cohérentes telles que les lasers, l'interaction avec la structure périodique de la matrice de micromiroirs induit également des effets de diffraction, qui doivent être pris en compte pour optimiser les performances du système.

3.2.1.1. Phénomènes de diffraction dans les systèmes laser basés sur les DMD

L'intégration des DMD dans les systèmes laser introduit des phénomènes de diffraction spécifiques en raison de la structure périodique de la matrice de micromiroirs. Chaque micromiroir agit comme un élément de diffraction, provoquant la diffraction de la lumière laser incidente en plusieurs ordres. Comprendre ces effets de diffraction est essentiel pour optimiser les performances des systèmes optiques utilisant les DMD pour le balayage de faisceau, la projection ou l'imagerie [153, 154].

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

Les DMD, avec leur matrice de micromiroirs inclinables, fonctionnent de manière similaire à des réseaux de diffraction. Avec d la distance entre les centres de deux micromiroirs adjacents, le comportement de diffraction de base pour de tels systèmes peut être décrit par l'équation du réseau [153] :

$$d(\sin \theta_m - \sin \alpha) = m\lambda \quad (3.1)$$

Où θ_m est l'angle de diffraction pour l'ordre m , α est l'angle d'incidence du laser, λ la longueur d'onde du rayon qui interagit avec le micromiroir, et m est l'ordre de diffraction.

Lorsque le DMD est incliné d'un angle ϕ , l'espacement effectif entre les micromiroirs change. Cela peut être modélisé en introduisant un espacement effectif d' , donné par l'équation (3.2).

$$d' = \frac{d}{\cos \phi} \quad (3.2)$$

Pour optimiser les performances de diffraction, il est nécessaire de choisir avec précision l'angle d'incidence α et l'angle de rotation du DMD ϕ . L'équation du réseau modifiée, qui intègre ces deux facteurs α et ϕ , est obtenue en remplaçant d par d' dans l'équation (3.1), et s'exprime comme suit :

$$\sin \theta_m = \sin \alpha + \frac{m\lambda \cos \phi}{d} \quad (3.3)$$

Cette équation prend en compte la modification de l'espacement effectif due à la rotation du DMD et le décalage du motif de diffraction causé par l'angle d'incidence. Comprendre ces ajustements est essentiel pour un contrôle précis des trajets lumineux dans les systèmes basés sur les DMD [153, 154].

3.2.1.2. Erreur de ciblage ou « Tracking Error » (TE)

Pour évaluer la précision du laser à atteindre la cible, nous allons calculer la distance euclidienne (équation 3.4) entre la position actuelle de la cible (X_c, Y_c) et la position de l'impact du laser (X_l, Y_l), comme montré dans la figure 3.1. Cette distance, que nous appelons dans notre cas « l'erreur de ciblage » ou « Tracking Error » en anglais (TE), est importante pour mesurer la déviation entre la position actuelle de l'impact du laser et la position visée (celle de la cible).

$$TE = \sqrt{\Delta_x^2 + \Delta_y^2} \quad (3.4)$$

Où, $\Delta_x = X_c - X_l$ et $\Delta_y = Y_c - Y_l$.

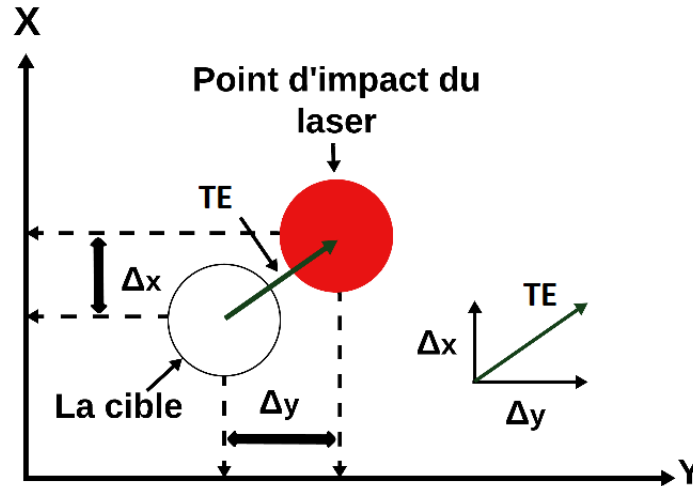


Figure 3.1 : Quantification de TE : comparaison entre les distances euclidiennes

3.2.2. Expérimentations

3.2.2.1. Phase 1 : modulation et positionnement des rayons laser sur une cible

Dans la première phase de l'expérience, nous avons disposé deux règles graduées sous la forme d'un triangle formant un angle de 24° , afin que le DMD effectue un affichage de chaque côté de $\pm 12^\circ$, ce qui permettra d'obtenir un affichage homogène sur les deux extrémités du triangle ; un affichage positif pour les micromiroirs avec le statut « on » et un affichage négatif pour les micromiroirs avec le statut « off ». Le laser est situé sur une troisième règle perpendiculaire à la base du triangle, où le laser et le DMD sont alignés afin que le laser éclaire toute la surface où se trouvent les micromiroirs. Pour cela, nous avons utilisé deux lentilles : la première, L1, est située à 50 cm du laser et à 45 cm du DMD, avec un pouvoir optique de 2D, et est utilisée afin de collimater le faisceau laser et d'obtenir un faisceau parallèle. La lentille L2 est utilisée pour converger sur la cible les multiples images réfléchies à cause du phénomène de diffraction causé par le DMD. Le montage est illustré et présenté sur la figure 3.2.

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

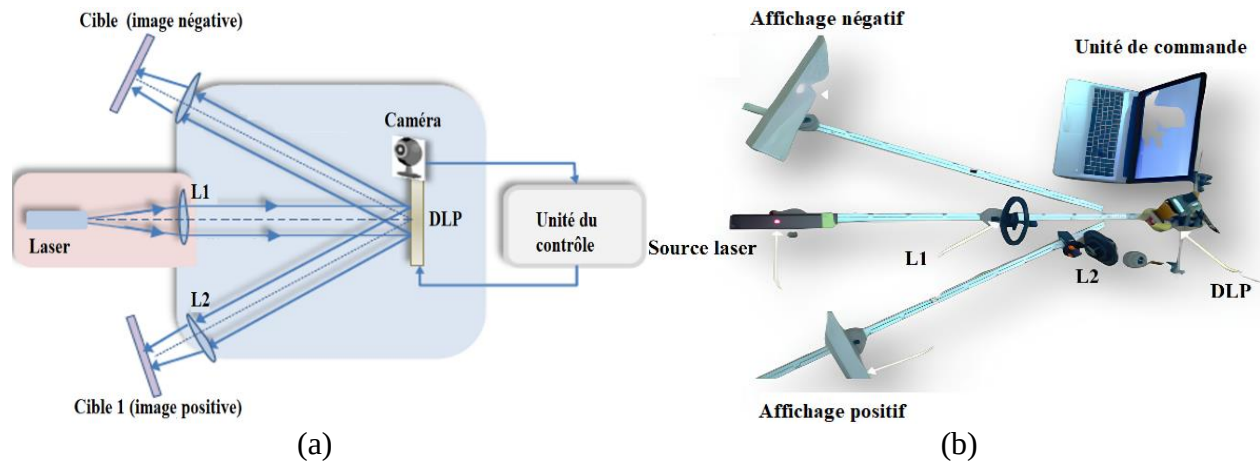


Figure 3.2 : Expérience phase 1 : a) Schéma optique illustratif. b) Schéma réel

Le processus de suivi de cible, présenté par l'organigramme de la figure 3.3, commence par la caméra, qui capture des images de la cible espacées de quelques millisecondes (le temps que le programme prenne une autre image avec la caméra) afin de déterminer son emplacement. Cette image est traitée par notre algorithme, qui génère une image en noir et blanc où la cible (en mouvement) est représentée par des pixels blancs et tous les objets immobiles sont représentés par des pixels noirs. Cette image est ensuite envoyée au DLP7000, qui contient toutes les fonctionnalités requises pour le contrôle de chargement des séquences de données et leur affichage. Lorsque l'image en noir et blanc (représentant la cible) est affichée sur le DMD, elle reflète le laser collimaté par la lentille L1 vers la direction de la cible, en passant par la lentille L2 qui le focalise afin que la taille de l'image reflétée par le laser soit identique à la taille de la cible, puis le cycle recommence. Dans cette phase, l'objet est déplacé manuellement avec deux aimants qui se trouvent à l'arrière de la cible et à l'arrière de l'écran de projection.

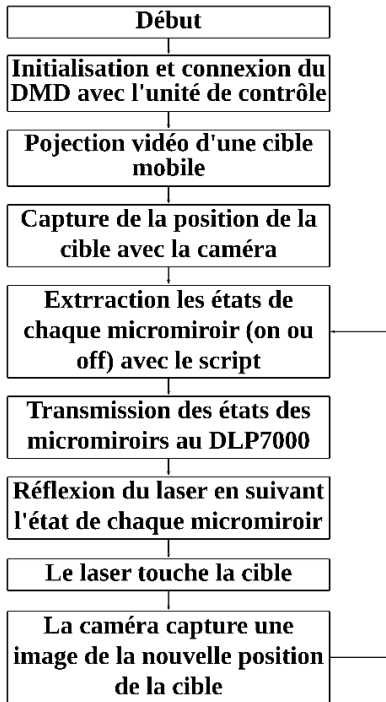


Figure 3.3 : Flot de conception de l'expérience

3.2.2.2. **Phase 2** : Poursuite laser d'une cible mobile

Dans cette deuxième phase de l'expérience, le fonctionnement global ne change pas. La caméra capture l'image, puis elle va subir un traitement pour extraire les états de chaque micromiroir. Ces états sont ensuite envoyés au module de contrôle du DMD qui détermine l'état « on » ou « off » de chaque micromiroir. Le laser est ensuite réfléchi afin d'atteindre la cible représentée par les micromiroirs activés.

Ce qui change dans cette phase, c'est la configuration de la structure de l'expérience. Cette fois, nous avons non seulement remplacé l'objet physique, accompagné de ses deux aimants pour le mouvement, par une vidéo montrant un objet (un disque blanc sur fond noir) effectuant des mouvements aléatoires ou définis, mais nous avons également ajusté les paramètres pour résoudre les problèmes de diffraction observés lors de la phase précédente. En optimisant l'angle d'incidence du laser, la rotation du DMD, et en choisissant une longueur d'onde adaptée, nous avons pu réduire efficacement les interférences liées à la diffraction, tout en améliorant la précision du système de suivi. Les différents paramètres de cette nouvelle configuration seront présentés dans les sections suivantes.

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

- *Optimisation des paramètres de la disposition des composants pour le contrôle de la déflexion et de la diffraction du laser*

Pour optimiser les performances de diffraction et maintenir une séparation claire entre les différents ordres de diffraction, la configuration expérimentale a pris en compte les contraintes spatiales de notre laboratoire. Les paramètres clés, tels que l'angle d'incidence α fixé à $7,5^\circ$, l'angle de rotation du DMD ϕ réglé à 5° , et la longueur d'onde du laser λ de 980 nm, ont été choisis pour éviter toute interférence avec le faisceau primaire (ordre zéro) utilisé pour le suivi. Après une évaluation minutieuse, une distance de 3,5 mètres entre le DMD et l'écran de projection a été déterminée comme étant optimale. Cette distance assure une séparation adéquate des ordres de diffraction, permettant un contrôle précis du faisceau tout en restant pratique dans l'espace disponible du laboratoire. Cette configuration, illustrée à la Figure 3.4, a permis un suivi laser précis sans interférences, en offrant suffisamment d'espace pour que les faisceaux se séparent correctement sans heurter les obstacles du laboratoire ni dépasser la taille de l'écran.

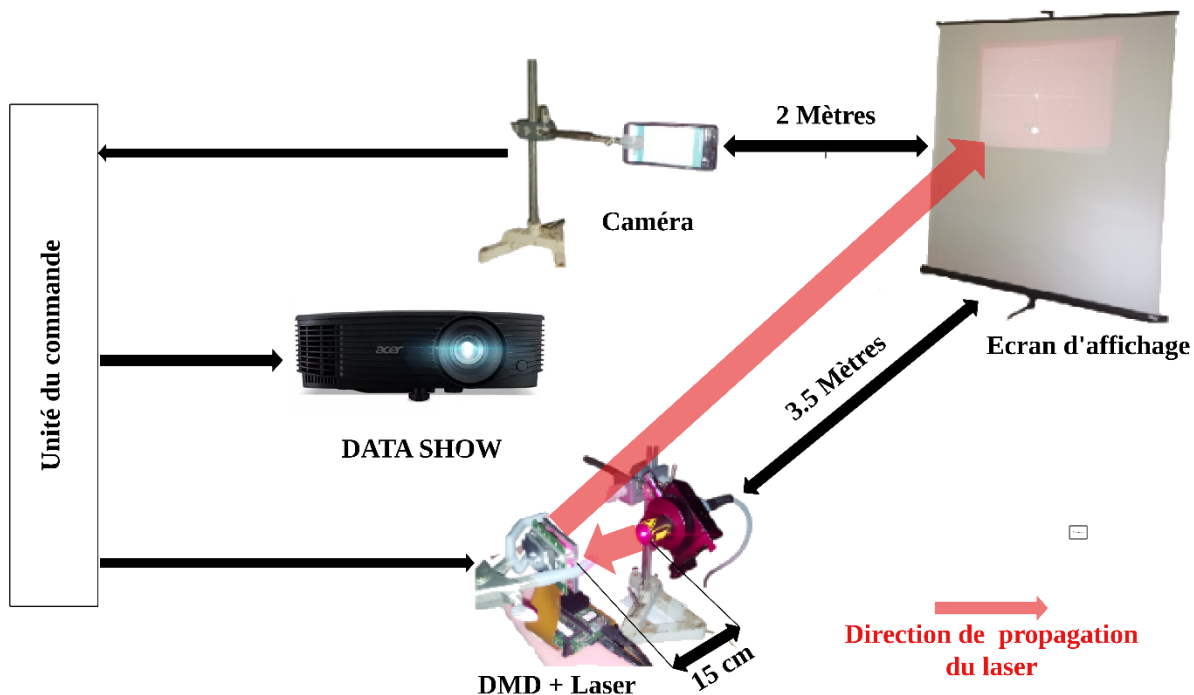


Figure 3.4 : Configuration et distance entre les différents composants de la deuxième phase de l'expérience

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

La position du module DLP7000, combinée aux réglages d'angle, a permis de diriger avec précision la réflexion de l'ordre zéro vers l'écran. De plus, le laser, fonctionnant à une longueur d'onde de 980 nm avec une puissance maximale de 100 mW, a été placé à 15 cm devant le DMD pour éclairer complètement les micromiroirs (figure 3.5). L'utilisation du contrôleur de diode laser LDC 01 a permis de façonner le faisceau, assurant une répartition uniforme sur la surface du DMD. Le positionnement stratégique et l'orientation de tous les composants le laser, le DMD et l'écran ont garanti une fonctionnalité optimale dans les limites de notre laboratoire, en trouvant un équilibre entre les conditions théoriques optimales et les contraintes pratiques du laboratoire.

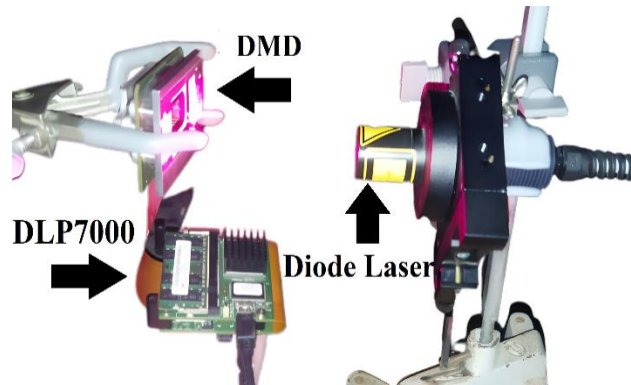


Figure 3.5 : Configuration du laser et du DLP7000 pour contrôler les phénomènes de déflexion et atteindre la cible

Le faisceau laser était réparti sur une zone rectangulaire de 5,5 cm x 4 cm à la surface du DMD (Figure 3.5), formée à l'aide du LDC 01, assurant une illumination uniforme sur toute la surface du DMD. Le faisceau laser couvrait entièrement la zone active du DMD sans surexposer aucune partie du DLP7000. Pour vérifier que le laser ne dépassait pas le seuil de dommages du DMD, nous avons calculé la densité de puissance du faisceau laser sur la zone illuminée (équation 3.5). La puissance totale du laser était de 100 mW et la zone illuminée sur le DMD était de 22 cm² (5,5 cm x 4 cm). La densité de puissance a été calculée comme suit :

$$P_{density} = \frac{P_{Laser}}{A_{Laser}} \quad (3.5)$$

La densité de puissance calculée est de 4,54 mW/cm², ce qui est largement en dessous du seuil de dédommagement du DMD, qui se situe généralement entre 10 et 20 W/cm². Ce calcul a confirmé

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

que l'intensité du laser était sans danger pour le DMD et qu'elle ne causerait pas de dommages thermiques aux micromiroirs pendant le fonctionnement.

Pour comprendre l'impact de la diffraction sur la configuration expérimentale, il a été nécessaire de calculer la séparation entre les différents ordres de diffraction, en particulier pour le premier, deuxième, et le troisième ordre. Cette séparation est déterminée par l'angle de diffraction θ_m pour chaque ordre, calculé en utilisant l'équation du réseau modifiée (3.3). La distance entre le faisceau de l'ordre zéro et les faisceaux des ordres supérieurs sur l'écran est calculée en utilisant la tangente de l'angle de diffraction et la distance entre le DMD et l'écran ($D=3,5$ m) :

$$L = D \times \tan \theta_m \quad (3.6)$$

Ci-dessous se trouve un comparatif qui est résumé dans le Tableau 1, présentant les séparations des ordres de diffraction pour les lasers de 980 nm et 532 nm.

Tableau 3.1 : Comparaison de la séparation des ordres de diffraction par rapport à l'ordre zéro du laser principal, pour les lasers de 980 nm et 532 nm

Longueur d'onde de laser	Ordre de diffraction	Angle de diffraction (θ_m)	Séparation sur l'écran d'affichage (L) (cm)
980	m = 1	11.66°	72.17
	m = 2	15.81°	99.16
	m = 3	20.10°	128.17
532	m = 1	9.74°	59.96
	m = 2	12.00°	74.41
	m = 3	14.30°	89.43

Ces résultats indiquent que l'utilisation du laser de 980 nm offre une plus grande séparation entre l'ordre zéro et les ordres de diffraction supérieurs par rapport au laser de 532 nm. Cette séparation accrue est essentielle pour notre configuration expérimentale, car elle garantit que tous les faisceaux de diffraction des ordres supérieurs se situent en dehors de la zone active de projection, qui mesure 70 cm par 52,5 cm (ratio 4:3). Par exemple, avec le laser de 980 nm, le faisceau du premier ordre est séparé de 72,17 cm, celui du deuxième ordre de 99,16 cm, et celui du troisième ordre de 128,17 cm. Ces distances placent les faisceaux au-delà des bords de l'écran actif (zone de projection), empêchant toute interférence avec le faisceau principal et préservant la clarté et la précision du système de suivi laser.

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

En revanche, le laser de 532 nm entraîne une séparation plus faible, avec un faisceau de premier ordre distant de seulement 59,96 cm, ce qui pourrait potentiellement chevaucher le faisceau de l'ordre zéro dans la zone de l'écran. Ce chevauchement augmente le risque d'interférence, réduisant ainsi la précision du système de suivi. Par conséquent, le choix d'un laser de 980 nm est optimal pour notre configuration, car il maximise la séparation des ordres de diffraction, minimise les interférences, et garantit que seule la réflexion de l'ordre zéro est utilisée pour suivre la cible en mouvement. Cet alignement avec les contraintes spatiales de notre laboratoire et les dimensions de la zone de projection souligne la nécessité d'utiliser une longueur d'onde de laser qui équilibre de manière optimale les exigences de diffraction et de séparation.

- ***Projection de la cible, configuration de la caméra, et acquisition et traitement des données***

Au cours de l'expérience, une vidéo a été projetée, présentant un cercle blanc d'un diamètre de 6 cm, tel qu'il apparaissait à l'écran. Ce cercle se déplaçait soit selon des trajectoires circulaires définies, soit apparaissait aléatoirement sur un fond noir, changeant de position à intervalles réguliers de 300 ms. La caméra capturait une vue complète de la zone de projection et se concentrait sur la réflexion de l'ordre zéro pour un suivi précis (Figure 3.6). Des images ont été enregistrées à des intervalles réguliers de 10 ms afin d'analyser les mouvements prévisibles et aléatoires du cercle blanc projeté sur le fond noir. Un aspect crucial de la configuration était de garantir une vue dégagée pour la caméra sur la zone expérimentale afin de capturer et enregistrer précisément les images nécessaires à l'analyse détaillée de la déflexion et du mécanisme de contrôle du laser.



Figure 3.6 : Configuration expérimentale montrant la zone de projection capturée par la caméra et l'arrière-plan non capturé

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

Le script que nous avons développé contrôle la caméra et traite les images capturées à partir de la vidéo projetée sur l'écran blanc (Figure 3.7.a). Il fonctionne en capturant des images successives, puis en comparant chaque nouvelle image avec celle immédiatement précédente. Cette comparaison est facilitée par la position fixe de la caméra, permettant une méthode simple de soustraction de pixels. Dans ce processus, les objets statiques dans l'image, qui montrent peu ou pas de changement entre les images, génèrent des valeurs proches de zéro. En revanche, les objets en mouvement, comme le cercle dans notre expérience, produisent des valeurs non nulles discernables. Ensuite, le script génère une image révisée (Figure 3.7.b). Dans cette image, les zones où les valeurs de pixels sont proches de zéro sont converties en noir (valeur de pixel fixée à 0), représentant les régions statiques. À l'inverse, les zones avec des changements significatifs de pixels sont marquées en blanc (valeur de pixel fixée à 255), mettant en évidence les régions en mouvement. Cette image générée est ensuite envoyée à l'écran DMD pour affichage.



Figure 3.7 : Traitement d'image et détection d'objets : a) Image initiale (avant traitement). b) Image traitée après l'exécution du script

3.3. Conception d'un micromiroir électrostatique sous COMSOL

3.3.1. Théorie

3.3.1.1. Force électrostatique

La conception du micromiroir que nous allons proposer repose sur la loi de l'attraction électrostatique (loi de Coulomb). Cette force est obtenue lorsque deux potentiels opposés, en signe, sont appliqués sur deux surfaces. Appelée force électrostatique (Felec), elle est calculée en utilisant l'équation de Coulomb (équation 3.7) ; où q_1 et q_2 représentent les charges des deux plaques, ϵ_r et

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

ϵ_0 représentent la constante de la permittivité électrique relative et la constante de la permittivité de l'air, respectivement [155, 156].

$$F_{elec} = \frac{1}{4\pi\epsilon_r\epsilon_0} \cdot \frac{q_1q_2}{d^2} \quad (3.7)$$

La structure des actionneurs électrostatiques est basée sur une structure composée de deux plaques (électrodes) séparées par un espace isolant rempli d'air ou de vide ($\epsilon_r \approx 1$), où une seule électrode est complètement fixe, comme montré dans la Figure 3.8. F_d est la force électrostatique générée entre les deux plaques ; elle est formulée dans l'équation 3.8.

$$F_d = \frac{1}{2} \cdot \frac{\epsilon_0\epsilon_r WL V^2}{d^2} \quad (3.8)$$

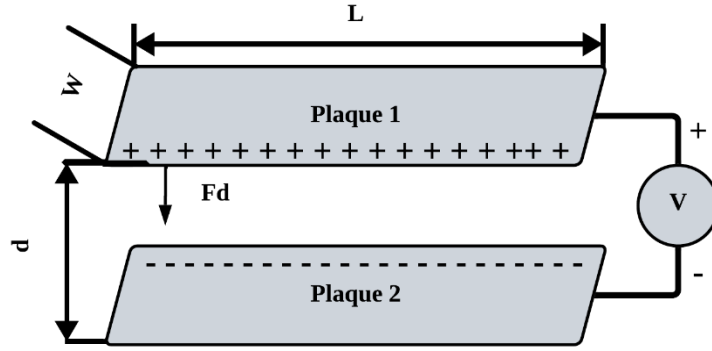


Figure 3.8 : La force électrostatique entre deux plaques métalliques

WL est la superficie de l'électrode, et V st la différence de potentiel appliquée entre les deux plaques. En se basant sur l'équation 3.8, la force électrostatique est proportionnelle au carré de V , ce qui signifie que la force est indépendante du signe du potentiel, impliquant ainsi une force toujours attractive. Dans la configuration proposée, la force électrostatique se balance avec la force de rappel mécanique, induisant une attraction entre l'électrode suspendue qui est attirée vers l'électrode fixe. Ce sont les seules forces impliquées, sans considération de résistance ou de frottement, résultant en une configuration qui consomme peu d'énergie (typiquement dans l'ordre du μW).

Quand le potentiel électrique appliqué atteint un seuil appelé « $V_{pull-in}$ », qui est calculé en utilisant l'équation 3.9, la distance entre les deux électrodes égale deux tiers de la distance initiale ($d_{(pull-in)} = 2d_0/3$: point de stabilité critique), où d_0 est la distance initiale lorsque les deux

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

électrodes sont au repos. Cette distance représente le point de stabilité critique où la force d'attraction balance avec la force de rappel mécanique. Dans le cas où un potentiel plus grand que $V_{pull-in}$ est appliqué, l'électrode superposée s'affaissera sur l'électrode fixe, en raison de la force électrostatique qui est devenue plus grande. Cet affaissement va mener à un court-circuit provoqué par le contact physique entre les deux électrodes [155].

$$V_{pull} = \sqrt{\frac{8Kd_0^3}{27\varepsilon_0\varepsilon_r WL}} \quad (3.9)$$

En utilisant le logiciel COMSOL Multiphysics, connu pour son efficacité à simuler et modéliser des systèmes microscopiques tels que les MEMS, ce qui est essentiel pour l'étape de la fabrication, nous pourrions concevoir, configurer les phénomènes physiques, et obtenir les résultats pour notre micromiroir MOEMS en utilisant la FEA.

3.3.1.2. Analyse par éléments finis (FEA)

La méthode FEA consiste à discrétiser les structures étudiées en un maillage composé d'éléments finis interconnectés grâce à des nœuds. Ces éléments peuvent prendre diverses formes : des triangles ou des quadrilatères pour des problèmes bidimensionnels, et des tétraèdres ou des hexaèdres pour des problèmes tridimensionnels. Le choix du type d'éléments détermine les fonctions de base polynomiales utilisées pour approximer les solutions à l'intérieur de chaque élément, qu'il soit linéaire, quadratique ou autre. Ce choix va influencer la précision et la qualité des résultats de l'analyse.

Pour chaque élément, une matrice de rigidité (K_e) et un vecteur de force (F_e) sont dérivés des équations physiques régissantes. Ces équations peuvent inclure des principes d'élasticité pour l'analyse structurelle ou des équations de 'Navier-Stokes' pour la mécanique des fluides. Cette dérivation utilise souvent le principe de l'énergie potentielle minimale pour les analyses statiques ou le principe de D'Alembert pour les scénarios dynamiques. L'équation matricielle de rigidité, représentée sous une forme générale (3.10), relie le vecteur de déplacements nodaux (U_e) de l'élément au vecteur force à travers la matrice de rigidité.

$$K_e \cdot u_e = F_e \quad (3.10)$$

Ensuite, les matrices de rigidité de chaque élément créé sont compilées dans une matrice et un vecteur de force globale ($KU=F$). Cet assemblage prend en compte les connectivités entre les

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

nœuds et toutes les conditions limites appliquées, qui sont ensuite utilisées pour modifier les équations de la matrice globale afin d'incorporer les contraintes telles que les supports fixes et les déplacements spécifiés dans les conditions de départ.

3.3.2. Analyse par éléments finis du couplage électromécanique sous COMSOL

Afin de comprendre les détails des équations et les mécanismes de couplage utilisés dans COMSOL Multiphysics pour l'analyse des forces électromécaniques avec la FEA, nous allons mettre l'accent sur les équations fondamentales régissant l'électrostatique et la mécanique des solides, ainsi que sur la manière dont ces lois physiques sont couplées pour simuler les interactions électromécaniques.

Voici les équations utilisées dans les systèmes électromécaniques ainsi que les étapes de résolution :

- **Électrostatiques**

Les interactions électrostatiques sont gouvernées par les équations de Maxwell, où le champ électrique $\mathbf{E}$ et le potentiel électrique V sont exprimés ensemble dans l'équation 3.11, et le champ électrostatique sans charges libres (équation de Laplace) est exprimé dans l'équation 3.12 :

$$\mathbf{E} = -\nabla V \quad (3.11)$$

$$\nabla \cdot (\epsilon \nabla V) = 0 \quad (3.12)$$

Où ϵ est la permittivité du matériau.

- **Mécaniques de solide**

Le comportement d'un matériau quand il est soumis à une force extérieure est décrit par l'équation de mouvement, englobant le régime statique et le régime dynamique. Dans le cas d'un régime statique, l'équilibre est exprimé par l'équation 3.13. Cependant, pour un régime dynamique, intégrant l'inertie et éventuellement l'amortissement, l'équation 3.13 s'étend à l'équation 3.14 :

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{f} = 0 \quad (3.13)$$

$\boldsymbol{\sigma}$ représente le tenseur des contraintes et $\mathbf{f}$ désigne la force volumique.

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} + c \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{f}(\mathbf{t}) \quad (3.14)$$

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

Où $\mathbf{u}$ représente le vecteur de déplacement, σ désigne le tenseur des contraintes, ρ est la densité, c est le coefficient d'amortissement et $\mathbf{f}(\mathbf{t})$ représente les forces volumiques, y compris celles dérivées des interactions électrostatiques.

- ***Couple électrostatique mécanique dans COMSOL***

Le couplage électrostatique et mécanique des solides dans l'analyse électromécanique implique le calcul des valeurs des forces électrostatiques, puis leur utilisation comme forces gouvernantes dans les équations de la mécanique des solides. Finalement, la densité de force électrostatique dans un matériau soumis à un champ électrique peut être obtenue en dérivant l'équation du tenseur des contraintes de Maxwell ($\mathbf{T}$) (équation 3.15).

$$\mathbf{T} = \epsilon_0 \mathbf{E} \otimes \mathbf{E} - \frac{1}{2} \epsilon_0 \mathbf{E}^2 \quad (3.15)$$

Où :

- $\mathbf{T}$ est le terme du tenseur des contraintes de Maxwell ;
- $\mathbf{E}$ est le champ électrique ;
- $\mathbf{E}^2$ représente le carré de la magnitude du champ électrique.

La densité de force agissant sur le matériau peut ensuite être calculée à l'aide de l'équation 3.16.

$$\mathbf{f}_e = \nabla \cdot \mathbf{T} \quad (3.16)$$

COMSOL Multiphysics résout ces équations couplées en utilisant la méthode FEA, discrétisant à la fois les champs électrostatiques et mécaniques sur le domaine de calcul. Le solveur résout de manière itérative l'équation électrostatique pour trouver le champ électrique et calcule les forces électrostatiques résultantes.

3.3.3. Structure du micromiroir

Après avoir présenté la physique et la simulation COMSOL du micromiroir MOEMS via la méthode FEA, avec analyses des angles d'inclinaison maximums et stabilité, nous détaillerons sa structure conçue et simulée sous COMSOL Multiphysics. La structure comporte plusieurs éléments clés, chacun contribuant au fonctionnement propre et à la stabilité de la structure du micromiroir. Les dimensions de ces éléments sont présentées dans le Tableau 3.2 :

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

Les principaux éléments composant le micromiroir sont (Figures 3.9.a et 3.9.b) :

- Miroir (m) : l'élément réfléchissant (lumière ou laser) qui est essentiel pour le fonctionnement optique du micromiroir. Sa dimension est de $10 \times 10 \mu\text{m}$ et c'est le seul élément visible de la structure ;
- Base (b) : elle sert de support fondamental, assurant la position du micromiroir avec le support et la barre de torsion ;
- Support (s) : Il élève le micromiroir au-dessus de la base pour créer un espace (gap) suffisant ($1 \mu\text{m}$ dans notre cas), permettant au micromiroir de s'incliner sans interférence (contact ou dépassement du point d'équilibre) avec les électrodes ;
- Barre de torsion (bt) : Un lien mécanique, fixé sur deux blocs (bl1 et bl2), permettant un mouvement de rotation contrôlé du micromiroir ;
- Électrodes (e1 et e2) : elles génèrent un champ électrique avec le miroir qui facilite l'actionnement électrostatique, permettant un contrôle précis du déplacement du micromiroir.

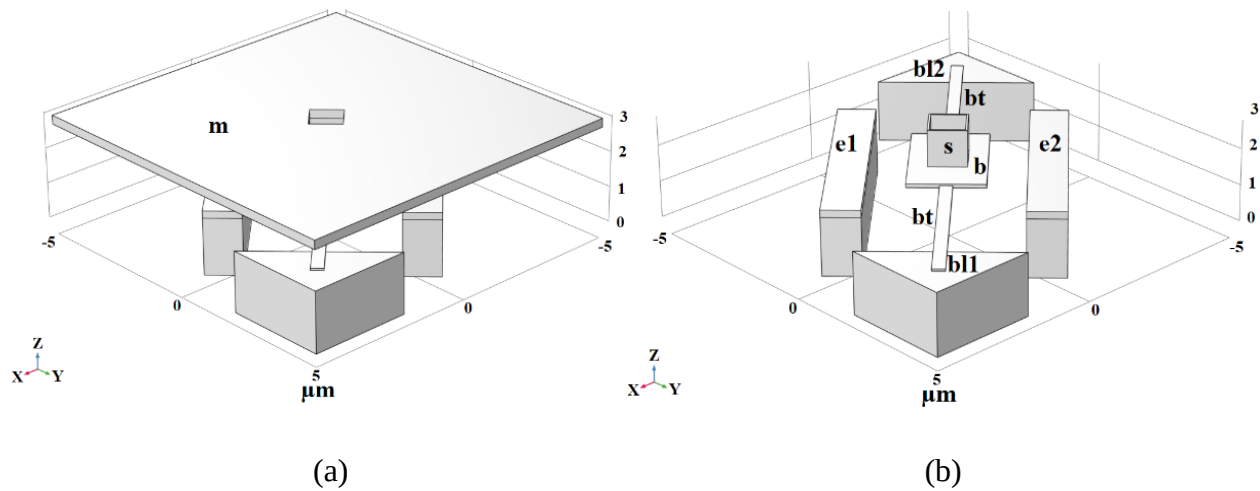


Figure 3.9 : Géométrie du micromiroir sous COMSOL

Tableau 3.2 : Dimensions des différents éléments composant le micromiroir

Eléments	Miroir (m)	Base (b)	Support (s)	Barre de torsion (tb)	Electrodes (e1 et e2)	Gap (µm)	Micromiroir
Dimensions (LxWxH) (µm)	10x10x0.2	3x2x0.1	1x1x1	4.5x0.35x0.1	6x1x1.8	1	10x10x3

3.3.4. Configuration des paramètres de la simulation

3.3.4.1. Choix des matériaux

Dans une étude menée par Bansal et al. [157], où ils ont réalisé une analyse comparative entre différents matériaux utilisés dans la conception de leur micromiroir, les matériaux étudiés sont : l'Aluminium 3008-H18, le cuivre, et l'acier AISI 4340. Leur étude a montré que l'acier AISI 4340 offrait la gestion du stress la plus optimale pour le micromiroir. De plus, ils ont trouvé que l'Aluminium 3008-H18 est le meilleur matériau pour les barres de torsion.

Étant donnée l'architecture unique de notre micromiroir, différente de celle de Bansal et al., nous avons lancé une nouvelle étude pour évaluer le meilleur matériau afin d'optimiser notre micromiroir. Notre simulation comprendra quatre matériaux : l'Aluminium 3008-H18, le cuivre, le silicium, et l'acier AISI 4340, dans le but de déterminer quel matériau offrira les meilleures performances et sera le mieux compatible avec notre structure de micromiroir.

3.3.4.2. Maillage par éléments finis

Dans la simulation conduite, le type de maillage choisi était « taille d'éléments : plus fin » avec le type d'éléments « tétraèdres libres ». Ce choix a assuré la résolution des détails autour des composants critiques, tels que les électrodes et la barre de torsion, ce qui est essentiel pour une analyse électromécanique optimale. Le maillage, représenté dans la figure 3.10, met l'accent sur la précision dans les zones d'intérêt physique significatives, en accord avec les pratiques scientifiques standard pour des simulations de haute-fidélité. Le maillage complet se compose de 231 535 éléments de domaine, 22 652 éléments de frontière et 1 898 éléments d'arête.

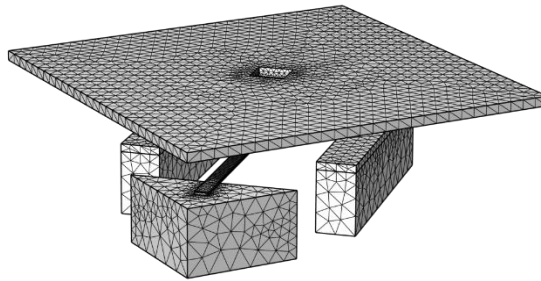


Figure 3.10 : Maillage « taille d'élément : plus fin » appliqué sur le micromiroir

3.4. Conception d'une matrice de micromiroirs sous COMSOL

Une fois la conception du micromiroir terminée, nous l'avons utilisée pour créer une matrice de micromiroirs. Cette matrice est composée de 64 micromiroirs arrangés en 8x8 lignes et colonnes, formant ainsi un réseau de micromiroirs interconnectés sous la forme d'une grille (Figure 3.11).

La matrice conçue va permettre un mouvement individuel et collectif de ces micromiroirs, ce qui va permettre la création de formes complexes afin de générer des structures bien définies (comme représenter une image complète, par exemple). Ceci est rendu possible par le fait que chaque micromiroir composant la matrice peut être contrôlé individuellement et indépendamment des autres micromiroirs. L'extension d'un seul micromiroir vers une structure collective en matrice a permis un contrôle efficace sur une multitude de micromiroirs simultanément.

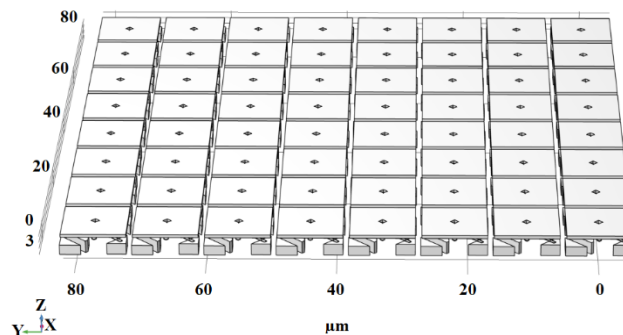


Figure 3.11 : Matrice de micromiroirs disposés en 8x8

3.5. Contrôle individuel des micromiroirs de la matrice et affichage

Pour transformer la couleur d'un pixel (noir ou blanc) dans une image en une position de micromiroir (gauche, droite respectivement), nous avons créé un script (Annexe B.2) qui génère deux valeurs, $e1(i)$ et $e2(i)$, pour chaque pixel i (figure 3.12.a). Chaque pixel de l'image N/B de 8×8 pixels est affiché sur la matrice de 64 micromiroirs. Les valeurs assignées représentent les tensions appliquées aux deux électrodes du micromiroir. Si le pixel est blanc, le micromiroir correspondant à ce pixel prendra la position « off » en mettant $e1(i)$ et $e2(i)$ à 0V. S'il est noir, le micromiroir prendra la position « on » en mettant $e1(i)$ à 27V et $e2(i)$ à 0V (tableau 3.3). Tous les miroirs sont mis à la terre (GND) (figure 3.12.b).

Tableau 3.3: Corrélation des états des micromiroirs avec les tensions appliquées

e1 e2 (volts)	État de micromiroir	Couleur de pixel
0 0	Off	Blanc
0 27	Na	--
27 0	On	Noir
27 27	Na	--

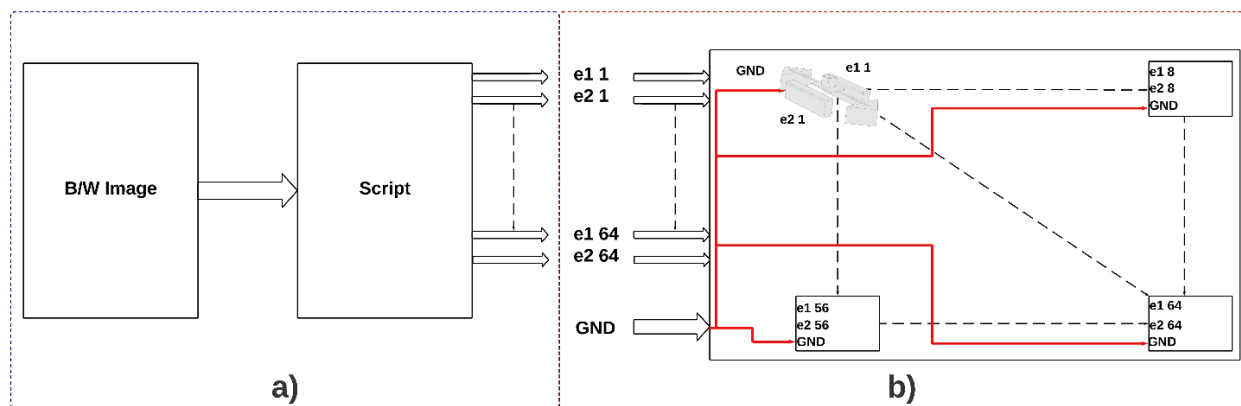


Figure 3.12 : Illustration du traitement et de l'affichage d'images : a) Génération des états des micromiroirs. b) Contrôle de l'affichage des images sur la matrice en utilisant les valeurs de tension appliquée sur e1 et e2

Le choix de la valeur de la tension (27V) dans le script a été déterminé après avoir choisi le matériau optimal pour le micromiroir. Cette valeur correspond au voltage maximal qui permet d'atteindre la plus grande valeur d'inclinaison dans un régime stable.

3.6. Résultats et discussion

3.6.1. Poursuite de cible avec le DLP7000 pour le positionnement précis du laser

3.6.1.1. Phase une : déplacement manuel de la cible

Les résultats de la première phase ont montré la capacité des micromiroirs DMD à suivre des cibles en mouvement. Les faisceaux laser réfléchis par les micromiroirs représentant les pixels blancs (figure 3.13.a) ont la même forme que la cible. La figure 3.13.b montre que le laser n'est pas exactement aligné avec la cible. Ensuite, une nouvelle image prise, traitée et envoyée au DLP a corrigé l'emplacement du laser, où, dans la figure 3.13.c, on voit que le laser réfléchi par les micromiroirs est superposé et touche la cible.

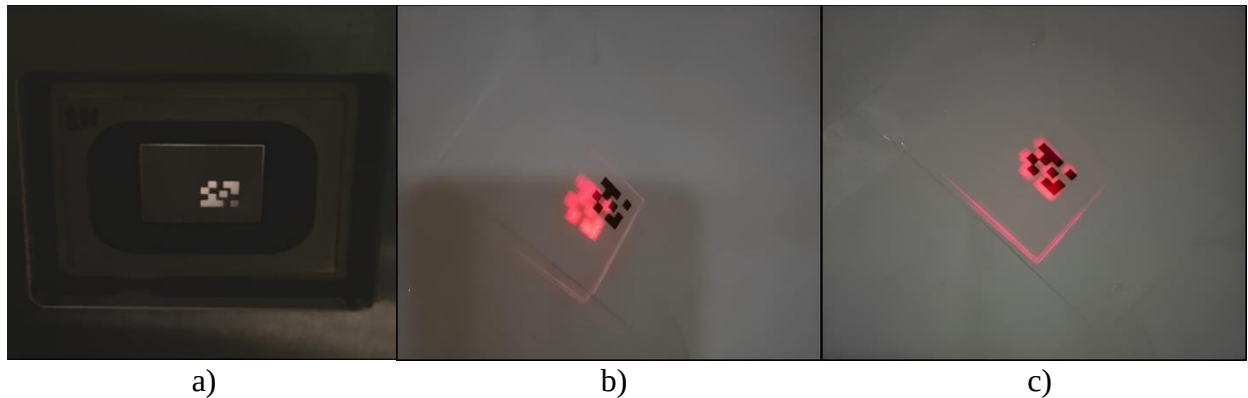


Figure 3.13 : Suivi de la cible en utilisant le DMD : a) Image de la cible représentée par les DMD avec des pixels blancs. b) Laser ne touche pas la cible après la première tentative. c) Laser atteint la cible après correction

Cette première phase a été déterminante pour notre expérience. Le script a accompli la tâche principale avec succès, comme le montre la figure 3.13. Toutefois, le délai d'exécution, depuis la capture de l'image jusqu'à l'envoi du laser sur la cible, était de 10 secondes, un temps trop long pour un système de suivi en temps réel. De plus, un décalage du laser par rapport à la cible a été observé, en raison de la concentration des ordres supérieurs avec l'ordre zéro à travers la lentille. Ce phénomène a entraîné une superposition des points de diffraction, créant une sorte d'ombre autour du faisceau laser, compromettant ainsi la précision du ciblage. Pour remédier à ces limitations, nous avons révisé notre approche en adoptant une nouvelle configuration expérimentale, décrite en détail dans la section 3.2.2.2. L'algorithme a été optimisé, non seulement pour améliorer le temps de traitement, mais aussi pour mieux gérer les effets de diffraction

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

amplifiés par la lentille. Ces ajustements ont permis de réduire le délai d'exécution tout en atténuant l'interférence des ordres supérieurs, garantissant ainsi une meilleure précision du suivi laser.

3.6.1.2. *Phase deux* : poursuite d'une cible mobile

Notre nouvelle approche pour la deuxième phase de l'expérience a impliqué plusieurs séries de tests et de raffinement des positions de l'ensemble des parties qui la composent. Notre objectif est d'augmenter l'efficacité du système afin d'optimiser le processus de détection et de suivi constant d'une cible en mouvement, en analysant la précision du suivi de la cible par le laser et la réactivité globale du système.

Les résultats initiaux de la deuxième phase de l'expérience, comme illustré dans la figure 3.14, nous ont montré une occurrence où le laser, réfléchi par les micromiroirs du DMD, produisait deux disques sur l'écran d'affichage au lieu d'un seul (figure 3.14.b). Après une analyse approfondie, nous avons trouvé que l'anomalie était due à l'affichage continu de la cible en mouvement sans qu'elle disparaisse. Cela a conduit à une confusion dans nos données, où le script affichait les deux positions de la cible (précédente et actuelle) sans supprimer l'ancienne position. De plus, un désalignement dans l'emplacement du DMD par rapport à l'écran d'affichage a été identifié. Ce désalignement a entraîné une divergence, où le disque représentant la position actuelle de la cible lorsque le laser est réfléchi par les micromiroirs ne correspondait pas à l'emplacement exact de la cible affichée sur l'écran (figure 3.14.a), se situant entre les deux disques laser réfléchis (figure 3.14.b).

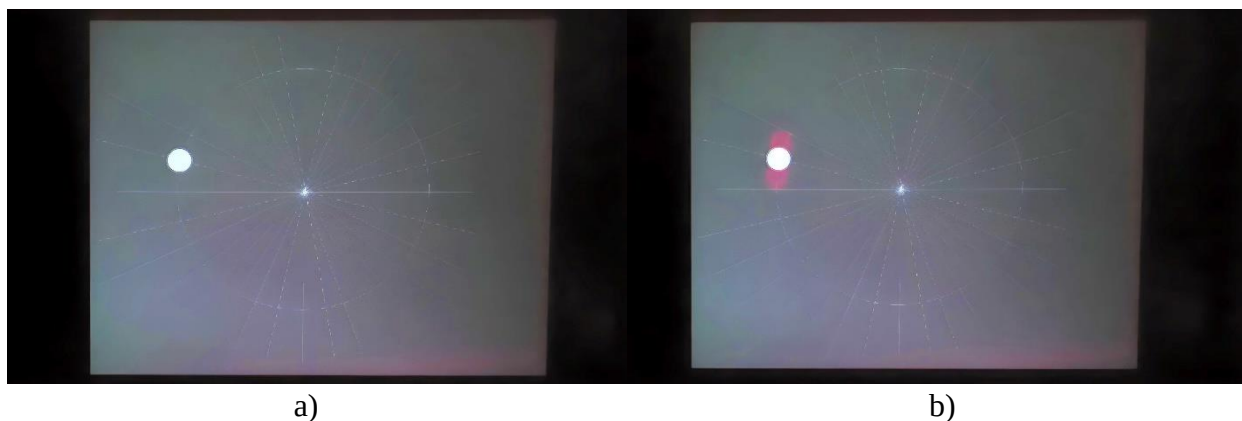


Figure 3.14 : Comparaison entre la position du disque blanc (la cible) et les disques réfléchis par le laser sur le DMD : a) Disque blanc unique (position actuelle de la cible). b) Disque blanc entre les deux disques laser réfléchis par le DMD

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

Afin de remédier au premier essai qui a conduit à des résultats non concluants, nous avons commencé par corriger le désalignement du DMD par rapport à l'écran d'affichage. Notre solution a consisté à envoyer une image blanche au DMD, de sorte que le laser soit réfléchi par tous les micromiroirs afin de s'assurer que le carré réfléchi par tous les micromiroirs s'aligne avec le cadre de la vidéo projetée sur l'écran d'affichage. Cela permettra au laser d'atteindre la cible où qu'elle soit sur l'écran.

Aussi, nous avons apporté des modifications pour supprimer le phénomène des deux disques réfléchis par les micromiroirs. La première modification consiste à supprimer la position précédente de la cible dans l'image (noir/blanc) envoyée au DLP. La seconde modification consistait à créer une nouvelle vidéo représentant la cible, où celle-ci effectuait des mouvements aléatoires. Le disque blanc apparaissait dans un emplacement puis disparaissait pour réapparaître dans un autre emplacement, sans suivre un mouvement défini (figure 3.15.a). Ces modifications ont éliminé l'ambiguïté dans la comparaison des positions de la cible (figure 3.15.b) et ont augmenté la fiabilité du système grâce à sa capacité à suivre des cibles avec un mouvement aléatoire.

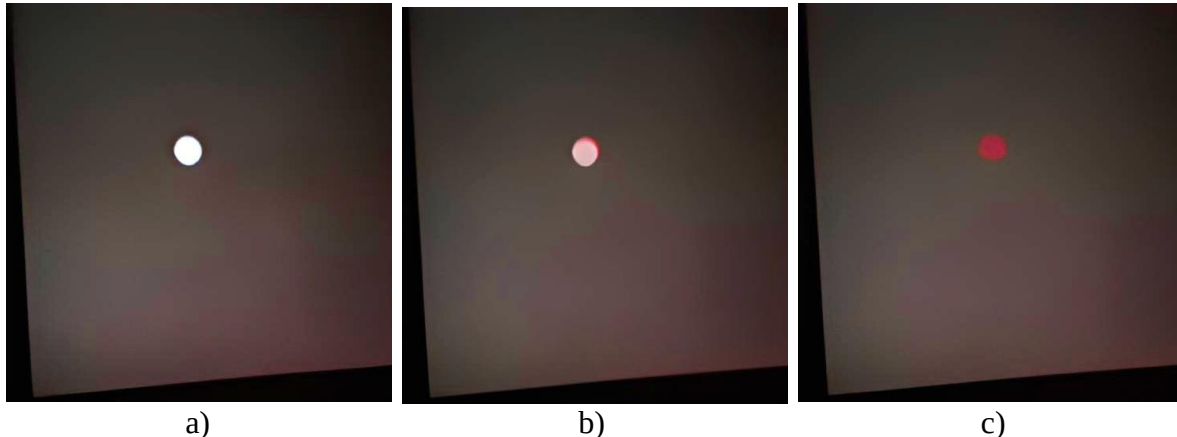


Figure 3.15 : Amélioration de la précision du suivi par laser : a) Disque blanc sur l'écran de fond. b) Disque laser projeté superposé au disque blanc. c) Disque laser projeté sur fond blanc

La figure 3.15 représente les résultats clés de notre expérience optimisée en suivant toutes les modifications que nous avons apportées à partir des constats faits dans la première phase et des premiers essais réalisés dans la deuxième phase. Le défi initial rencontré, à savoir l'affichage de doubles disques laser, a été bien résolu. La projection du disque laser représente maintenant un seul disque (figure 3.15.c), qui se superpose directement sur la cible (figure 3.15.b). Cependant, un décalage est observé entre le disque qui représente la cible et le disque laser réfléchi par les

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

micromiroirs. Cette déviation est de 0,3 cm sur l'axe des x ($\Delta x = 0,3$ cm) et de 0,3 cm sur l'axe des y ($\Delta y = 0,3$ cm). Cette légère variation entre la position des deux disques est quantifiée par un TE, qui est égale à 0,42 cm.

L'interaction du laser de 980 nm avec la matrice de micromiroirs a produit plusieurs ordres de diffraction, mais nous nous sommes concentrés sur le premier, deuxième et troisième ordre, avec des séparations mesurées de 68 cm, 97 cm et 125 cm, respectivement de laser primaire (ordre zéro), car ils étaient les plus proches de la zone de projection. Ces séparations ont été obtenues grâce au positionnement relatif des différents composants de l'expérience, tels que la caméra, le DMD et le laser, par rapport à l'écran de projection, garantissant ainsi que les faisceaux d'ordre supérieur restent hors de la zone active, évitant toute interférence avec le faisceau d'ordre zéro utilisé pour le suivi. Cependant, en raison de leur faible intensité, ces ordres ne sont pas visibles dans les figures et restent près de la zone de projection sans y interférer. Parallèlement, l'utilisation prolongée du DLP7000 sans dégradation de ces performances confirme que la densité de puissance du laser et sa distribution sur les micromiroirs n'ont pas dépassé le seuil de dommage du DMD, validant ainsi nos calculs.

3.6.1.3. Réactivité du système de suivi laser

Afin d'évaluer le temps nécessaire pour que le laser puisse suivre efficacement le changement de position de la cible, nous avons configuré l'intervalle initial entre deux positions successives de la cible dans la vidéo à 300 ms. En utilisant cet intervalle, le laser avait des difficultés à suivre la rapidité du mouvement de l'objet. Nous avons donc commencé à diminuer la vitesse de la vidéo jusqu'à trouver la durée que le laser pouvait suivre ; ce temps a été étendu de 300 ms à 1,5 s. De plus, le délai entre l'apparition de la cible à une nouvelle position et l'apparition du disque laser pour atteindre la cible est de 100 ms.

Une nette amélioration du temps nécessaire pour que le laser puisse suivre la cible avec efficacité a été observée entre la phase une et la phase deux, passant de 10 s à 1,5 s. Cependant, pour déterminer quel élément prend le plus de temps dans la chaîne du processus de suivi, des tests supplémentaires ont été effectués sans connecter le DLP au système. Il a été observé que le temps nécessaire pour que le système, enregistre la nouvelle position de la cible, traite l'image pour créer la nouvelle image, puis la convertisse en un vecteur avant de l'envoyer au DLP, est de 12 ms

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

(vitesse du programme sur notre machine). En revanche, dès que le DLP est à nouveau connecté, on observe le même temps de réaction du système, qui est de 1,5 s.

3.6.1.4. Interprétation globale des résultats

L'expérience que nous avons menée, avec ces deux phases, a confirmé l'efficacité de notre approche consistant à utiliser le DMD présent dans le module DLP, avec un script qui gère la détection et le traitement des données afin de manipuler les rayons laser pour suivre avec précision une cible en mouvement, sans avoir d'interférence avec les rayons des ordres supérieur. Le temps nécessaire pour que le laser puisse suivre efficacement la cible a été diminué par un facteur de 6,6, passant de 10 s dans la phase une à 1,5 s dans la phase deux. La précision du laser pour atteindre la cible a été remarquable, avec une TE égale à 0,42 cm, ce qui représente 7 % de la taille de la cible. Cette erreur peut être diminuée encore plus en utilisant des moyens plus sophistiqués pour créer un nouvel environnement, optimisé d'avantage.

Cependant, d'après les résultats expérimentaux, nous avons constaté que la majeure partie du temps nécessaire pour la poursuite, qui est de 1,5 seconde, est due au temps global d'envoi du vecteur contenant les informations de l'image et de l'affichage sur le DMD. Selon les informations techniques du DLP7000, qui utilise l'interface LVDS (Low-Voltage Differential Signaling) à 400 MHz capable de transmettre 16 bits par cycle, avec un taux de rafraîchissement de 60 Hz et une matrice de micromiroirs composée de 1024 x 768 pixels (pour plus de détails, voir l'Annexe A), le temps d'envoi d'une image en noir et blanc à la matrice est de 0,12 milliseconde au maximum. Cela montre que le système conçu est capable de suivre une cible avec une grande rapidité, dépendant principalement du temps d'exécution du programme, qui est de 12 millisecondes (en utilisant notre machine). Ce temps peut être amélioré avec une machine plus puissante ou en intégrant le DMD et l'interface LVDS dans un système compact en supprimant les composants et les parties du DLP peu importantes dans le cadre de notre expérience, avec notre script afin d'optimiser le temps de suivi.

En ce qui nous concerne, nous avons opté pour la conception d'une matrice de micromiroirs avec un contrôle simplifié permettant son intégration dans notre dispositif MOEMS pour la photocoagulation rétinienne par laser.

3.6.2. Simulation du micromiroir sous COMSOL

Dans notre étude, nous avons développé et optimisé un micromiroir en nous focalisant sur la sélection du matériau optimal pour la barre de torsion. Notre objectif derrière cette sélection est d'améliorer l'angle de rotation, la valeur de la tension appliquée, le temps de stabilité, et la consommation d'énergie électrique. En utilisant la méthode FEA, nous avons évalué l'impact de l'aluminium 3008-H18, du cuivre, du silicium, et de l'acier AISI 4340 sur les performances de l'actionnement électrostatique du micromiroir, en variant la tension au bord des deux électrodes.

3.6.2.1. Inclinaison maximale

Quand différents niveaux de tension sont appliqués sur l'électrode e1 (de 0V à 27V pour l'aluminium 3008-H18, de 0V à 32V pour le cuivre, de 0V à 43V pour le silicium, et de 0V à 46V pour l'acier AISI 4340), tandis que l'électrode e2 est mise à 0V, le micromiroir se déplace (fait une rotation) vers l'électrode e1, comme montré dans la figure 3.16.a. Le déplacement varie entre 0 μm et 1,6 μm pour l'aluminium, entre 0 μm et 1,54 μm pour le cuivre, entre 0 μm et 1,59 μm pour le silicium, et entre 0 μm et 1,65 μm pour l'acier, les déplacements obtenus en fonction du matériau utilisé sont présentés dans les graphes de la figure 3.17. Des résultats identiques sont observés quand la tension est appliquée à e2 ; le micromiroir se déplace vers e2 avec les mêmes valeurs (figure 3.16.b). Dans tous les cas, le micromiroir reste à la position horizontale quand la valeur de tension 0V est appliquée sur e1 et e2 (figure 3.18).

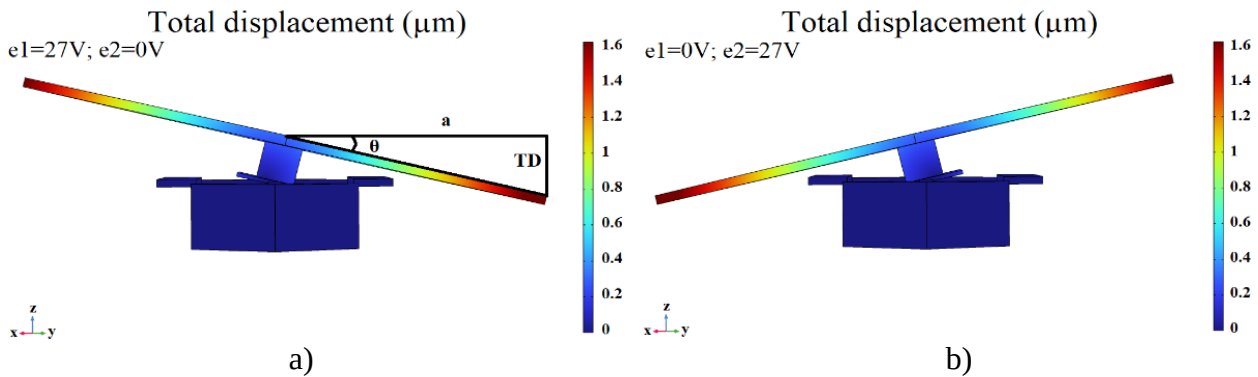


Figure 3.16 : Principe d'inclinaison. TD représente le déplacement total, θ est l'angle d'inclinaison et a est la moitié de la diagonale du miroir : a) Inclinaison maximale vers la droite.
b) Inclinaison maximale vers la gauche

Où $\theta = \tan^{-1}\left(\frac{TD}{a}\right)$.

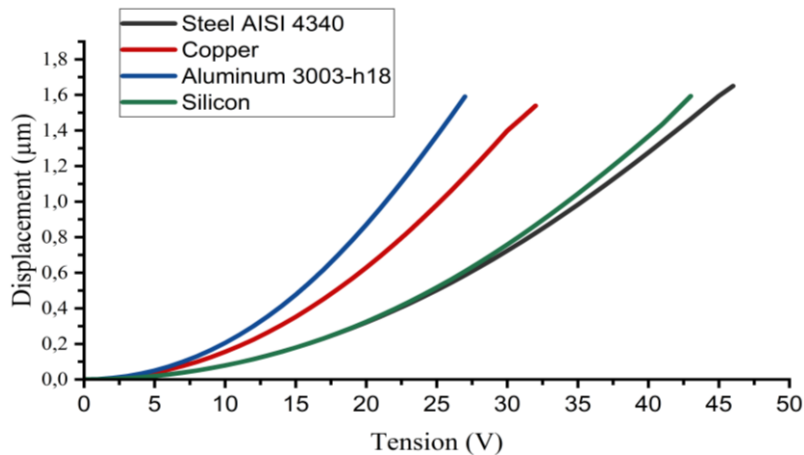


Figure 3.17 : Inclinaison (déplacement) du micromiroir en fonction de la tension pour tous les matériaux

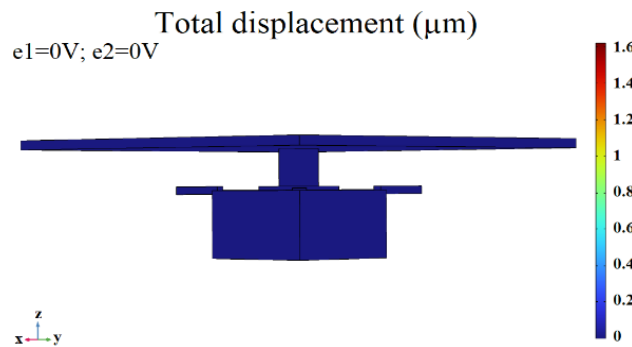


Figure 3.18 : Micromiroir à la position horizontale quand la valeur 0V est appliquée sur e1 et e2

3.6.2.2. Temps de stabilité

Notre simulation souligne deux aspects importants dans l'évaluation des performances du micromiroir : le temps de stabilité et l'intervalle de tension opérationnelle où le micromiroir se trouve dans un régime stable. En fonction du matériau utilisé, le micromiroir nécessitait un temps différent pour se stabiliser à sa position finale, comme détaillé dans le tableau 3.4 et illustré dans les graphes de la figure 3.19. De plus, l'intervalle de tension donné dans la section précédente pour chaque matériau est l'intervalle fonctionnel du micromiroir afin de maintenir un régime stable. En revanche, si ces tensions sont dépassées, le micromiroir entre dans un régime instable où il oscille entre des valeurs extrêmes qui causeront finalement un court-circuit. Cette instabilité est montrée dans la figure 3.20, qui illustre le comportement oscillatoire entre des valeurs extrêmes pour l'aluminium (le même comportement est observé pour les différents matériaux), dépassant ainsi l'écart entre le miroir et les électrodes du micromiroir, qui est de 1 μm .

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

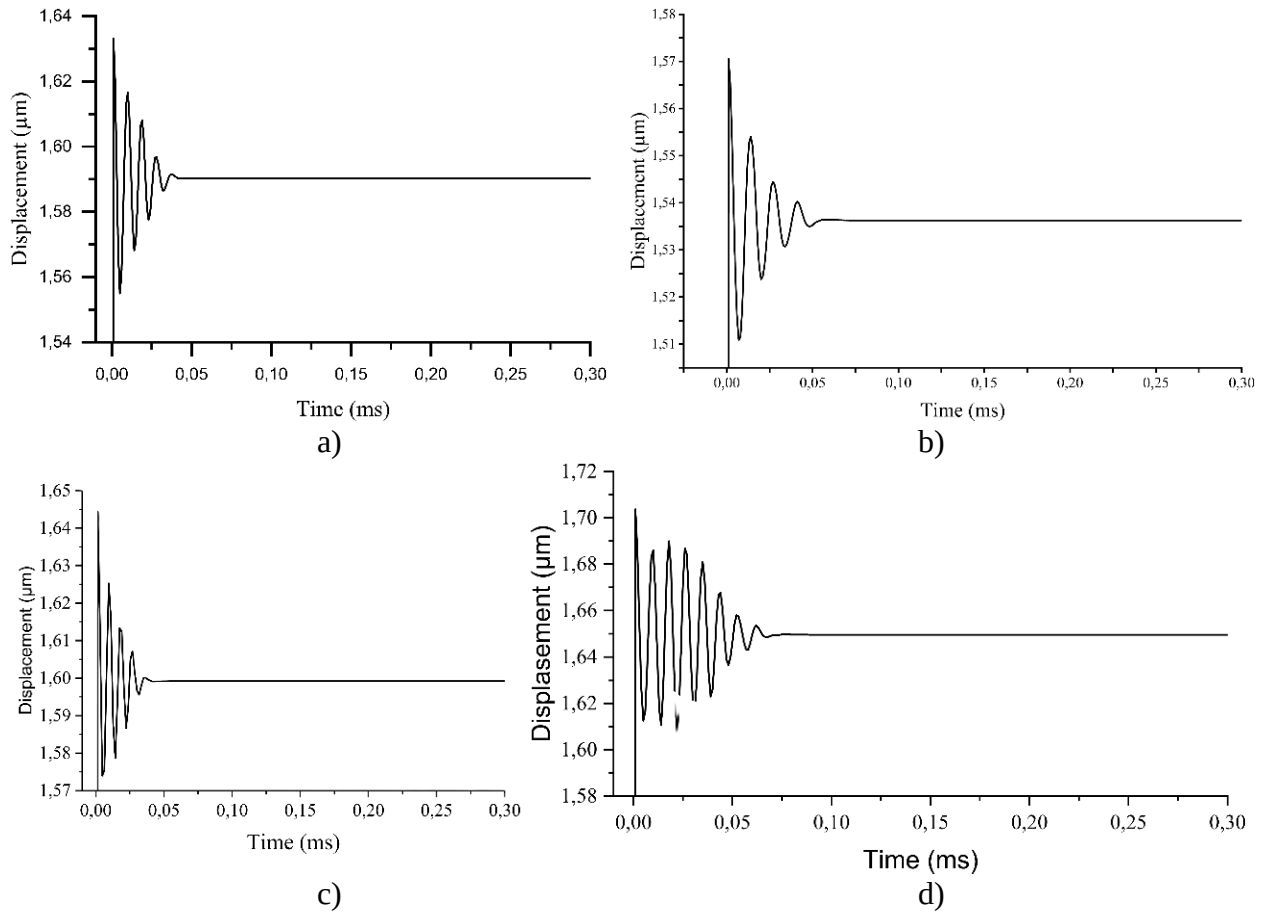


Figure 3.19 : Temps de stabilité pour : a) Aluminium 3008-H18. b) Cuivre. c) Silicium. d) Acier AISI 4340

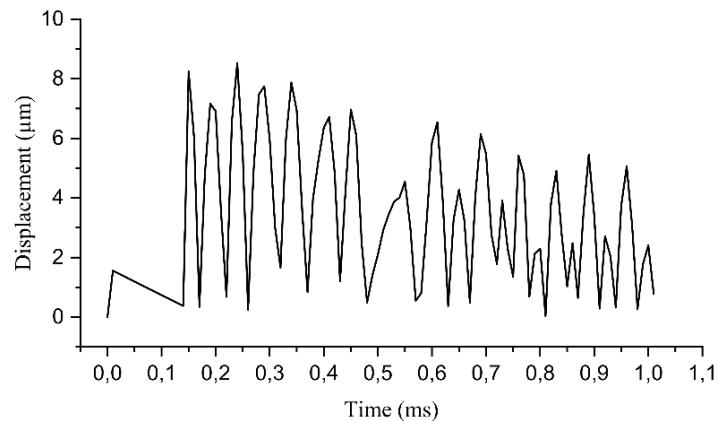


Figure 3.20 : Instabilité du micromiroir à 28V (pour l'aluminium 3008-H18)

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

Tableau 3.4 : Temps de stabilité dans l'intervalle de tension opérationnelle pour chaque matériau

Matériaux	Aluminium 3008-H18	Cuivre	Silicium	Acier AISI4340
Intervalle de tension opérationnelle.	[0V à 27V]	[0V à 32V]	[0V à 43V]	[0V à 46V]
Temps de stabilité (µs)	40	60	45	74

3.6.2.3. Consommation d'énergie électrique

À partir des résultats des simulations, nous avons extrait les valeurs de la consommation d'énergie électrique pour tous les matériaux utilisés, dans le but de sélectionner le matériau avec la consommation d'énergie la plus optimale. Les valeurs trouvées sont : pour l'aluminium 3008-H18, la consommation d'énergie électrique est de $7,72 \times 10^{-8}$ µJ ; $1,08 \times 10^{-7}$ µJ pour le cuivre ; $1,96 \times 10^{-7}$ µJ pour le silicium ; et pour l'acier AISI 4340, elle est de $2,24 \times 10^{-7}$ µJ. Ces valeurs ont été obtenues sous la condition où la tension maximale spécifiée pour chaque matériau est appliquée à l'électrode (e1 ou e2) pendant une période de 1 ms. La figure 3.21 représente la consommation électrique de l'aluminium 3008-H18, montrant que la consommation d'énergie reste constante pendant toute la durée de 1 ms. La même observation est faite pour les autres matériaux.

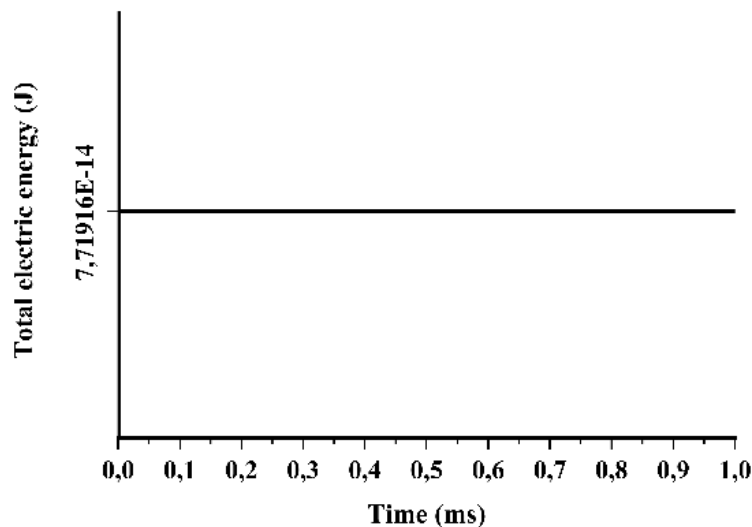


Figure 3.21 : Energie électrique totale consommée pour une période de 1 ms

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

3.6.2.4. Choix du matériau pour la barre de torsion du micromiroir

Les résultats, résumés dans le tableau 3.5, évaluant les différents matériaux pour la barre de torsion du micromiroir, montrent que l'aluminium 3008-H18 est le choix optimal. Il se distingue par son temps de stabilité minimal de seulement 40 microsecondes et nécessite la tension la plus faible (27V) pour atteindre l'inclinaison maximale de $\pm 12,75$ degrés ou $\pm 1,6 \mu\text{m}$. Bien que l'acier AISI 4340 ait montré une inclinaison légèrement plus élevée ($\pm 13,13$ degrés ou $\pm 1,65 \mu\text{m}$), les valeurs étaient comparables. Il a également démontré qu'il a la plus faible consommation d'énergie électrique, seulement $7,72 \times 10^{-8} \mu\text{J}$. Par conséquent, les performances de l'aluminium étaient globalement plus équilibrées. Cela rend l'aluminium 3008-H18 idéal pour les applications nécessitant une déviation précise de la lumière ou du faisceau laser, en raison de sa large plage d'inclinaison, de sa réponse rapide et de sa faible consommation d'énergie électrique. La conception du système permet également des modes de fonctionnement polyvalents, notamment :

- Un mode unidirectionnel, oscillant entre 0 et $\pm 12^\circ$;
- Un mode bidirectionnel, oscillant entre $-12,75^\circ$ et $+12,75^\circ$;
- Un mode libre, permettant au micromiroir de s'incliner sans oscillation vers n'importe quelle position dans la plage de $-12,75$ à $+12,75$ degrés.

Tableau 3.5 : Comparaison des performances du système proposé avec différents matériaux

Matériaux	Tension maximal (V)	Inclinaison maximale/angle de rotation ($\mu\text{m}/^\circ$)	Temps de stabilité maximum (μs)	Consommation d'énergie électrique (μJ)
Cuivre	32	1.54/12.29	60	1.08×10^{-7}
Aluminium 3008-H18	27	1.6/12.75	40	7.72×10^{-8}
Acier AISI 4340	46	1.65/13.13	74	2.24×10^{-7}
Silicium	43	1.59/12.67	45	1.96×10^{-7}

3.6.3. Simulation de la matrice de micromiroirs sous COMSOL

La capacité de la matrice de micromiroirs à afficher des images, a été un progrès significatif, illustrant son potentiel pour la représentation visuelle. Cette fonctionnalité a été obtenue en ajustant finement la tension appliquée à chaque micromiroir en fonction des données des pixels noirs et blancs d'une image. Ce contrôle précis a permis un affichage exact de diverses images, y compris, par exemple, la lettre 'A' et une créature en 2D, comme montré dans les figures 3.22.a et 3.22.b, démontrant la capacité des micromiroirs à reproduire des motifs d'images détaillés et distincts. En contrôlant avec précision la tension appliquée à chaque micromiroir en fonction des informations de pixels correspondantes. Les micromiroirs ont montré des orientations d'inclinaison distinctes, reproduisant fidèlement les motifs d'images souhaités (figures 3.22.c, d, e, f).

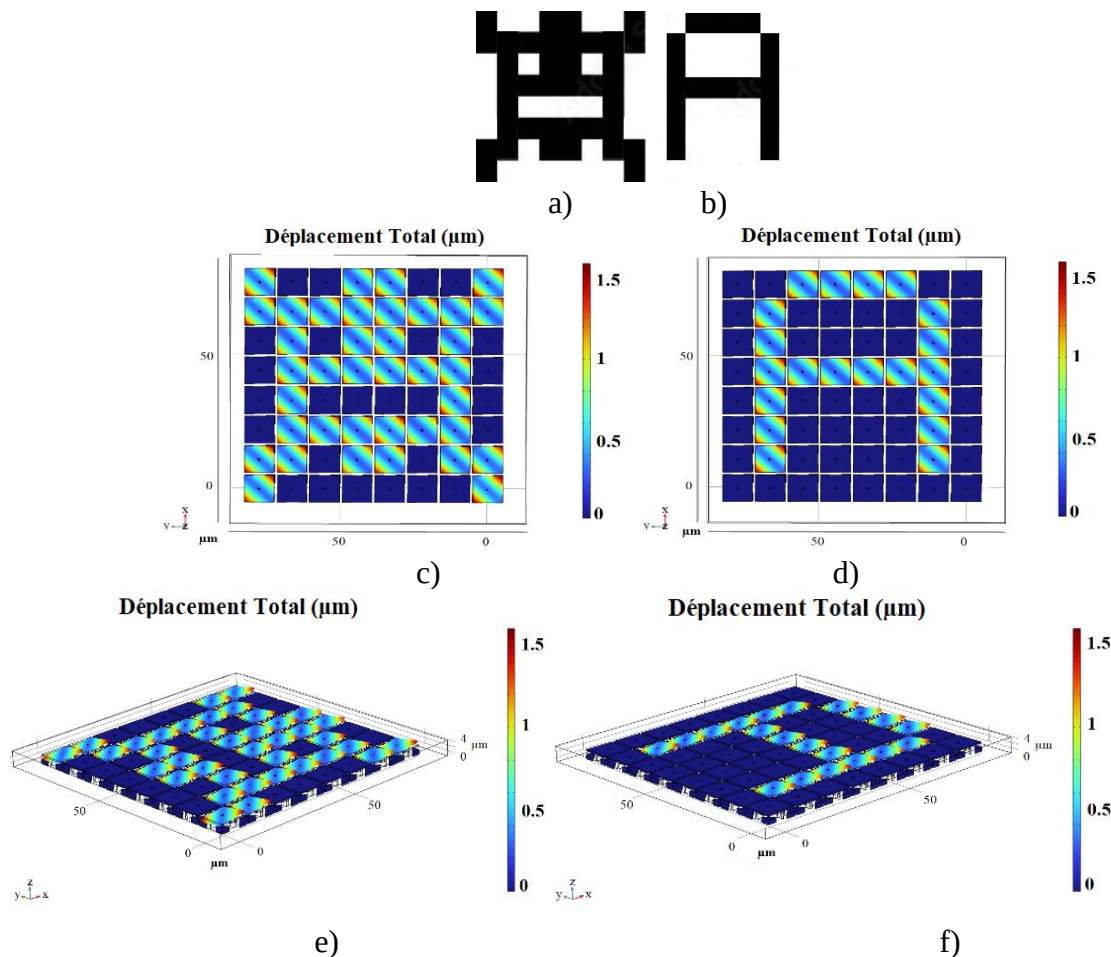


Figure 3.22 : Affichage d'image sur la matrice de micromiroirs : a, b) Images originales c, d) Micromiroir incliné pour l'affichage d'image sur la matrice (1) e, f) Vue représentative de la matrice

Chapitre 3 : Conception et modélisation de micromiroirs MOEMS pour la manipulation des faisceaux laser

Cette dernière partie de la simulation met l'accent sur l'utilisation de notre matrice de micromiroirs MOEMS pour l'affichage d'images numériques. En utilisant un script écrit en Python, nous avons pu extraire les états de chaque micromiroir de l'image primaire et les afficher sur la matrice sans aucune erreur d'extraction. Les images affichées sur la matrice ont fidèlement reproduit les images originales, comme montré dans la figure 3.22. Cependant, l'image doit avoir la même taille que la matrice (8x8 pixels) pour une clarté d'affichage optimale.

3.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la conception et la modélisation d'un micromiroir MOEMS pour l'affichage d'images numériques sous COMSOL Multiphysics. En nous concentrant sur la sélection du meilleur matériau pour la barre de torsion et sur l'algorithme d'affichage des images sur la matrice de micromiroirs, nous avons déterminé que l'aluminium 3008-H18 est le matériau optimal. Ce choix permet une performance équilibrée entre la tension appliquée, le temps de stabilité, inclinaison et consommation d'énergie électrique minimale. Cette optimisation, associée à notre approche innovante pour la représentation d'images sur la matrice de micromiroirs, démontre le potentiel de cette technologie pour un large éventail d'applications.

Nous avons également réalisé une expérience basée sur une matrice de micromiroirs MOEMS pour la poursuite d'une cible en temps réel. Les résultats obtenus soulignent l'importance et la capacité des micromiroirs à manipuler les rayons laser, ouvrant la voie à des applications et développements révolutionnaires dans divers domaines. Le dispositif expérimental que nous avons développé, intégrant le module DLP7000 avec un système de capteur et un algorithme de traitement d'images efficace, démontre un potentiel élevé pour un suivi laser et une précision de ciblage remarquables.

Dans le chapitre suivant, nous présenterons la conception et la modélisation d'un système basé sur notre matrice de micromiroirs où nous incluons l'œil d'un point de vue optique, pour une simulation plus réaliste et représentative de la photocoagulation rétinienne par laser.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

4. Conception et Modélisation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

4.1. Introduction

Ce chapitre se concentre sur la modélisation et la conception sous COMSOL Multiphysics d'un système innovant pour la photocoagulation rétinienne, appelé 'œil de faucon' (ODF), basé sur des micromiroirs. L'objectif principal est d'explorer l'intégration de la technologie MOEMS pour améliorer la précision et l'efficacité des traitements laser, en s'appuyant sur les connaissances développées dans les chapitres précédents.

Dans le chapitre 3, nous avons conçu une matrice de micromiroirs après avoir démontré leur capacité à façonner et à positionner avec précision des rayons laser sur une cible. Dans ce chapitre, nous complétons le dispositif en intégrant les paramètres optiques de l'œil afin de compenser les phénomènes de réfraction à travers les différentes couches de l'œil, ainsi que la courbure sphérique de la rétine. La trajectoire des rayons laser est ainsi corrigée pour atteindre des points spécifiques de la rétine. Nous présentons la modélisation du dispositif sous COMSOL et évaluons son efficacité pour atteindre les différentes zones de la rétine.

4.2. Flot de conception

Le principe de fonctionnement du dispositif de photocoagulation (figure 4.1) repose sur la capacité des micromiroirs à moduler un faisceau laser incident. En utilisant une image en noir et blanc (telle qu'une capture d'angiographie segmentée de la rétine) contenant les points cibles, les micromiroirs affichent sélectivement ces cibles et modulent les rayons spécifiques du faisceau laser incident vers l'œil.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

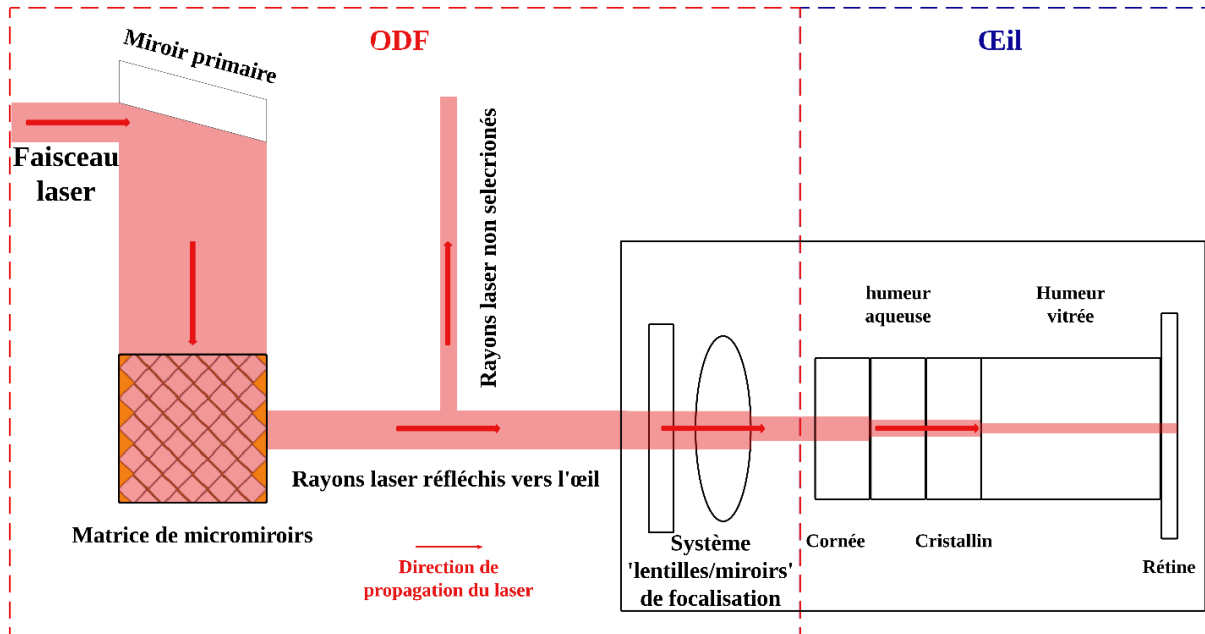


Figure 4.1 : Schéma de principe du dispositif de photocoagulation utilisant des micromiroirs pour la modulation du faisceau laser

Le système est conçu pour optimiser la photocoagulation rétinienne grâce à l'intégration de la technologie MOEMS. La méthodologie de conception se concentre sur deux aspects principaux : la modélisation de la structure optique de l'œil et la conception du dispositif optique rotatif. La modélisation de la structure optique de l'œil implique la création d'un modèle géométrique précis incluant les différentes structures de l'œil, tandis que la conception du dispositif ODF inclut la création d'un dispositif optique rotatif avec des lentilles de focalisation et un système de réflexion laser. Le flot de conception présenté dans la figure 4.2 détaille les étapes de la conception des deux parties clés de notre architecture.

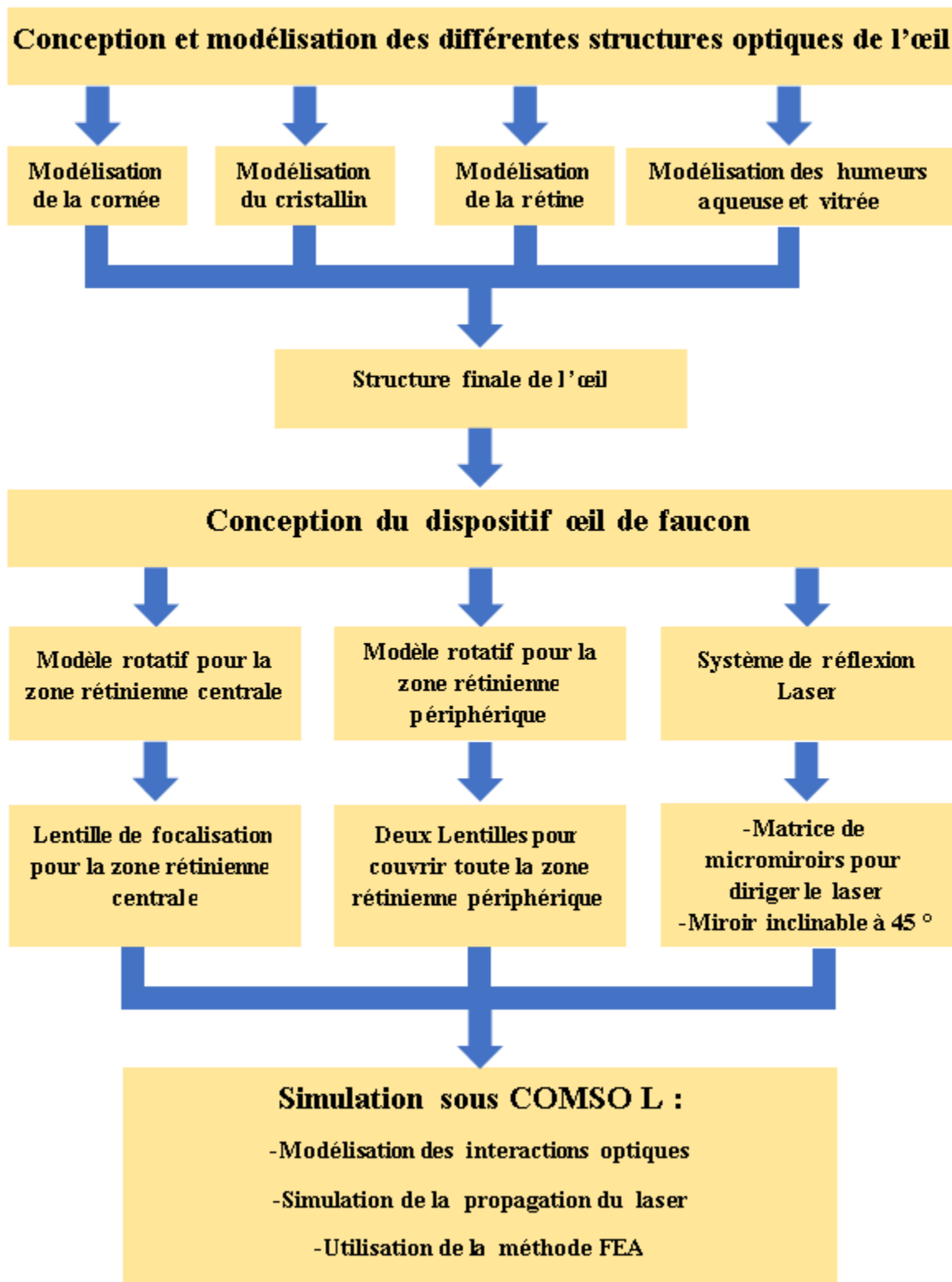


Figure 4.2 : Synoptique du Processus de Conception

4.3. Théorie de la propagation laser dans des milieux différents

4.3.1. Champs électriques et magnétiques dans la propagation du laser

Pour comprendre le comportement des rayons laser en propagation dans des milieux différents, comme dans l'œil où le rayon laser traverse quatre interfaces pour passer à travers cinq milieux différents (air, cornée, humeur aqueuse, cristallin et humeur vitrée), nous utiliserons les équations de Maxwell. Ces équations constituent la base théorique de l'électromagnétisme et sont essentielles pour décrire avec précision la propagation des faisceaux laser dans des environnements complexes. Elles sont détaillées ci-dessous :

- **Équation de Maxwell-Gauss pour le champ électrique**

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\epsilon} \quad (4.1)$$

Où $\mathbf{E}$ est le champ électrique, ρ est la densité de charge, et ϵ est la permittivité du vide.

- **Équation de Maxwell-Gauss de champ magnétique**

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (4.2)$$

Où $\mathbf{B}$ est le champ magnétique.

- **Loi de Faraday pour l'induction**

$$\nabla \times \mathbf{E} = - \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (4.3)$$

L'équation de l'induction montre qu'un champ magnétique variable dans le temps induit un champ électrique.

- **Loi d'Ampère-Maxwell**

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu \mathbf{J} + \mu \epsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (4.4)$$

Où $\mathbf{E}$ est le vecteur champ électrique, $\mathbf{B}$ est le vecteur champ magnétique, $\mathbf{J}$ est le vecteur densité de courant, ϵ est la permittivité électrique et μ est la perméabilité magnétique.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

Pour modéliser la propagation d'un faisceau laser, considérons des champs électromagnétiques dans un milieu isotrope diélectrique non magnétique, et où il n'y a ni charges libres ($\rho = 0$) ni courants de conduction ($J = 0$) [31]. Dans ce cas, les équations (4.1-4.4) se simplifient comme suit :

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = 0 \text{ (4.5)}; \nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \text{ (4.6)}; \nabla \times \mathbf{E} = - \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \text{ (4.7)}; \nabla \times \mathbf{B} = \mu\epsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \text{ (4.8)}$$

Pour obtenir l'équation différentielle pour le champ $\mathbf{E}$, prenons le rotationnel de l'équation 4.7 :

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} = \nabla \times \left(- \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \right) \text{ (4.9)}$$

Puis, nous utilisons l'identité vectorielle :

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} = \nabla(\nabla \cdot \mathbf{B}) - \nabla^2 \mathbf{E} \text{ (4.10)}$$

De (4.6) et (4.10) nous obtenons :

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} = -\nabla^2 \mathbf{E} \text{ (4.11)}$$

En substituant l'équation 4.9 dans l'équation 4.11, nous obtenons l'équation 4.12 :

$$\nabla^2 \mathbf{E} = \nabla \times \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \right) = \frac{\partial}{\partial t} (\nabla \times \mathbf{B}) \text{ (4.12)}$$

Ensuite, en remplaçant l'équation 4.8 dans l'équation 4.12, on obtient l'équation d'onde pour le champ électrique :

$$\nabla^2 \mathbf{E} = \frac{\partial}{\partial t} \left(\mu\epsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \right) \text{ (4.13)}$$

Ce qui nous donne l'équation différentielle de l'onde électrique (4.14) :

$$\nabla^2 \mathbf{E} = \mu\epsilon \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial t^2} \text{ (4.14)}$$

De manière similaire, on peut montrer que l'équation différentielle de l'onde magnétique est la suivante:

$$\nabla^2 \mathbf{B} = \mu\epsilon \frac{\partial^2 \mathbf{B}}{\partial t^2} \text{ (4.15)}$$

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

Dans notre cas, étant donné que nous étudions la propagation du laser à travers des milieux transparents, l'équation d'onde doit être adaptée pour tenir compte de l'indice de réfraction n du milieu à travers lequel il se propage. Cette adaptation est réalisée en remplaçant le terme $\mu\epsilon$ par la vitesse de propagation du laser, $\vartheta = \frac{c}{n} = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon}}$, dans l'équation d'onde pour le champ électrique E (4.15). Par conséquent, nous obtenons l'expression suivante :

$$\nabla^2 \mathbf{E} = \frac{n^2}{c^2} \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial t^2} \quad (4.16)$$

Pour simplifier les calculs et mieux comprendre les phénomènes, nous avons utilisé une solution dans une seule direction (z), donnée par :

$$\mathbf{E}(z, t) = \mathbf{E}_0 e^{i(kz - \omega t)} \quad (4.17)$$

Où $\mathbf{E}_0$ est l'amplitude du champ électrique, k est le nombre d'onde, et ω est la fréquence angulaire de l'onde. En substituant l'équation 4.17 dans l'équation 4.16, nous obtenons :

$$\frac{\partial^2}{\partial z^2} (\mathbf{E}_0 e^{i(kz - \omega t)}) = \frac{n^2}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} (\mathbf{E}_0 e^{i(kz - \omega t)}) \quad (4.18)$$

Nous obtenons alors :

$$-k^2 \mathbf{E}_0 e^{i(kz - \omega t)} = \frac{n^2}{c^2} (-\omega^2 \mathbf{E}_0 e^{i(kz - \omega t)}) \quad (4.19)$$

Ce qui nous donne :

$$k = \frac{n\omega}{c} = \frac{\omega}{\vartheta} \quad (4.20)$$

Le nombre d'onde k détermine comment le faisceau laser se propage à travers chaque milieu. Différents nombres d'onde indiquent des variations dans la propagation du faisceau en fonction de l'indice de réfraction du milieu. En utilisant la relation de dispersion, nous pouvons prévoir la propagation du faisceau laser à chaque interface entre différents milieux. La loi de Snell-Descartes peut ensuite être utilisée avec les nombres d'onde pour déterminer les angles de réfraction.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

4.3.2. Loi de Snell-Descartes

La loi de Snell-Descartes, également connue sous le nom de loi de la réfraction, décrit la manière dont un rayon lumineux se comporte lorsqu'il passe d'un milieu transparent à un autre avec un indice de réfraction différent. Elle est exprimée par l'équation 4.21 :

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (4.21)$$

Où n_1 et n_2 sont les indices de réfraction du premier et du deuxième milieu respectivement, et θ_1 et θ_2 sont respectivement l'angle d'incidence et l'angle de réfraction mesurés par rapport à la normale à l'interface entre les deux milieux.

La loi de Snell-Descartes peut être dérivée de principes fondamentaux tels que le principe de Fermat, qui stipule que la lumière suit le chemin qui minimise le temps de parcours, ou de la continuité des ondes électromagnétiques à l'interface entre deux milieux. Lorsque la lumière passe d'un milieu à un autre, elle change de vitesse en fonction des indices de réfraction des milieux $n = \frac{c}{v}$ (c étant la vitesse de la lumière et v la vitesse de l'onde dans le milieu). Cet effet de changement de vitesse entraîne une modification de la direction de propagation de la lumière, phénomène connu sous le nom de réfraction. Lorsque la lumière passe d'un milieu moins réfringent (indice de réfraction plus bas) à un milieu plus réfringent (indice de réfraction plus élevé) :

$$n_1 < n_2 \rightarrow \theta_2 < \theta_1$$

La lumière se rapproche de la normale. Par exemple, lorsque la lumière passe de l'air ($n \approx 1$) à l'eau ($n \approx 1.33$), l'angle de réfraction est plus petit que l'angle d'incidence. En revanche, lorsque la lumière passe d'un milieu plus réfringent à un milieu moins réfringent :

$$n_1 > n_2 \rightarrow \theta_2 > \theta_1$$

La lumière s'éloigne de la normale. Inversement à notre exemple, lorsque la lumière passe de l'eau à l'air, l'angle de réfraction est plus grand que l'angle d'incidence.

4.3.3. Application de la théorie de la propagation des lasers : étude de cas sur la transmission d'un faisceau laser à travers l'œil

Dans cette section, nous allons montrer comment la loi de Snell-Descartes et le nombre d'onde nous aident à comprendre et interpréter la propagation du laser à travers l'œil, en passant par cinq

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

milieux avec des indices de réfraction différents. Dans notre cas, nous allons prendre un rayon laser avec une longueur d'onde de 532 nm, qui traversera l'œil au milieu de la pupille, avec une inclinaison de 30° par rapport à la tangente qui passe par le point d'entrée (figure 4.3).

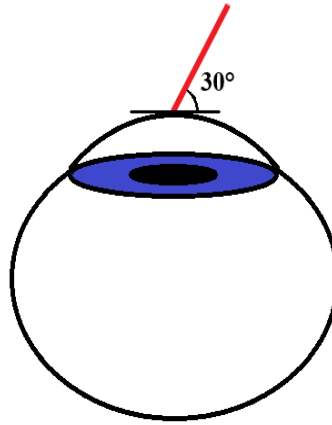


Figure 4.3 : Angle d'incidence du laser (30°)

Le tableau 4.1 présente les indices de réfraction, les nombres d'onde et les angles de réfraction pour un faisceau laser de 532 nm traversant l'air, la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitrée. Les angles de réfraction sont calculés en utilisant la loi de Snell-Descartes, en commençant par un angle d'incidence initial de 30°, en appliquant la loi de Snell-Descartes à chaque interface.

Tableau 4.1 : Indices de réfraction, nombres d'onde et angles de réfraction pour un faisceau laser de 532 nm entrant dans l'œil à 30°

Milieu	Indice de Réfraction (n)	Angle d'Incidence (θ_1)	Nombre d'Onde (k) [m^{-1}]	Angle de Réfraction (θ_2)
Air	1.000	/	1.18×10^7	30°
Cornée	1.376	30°	1.62×10^7	$\approx 21.3^\circ$
Humeur Aqueuse	1.336	$\approx 21.3^\circ$	1.58×10^7	$\approx 22.0^\circ$
Cristallin	1.41	$\approx 22.0^\circ$	1.66×10^7	$\approx 20.8^\circ$
Vitré	1.336	$\approx 20.8^\circ$	1.58×10^7	$\approx 22.0^\circ$

Avec $\theta_2 = \sin^{-1}\left(\frac{n_1}{n_2} \sin \theta_1\right)$.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

Les résultats du tableau 4.1 concernant les angles de réfraction et les nombres d'onde dans chaque milieu montrent clairement la relation entre le nombre d'onde k et les changements d'angle de réfraction à chaque interface traversée par le faisceau laser. Le nombre d'onde, étant directement proportionnel à l'indice de réfraction n du milieu, indique la densité des cycles d'onde par unité de distance. Lorsque le faisceau laser passe de l'air ($n \approx 1$, $k = 1.18 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$) à la cornée ($n = 1.376$, $k = 1.62 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$), l'augmentation de l'indice de réfraction entraîne une réduction de l'angle de réfraction de 30° à 21.3° . Cette réduction de l'angle de réfraction s'explique par la diminution de la vitesse de la lumière dans la cornée, reflétée aussi par l'augmentation de k .

À l'interface entre la cornée et l'humeur aqueuse, bien que l'indice de réfraction diminue légèrement ($n = 1.336$, $k = 1.58 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$), l'angle de réfraction augmente légèrement à 22.0° . Cette transition montre comment une légère réduction de la densité des cycles d'onde (k) permet à la lumière de se réfracter à un angle plus grand. En passant du cristallin ($n = 1.41$, $k = 1.66 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$) au vitré ($n = 1.336$, $1.58 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$), nous observons une augmentation de l'angle de réfraction de 20.8° à 22.0° , accompagnée d'une diminution du nombre d'onde. Cette dernière transition confirme que les variations du nombre d'onde, dues aux changements d'indice de réfraction des milieux, prédisent les valeurs des angles de réfraction selon la loi de Snell-Descartes. Ainsi, la relation entre le nombre d'onde et les angles de réfraction permet de prédire précisément la trajectoire du faisceau laser à travers les structures de l'œil, comme l'illustre la figure 4.4.

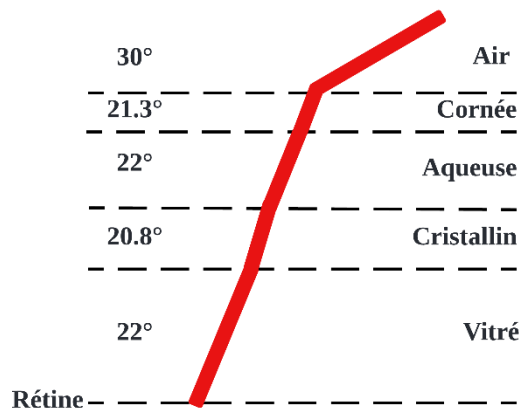


Figure 4.4 : Illustration de la propagation du laser à travers les différentes structures de l'œil

4.3.4. Modélisation FEA sous COMSOL du dispositif de photocoagulation par laser

La complexité de notre système, qui implique la propagation du faisceau laser à travers les différentes structures de l'œil et sa focalisation à l'aide de lentilles, rend les calculs analytiques difficiles. Par conséquent, nous allons utiliser la méthode FEA avec COMSOL Multiphysiques pour obtenir des résultats précis. Les étapes suivantes détaillent les équations utilisées pour modéliser et simuler les phénomènes physiques impliqués.

Pour simuler la trajectoire du faisceau laser et la diffraction à travers les structures de l'œil, nous utilisons le module 'Optique Géométrique' et l'étude 'Ray Tracing' dans COMSOL Multiphysiques. Les principales équations et les principes appliqués sont les suivants :

- Équation de la Position du Rayon laser et équation du Vecteur d'Onde :

La position du rayon $\mathbf{q}$ en fonction du temps est déterminée par l'équation 4.22 :

$$\frac{d\mathbf{q}}{dt} = \frac{\partial \omega}{\partial \mathbf{k}} \quad (4.22)$$

Dans le contexte de l'optique géométrique, ces équations indiquent que la vitesse de propagation du rayon est égale à la dérivée partielle de la fréquence angulaire ω par rapport au vecteur d'onde $\mathbf{k}$

Où $\mathbf{q}(t)$ est égale à :

$$\mathbf{q}(t) = \mathbf{q}_0 + vt\mathbf{k} \quad (4.23)$$

Où $\mathbf{q}_0$ est la position initiale du rayon, et $\mathbf{k}$ est le vecteur unitaire dans la direction de $\mathbf{k}(t)$.

L'évolution du vecteur d'onde $\mathbf{k}$ en fonction du temps est donnée par l'équation 4.24 :

$$\frac{\partial \mathbf{k}}{\partial t} = -\frac{\partial \omega}{\partial \mathbf{q}} \quad (4.24)$$

Cette équation décrit la variation du vecteur d'onde en réponse aux variations spatiales de la fréquence angulaire ω . Dans un milieu homogène, cette dérivée est souvent nulle, ce qui signifie que le vecteur d'onde reste constant avec :

$$\mathbf{k}(t) = \mathbf{k}_0 \quad (4.25)$$

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

- Calcul de l'angle de réfraction et de la distance focale :

Aux interfaces entre différents milieux, le vecteur d'onde change selon la loi de Snell-Descartes, qui est représentée dans l'équation 4.21.

La focalisation des rayons laser dans notre système sera réalisée à l'aide de trois lentilles. La distance focale des lentilles est déterminée par la formule 4.26 :

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) \quad (4.26)$$

Où R_1 et R_2 sont les rayons de courbure des surfaces de la lentille.

En appliquant la méthode FEA, nous reproduisons fidèlement les interactions optiques complexes, ce qui permet de résoudre les équations associées et de fournir des résultats précis sur la trajectoire et la mise au point des rayons laser à travers les différentes structures de l'œil. Ce processus implique la discrétisation des équations sur un maillage fin de la géométrie du système.

4.4. Conception et modélisation sous COMSOL d'un dispositif optique à base de MOEMS pour la photocoagulation rétinienne

Dans cette section, nous présentons la conception et la modélisation d'un système optique basé sur des micromiroirs pour la photocoagulation rétinienne. Dans un premier temps, nous modélisons l'œil en utilisant des principes optiques afin de tracer avec précision et fidèlement le trajet des rayons optiques jusqu'à la rétine. Ensuite, nous concevons le système optique ODF qui achemine le laser pour couvrir toute la surface rétinienne, assurant ainsi une couverture complète.

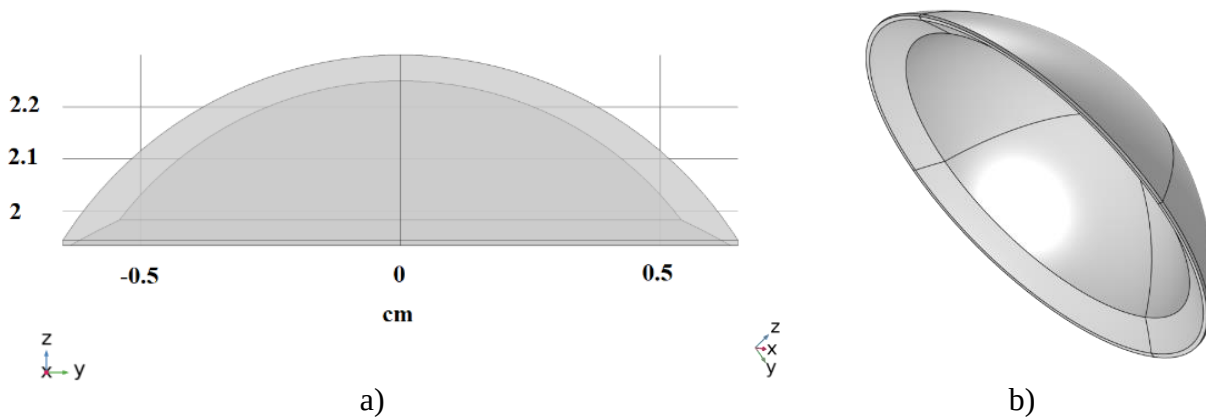
4.4.1. Modélisation de la structure optique de l'œil humain

Les caractéristiques géométriques et optiques typiques de l'œil humain, présentées dans la section 1.2, nous ont servi de modèle pour la modélisation d'un œil sous COMSOL. Nous avons respecté les dimensions géométriques et les valeurs moyennes des indices de réfraction lorsque l'œil n'est pas en accommodation, afin de reproduire fidèlement la propagation des rayons, qu'ils soient lumineux ou laser, à travers toute la structure de l'œil humain.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

4.4.1.1. Modélisation de la cornée

La cornée est une lentille biologique responsable des deux tiers du pouvoir optique de l'œil. Pour la modéliser, nous avons choisi une lentille asphérique parabolique en verre, en lui attribuant l'indice de réfraction d'une cornée humaine ($n = 1.376$). Le rayon extérieur de la première courbure est de 7,7 mm et le rayon intérieur de la deuxième courbure est de 6,8 mm comme illustré dans la figure 4.5. Les deux courbures sont convergentes afin de focaliser efficacement les rayons lumineux entrants. De plus, l'épaisseur de la cornée est de 0,5 mm, avec un diamètre total de 11 mm, représentant les dimensions typiques d'une cornée humaine.



4.4.1.2. Modélisation du cristallin

Le cristallin est la deuxième lentille biologique de l'œil, responsable du tiers restant du pouvoir optique de l'œil. Pour le modéliser, nous avons choisi d'utiliser une lentille en verre biconvexe, convergente sur la face antérieure et divergente sur la face postérieure, avec un indice de réfraction n égal à 1.405. Les rayons des deux courbures sont respectivement de 6 mm et -11 mm (le signe moins indiquant la courbure divergente), comme illustré dans la figure 4.6. L'épaisseur est de 3,5 mm et le diamètre total du cristallin est de 9,5 mm.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

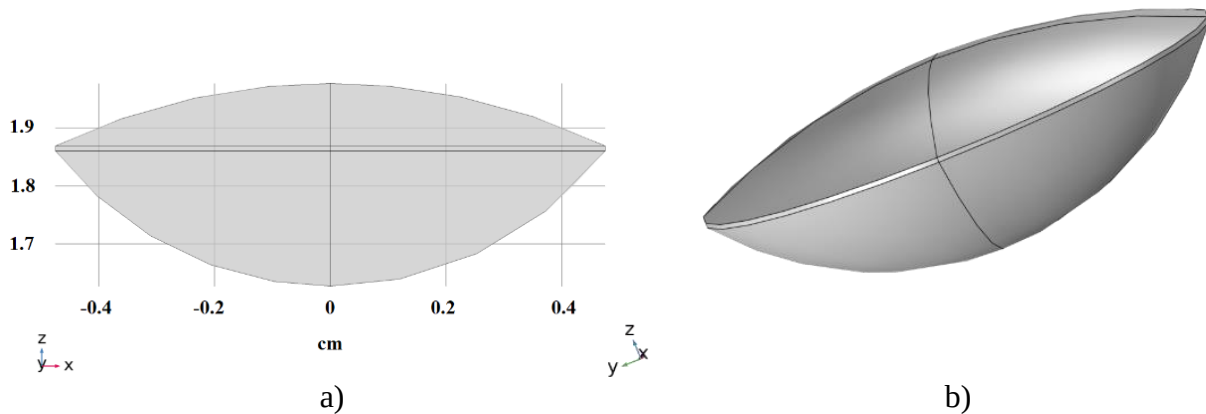


Figure 4.6 : Géométrie du cristallin sous COMSOL : a) Vue de face. b) Vue perspective

4.4.1.3. Modélisation de la rétine

Dans notre simulation, la rétine sert de barrière pour les rayons laser, permettant d'observer précisément l'emplacement des impacts du laser. Nous l'avons modélisé en utilisant une ellipse à trois axes : les deux premiers, représentant les axes horizontaux, sont égaux à 2,35 cm, et le troisième, l'axe vertical qui passe par le centre de la cornée jusqu'à la rétine, a un diamètre de 2 cm, avec une épaisseur de 250 μm (valeur moyenne de l'épaisseur de la rétine). La structure est vide à l'intérieur afin de contenir le cristallin, l'humeur aqueuse et l'humeur vitrée. De plus, la structure présente à son sommet une ouverture circulaire de 0,8 cm de diamètre représentant la pupille avec une dilatation maximale. Cette valeur est sélectionnée en raison de la dilatation complète de la pupille lors des interventions laser de photocoagulation rétinienne. La structure de la rétine est montrée dans la figure 4.7.

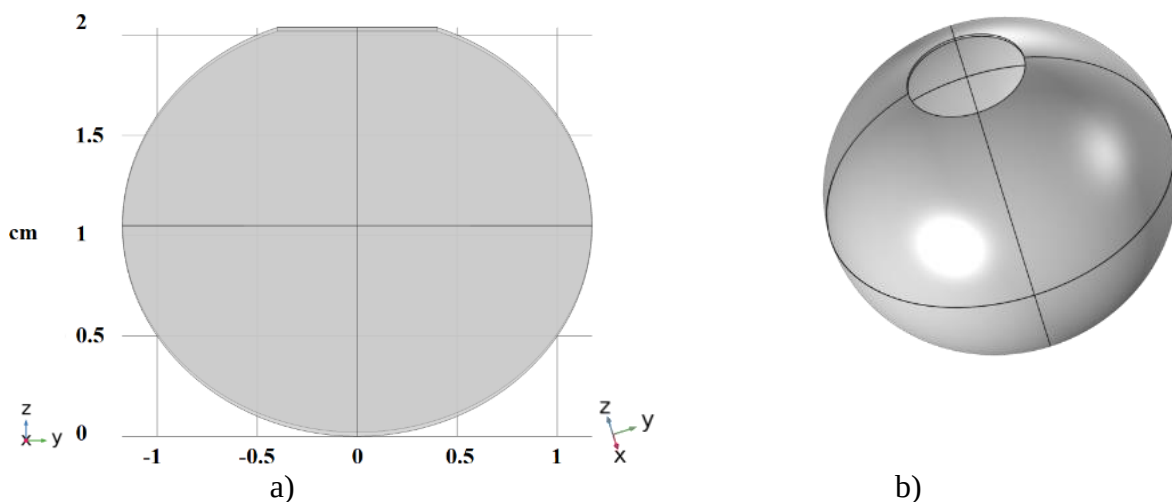


Figure 4.7 : Géométrie de la rétine sous COMSOL : a) Vue de face. b) Vue perspective

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

4.4.1.4. Modélisation des humeurs aqueuse et vitrée

Afin de modéliser les humeurs aqueuse et vitrée, nous avons choisi d'utiliser l'eau comme matériau en modifiant son indice de réfraction pour qu'il soit égal à celui des humeurs, soit 1.336. Ce choix a été fait en raison de la nature liquide des deux humeurs [18], de sorte que la propagation du laser dans ces deux liquides soit identique à celle dans les humeurs. Pour leur forme, après avoir positionné la cornée et le cristallin par rapport à la rétine, nous avons transformé l'espace restant en deux structures représentant les deux humeurs, comme montré dans la figure 4.8.

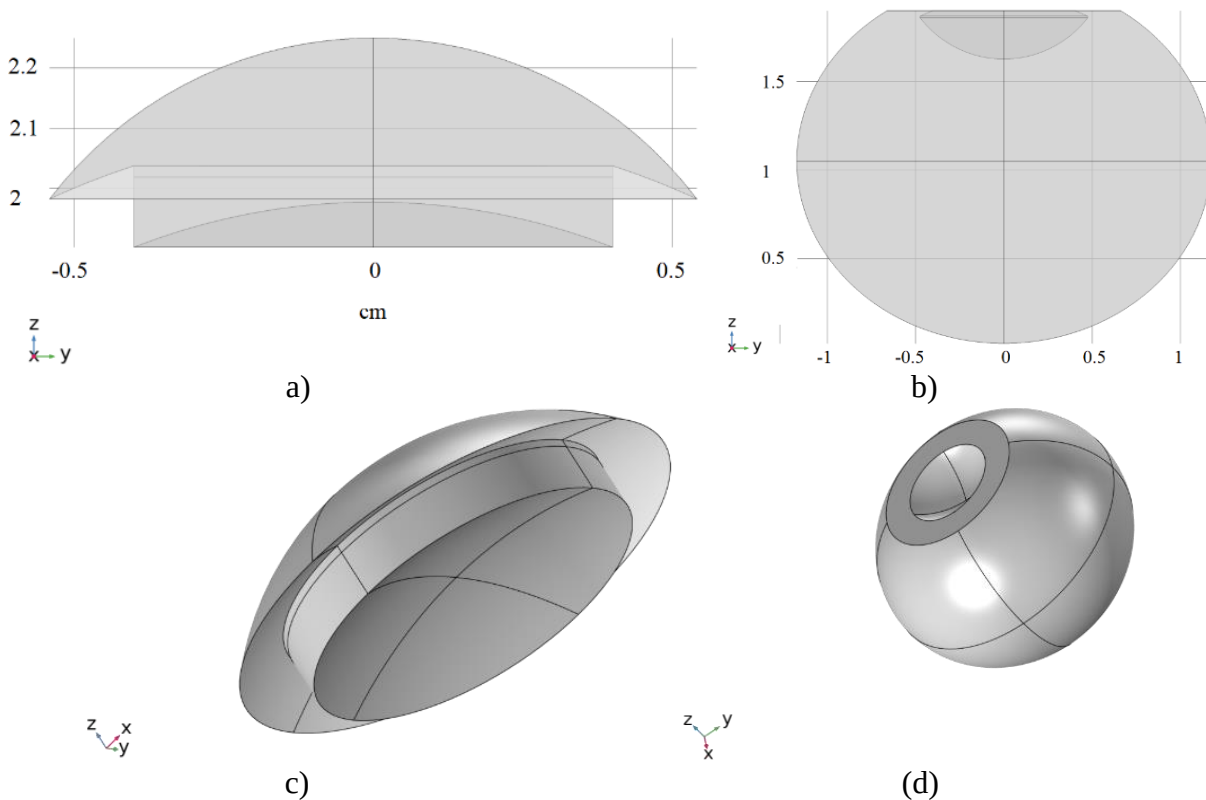


Figure 4.8 : Géométrie de l'humeur vitrée et aqueuse sous COMSOL : a) Vitée vue de face. b) Aqueuse vue de face. c) Vitée vue perspective. d) Aqueuse vue perspective

4.4.1.5. Structure générale de l'œil humain sous COMSOL

La structure finale de l'œil humain est présentée dans la figure 4.9. Après avoir déterminé l'emplacement de chaque partie comme présenté dans cette section, nous avons obtenu les dimensions finales de la structure (figure 4.10), où la distance entre la surface centrale (macula) de la rétine et le point central le plus haut de la cornée est de 23 mm, avec une distance de 16 mm entre la rétine et le cristallin, et une distance de 3 mm entre le cristallin et la cornée.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

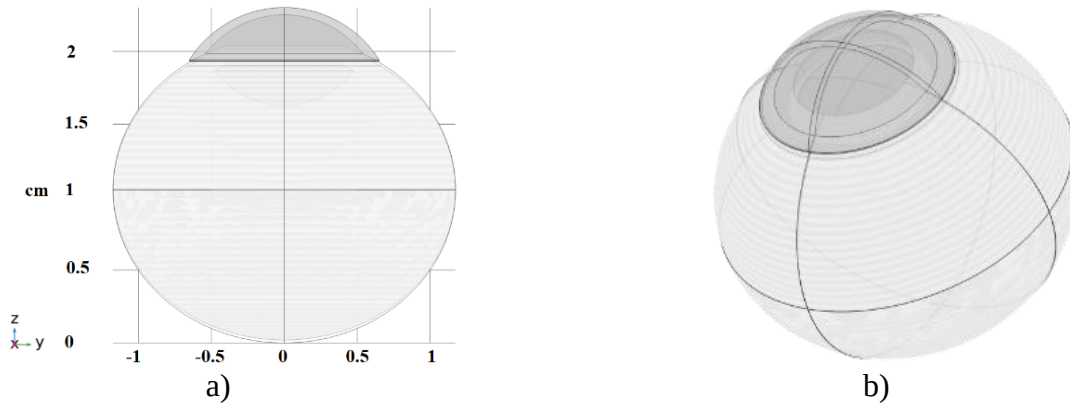


Figure 4.9 : Géométrie finale de l'œil sous COMSOL : a) Vue de face. b) Vue perspective

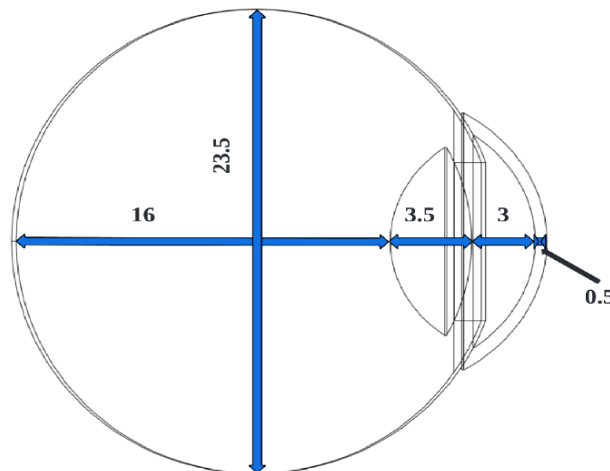


Figure 4.10 : Dimensions (en mm) de l'œil modélisé sous COMSOL

4.4.2. Modélisation et conception du dispositif optique pour la photocoagulation rétinienne

Dans cette section, nous présentons le dispositif optique rotatif ODF, conçu et modélisé dans COMSOL. Ce dispositif est en contact direct avec l'œil (sur la cornée) pour diriger le faisceau laser vers tous les points de la rétine. L'ODF dispose d'une section inférieure interchangeable pouvant accueillir deux modèles différents : l'un pour cibler la zone rétinienne centrale et l'autre pour les zones périphériques (inférieure et supérieure) de la rétine. La structure du dispositif est détaillée ci-dessous.

4.4.2.1. Dispositif inférieur de l'ODF

Le dispositif inférieur du système comporte deux modèles : l'un cible la zone centrale de la rétine, l'autre cible la partie périphérique. Les deux modèles ont une architecture géométrique

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

similaire, avec une différence principale dans l'emplacement des lentilles de focalisation du laser. Le premier modèle, destiné à la zone centrale de la rétine, utilise une lentille de focalisation unique placée au centre du dispositif (Figure 4.11). En revanche, le second modèle intègre deux lentilles, positionnées pour couvrir efficacement toute la zone périphérique de la rétine, de la bordure avec la macula à la périphérie près du cristallin.

L'architecture générale du système comprend une lentille de contact opaque à sa base destinée à être posée sur la cornée, avec une ouverture de 2,7 mm de largeur (Figures 4.11 et 4.12) pour permettre le passage du laser. Sous cette lentille, se trouve une chambre rectangulaire de 1 cm de hauteur, 1,95 cm de largeur et 0,3 cm de longueur contient le système de ciblage par miroirs et lentilles, permettant de choisir, selon le modèle utilisé, la région rétinienne à traiter.

Dans le premier modèle, une ouverture centrale de 0,71 cm par 0,26 cm se trouve au sommet, offrant une vue directe sur la lentille de focalisation (Figure 4.11). Le second modèle comporte deux ouvertures de 0,5 cm par 0,26 cm, situées aux extrémités du sommet (Figure 4.12), guidant le laser vers des miroirs qui le reflètent vers les deux lentilles de focalisation pour les régions rétiniennes périphériques supérieure et inférieure. La rotation du dispositif inférieur permet de sélectionner la zone horizontale périphérique à traiter.

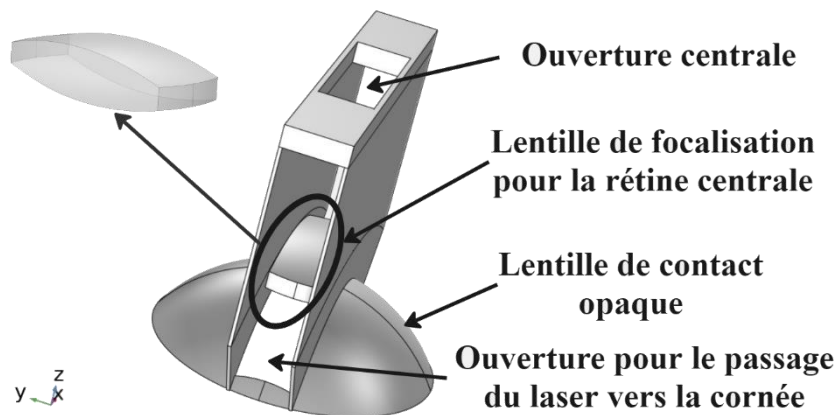


Figure 4.11 : Architecture ODF inférieure pour la photocoagulation rétinienne : Dispositif inférieur ciblant la rétine centrale

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

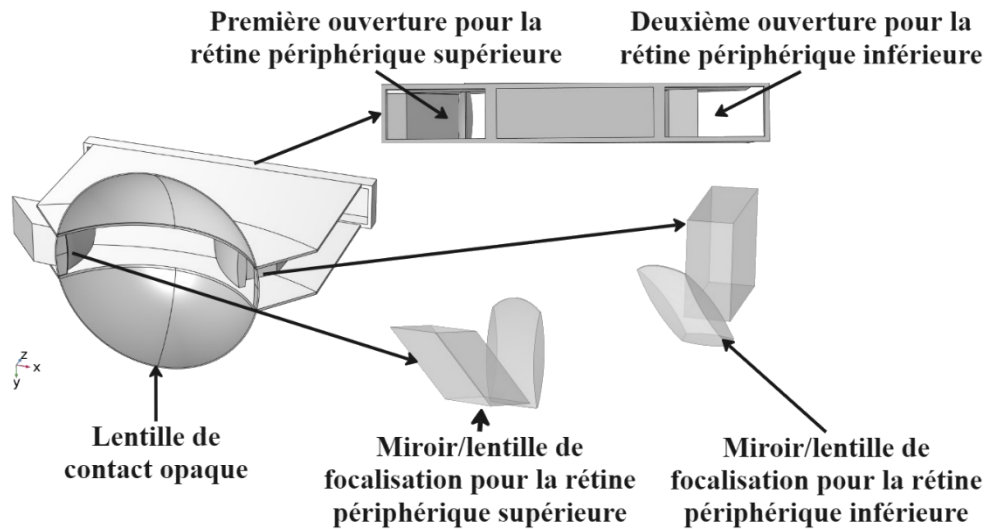


Figure 4.12 : Architecture ODF inférieure pour la photocoagulation rétinienne : Dispositif inférieur ciblant la rétine périphérique

Le système inférieur du ODF comprend deux modèles pour cibler différentes régions de la rétine (zone rétinienne centrale, zone rétinienne périphérique supérieure et inférieure) :

- Système pour la rétine centrale (Figure 4.13) :

Ce système utilise une lentille biconvexe unique, positionnée au centre, pour couvrir toute la rétine centrale. La lentille a un diamètre de courbure de 14 mm et une épaisseur de 2 mm. Pour une intégration optimale, elle est façonnée en forme rectangulaire, avec des dimensions de 0,27 cm de largeur et 0,82 cm de longueur, comme indiqué dans la figure 4.11.

- Système pour la rétine périphérique :

Ce système utilise deux ensembles distincts de lentilles et de miroirs pour diriger le laser vers la rétine périphérique. Le premier ensemble, destiné à la partie supérieure de la rétine (près du cristallin, figure 4.13), comprend une lentille avec un diamètre de courbure de 7 mm, une épaisseur de 0,9 mm, et une forme rectangulaire mesurant 0,27 cm de largeur sur 0,36 cm de longueur (figure 4.12). Le deuxième ensemble est dédié à la partie inférieure de la rétine (vers la fovéa, figure 4.13) et comporte une lentille ayant un diamètre de courbure de 9 mm, une épaisseur de 1 mm, et une forme rectangulaire avec des dimensions de 0,27 cm de largeur sur 0,5 cm de longueur (Figure 4.12).

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

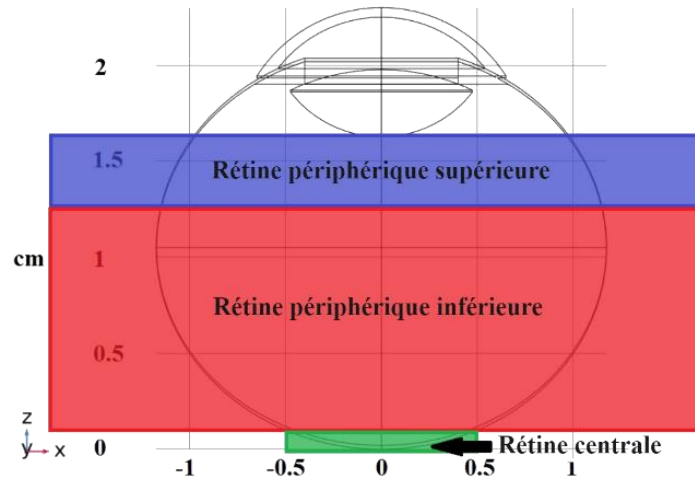


Figure 4.13 : Zones rétinienne ciblées par les deux modèles inférieurs de l'ODF

4.4.2.2. Système de réflexion laser (dispositif supérieur de l'ODF)

Le système de réflexion laser utilise des micromiroirs pour diriger précisément le laser vers un point spécifique de la rétine. Le système comprend deux absorbeurs de laser (Figure 4.14.a) pour éviter les réflexions non contrôlées provenant des micromiroirs non activés et des bords. Le processus commence par la réflexion du laser sur un miroir rectangulaire incliné à 45° , transformant ainsi le faisceau laser circulaire initial en un faisceau de forme rectangulaire et modifiant sa trajectoire de la verticale à l'horizontale. Ensuite, le laser interagit avec une matrice de micromiroirs inclinée à 57° (Figure 14.14.b). Les micromiroirs non actionnés maintiennent le laser hors de dispositif inférieur. Cependant, lorsqu'ils sont activés, leur inclinaison passe de 57° à 45° , redirigeant ainsi le laser verticalement à travers les ouvertures du dispositif.

La direction finale du laser dépend de la zone rétinienne ciblée, permettant au laser de traverser l'ouverture centrale, gauche ou droite (Figures 4.11 et 4.12). Le faisceau est ensuite réfléchi et focalisé par le système miroir-lentille ou par la lentille centrale, avant d'atteindre la rétine via la cornée. Le système complet ODF, incluant les dispositifs supérieur et inférieur, est illustré par la Figure 4.15. (Pour la partie concernant la génération des inclinaisons des micromiroirs, veuillez consulter l'annexe B.3.).

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

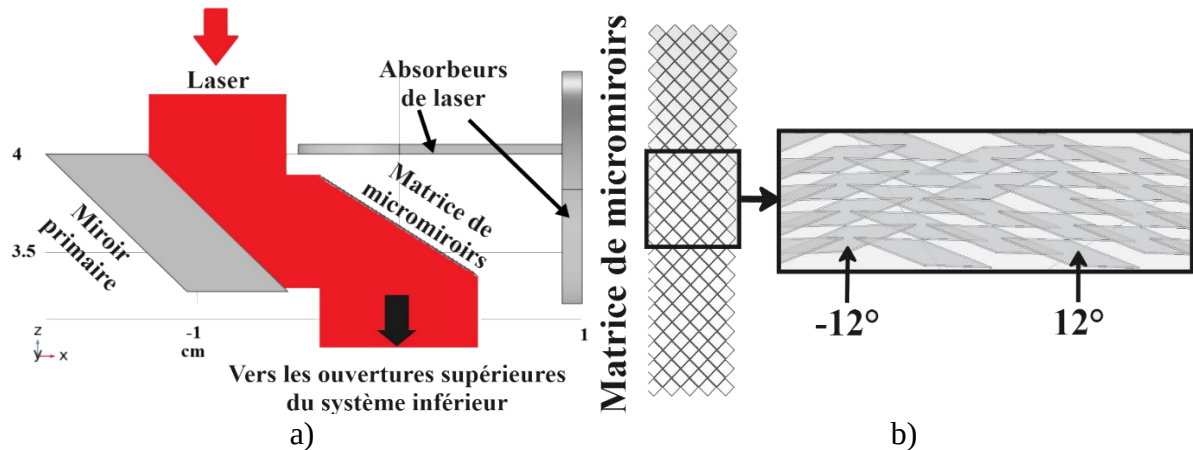


Figure 4.14 : Dispositif supérieur de réflexion laser avec matrice de micromiroirs : a) Illustration de la réflexion laser par le miroir primaire et les micromiroirs. b) Matrice de micromiroirs dirigeant le laser, actionnée à $+12^\circ$ et -12°

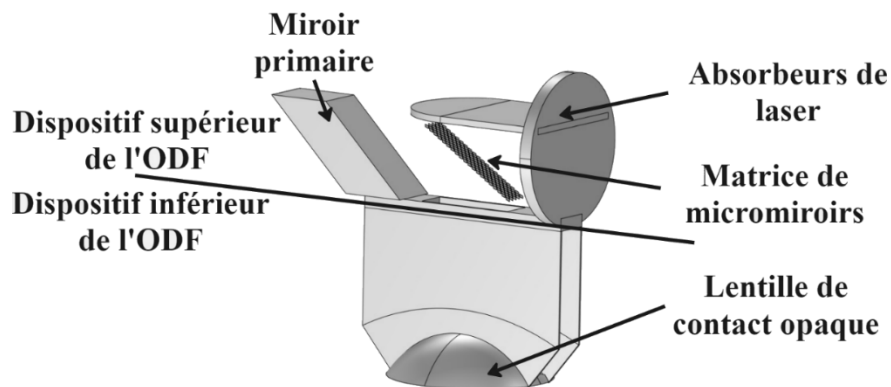


Figure 4.15 : Vue complète du système ODF (dispositifs supérieur et inférieur)

4.4.3. Configuration des paramètres de la simulation

4.4.3.1. Configuration des éléments

Les éléments configurés incluent des surfaces réfléchissantes comme les micromiroirs et les miroirs qui dirigent le laser, ainsi que des éléments absorbants qui bloquent les rayons laser indésirables, tels que les parois de l'ODF, les absorbeurs et la surface interne de la rétine, qui est la cible finale du laser afin d'observer l'impact. Ces surfaces sont définies dans COMSOL au sein des sous-modules d'optique géométrique. COMSOL utilise les propriétés des matériaux pour identifier avec précision les éléments qui réfléchissent et réfractent la lumière. L'eau est choisie pour les humeurs vitrée et aqueuse, tandis que le verre est utilisé pour la cornée, le cristallin, et les lentilles des deux modules inférieurs de l'ODF. Ces matériaux transparents permettent à la lumière de passer et de se réfracter en fonction de leurs indices de réfraction spécifiques.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

4.4.3.2. Laser

Dans COMSOL, nous pouvons configurer divers paramètres du laser, notamment la taille, la forme, la longueur d'onde et la direction. Pour notre simulation, nous avons choisi une forme de laser cylindrique avec une longueur d'onde de 532 nm, sélectionnée pour son absorption efficace par l'hémoglobine et la mélanine. La forme cylindrique assure la couverture de toute la surface du miroir primaire, qui redirige le laser vers les micromiroirs, tout en s'alignant avec la forme rectangulaire du miroir primaire.

4.4.3.3. Maillage par éléments finis (FEM)

Dans cette dernière étape de la configuration, qui est la définition du maillage utilisé. Nous avons choisi un maillage 'fin' pour équilibrer la précision des résultats avec la capacité de calcul de notre machine. Le maillage complet, illustré à la Figure 4.16, se compose de 169 917 éléments de domaine, 43 550 éléments de frontière et 3 649 éléments d'arête.

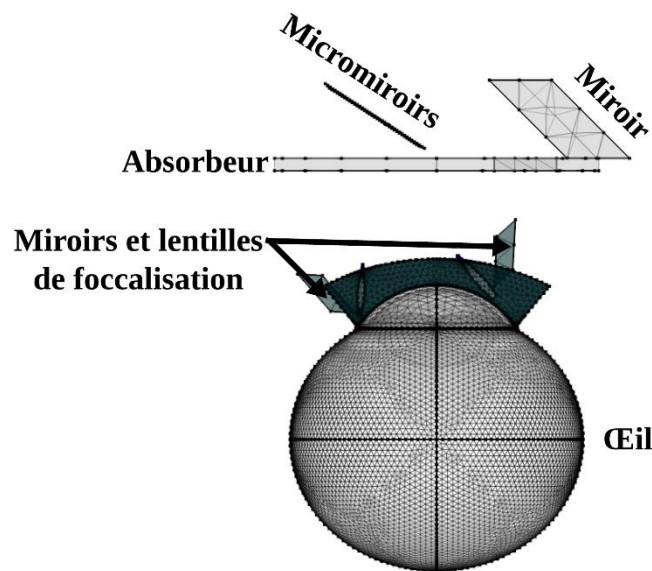


Figure 4.16 : Maillage fin appliqué à la structure complète de la simulation

4.5. Résultats des simulations

Dans cette étude, nous avons exploré l'utilisation de micromiroirs pour la photocoagulation rétinienne au laser, en nous concentrant sur le système ODF, conçu pour une manipulation précise du faisceau laser. Les résultats sont présentés en quatre sections : premièrement, nous discutons de l'interaction du laser avec les miroirs, les micromiroirs et les lentilles de focalisation dans le

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

système ODF. Deuxièmement, nous analysons l'interaction du laser avec l'ensemble du système ODF, à l'exclusion de l'œil. Troisièmement, nous examinons l'interaction du laser avec le système ODF après l'intégration de l'œil dans la simulation. Enfin, nous décrivons les modes de fonctionnement du système ODF basés sur ces résultats.

4.5.1. Interactions du laser avec les micromiroirs et les lentilles de focalisation

- Intégration de la matrice de micromiroirs à la simulation

Lors de la conception de notre modèle, l'intégration de notre matrice de micromiroirs dans la simulation a posé des défis importants, principalement en raison de l'incompatibilité entre les modules de simulation électromécanique et d'optique géométrique dans COMSOL. Pour surmonter ce problème, nous avons créé une structure simplifiée des micromiroirs, simulant uniquement les surfaces réfléchissantes avec des inclinaisons fixes de $\pm 12^\circ$, en excluant les composants mécaniques et électrostatiques. En raison des limitations de calcul, les dimensions originales de $10 \times 10 \mu\text{m}$ de notre modèle de micromiroirs ont été agrandies à $320 \times 320 \mu\text{m}$, réduisant ainsi la matrice à 176 miroirs pour rendre la simulation plus gérable. Par ailleurs, la simulation s'est concentrée uniquement sur le faisceau réfléchi de l'ordre zéro, car la modélisation des faisceaux diffractés des ordres supérieurs nécessitait une puissance de calcul trop importante pour notre machine.

- Fragmentation du faisceau laser et inversion des positions

Lors de l'interaction initiale entre le laser et le système ODF, le faisceau laser est d'abord réfléchi par le miroir primaire, redirigeant ainsi son trajet de la verticale à l'horizontale vers la matrice de micromiroirs. Le faisceau, devenu rectangulaire après avoir impacté le miroir primaire, est ensuite fragmenté en micro-carrés (Figure 4.17.a) lorsqu'il est réfléchi par les micromiroirs réglés en mode "on" avec une inclinaison de 12° . Cette fragmentation précise est cruciale pour le fonctionnement optimal du système, car elle permet aux segments du laser d'être guidés avec précision vers la rétine en fonction des états des micromiroirs. Une fois fragmenté, le faisceau en micro-carrés est focalisé par l'une des lentilles du système inférieur, ce qui conduit à un point focal concentré. Au-delà de ce point, le faisceau diverge à nouveau et retrouve sa forme originale, mais avec les micro-carrés inversés par rapport au centre du faisceau (Figure 4.17.b).

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

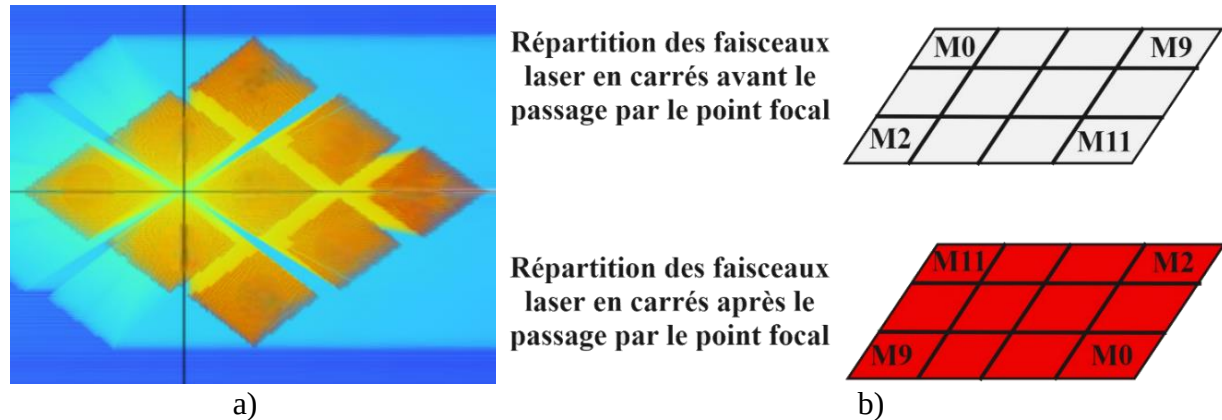


Figure 4.17 : Fragmentation du laser par les micromiroirs : a) Adaptation du laser à la forme des micromiroirs après réflexion. b) Inversion des micro-carrés du laser après le point focal

4.5.2. Résultats de réflexion du laser avec le dispositif ODF (sans l'intégration de l'œil)

Après l'interaction initiale avec les micromiroirs, où le faisceau laser est fragmenté en micro-carrés et focalisé, il poursuit son chemin à travers le système ODF inférieur. Le laser, maintenant se dirige vers les ouvertures au-dessus des systèmes lentille/miroir ou de la lentille, en fonction du modèle inférieur utilisé.

Dans le premier modèle inférieur, après avoir traversé l'ouverture supérieure, les faisceaux laser sont focalisés par la lentille centrale, convergeant au point focal illustré dans la Figure 4.18.a. Au-delà de ce point focal, le faisceau diverge à nouveau tout en conservant les caractéristiques géométriques acquises lors de l'interaction avec les micromiroirs (Figure 4.18.b).

Dans le second modèle inférieur du ODF, le faisceau suit une trajectoire similaire. Cependant, dans ce cas, le laser est réfléchi par l'un des miroirs inférieurs (en fonction de la région rétinienne périphérique ciblée) vers la lentille de focalisation associée. Ce système de miroir/lentille est incliné de manière à diriger spécifiquement le faisceau aux différentes zones périphériques de la rétine (Figure 4.19).

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

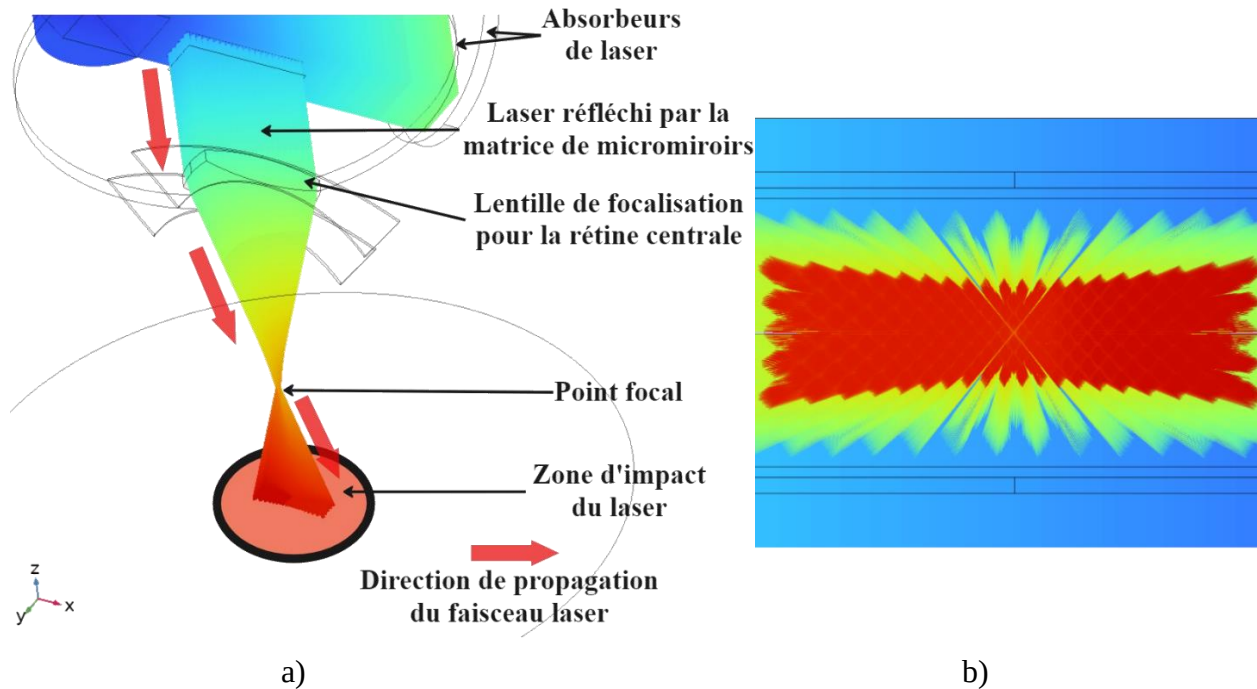


Figure 4.18 : Réflexion du laser par le miroir supérieur et la matrice de micromiroirs dans le modèle inférieur pour la rétine centrale de l'ODF : a) Lentille centrale du modèle inférieur focalisant le laser vers la rétine centrale. b) Forme finale du laser impactant la rétine

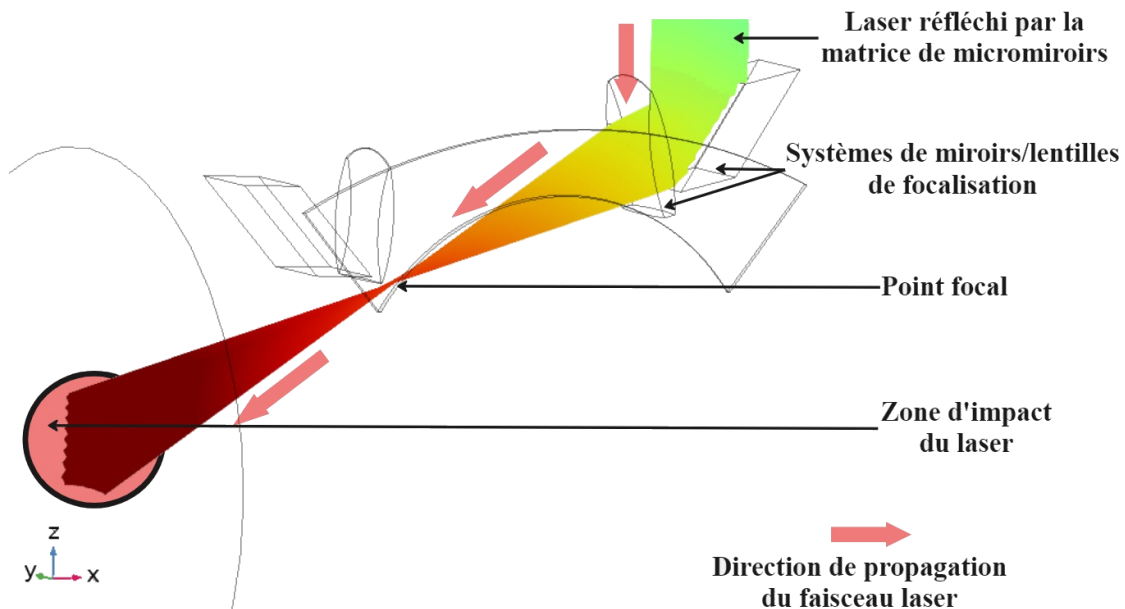


Figure 4.19 : Réflexion du laser dans le deuxième modèle de l'ODF avec le système miroir-lentille inférieur.

4.5.3. Résultats de la réfraction du laser avec le dispositif ODF dans l'œil

Dans la section précédente, nous avons examiné la trajectoire du laser et les différentes réflexions subies dans le dispositif ODF avant son premier contact avec la cornée. À présent, le laser, sous forme de rectangle composé de multiples rayons de forme carrée, va traverser cinq milieux. Chaque transition entre ces milieux va réfracter le laser selon un angle déterminé par les indices de réfraction des milieux précédents et actuels.

4.5.3.1. Traitement de la zone maculaire (rétine centrale)

Pour cibler efficacement la macula (rétine centrale), il est nécessaire d'utiliser le premier modèle inférieur de l'ODF. Les faisceaux laser sont dirigés pour couvrir la zone maculaire en suivant la courbure naturelle de la rétine (Figure 4.20). La couverture complète de la macula est réalisée en faisant tourner le dispositif ODF en six pas, chacune espacée de 32° , comme illustré dans la Figure 4.21, où chaque nouvelle position du laser sur la rétine est obtenue par une rotation de l'ODF de 32° par rapport à la position précédente. Cette séquence de rotations permet de garantir une couverture totale de la zone cible. Ces rotations et activations permettent d'assurer que chaque partie de la macula reçoit l'exposition laser nécessaire pour un traitement ciblé.

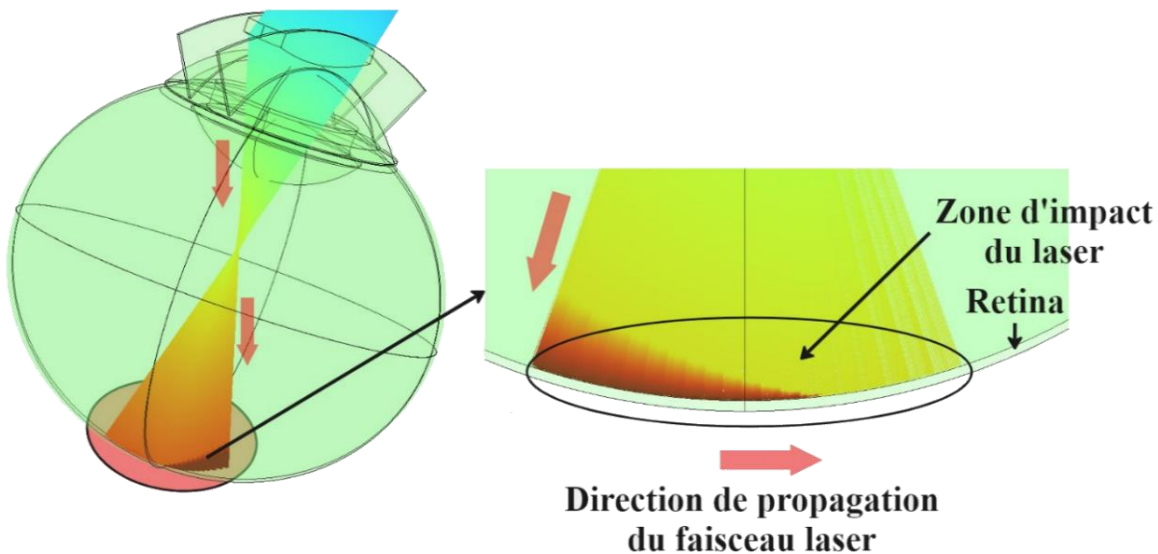


Figure 4.20 : Trajectoire et focalisation du laser dans la configuration ODF pour la rétine centrale

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

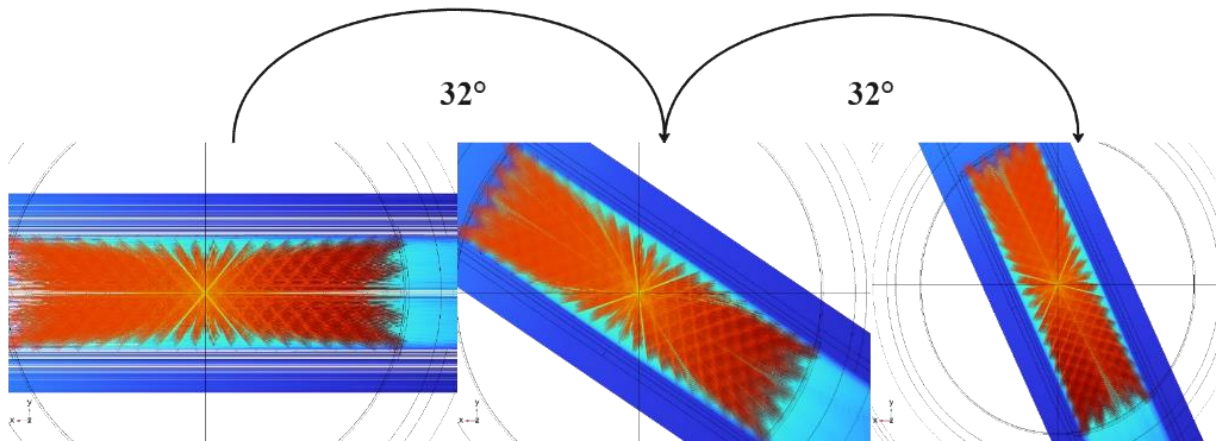


Figure 4.21 : Couverture de la rétine centrale en utilisant des rotations incrémentales de 32° de l'ODF

4.5.3.2. Traitement de la zone périphérique de la rétine

Pour cibler efficacement l'ensemble de la rétine périphérique, il est nécessaire de remplacer le modèle inférieur de l'ODF par une version équipée d'un double système de miroirs et de lentilles de focalisation. Pour la rétine périphérique inférieure, le laser est aligné avec la deuxième ouverture. Le système miroir-lentille adopte alors sept positions inclinées, chacune correspondant à une zone spécifique. Ces positions sont obtenues en inclinant le système par rapport à son point central situé entre le miroir et la lentille. La figure 4.22 illustre le principe de couverture de la rétine périphérique, montrant que la septième position nécessite un pas de rotation de 14° pour couvrir toute l'étendue horizontale de cette zone en 26 étapes. De plus, pour couvrir entièrement la rétine inférieure, l'ODF effectue des mouvements rotationnels spécifiques, chaque position ayant un pas de rotation unique, comme détaillé dans le tableau 4.2.

Pour cibler la rétine périphérique inférieure, le laser est aligné avec la deuxième ouverture. Le système miroir-lentille adopte alors une seule position (Figure 4.12). Le système nécessite 21 pas de rotation de $17,5^\circ$ chacun, afin de couvrir l'intégralité de la rétine supérieure. Le miroir et la lentille de focalisation restent dans leur position initiale, car le segment de la rétine supérieure est constitué d'une seule zone, ce qui ne nécessite pas de positions supplémentaires dédiées à cette région. Le double système de miroirs et de lentilles de focalisation assure un réglage précis du laser pour suivre la courbure de la rétine à chaque position (Figure 4.23).

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

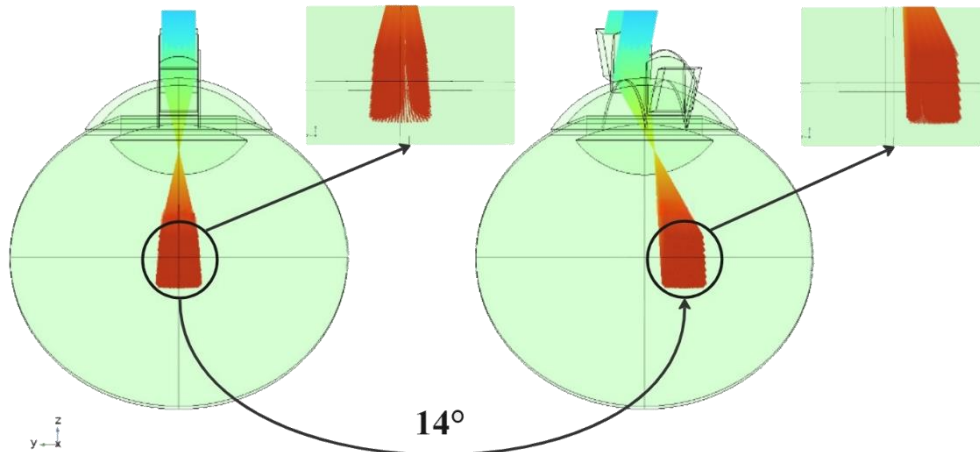


Figure 4.22 : Principe de la couverture de la rétine périphérique : exemple de rotation par pas de 14° afin de couvrir en 26 positions la 7eme zone des huit zones couverte par la configuration ODF pour la rétine périphérique

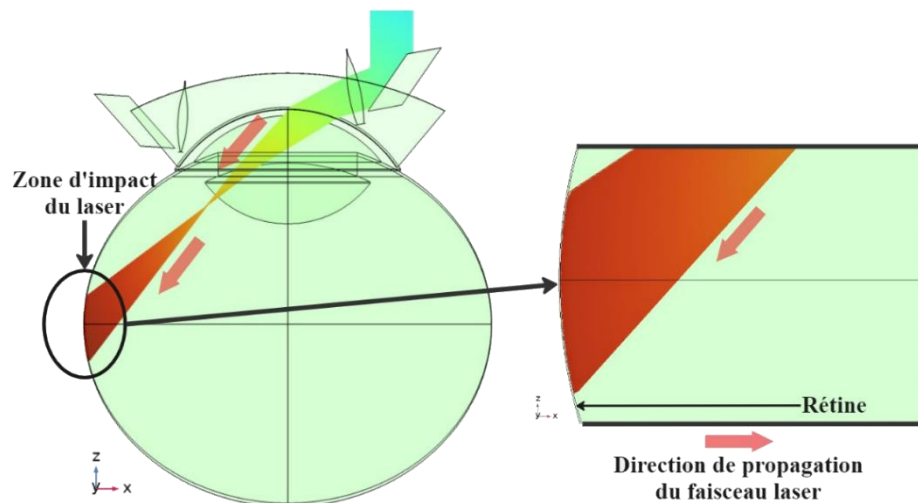


Figure 4.23 : Trajectoire et focalisation du laser dans la configuration ODF pour la rétine périphérique

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

Tableau 4.2 : Pas rotationnel et angles d'inclinaison du système miroir-lentille pour couvrir la rétine périphérique et centrale

Position (Zone)	Pas rotationnel (°)	Nombre de pas rotationnel	Inclinaison du système miroir-lentille (°)
Modèle pour la rétine périphérique supérieure.			
1	17.5°	21	N/A
Modèle pour la rétine périphérique inférieure.			
2	14°	26	41.9°
3	16°	23	39°
4	19°	19	35.4°
5	24°	15	31.1°
6	30°	12	26.1°
7	38°	10	20.1°
8	48°	8	10.5°
Modèle pour la zone maculaire (Rétine centrale).			
9	32°	6	N/A

4.5.4. Modes opératoires du dispositif ODF

Après avoir déterminé les positions optimales des différents composants du système ODF pour atteindre une couverture complète de la rétine, comme indiqué dans le Tableau 4.2, nous avons réalisé des simulations approfondies pour démontrer les différents modes de fonctionnement que le système pourra adapter :

Après avoir déterminé les positions optimales des différents composants du système ODF pour atteindre une couverture complète de la rétine, comme indiqué dans le Tableau 4.2, nous avons réalisé des simulations approfondies pour démontrer les différents modes de fonctionnement que le système pourra adapter :

4.5.4.1. Mode I : Activation simultanée de tous les micromiroirs

Dans ce mode, tous les micromiroirs sont activés simultanément, permettant de cibler uniformément une large zone de la rétine. L'exploration horizontale et verticale de la rétine est

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

réalisée en fonction des positions et des pas de rotation décrits dans le Tableau 4.2. Ce mode est illustré dans les Figures 4.21 et 4.22.

4.5.4.2. **Mode II** : Activation sélective de groupes de micromiroirs

Ce mode se distingue par l'activation sélective de groupes de micromiroirs. Par exemple, l'activation d'un groupe de neuf micromiroirs permet un ciblage coordonné du faisceau laser, comme le montre la Figure 4.24.a et 4.24.b. Cette approche modulaire concentre l'énergie sur des segments spécifiques de la rétine. De plus, ce mode peut inclure l'activation séquentielle des micromiroirs individuels (Figure 4.24.a et 4.24.b), offrant ainsi un contrôle précis pour un traitement ciblé.

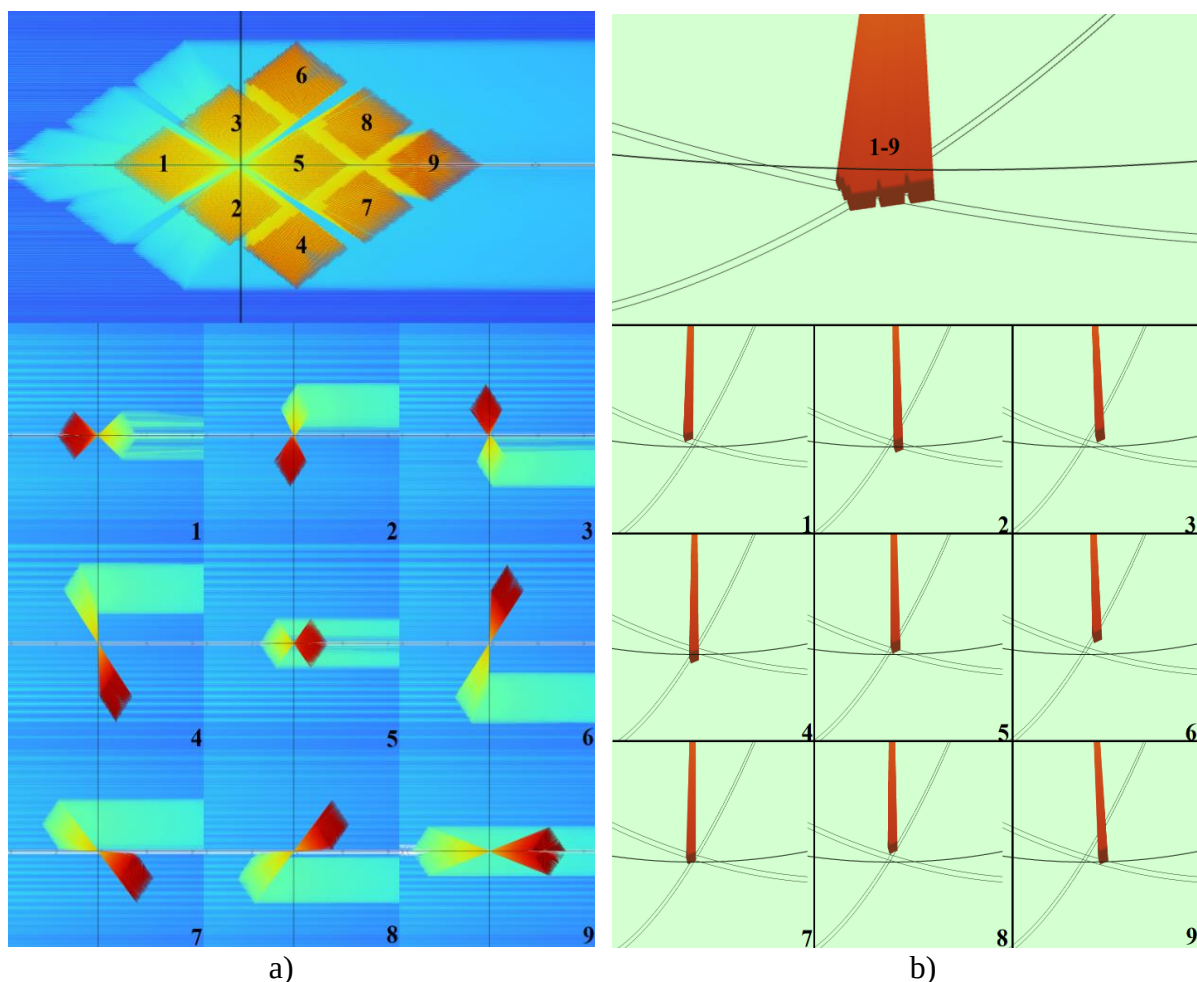


Figure 4.24 : Impacts des rayons laser réfléchis par les micromiroirs actifs sur la rétine : a) Vue inférieure montrant les impacts de neuf rayons laser réfléchis par neuf micromiroirs sur la rétine, avec des images des impacts individuels. b) Vue perspective des trajectoires et points d'impact des neuf rayons laser sur la rétine

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

4.5.4.3. Mode III : Activation simultanée de plusieurs micromiroirs pour cibler des zones distinctes

Ce mode implique l'activation simultanée de plusieurs micromiroirs (non configurés en grappes) pour cibler différentes zones rétinienne distinctes. Il est particulièrement utile pour traiter plusieurs zones affectées en une seule séance, comme illustré dans la Figure 4.25.a et 4.25.b.

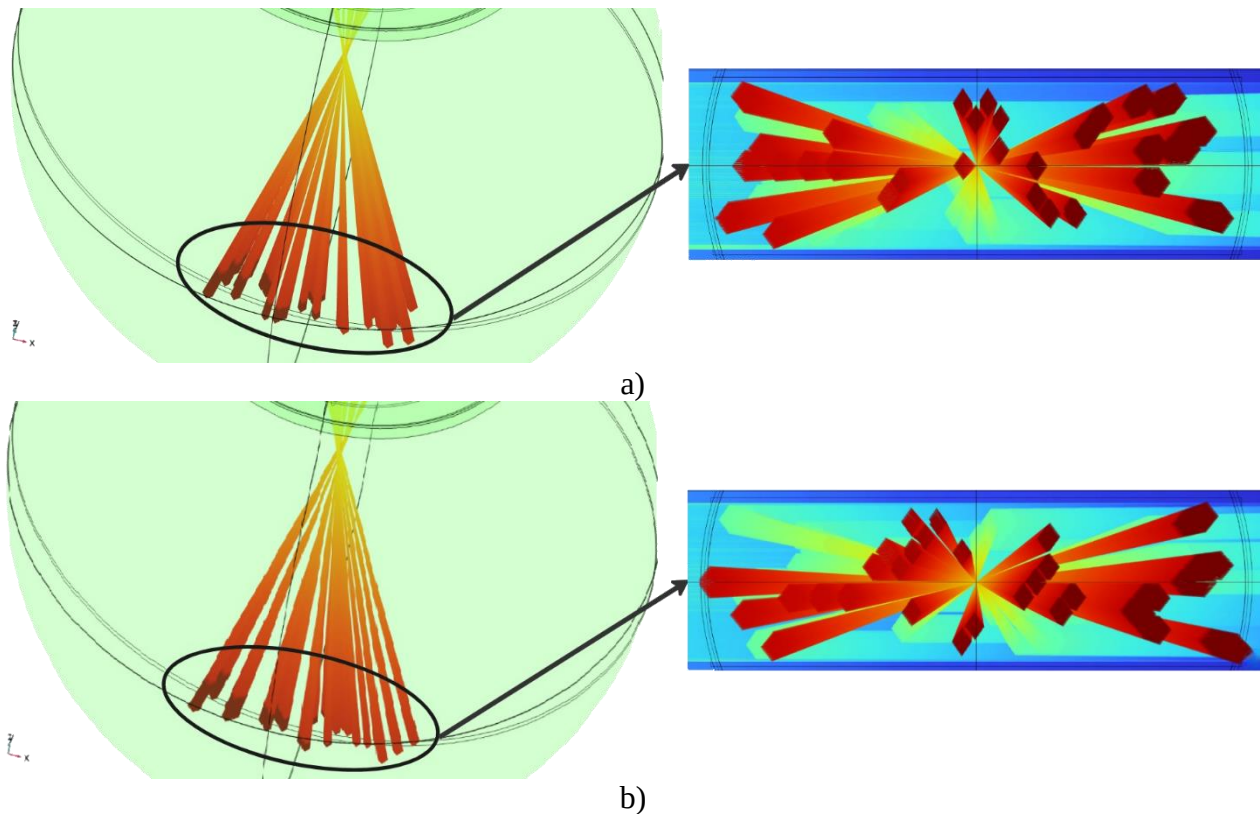


Figure 4.25 : Distribution des faisceaux laser réfléchis par plusieurs micromiroirs activés aléatoirement et simultanément : a) première séquence aléatoire. b) deuxième séquence aléatoire

4.5.5. Interprétation des résultats

Les résultats présentés ont permis d'analyser les interactions complexes entre le laser et les différents composants du système ODF. Premièrement, l'intégration de la matrice de micromiroirs a mis en lumière les défis liés à l'incompatibilité des modèles électromécaniques et optiques. En optant pour une structure simplifiée, les simulations ont pu démontrer la capacité des micromiroirs à fragmenter le faisceau laser en micro-carrés, essentiels pour une modulation précise du faisceau. Cette fragmentation est un facteur clé pour diriger les faisceaux vers des zones spécifiques de la rétine. Aussi, les résultats ont montré également que l'adaptation des positions et des inclinaisons

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

des miroirs/lentilles est essentielle pour s'aligner avec la courbure naturelle de la rétine, ce qui est confirmé par les schémas de couverture illustrés dans les figures 4.20 et 4.23. Enfin, l'exploration des différents modes opératoires du dispositif ODF a montré que les activations sélectives ou simultanées des micromiroirs offrent une flexibilité pour traiter divers types de lésions rétinienne. Ces résultats suggèrent que le système ODF pourrait être ajusté pour s'adapter aux besoins spécifiques de chaque patient et type de lésion, offrant ainsi une approche personnalisée pour la photocoagulation rétinienne optimale.

4.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons entrepris la modélisation et la conception d'un dispositif innovant, nommé 'ODF', utilisant des micromiroirs pour la photocoagulation rétinienne. Ce dispositif se décline en deux modèles distincts :

Modèle pour la zone maculaire

Ce modèle est conçu pour cibler la zone maculaire en utilisant six positions de rotation horizontale, chacune espacée de 32° . Cette configuration permet de couvrir l'ensemble de la zone centrale de la rétine de manière efficace et précise.

Modèle pour la zone rétinienne périphérique

Ce modèle se compose de deux sous-systèmes de miroir-lentille :

- Le premier sous-système est dédié à la zone rétinienne périphérique supérieure avec une seule position verticale.
- Le second sous-système cible la zone rétinienne périphérique inférieure avec sept positions verticales, obtenues par des rotations verticales du système miroir-lentille. Chaque position couvre sa zone horizontale respective en effectuant un certain nombre de pas rotationnels résumés dans le tableau 4.2.

Dans notre simulation, chaque position du système permet de focaliser le laser sur la rétine en une forme rectangulaire composée de micro-carrés, obtenus par la réflexion du laser sur la matrice de micromiroirs. En activant individuellement les micromiroirs de la matrice et en choisissant les positions horizontales et verticales du système 'ODF' et des sous-systèmes miroir-lentille, nous

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

pouvons atteindre précisément tous les points de la rétine avec une résolution de l'ordre du micromètre.

Nous avons identifié trois modes distincts d'utilisation des micromiroirs qui peuvent reproduire la majorité des motifs utilisés dans les dispositifs de photocoagulation rétinienne existants en offrant une plus grande liberté de création :

- **Mode de balayage linéaire** : Ce mode permet un balayage linéaire, soit horizontal soit vertical, de la rétine, idéal pour les traitements en ligne droite. Comme illustré dans les figures 4.21 et 4.22, ceci permet de couvrir efficacement les zones rétiniennes en déplaçant progressivement les micromiroirs tout en maintenant un alignement précis du faisceau laser en changeant les positions du système 'ODF' et des sous-systèmes miroir-lentille. Cette technique est particulièrement utile pour les procédures nécessitant des trajectoires rectilignes.
- **Mode de balayage en grille** : Ce mode combine les balayages horizontaux et verticaux pour former une grille de points, couvrant ainsi des zones étendues de la rétine avec précision. Les figures 4.24 démontrent comment l'utilisation de rotations combinées des micromiroirs dans les deux directions permet de dessiner des motifs en grille, assurant une couverture complète et homogène de la rétine. Cette approche est bénéfique pour traiter de larges surfaces rétiniennes de manière uniforme.
- **Mode de point unique ou multiple** : Ce mode permet de focaliser le laser sur un point unique ou une multitude de points, idéal pour le traitement ciblé de petites zones endommagées simultanément. En se basant sur les configurations illustrées dans la figure 4.25, il est possible d'ajuster finement l'orientation des micromiroirs pour concentrer le faisceau laser sur des zones restreintes, offrant une grande précision pour les traitements localisés et diffus.

En raison des limitations de la puissance de calcul pour des micromiroirs plus petits, nous avons utilisé des micromiroirs de 300x300 μm dans notre simulation. Les résultats obtenus montrent que l'utilisation de ces micromiroirs permet de couvrir presque toute la surface rétinienne de manière précise. Cependant, le système nécessite plusieurs positions pour un traitement complet de la rétine. Une future automatiser des mouvements horizontaux et verticaux du système pourrait améliorer la rapidité et l'efficacité de l'application du laser sur la rétine.

Chapitre 4 : Conception, Modélisation et simulation du système ODF pour la photocoagulation rétinienne par laser

En remplaçant la matrice utilisée dans la simulation, composée de 176 micromiroirs de 300x300 μm , par notre matrice de micromiroirs conçus spécifiquement pour ce but, nous pourrions obtenir un système comportant plus de 180 000 micromiroirs. Cela améliorerait la précision du dispositif, car les rayons laser réfléchis par ces micromiroirs plus petits cibleraient des zones plus réduites de la rétine, permettant de traiter uniquement les zones endommagées. Cette amélioration augmenterait la sécurité et l'efficacité du système.

Les simulations réalisées sous COMSOL Multiphysics ont démontré la capacité du dispositif à focaliser les faisceaux laser de manière efficace à travers les différentes structures de l'œil, y compris la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitrée assurant une couverture complète et précise de la rétine.

Les résultats de notre étude montrent que l'intégration de micromiroirs dans un dispositif de photocoagulation rétinienne est non seulement faisable mais également bénéfique en termes de précision et de couverture. Ce travail s'appuie sur les résultats obtenus dans le chapitre précédent, où nous avons exploré l'utilisation des micromiroirs pour l'affichage d'images.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

Cette thèse s'inscrit dans le cadre du développement d'une solution innovante pour améliorer la précision et l'efficacité du traitement de la RD par photocoagulation laser, en utilisant des technologies avancées de micromiroirs.

Le travail de cette thèse s'est articulé autour de plusieurs axes principaux. Tout d'abord, nous avons évalué la performance du dispositif en analysant les résultats des simulations et en menant des expériences avec le DMD de DLP7000. Ces expériences ont validé la capacité des micromiroirs à manipuler les rayons laser avec une précision exceptionnelle, démontrant leur potentiel pour des applications complexes telles que la photocoagulation rétinienne. Les résultats obtenus ont montré que les micromiroirs pouvaient être utilisés pour cibler et traiter efficacement les zones rétinienne affectées, ouvrant ainsi la voie à des traitements plus précis et moins invasifs pour la RD.

Ensuite, nous avons conçu et modélisé des micromiroirs électrostatiques en utilisant le logiciel COMSOL Multiphysics. Cette étape a permis d'optimiser les paramètres de conception et de fonctionnement des micromiroirs pour une manipulation précise des faisceaux laser. Divers matériaux ont été évalués pour la barre de torsion des micromiroirs, et l'aluminium 3008-H18 a été sélectionné pour ses performances optimales en termes de stabilité, d'inclinaison et de consommation d'énergie. Néanmoins, une étude plus approfondie des effets de la fatigue et du vieillissement des matériaux sur la longévité des micromiroirs serait essentielle pour garantir leur fiabilité sur le long terme.

Un contrôle simplifié des micromiroirs sous la forme d'une matrice de 8x8 micromiroir a également été proposé pour l'affichage binaire en noir et blanc d'une image, afin d'optimiser le temps de réponse et d'explorer leur utilisation dans d'autres axes de recherche.

Enfin, nous avons développé un dispositif optique innovant, nommé 'ODF', intégrant des micromiroirs MOEMS et des sous-systèmes miroirs-lentilles. Ce dispositif a été conçu pour cibler de manière efficace et précise les zones rétinienne affectées, assurant une couverture complète et contrôlée de la rétine. Nous avons identifié trois modes distincts d'utilisation des micromiroirs dans ce dispositif, qui peuvent reproduire la majorité des motifs utilisés dans les dispositifs de photocoagulation rétinienne existants. *Le mode de balayage linéaire* : ce mode permet un balayage linéaire, soit horizontal soit vertical, de la rétine, idéal pour les traitements en ligne droite. *Le mode de balayage en grille* : ce mode combine les balayages horizontaux et verticaux pour former une grille de points, couvrant ainsi des zones étendues de la rétine avec précision. *Le mode de point unique ou multiple* : ce mode permet de focaliser le laser sur un point unique ou sur une multitude de points simultanément, idéal pour le traitement ciblé des petites zones diffuses endommagées.

CONCLUSION GENERALE

Toutefois, la compatibilité de l'ODF avec différents types de lasers et ses performances en présence d'anomalies oculaires comme la cataracte ou l'opacification du vitré restent des aspects à explorer.

En conclusion, cette thèse a démontré le potentiel des micromiroirs pour améliorer la photocoagulation rétinienne, ouvrant ainsi la voie à des traitements plus précis et efficaces pour la RD et d'autres pathologies oculaires. Les avancées réalisées posent les bases pour de futures innovations dans le domaine des dispositifs ophtalmiques, offrant des perspectives prometteuses pour la prévention de la cécité liée au diabète.

Développements Futurs

Plusieurs pistes de recherche peuvent être envisagées pour approfondir et enrichir ce travail, nous pouvons citer en particulier :

- 1. Optimisation des micromiroirs :** Améliorer encore la conception des micromiroirs en explorant de nouveaux matériaux et configurations pour réduire la consommation d'énergie et augmenter la précision de la manipulation des faisceaux laser en augmentant l'angle d'inclinaison.
- 2. Intégration des rayons diffractés des ordres supérieurs dans l'architecture du système ODF :** Étudier le système ODF en tenant compte de la propagation des rayons diffractés des ordres supérieurs, avec pour objectif d'optimiser l'architecture du dispositif ODF afin de les gérer efficacement et de les dévier de la direction de l'œil.
- 3. Automatisation du dispositif ODF :** Développer le système de contrôle afin d'automatiser le positionnement et la rotation du dispositif, pour faciliter son utilisation clinique et augmenter l'efficacité du traitement (implémentation réelle).
- 4. Extension des applications de l'ODF :** Adapter et tester le dispositif pour d'autres traitements ophtalmiques, tels que la correction des erreurs réfractives ou le traitement des maladies dégénératives de la rétine.
- 5. Validation préclinique :** Réaliser une validation préclinique du dispositif serait essentiel pour confirmer son efficacité et sa sécurité dans des conditions réelles de traitement, notre travail s'étant concentré sur des simulations.
- 6. Extension du système et fabrication du système ODF :** Intégrer un système OCT et une IA pour développer un système de photocoagulation embarqué, inspiré des dispositifs PUT, MURIN et NAVILAS. Le dispositif final de l'ODF serait un système multifonctionnel, combinant les fonctionnalités des systèmes existants tout en le rendant connecté et intelligent. Cette intégration vise à aboutir à une solution finale autonome, préparant ainsi une future phase de fabrication.

Annexe A : DLP7000

Annexe A : DLP7000

A.1 Introduction :

Le DLP7000 est un DMD de Texas Instruments, utilisé pour diverses applications industrielles, médicales et d'affichage. Ce composant MEMS permet une modulation spatiale de la lumière, essentielle pour des systèmes de projection et d'imagerie optique de haute précision.

A.2. Composants du DLP7000

A.2.1. Micromiroirs

Les micromiroirs sont le cœur du DLP7000. Voici leurs caractéristiques principales [158, 159]:

- Nombre de micromiroirs : Le DLP7000 comprend une matrice de 1024 x 768 micromiroirs, totalisant 786 432 micromiroirs individuels.
- Taille : Chaque micromiroir mesure 13,68 micromètres de côté. Cette petite taille permet une haute densité de pixels, essentielle pour les applications haute résolution.
- Inclinaison : Les micromiroirs peuvent s'incliner de ± 12 degrés par rapport à l'état plat. Cette inclinaison permet de contrôler la direction de la lumière réfléchie, créant ainsi des images claires et précises (figure A.1).
- Matériau : Les micromiroirs sont fabriqués en aluminium, choisi pour ses propriétés réfléchissantes et sa légèreté.
- Pas des micromiroirs : Le pitch des micromiroirs, c'est-à-dire la distance entre le centre de deux micromiroirs adjacents, est de 13,68 μm , assurant une haute densité d'intégration.

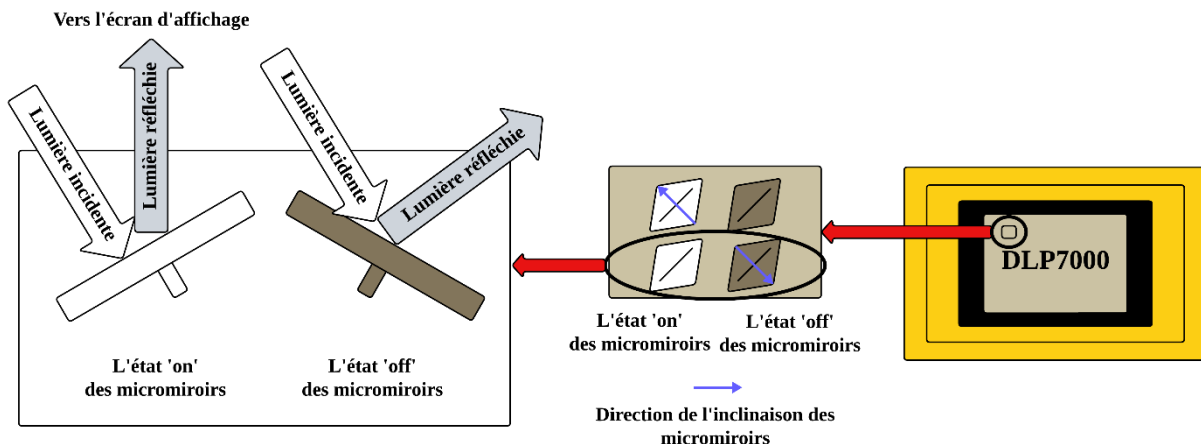


Figure A.1 : Illustration de l'inclinaison des micromiroirs dans les états 'on' et 'off' et des trajectoires de la lumière

A.2.2. Contrôleur DLPC410

Le DLPC410 est le contrôleur numérique du chipset DLP Discovery 4100. Ses caractéristiques incluent [158, 159] :

- Interface de Données : Il utilise deux bus de données LVDS (Low-Voltage Differential Signaling) à double taux de données (DDR), chacun de 16 bits, permettant un débit de données élevé à une fréquence d 400 MHz.
- Gestion des Micromiroirs : Il gère l'initialisation, la synchronisation et le contrôle des micromiroirs en fonction des données reçues.
- Vitesse de Commutation : Capable de supporter des taux de motifs dépassant 32 000 Hz pour des applications nécessitant des changements rapides de l'image.

A.2.3 Driver de Micromiroirs DLPA200

Le DLPA200 est le driver de micromiroirs, essentiel pour le fonctionnement du DMD. Ses fonctions incluent [158, 159] :

- Génération d'Impulsions de Basculement : Il produit les impulsions nécessaires pour faire basculer les micromiroirs entre les positions de ± 12 degrés.
- Gestion de l'Énergie : Il assure la fourniture stable de l'énergie aux micromiroirs pour maintenir une performance optimale.

A.2.4. Mémoire PROM DLPR410

La mémoire PROM DLPR410 contient les informations de configuration nécessaires pour le démarrage et le fonctionnement du DLPC410. Ses caractéristiques incluent [158, 159] :

- Mémoire Non-Volatile : Les données de configuration sont stockées de manière permanente, assurant une initialisation correcte du système à chaque mise sous tension.
- Configuration Initiale : Lors du démarrage, le DLPC410 est configuré à partir de cette PROM, garantissant une synchronisation et une coordination adéquates des opérations.

A.3. Performances du DLP7000

A.3.1. Résolution

- Résolution Native : Le DLP7000 dispose d'une résolution native de 1024 x 768 pixels, communément appelée XGA. Cette haute résolution permet une reproduction d'images détaillées, essentielles pour des applications exigeant une précision optique [158, 159].

Annexe A : DLP7000

- Taille de l'Array Active : La matrice active de micromiroirs mesure 14,008 mm de largeur et 10,506 mm de hauteur, assurant une densité de pixels optimale pour des images nettes et claires [158, 159].

A.3.2. Efficacité Optique

L'efficacité optique du DLP7000 est déterminée par plusieurs facteurs [158, 159] :

- Efficacité de Diffraction : 86%.
- Réflectivité des Micromiroirs : 88%.
- Transmission de la Fenêtre : 97%.

A.3.3. Conditions de Fonctionnement

- Température Opérationnelle de l'Array : L'array de micromiroirs fonctionne efficacement dans une plage de température de 10°C à 65°C.
- Humidité Relative Opérationnelle : Le DLP7000 peut fonctionner dans des conditions d'humidité relative allant de 0% à 95%, à condition que l'environnement soit non condensant.

Annexe B : Scripts

Annexe B : Scripts

B.1 Introduction

Au cours de notre thèse, nous avons développé trois types de programmes pour répondre au besoin d'automatisation de certaines tâches. Le premier programme que nous avons créé concerne la poursuite d'objets, le deuxième gère les positions des micromiroirs dans la matrice pour afficher l'image souhaitée, et enfin, le dernier script organise également les positions des micromiroirs afin de cibler la rétine. Nous allons maintenant examiner les algorithmes qui régissent ces trois scripts.

B.1 Scripts de la poursuite de cible

Pour le script de poursuite de cible, nous avons développé une application pour faciliter et automatiser le processus de détection, de traitement d'images et d'affichage sur le DMD, afin d'assurer une fluidité maximale avec un minimum d'interaction extérieure. Le flux de fonctionnement de l'application est illustré dans la figure B.1.

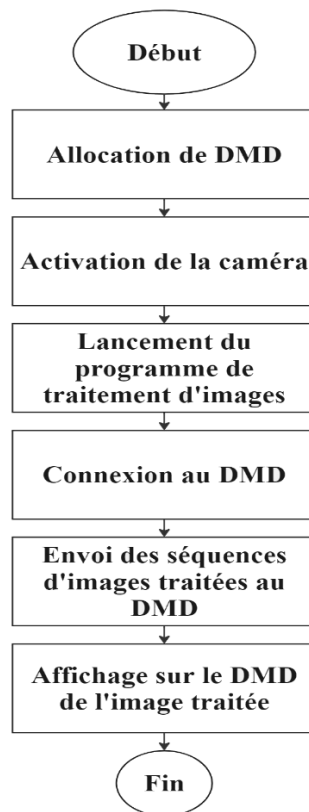


Figure B.1 : Flot du fonctionnement de l'application

B.1.1 Application

Le fonctionnement de l'application se déroule comme suit : tout d'abord, nous initialisons le DMD pour qu'il soit prêt à recevoir le flux de données pour l'affichage. Ensuite, nous lançons la caméra, suivie du script de traitement d'images et de l'affichage sur le DMD ainsi que sur l'écran de visualisation, comme illustré dans la figure B.2. Pour arrêter l'application, il faut cliquer sur le bouton 'Free' pour déconnecter le DMD, puis sur le bouton 'Pattern' pour arrêter le script (Figure B.2).

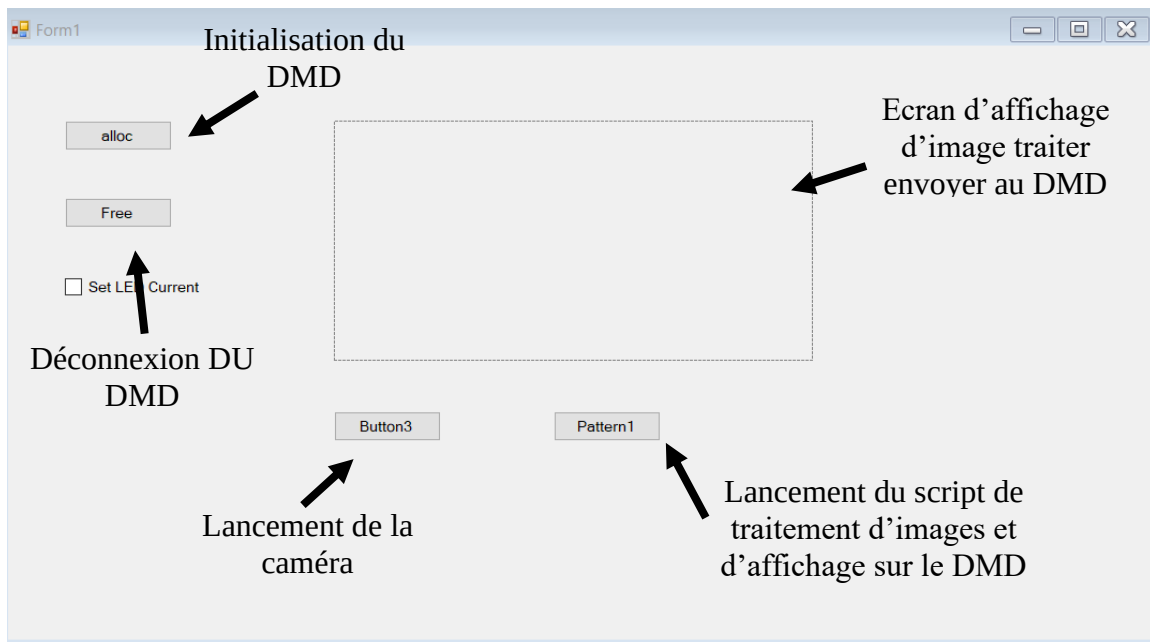


Figure B.2 : Interface graphique pour le contrôle de la poursuite d'objet

B.1.2 Script de traitement des images

Le fonctionnement du script présenté avec le schéma fonctionnel dans la figure B.3, repose sur la capture successive d'images. Une fois le programme lancé, le script capture une première image (X') à l'aide de la caméra, suivie d'une seconde image (X) après un délai de 10 ms. Ces deux images sont ensuite converties en niveaux de gris pour simplifier la comparaison à un seul paramètre.

Après la conversion, le script extrait les valeurs des niveaux de gris des pixels (Px' et Px) et effectue une soustraction entre ces deux valeurs, appelée V . Cette valeur permet de déterminer si l'objet a changé d'emplacement, en suivant ces conditions :

Annexe B : Scripts

- Si $Px' > 128$ et $Px > 128$, cela signifie que la cible est présente sur ce pixel et n'a pas changé d'emplacement, donc la valeur de Pn est fixée à 255.
- Si $Px' < 128$ et $Px < 128$, cela indique que la cible n'est pas présente sur ce pixel et n'y est toujours pas, donc la valeur de Pn est fixée à 0.
- Si $V \geq 128$, cela signifie que la cible était présente sur ce pixel mais a changé d'emplacement ($Px' > 128$ et $Px < 128$), donc la valeur de Pn est fixée à 0.
- Si $V \leq -128$, cela signifie que la cible est maintenant sur ce pixel ($Px' < 128$ et $Px > 128$), donc la valeur de Pn est fixée à 255.

Cette comparaison est effectuée pour tous les pixels correspondants des deux images, jusqu'à ce que Pt atteigne la valeur de 786,432, correspondant au nombre total de pixels dans une image. À partir des valeurs de Pn , qui représentent les pixels de la nouvelle image en noir et blanc, une nouvelle image est générée. Chaque valeur de Pn est associée à l'emplacement spécifique de chaque des pixels comparés, ce qui permet de créer une image où seule la cible est représentée en blanc à sa position actuelle et le reste en noir. Enfin, cette image est convertie en vecteur pour être lue par le DLP7000, puis envoyée au DMD. Les micromiroirs activés (représentant la cible) reflètent alors le laser dans la direction de la cible, qui est affichée sur l'écran de visualisation (comme expliqué dans le chapitre 3).

B.1.3 Redimensionnement des images

Concernant la taille de l'image utilisée lors de la capture puis pour l'affichage sur le DMD, la caméra a une résolution de 1080x720 pixels, ce qui ne correspond pas à celle du DMD, qui est de 1024x768. Cela a nécessité une transformation des dimensions de l'image, mais sans modifier le ratio, car une adaptation classique (Figure B.4) à la résolution du DMD aurait déformé la cible, entraînant des erreurs dans la correspondance entre la cible réelle et la forme finale du laser. Pour remédier à cela, nous avons supprimé 28 colonnes de chaque côté de l'image et ajouté 24 lignes en haut et en bas (Figure B.5). Cette modification nous a permis d'ajuster les dimensions de l'image pour correspondre à celles du DMD tout en préservant le ratio de la cible.

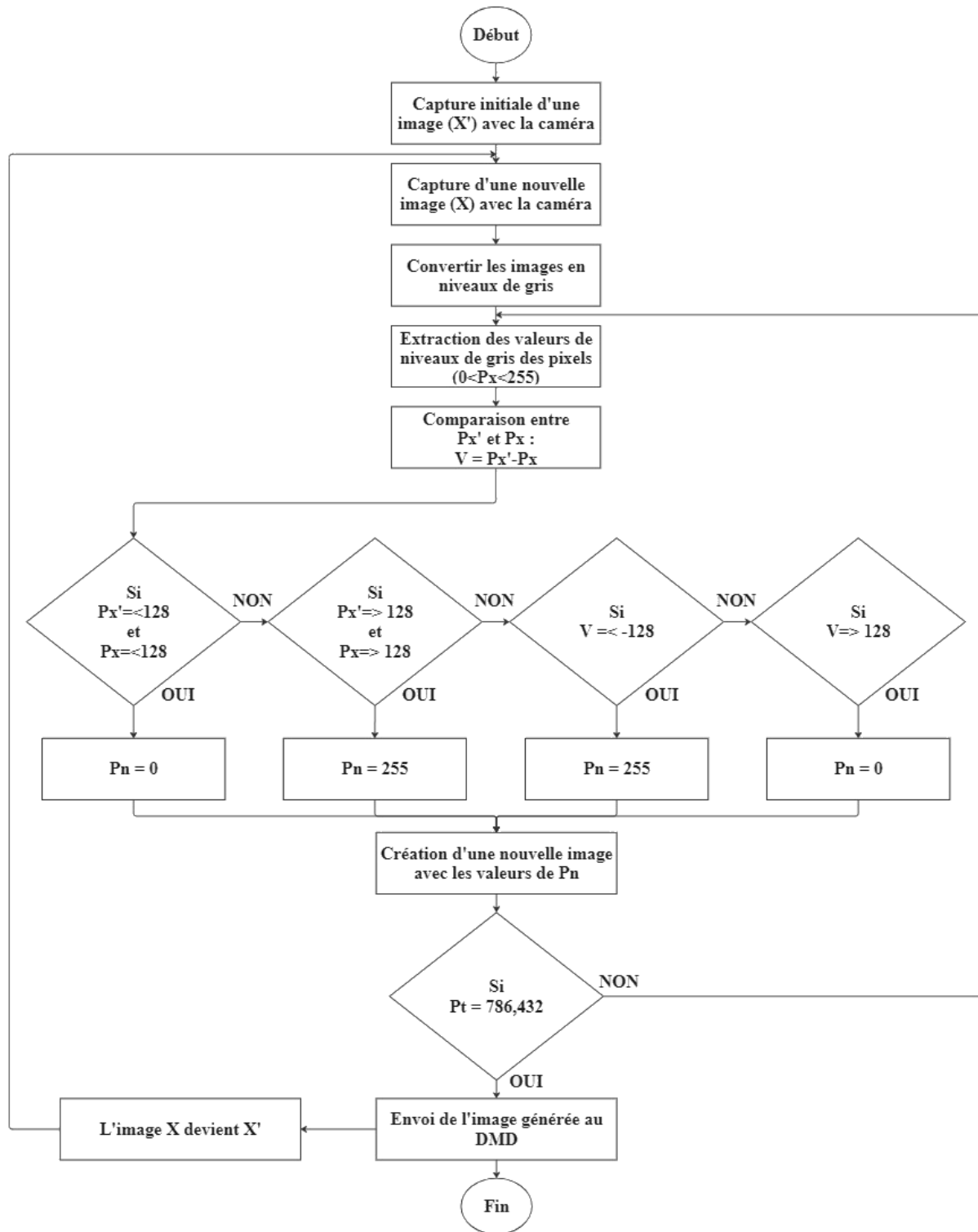


Figure B.3 : Schéma fonctionnel du script de traitement d'image

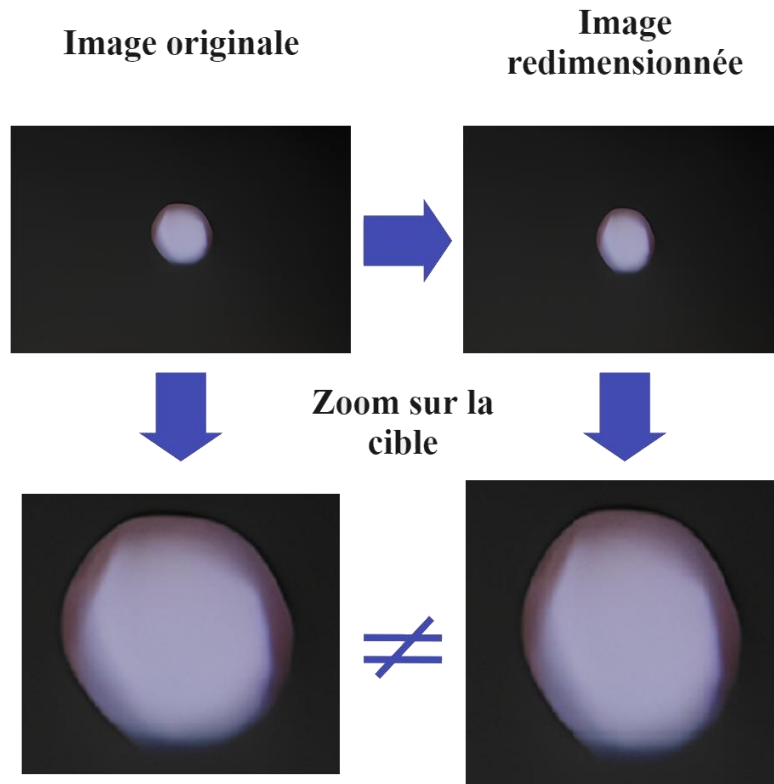


Figure B.4 : Redimensionnement classique de l'image de la cible

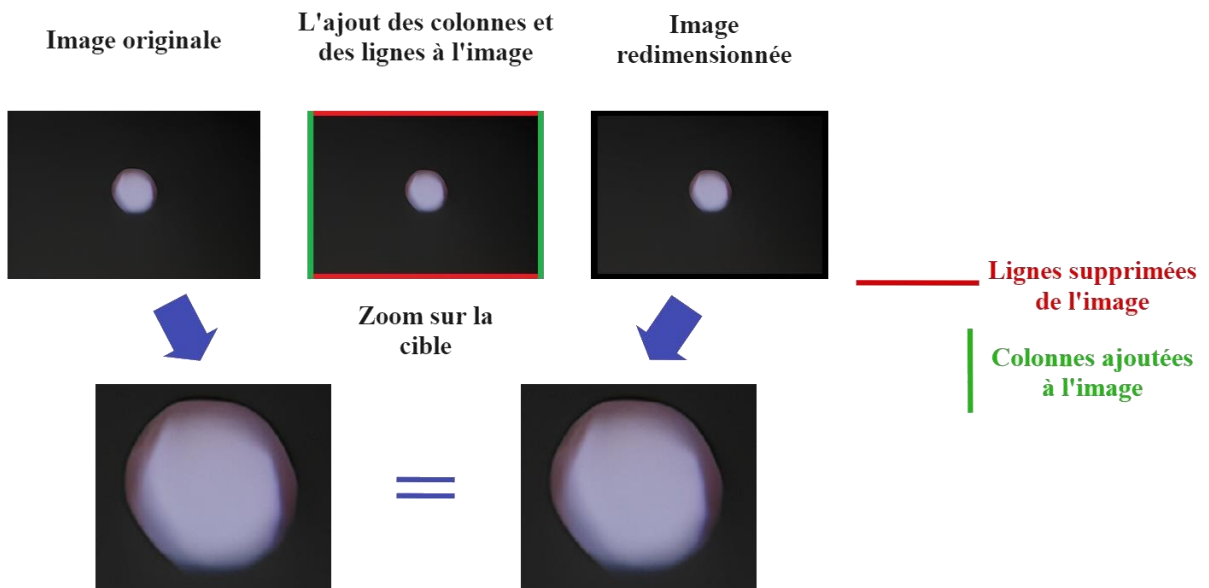


Figure B.5 : Redimensionnement proposé de l'image pour conserver le ratio entre la cible capturée et sa présentation sur le DMD

B.2 Script de positionnement des micromiroirs de la matrice

Pour générer les positions des micromiroirs de la matrice pour l'affichage de l'image, nous avons créé un script présenté avec le schéma fonctionnel dans la figure B.6, qui transforme chaque pixel en un état 'on' ou 'off'. Tout d'abord, nous importons l'image souhaitée dans le script, qui doit être en noir et blanc et avoir une dimension de 8x8 pixels. Ensuite, nous extrayons la valeur de chaque pixel (P_i). Si cette valeur est égale à 255, le micromiroir correspondant à ce pixel dans la matrice est mis à l'état 'off', ce qui correspond à e_1 et e_2 réglés à 0V.

En revanche, si la valeur de P_i est égale à 0, le micromiroir est mis à l'état 'on', ce qui correspond à $e_1 = 27V$ et $e_2 = 0V$. Ce processus est répété pour tous les pixels de l'image, puis ces états sont enregistrés dans un fichier texte que nous importons dans COMSOL avant de lancer la simulation.

B.3 Script de position des micromiroirs de dispositif ODF

Le troisième script, illustré par le schéma fonctionnel dans la figure B.7, a pour objectif de déterminer les angles d'inclinaison de chaque micromiroir (12° lorsque le micromiroir est activé et -12° lorsqu'il est désactivé). Ce script permet de définir des positions aléatoires pour l'ensemble des micromiroirs (résultat présenté dans la figure 4.21), de séquencer l'activation des micromiroirs un par un (figure 4.20), ou d'activer simultanément tous les micromiroirs ou un sous-ensemble adjacent (figure 4.21). Le script génère ensuite un fichier texte qui sera importé dans COMSOL avant le lancement de la simulation.

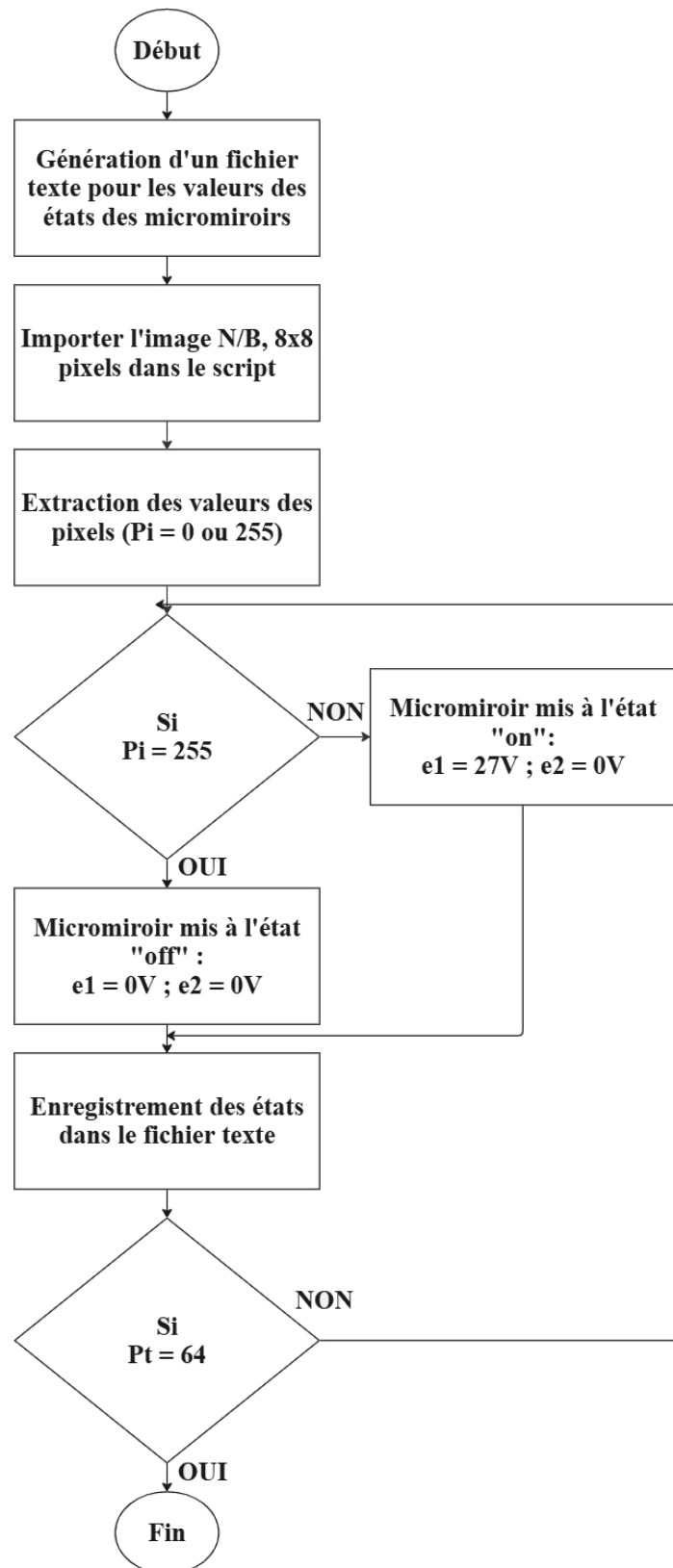


Figure B.6 : Schéma fonctionnel du script des états des micromiroirs de la matrice

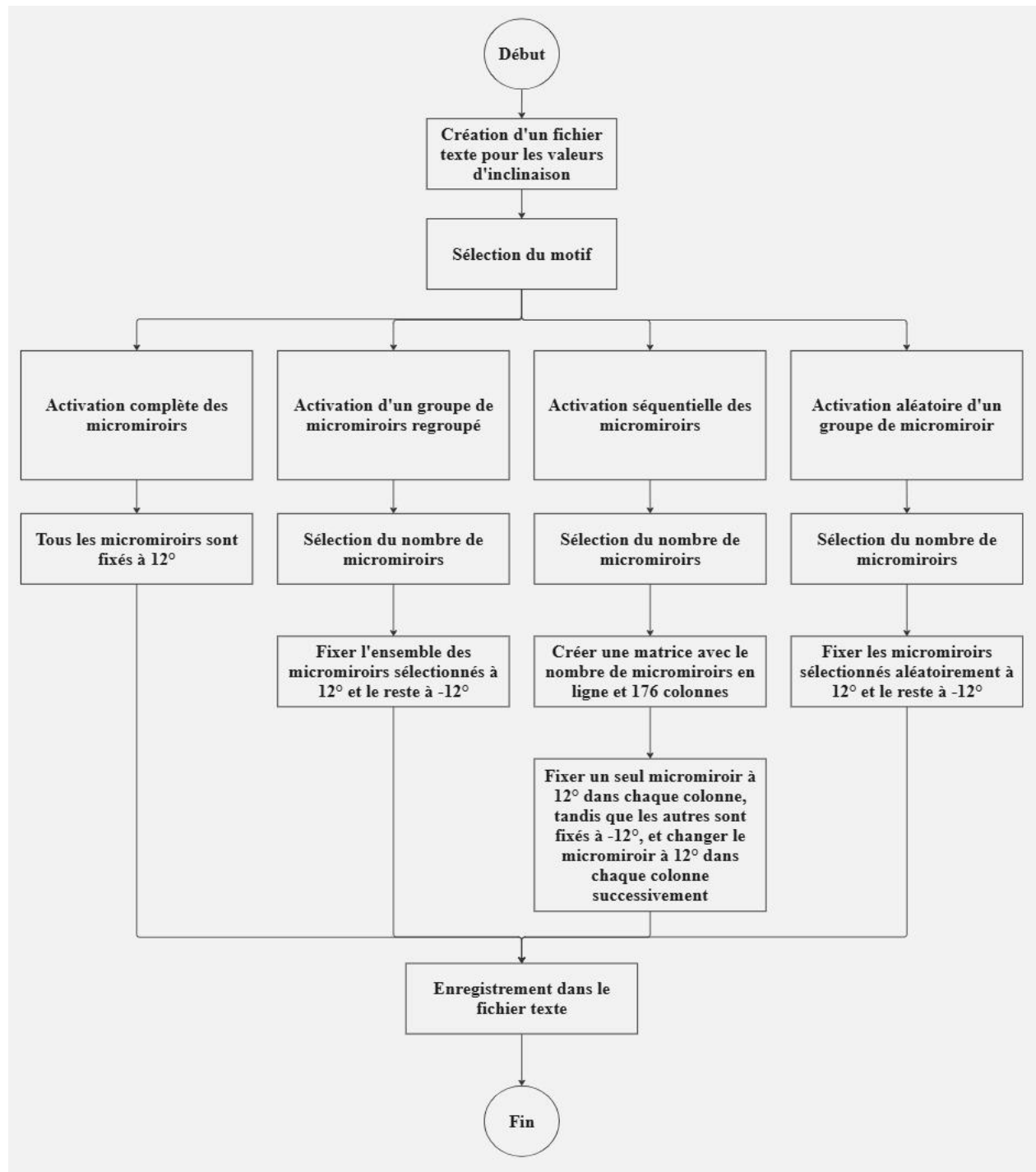


Figure B.7 : Schéma fonctionnel du processus d'activation des micromiroirs du dispositif ODF

Références

Références

Références

- [1] Teo, Z. L., Tham, Y. C., Yu, M., Chee, M. L., Rim, T. H., Cheung, N., ... & Cheng, C. Y. (2021). Global prevalence of diabetic retinopathy and projection of burden through 2045: systematic review and meta-analysis. *Ophthalmology*, 128(11), 1580-1591.
- [2] Dhamdhere, K. P. (2012). Novel Measures Of Retinal Health And Their Inter-relationships In Early Diabetes (Doctoral dissertation, UC Berkeley).
- [3] Hammes, H. P., Lemmen, K. D., & Bertram, B. (2014). Diabetic retinopathy and maculopathy. *Experimental and Clinical Endocrinology & Diabetes*, 122(07), 387-390.
- [4] Grzybowski, A., Luttrull, J. K., & Kozak, I. (Eds.). (2023). *Retina Lasers in Ophthalmology: Clinical Insights and Advancements*. Springer International Publishing.
- [5] Scannell, J. W., Blanckley, A., Boldon, H., & Warrington, B. (2012). Diagnosing the decline in pharmaceutical R&D efficiency. *Nature reviews Drug discovery*, 11(3), 191-200.
- [6] Carmichael Martins, A., & Vohnsen, B. (2018). Analysing the impact of myopia on the Stiles-Crawford effect of the first kind using a digital micromirror device. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 38(3), 273-280.
- [7] Martins, A. C., & Vohnsen, B. (2018). Characterizing the stiles-crawford effect of the first kind at foveal and parafoveal regions using a digital micromirror device. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 59(9), 4052-4052.
- [8] Vohnsen, B., Carmichael Martins, A., Qaysi, S., & Sharmin, N. (2018). Hartmann–Shack wavefront sensing without a lenslet array using a digital micromirror device. *Applied optics*, 57(22), E199-E204.
- [9] Zhuang, Z., & Ho, H. P. (2020). Application of digital micromirror devices (DMD) in biomedical instruments. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, 13(06), 2030011.
- [10] Sun, W., Tan, Q., & Tan, Y. (2022). PID control with model-free adaptive mechanism for electromagnetic scanning micromirrors. In *2022 IEEE International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale (3M-NANO)* (pp. 9-13). IEEE.

Références

- [11] Zhao, T., Ma, M. T., Ourselin, S., Vercauteren, T., & Xia, W. (2021). Towards ultrathin fiber-optic probe for simultaneous photoacoustic and fluorescence endoscopy. In 2021 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) (pp. 1-4). IEEE.
- [12] Wang, X., Wang, Z., Zhai, W., Wang, F., Ge, Z., Yu, H., & Yang, W. (2021). Engineering biological tissues from the bottom-up: Recent advances and future prospects. *Micromachines*, 13(1), 75.
- [13] Lin, L. Y., & Keeler, E. G. (2015). Progress of MEMS scanning micromirrors for optical bio-imaging. *Micromachines*, 6(11), 1675-1689.
- [14] Pozzi, P., Wilding, D., Soloviev, O., Verstraete, H., Blik, L., Vdovin, G., & Verhaegen, M. (2017). High speed wavefront sensorless aberration correction in digital micromirror based confocal microscopy. *Optics Express*, 25(2), 949-959.
- [15] Peng, C., Zhang, Z., Zou, J., & Chi, W. (2019). A high-speed exposure method for digital micromirror device based scanning maskless lithography system. *Optik*, 185, 1036-1044.
- [16] Xu, Y., Singh, J., Premachandran, C. S., Khairyanto, A., Chen, K. W. S., Chen, N., ... & Olivo, M. (2008). Design and development of a 3D scanning MEMS OCT probe using a novel SiOB package assembly. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 18(12), 125005.
- [17] Crotti, C. (2011). Chirurgie du segment antérieur de l'oeil et traitement du glaucome assistés par laser femtoseconde et imagerie de tomographie par cohérence optique (Doctoral dissertation, École polytechnique).
- [18] Atchison, D. (2023). *Optics of the Human Eye* (2nd ed.). CRC Press.
- [19] Wang, W., & Lo, A. C. (2018). Diabetic retinopathy: pathophysiology and treatments. *International journal of molecular sciences*, 19(6), 1816.
- [20] Shah, M. S. S., & Bakal, J. W. (2022). Deep Learning for the Detection of Diabetic Retinopathy. *International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology*, Volume 10, Issue 7, Research Article.
- [21] Beatty, M. (2010). Eye care for your patients with diabetes—screening, diagnosis and treatment options. *Canadian Journal of Optometry*, 72(2), 7-7.

Références

- [22]Fong, D. S., Aiello, L., Gardner, T. W., King, G. L., Blankenship, G., Cavallerano, J. D., ... & American Diabetes Association. (2003). Diabetic retinopathy. *Diabetes care*, 26(suppl_1), s99-s102.
- [23]Kollias, A. N., & Ulbig, M. W. (2010). Diabetic retinopathy: early diagnosis and effective treatment. *Deutsches Arzteblatt International*, 107(5), 75.
- [24]Gotzaridis, E. V., Lit, E. S., & D'Amico, D. J. (2001). Progress in vitreoretinal surgery for proliferative diabetic retinopathy. In *Seminars in Ophthalmology* (Vol. 16, No. 1, pp. 31-40). Taylor & Francis.
- [25]Simo, R., Simo-Servat, O., Bogdanov, P., & Hernández, C. (2022). Diabetic retinopathy: role of neurodegeneration and therapeutic perspectives. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology*, 11(2), 160-167.
- [26]DCCT/EDIC Research Group. (2017). Frequency of evidence-based screening for retinopathy in type 1 diabetes. *New England Journal of Medicine*, 376(16), 1507-1516.
- [27]Edwards, A. L. (1986). Fundusoscopic examination of patients with diabetes who are admitted to hospital. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal*, 134(11), 1263.
- [28]Dhiravidachelvi, E., Rajamani, V., & Manimegalai, C. T. (2019). GLCM-based detection and classification of microaneurysm in diabetic retinopathy fundus images. *International Journal of Advanced Intelligence Paradigms*, 14(1-2), 55-69.
- [29]APTOS (2019). APTOS 2019 blindness detection. Accessed: 2019-10-20.
- [30]Bortolin, S., & Welfer, D. (2013). Automatic detection of microaneurysms and hemorrhages in color eye fundus images. *AIRCC's International Journal of Computer Science and Information Technology*, 21-37.
- [31]Petersen, L., & Bek, T. (2019). The oxygen saturation in vascular abnormalities depends on the extent of arteriovenous shunting in diabetic retinopathy. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 60(12), 3762-3767.
- [32]SH. Hajeb, H. Rabbani, MR. Akhlaghi, "Diabetic Retinopathy Grading by Digital Curvelet Transform", *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2012, Article ID 761901, 11 pages, 2012.1607-1614, July 2012.

Références

- [33] Wolf-Schnurrbusch, U. E. (2017). Retinal vein occlusion. In C. H. Meyer, S. Saxena, & S. R. Sadda (Eds.), *Spectral Domain Optical Coherence Tomography in Macular Diseases* (pp. 147-150). Book Chapter.
- [34] Langham, M. E., Farrell, R. A., O'Brien, V., Silver, D. M., & Schilder, P. (1989). Blood flow in the human eye. *Acta ophthalmologica*, 67(S191), 9-13.
- [35] Murata, T., Ishibashi, T., & Inomata, H. (1992). Immunohistochemical detection of extravasated fibrinogen (fibrin) in human diabetic retina. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology*, 230, 428-431.
- [36] Das, A., McGuire, P. G., & Rangasamy, S. (2015). Diabetic macular edema: pathophysiology and novel therapeutic targets. *Ophthalmology*, 122(7), 1375-1394.
- [37] Kermany, D., Zhang, K., & Goldbaum, M. (2018). Retinal OCT images (optical coherence tomography) dataset. Accessed: 2018-01-01.
- [38] Chauhan, M. Z., Rather, P. A., Samarah, S. M., Elhusseiny, A. M., & Sallam, A. B. (2022). Current and novel therapeutic approaches for treatment of diabetic macular edema. *Cells*, 11(12), 1950.
- [39] Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Research Group. (1985). Early treatment diabetic retinopathy study report number 1; Photocoagulation for diabetic macular edema. *Arch Ophthalmol*, 103, 1796-1806.
- [40] Chaum, E., Drewry, R. D., Ware, G. T., & Charles, S. (2001). Nerve fiber bundle visual field defect resulting from a giant peripapillary cotton-wool spot. *Journal of Neuro-ophthalmology*, 21(4), 276-277.
- [41] Hayreh, S. S., Servais, G. E., & Virdi, P. S. (1989). Cotton-wool spots (inner retinal ischemic spots) in malignant arterial hypertension. *Ophthalmologica*, 198(4), 197-215.
- [42] Talat, L., Lightman, S., & Tomkins-Netzer, O. (2014). Ischemic retinal vasculitis and its management. *Journal of ophthalmology*, 2014.
- [43] Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Research Group. (1991). Grading diabetic retinopathy from stereoscopic color fundus photographs—an extension of the modified Airlie House classification: ETDRS report number 10. *Ophthalmology*, 98(5), 786-806.

Références

- [44] Haute Autorité de Santé. (2010). Dépistage de la rétinopathie diabétique par lecture différée de photographies du fond d'œil. Saint-Denis La Plaine. Rapport de recommandations en santé publique.
- [45] Yang, C. S., Cheng, C. Y., Lee, F. L., Hsu, W. M., & Liu, J. H. (2001). Quantitative assessment of retinal thickness in diabetic patients with and without clinically significant macular edema using optical coherence tomography. *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, 79(3), 266-270.
- [46] Virgili, G., Menchini, F., Casazza, G., Hogg, R., Das, R. R., Wang, X., & Michelessi, M. (2015). Optical coherence tomography (OCT) for detection of macular oedema in patients with diabetic retinopathy. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (1).
- [47] Perinchery, S. M., Shinde, A., Fu, C. Y., Jeemon Hong, X. J., Baskaran, M., Aung, T., & Murukeshan, V. M. (2016). High resolution iridocorneal angle imaging system by axicon lens assisted gonioscopy. *Scientific Reports*, 6(1), 30844.
- [48] McAnany, J. J., Persidina, O. S., & Park, J. C. (2022). Clinical electroretinography in diabetic retinopathy: A review. *Survey of ophthalmology*, 67(3), 712-722.
- [49] Ting, D. S. W., Cheung, G. C. M., & Wong, T. Y. (2016). Diabetic retinopathy: global prevalence, major risk factors, screening practices and public health challenges: a review. *Clinical & experimental ophthalmology*, 44(4), 260-277.
- [50] Kiire, C. A., Porta, M., & Chong, V. (2013). Medical management for the prevention and treatment of diabetic macular edema. *Survey of Ophthalmology*, 58(5), 459-465.
- [51] Manley, S. E., Frighi, V., Stratton, I. M., & Matthews, D. R. (1997). UK prospective diabetes study 27. *Diabetes Care*, 20(11), 1683.
- [52] Porta, M., & Striglia, E. (2020). Intravitreal anti-VEGF agents and cardiovascular risk. *Internal and emergency medicine*, 15(2), 199-210.
- [53] Sassalos, T. M., & Paulus, Y. M. (2019). Prefilled syringes for intravitreal drug delivery. *Clinical Ophthalmology (Auckland, NZ)*, 13, 701.
- [54] Polizzi, S., & Mahajan, V. B. (2015). Intravitreal anti-VEGF injections in pregnancy: case series and review of literature. *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics*, 31(10), 605-610.

Références

- [55] Austeng, D., Morken, T. S., Bolme, S., Follestad, T., & Halsteinli, V. (2016). Nurse-administered intravitreal injections of anti-VEGF: study protocol for noninferiority randomized controlled trial of safety, cost and patient satisfaction. *BMC ophthalmology*, 16, 1-7.
- [56] Iuliano, L., Corbelli, E., Bandello, F., & Codenotti, M. (2022). Protective effect of vitrectomy on the course of diabetic retinopathy: a case report. *European Journal of Ophthalmology*, 32(1), NP177-NP180.
- [57] Bresnick, G. H., & Myers, F. L. (1979). Vitrectomy surgery for diabetic retinopathy. *Annual Review of Medicine*, 30(1), 331-338.
- [58] Ho, T., Smiddy, W. E., & Flynn Jr, H. W. (1992). Vitrectomy in the management of diabetic eye disease. *Survey of ophthalmology*, 37(3), 190-202.
- [59] Cordes, F. C. (1944). A type of foveo-macular retinitis observed in the US Navy. *American Journal of Ophthalmology*, 27(8), 803-816.
- [60] Meyer-Schwickerath, G. (1954). Light coagulation; a method for treatment and prevention of the retinal detachment. *Albrecht von Graefe's Archiv fur Ophthalmologie*, 156(1), 2-34.
- [61] Schott, K. (1965). Further experiences in the use of light coagulation in the treatment of diabetic retinopathy. *Bericht Uber die Zusammenkunft. Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft*, 66, 349-355.
- [62] Meyer-Schwickerath, G. R., & Schott, K. (1968). Diabetic retinopathy and photocoagulation. *American Journal of Ophthalmology*, 66(4), 597-603.
- [63] Maiman, T. H. (1960). Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 187(4736), 493-494. Scientific article.
- [64] L'Esperance Jr, F. A. (1968). An ophthalmic argon laser photocoagulation system: design, construction, and laboratory investigations. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, 66, 827.
- [65] Pallikaris, I. G., Papatzanaki, M. E., Siganos, D. S., & Tsilimbaris, M. K. (1991). A corneal flap technique for laser in situ keratomileusis: human studies. *Archives of ophthalmology*, 109(12), 1699-1702.

Références

- [66] Latina, M. A., & Park, C. (1995). Selective targeting of trabecular meshwork cells: in vitro studies of pulsed and CW laser interactions. *Experimental eye research*, 60(4), 359-371.
- [67] Ratkay-Traub, I., Ferincz, I. E., Juhasz, T., Kurtz, R. M., & Krueger, R. R. (2003). First clinical results with the femtosecond neodymium-glass laser in refractive surgery. *Journal of refractive surgery*, 19(2), 94-99.
- [68] Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., ... & Fujimoto, J. G. (1991). Optical coherence tomography. *science*, 254(5035), 1178-1181.
- [69] PEYMAN, G. A., CONWAY, M. D., & HOUSE, B. J. (1984). Effect of cw YAG and argon green lasers on experimentally detached retinas. *Acta Ophthalmologica*, 62(3), 342-350.
- [70] Tewari, H. K., Ravindranath, H. M., Kumar, A., & Verma, L. (2000). Diode laser scatter photocoagulation in diabetic retinopathy. *Annals of ophthalmology*, 32(2), 110-112.
- [71] Karagiannis, D., Kontadakis, G. A., & Flanagan, D. (2018). ND: YAG laser for preretinal hemorrhage in diabetic retinopathy. *American Journal of Ophthalmology Case Reports*, 10, 8-9.
- [72] Querques, G., Prascina, F., & Iaculli, C. (2008). Focal laser photocoagulation for polypoidal choroidal vasculopathy associated with choroidal nevus. *Retinal Cases and Brief Reports*, 2(3), 216-218.
- [73] Lim, J. W., Kang, S. W., Kim, Y. T., Chung, S. E., & Lee, S. W. (2011). Comparative study of patients with central serous chorioretinopathy undergoing focal laser photocoagulation or photodynamic therapy. *British Journal of Ophthalmology*, 95(4), 514-517.
- [74] Lee, C. M., & Olk, R. J. (1991). Modified grid laser photocoagulation for diffuse diabetic macular edema: long-term visual results. *Ophthalmology*, 98(10), 1594-1602.
- [75] Sharma, S., Brown, G. C., Brown, M. M., Hollands, H., & Shah, G. K. (2000). The cost-effectiveness of grid laser photocoagulation for the treatment of diabetic macular edema: results of a patient-based cost-utility analysis. *Current opinion in ophthalmology*, 11(3), 175-179.
- [76] Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Research Group. (1987). Treatment techniques and clinical guidelines for photocoagulation of diabetic macular edema: Early Treatment Diabetic Retinopathy Study report number 2. *Ophthalmology*, 94(7), 761-774.

Références

- [77]González-Saldivar, G., Rojas-Juárez, S., Espinosa-Soto, I., Sánchez-Ramos, J., Jaurieta-Hinojosa, N., & Ramírez-Estudillo, A. (2017). Single-spot yellow laser versus conventional green laser on panretinal photocoagulation: patient pain scores and preferences. *Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina*, 48(11), 902-905.
- [78]Reddy, S. V., & Husain, D. (2018). Panretinal photocoagulation: a review of complications. In *Seminars in ophthalmology* (Vol. 33, No. 1, pp. 83-88). Taylor & Francis.
- [79]Seymenoğlu, R. G., Ulusoy, M. O., & Başer, E. F. (2016). Safety and efficacy of panretinal photocoagulation in patients with high-risk proliferative diabetic retinopathy using pattern scan laser versus conventional YAG laser. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 32(1), 22-26.
- [80]Sabal, B., Teper, S., & Wylęgała, E. (2022). Subthreshold micropulse laser for diabetic macular edema: a review. *Journal of clinical medicine*, 12(1), 274.
- [81]Scholz, P., Altay, L., & Fauser, S. (2017). A review of subthreshold micropulse laser for treatment of macular disorders. *Advances in Therapy*, 34, 1528-1555.
- [82]K Luttrull, J., & Dorin, G. (2012). Subthreshold diode micropulse laser photocoagulation (SDM) as invisible retinal phototherapy for diabetic macular edema: a review. *Current Diabetes Reviews*, 8(4), 274-284.
- [83]Hu, X. Y., Cao, L., Gao, Y., Luan, J., & Xu, X. D. (2023). Comparative Efficacy of Subthreshold Micropulse Laser Photocoagulation versus Conventional Laser Photocoagulation for Diabetic Macular Edema: A Meta-Analysis. *Ophthalmic Research*, 66(1), 611-619.
- [84]Sheth, S., Lanzetta, P., Veritti, D., Zucchiatti, I., Savorgnani, C., & Bandello, F. (2011). Experience with the Pascal® photocoagulator: An analysis of over 1200 laser procedures with regard to parameter refinement. *Indian journal of ophthalmology*, 59(2), 87-91.
- [85]Bougatsou, P., Panagiotopoulou, E. K., Gkika, M., Dardabounis, D., Konstantinidis, A., Sideroudi, H., ... & Labiris, G. (2020). Comparison of subthreshold 532 nm diode micropulse laser with conventional laser photocoagulation in the treatment of non-centre involved clinically significant diabetic macular edema. *Acta Medica*, 63(1), 25-30.

Références

- [86] Qiao, G., Guo, H. K., Dai, Y., Wang, X. L., Meng, Q. L., Li, H., ... & Chen, Z. L. (2016). Sub-threshold micro-pulse diode laser treatment in diabetic macular edema: a meta-analysis of randomized controlled trials. *International Journal of Ophthalmology*, 9(7), 1020.
- [87] Gad-el-Hak, M. (Ed.). (2005). *MEMS: design and fabrication*. CRC press.
- [88] Wang, Z., Yang, W., Qin, Y., Liang, W., Yu, H., & Liu, L. (2021). Digital micro-mirror device-based light curing technology and its biological applications. *Optics & Laser Technology*, 143, 107344.
- [89] York, A. G., Parekh, S. H., Nogare, D. D., Fischer, R. S., Temprine, K., Mione, M., ... & Shroff, H. (2012). Resolution doubling in live, multicellular organisms via multifocal structured illumination microscopy. *Nature methods*, 9(7), 749-754.
- [90] Hadipoespito, G. W., Yang, Y., Choi, H., Ning, G., & Li, X. (2003). Digital Micromirror Device-Based Microstereolithography for Microstructures of Transparent Photopolymer and Nanocomposites. *Proceedings of the 2002 International Solid Freeform Fabrication Symposium, Conference Paper*.
- [91] Weinberger, S., Nguyen, T. T., Lecomte, R., Cheriguen, Y., Ament, C., & Hoffmann, M. (2016). Linearized control of an uniaxial micromirror with electrostatic parallel-plate actuation. *Microsystem Technologies*, 22, 441-447.
- [92] Sasaki, M. (2010). High-Performance Electrostatic Micromirrors: For Accuracy, Low-Voltage driving, Temperature Stability, and High frequency. In *Next-Generation Actuators Leading Breakthroughs* (pp. 117-128). London: Springer London.
- [93] Chen, H., Sun, Z., Sun, W., & Yeow, J. T. W. (2016). Twisting sliding mode control of an electrostatic MEMS micromirror for a laser scanning system. *IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica*, 6(4), 1060-1067.
- [94] Zhu, Y., Liu, W., Jia, K., Liao, W., & Xie, H. (2011). A piezoelectric unimorph actuator based tip-tilt-piston micromirror with high fill factor and small tilt and lateral shift. *Sensors and Actuators A: Physical*, 167(2), 495-501.
- [95] Shao, J., Li, Q., Feng, C., Li, W., & Yu, H. (2018). AlN based piezoelectric micromirror. *Optics letters*, 43(5), 987-990.

Références

- [96]Frigerio, P., Gianollo, M., Pezzi, G., Molinari, L., Barbieri, A., Zamprogno, M., ... & Langfelder, G. (2021, June). Mitigating hysteresis effects in open-loop-driven PZT MEMS micromirrors with piezoresistive sensing. In 2021 21st International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers) (pp. 1100-1103). IEEE.
- [97]Hossain, M. M., Bin, W., & Kong, S. H. (2015). Large-stroke convex micromirror actuated by electromagnetic force for optical power control. *Optics express*, 23(22), 28358-28368.
- [98]Schiavone, G., Desmulliez, M. P., & Walton, A. J. (2014). Integrated magnetic MEMS relays: Status of the technology. *Micromachines*, 5(3), 622-653.
- [99]Sullivan, C. R., Harburg, D. V., Qiu, J., Levey, C. G., & Yao, D. (2013). Integrating magnetics for on-chip power: A perspective. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 28(9), 4342-4353.
- [100] Liew, L. A., Tuantranont, A., & Bright, V. M. (2000). Modeling of thermal actuation in a bulk-micromachined CMOS micromirror. *Microelectronics Journal*, 31(9-10), 791-801.
- [101] Singh, J., Gan, T., Agarwal, A., & Liw, S. (2005). 3D free space thermally actuated micromirror device. *Sensors and Actuators A: Physical*, 123, 468-475.
- [102] Hah, D., Choi, C. A., Jun, C. H., & Kim, Y. T. (2003, August). A self-aligned vertical comb-drive actuator using surface micromachining for scanning micromirrors. In 2003 IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS (Cat. No. 03EX682) (pp. 151-152). IEEE.
- [103] Chiou, J. C., Kuo, C. F., & Lin, Y. C. (2004, August). A tilting micromirror with well-controlled digital angle through constrained lever structure. In *MEMS, MOEMS, and Micromachining* (Vol. 5455, pp. 159-165). SPIE.
- [104] Cheng, Y. C., Dai, C. L., Lee, C. Y., Chen, P. H., & Chang, P. Z. (2005). A circular micromirror array fabricated by a maskless post-CMOS process. *Microsystem technologies*, 11, 444-451.
- [105] Zeng, H., Wan, Z., & Feinerman, A. D. (2006). Tilting micromirror with a liquid-metal pivot. *Journal of microelectromechanical systems*, 15(6), 1568-1575.
- [106] Li, L., Begbie, M., Brown, G., & Uttamchandani, D. (2007). Design, simulation and characterization of a MEMS optical scanner. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 17(9), 1781.

Références

- [107] Kim, D. H., Kim, M. W., Jeon, J. W., Lim, K. S., & Yoon, J. B. (2009). Modeling, design, fabrication, and demonstration of a digital micromirror with interdigitated cantilevers. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 18(6), 1382-1395.
- [108] Bai, Y., Yeow, J. T., & Wilson, B. C. (2010). Design, fabrication, and characteristics of a MEMS micromirror with sidewall electrodes. *Journal of microelectromechanical systems*, 19(3), 619-631.
- [109] Mathias, A., Fox, J., Temmen, M., & Tuck, E. (2011). A High Speed Electrostatically Actuated Al-MEMS Micromirror Array. In *Infotech@ Aerospace 2011* (p. 1578).
- [110] Li, X. Y., Jin, Q., Qiao, D. Y., Kang, B. P., Yan, B., & Liu, Y. B. (2012). Design and fabrication of a resonant scanning micromirror suspended by V shaped beams with vertical electrostatic comb drives. *Microsystem technologies*, 18, 295-302.
- [111] Song, Y. B., & Yan, Z. G. (2013). Design and Simulation of a MEMS Torsional Micromirror. *Advanced Materials Research*, 694, 1553-1557.
- [112] Xiong, X., & Xie, H. (2014). MEMS dual-mode electrostatically actuated micromirror. In *Proceedings of the 2014 Zone 1 Conference of the American Society for Engineering Education* (pp. 1-7). IEEE.
- [113] Weinberger, S., Nguyen, T. T., Ament, C., & Hoffmann, M. (2014). Quasi-static micromirror with enlarged deflection based on aluminum nitride thin film springs. *Sensors and Actuators A: Physical*, 210, 165-174.
- [114] Fan, C., & He, S. (2015). A two-row interdigitating-finger repulsive-torque electrostatic actuator and its application to micromirror vector display. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 24(6), 2049-2061.
- [115] Yang, F., Xie, Q., Zhang, X., & Chen, X. (2017). Characterization and optimization of an electro-thermal microactuator for precise track positioning. *Computer-Aided Design and Applications*, 14(6), 815-822.
- [116] Zuo, H., & He, S. (2018). Double stage FPCB scanning micromirror for laser line generator. *Mechatronics*, 51, 75-84.

Références

- [117] Afrang, S., Mobki, H., Hassanzadeh, M., & Rezazadeh, G. (2019). Design and simulation of a MEMS analog micro-mirror with improved rotation angle. *Microsystem Technologies*, 25, 1099-1109.
- [118] Kumar, A., Kumar, P., Bajpai, A., Rangra, K., & Bansal, D. (2020). Design and development of a double-bridge micromirror with bending and twisting cantilevers for multiobject spectroscopy. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 67(10), 4392-4398.
- [119] Xiao, X., Dong, X., & Yu, Y. (2021). MEMS-based linear micromirror array with a high filling factor for spatial light modulation. *Optics Express*, 29(21), 33785-33794.
- [120] Mohammad, T., He, S., & Mrad, R. B. (2021). Conventional surface micromachining process for the fabrication of a linear optical phased array based on piston micromirrors. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 31(6), 065009.
- [121] Riza, N. A., & Ghauri, F. N. (2005). Super resolution hybrid analog-digital optical beam profiler using digital micromirror device. *IEEE photonics technology letters*, 17(7), 1492-1494.
- [122] Chen, L. C., Liao, C. C., & Lai, M. J. (2005). Full-field micro surface profilometry using digital fringe projection with spatial encoding principle. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 13, No. 1, p. 147). IOP Publishing.
- [123] McConnell, G., Poland, S., & Girkin, J. M. (2006). Fast wavelength multiplexing of a white-light supercontinuum using a digital micromirror device for improved three-dimensional fluorescence microscopy. *Review of scientific instruments*, 77(1).
- [124] Refai, H. H., Sluss Jr, J. J., & Tull, M. P. (2007). Digital micromirror device for optical scanning applications. *Optical Engineering*, 46(8), 085401-085401.
- [125] Bednarkiewicz, A., Bouhifd, M., & Whelan, M. P. (2008). Digital micromirror device as a spatial illuminator for fluorescence lifetime and hyperspectral imaging. *Applied optics*, 47(9), 1193-1199.
- [126] Smith, D., & Klenk, D. (2009). Development of MOEMS technology in maskless lithography. In *Emerging Digital Micromirror Device Based Systems and Applications* (Vol. 7210, pp. 184-191). SPIE.

Références

- [127] Sheikh, M., & Riza, N. A. (2009). Demonstration of pinhole laser beam profiling using a digital micromirror device. *IEEE Photonics Technology Letters*, 21(10), 666-668.
- [128] Ren, Y. X., Li, M., Huang, K., Wu, J. G., Gao, H. F., Wang, Z. Q., & Li, Y. M. (2010). Experimental generation of Laguerre-Gaussian beam using digital micromirror device. *Applied optics*, 49(10), 1838-1844.
- [129] Pham, D. D., Singh, R. P., Yan, D. L., Tiew, K. T., Bernal, O. D., Langer, T., ... & Je, M. (2011, August). Position sensing and electrostatic actuation circuits for 2-D scanning MEMS micromirror. In 2011 Defense Science Research Conference and Expo (DSR) (pp. 1-4). IEEE.
- [130] Chen, X., Yan, B. B., Song, F. J., Wang, Y. Q., Xiao, F., & Alameh, K. (2012). Diffraction of digital micromirror device gratings and its effect on properties of tunable fiber lasers. *Applied Optics*, 51(30), 7214-7220.
- [131] Lerner, V., Shwa, D., Drori, Y., & Katz, N. (2012). Shaping Laguerre–Gaussian laser modes with binary gratings using a digital micromirror device. *Optics letters*, 37(23), 4826-4828.
- [132] Blanche, P. A., Carothers, D., Wissinger, J., & Peyghambarian, N. (2014). Digital micromirror device as a diffractive reconfigurable optical switch for telecommunication. *Journal of Micro/Nanolithography, MEMS, and MOEMS*, 13(1), 011104-011104.
- [133] Liang, J., Zhou, Y., Maslov, K. I., & Wang, L. V. (2013). Cross-correlation-based transverse flow measurements using optical resolution photoacoustic microscopy with a digital micromirror device. *Journal of biomedical optics*, 18(9), 096004-096004.
- [134] An, K., Hong, S., Han, S., Lee, H., Yeo, J., & Ko, S. H. (2014). Selective sintering of metal nanoparticle ink for maskless fabrication of an electrode micropattern using a spatially modulated laser beam by a digital micromirror device. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 6(4), 2786-2790.
- [135] Cheng, J., Gu, C., Zhang, D., & Chen, S. C. (2015). High-speed femtosecond laser beam shaping based on binary holography using a digital micromirror device. *Optics letters*, 40(21), 4875-4878.
- [136] Auyeung, R. C., Kim, H., Mathews, S., & Piqué, A. (2015). Laser forward transfer using structured light. *Optics express*, 23(1), 422-430.

Références

- [137] Yoon, T., Kim, C. S., Kim, K., & Choi, J. R. (2018). Emerging applications of digital micromirror devices in biophotonic fields. *Optics & Laser Technology*, 104, 17-25.
- [138] Murate, K., Roshtkhari, M. J., Ropagnol, X., & Blanchard, F. (2018). Adaptive spatiotemporal optical pulse front tilt using a digital micromirror device and its terahertz application. *Optics letters*, 43(9), 2090-2093.
- [139] Chen, X., Dai, D., Zhang, Y., Wu, H., Gao, Y., Chen, G., & Wang, Y. (2020). Wavelength-flexible thulium-doped fiber laser based on digital micromirror array. *Micromachines*, 11(12), 1036.
- [140] Lachetta, M., Sandmeyer, H., Sandmeyer, A., Esch, J. S. A., Huser, T., & Müller, M. (2021). Simulating digital micromirror devices for patterning coherent excitation light in structured illumination microscopy. *Philosophical Transactions of the Royal Society A*, 379(2199), 20200147.
- [141] Zhang, Y., Chen, X., Wu, H., Mo, J., Wen, K., Wang, S., ... & Wang, Y. (2021). Multiwavelength switchable fiber laser employing a DMD as tuning element and variable optical attenuator. *Optics & Laser Technology*, 142, 107276.
- [142] Benton, D. M. (2022). Temporal and spectral dispersion of an optical source using a micromirror array-based streak camera. *Optical Engineering*, 61(11), 114108-114108.
- [143] Zandi, M., Benton, D., & Sugden, K. (2023). Laser beam wavelength determination algorithm using a digital micromirror device. *Optical Engineering*, 62(6), 064101-064101.
- [144] Blumenkranz, M. S., Yellachich, D., Andersen, D. E., Wiltberger, M. W., Mordaunt, D., Marcellino, G. R., & Palanker, D. (2006). Semiautomated patterned scanning laser for retinal photocoagulation. *Retina*, 26(3), 370-376.
- [145] Yadav, N. K., Jayadev, C., Rajendran, A., & Nagpal, M. (2014). Recent developments in retinal lasers and delivery systems. *Indian journal of ophthalmology*, 62(1), 50-54.
- [146] Xie, X., Liu, Q., & Paulus, Y. M. (2018). Innovations in retinal laser technology. *Optics and Photonics Journal*, 8(6), 173-186.

Références

- [147] Brinkmann, R., Roider, J., & Birngruber, R. (2006). SELECTIVE RETINA THERAPY (SRT): Areview ON. Bull. Soc. Belge Ophtalmol, 302, 51-69.
- [148] Kim, H. D., Jang, S. Y., Lee, S. H., Kim, Y. S., Ohn, Y. H., Brinkmann, R., & Park, T. K. (2016). Retinal pigment epithelium responses to selective retina therapy in mouse eyes. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 57(7), 3486-3495.
- [149] Li, J., & Paulus, Y. M. (2018). Advances in retinal laser therapy. International journal of ophthalmic research, 4(1), 259.
- [150] Pankratov, M. M. (1990). Pulsed delivery of laser energy in experimental thermal retinal photocoagulation. In Laser-Tissue Interaction (Vol. 1202, pp. 205-213). SPIE.
- [151] Hu, Z., Zhang, H., Mordovanakis, A., Paulus, Y. M., Liu, Q., Wang, X., & Yang, X. (2017). High-precision, non-invasive anti-microvascular approach via concurrent ultrasound and laser irradiation. Scientific reports, 7(1), 40243.
- [152] Rico-Jimenez, J. J., Jovanovic, J., Nolen, S. L., Malone, J. D., Rao, G. M., Levine, E. M., & Tao, Y. K. (2023). MURIN: Multimodal Retinal Imaging and Navigated-laser-delivery for dynamic and longitudinal tracking of photodamage in murine models. Frontiers in ophthalmology, 3, 1141070.
- [153] Park, M. C., Lee, B. R., Son, J. Y., & Chernyshov, O. (2015). Properties of DMDs for holographic displays. Journal of Modern Optics, 62(19), 1600-1607.
- [154] Hellman, B., Luo, C., Chen, G., Rodriguez, J., Perkins, C., Park, J. H., & Takashima, Y. (2020). Single-chip holographic beam steering for lidar by a digital micromirror device with angular and spatial hybrid multiplexing. Optics Express, 28(15), 21993-22011
- [155] Hu, F., Yao, J., Qiu, C., & Ren, H. (2010). A MEMS micromirror driven by electrostatic force. Journal of Electrostatics, 68(3), 237-242.
- [156] Aryal, N., & Emadi, A. (2020). A method to enhance stroke level of a MEMS micromirror with repulsive electrostatic force. Micromachines, 11(4), 401.
- [157] Bansal, P., & Singh, A. (2014). Design of MEMS based electrostatically controlled micromirror using COMSOL multiphysics. International Journal of Engineering Research and General Science, 2, 4.

Références

- [158] Texas Instruments. (2017). Dlp7000 dlp 0.7 xga 2x lvds type a dmd. Technical Datasheet.
- [159] Texas Instruments. (2020). DLPC410 DMD Digital Controller. Technical Datasheet.