

Projet de diplôme Bachelor

Heig-vd

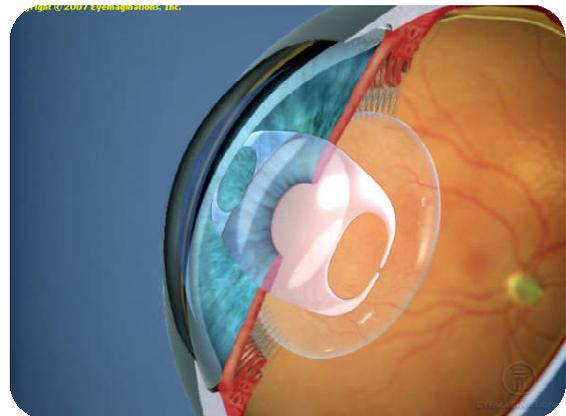
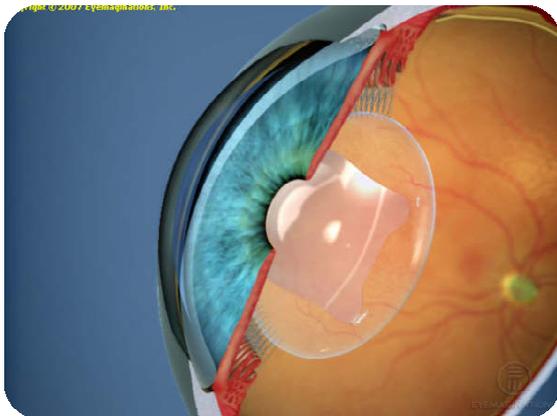
Technologies Industrielles (TIN)

Microtechnique

AGHAMAHDI Mohammad Sajad

Professeur responsable :
Mayor Jean-Michel & Zago Lorenzo

Mandant du projet :
Swiss Advanced Vision SA (SAV)



Rapport complet Sur Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Table des matières	Page
1 Listes des figures	5
2 Listes des tableaux.....	6
3 Introduction.....	7
3.1 Objectifs du projet.....	8
3.2 Cahier des charges.....	9
4 Qu'est ce que la cataracte ?.....	10
5 Techniques de chirurgie de la cataracte	11
5.1 Technique opératoire.....	12
5.2 Les implants.....	13
6 Rappel théorique.....	14
6.1 Dioptrie	14
6.2 Théorie des lentilles minces.....	14
6.3 Aberrations optiques	15
6.3.1 <i>Aberration sphérique</i>	15
6.3.2 <i>Aberration de coma</i>	16
6.4 Œil	17
6.4.1 <i>Milieux transparents de l'œil</i>	18
6.4.2 <i>Œil réduit</i>	18
6.5 Profondeur de champ	19
6.6 Diffraction par une ouverture circulaire.....	20
6.7 Fonction d'étalement du point	21
6.8 Fréquences spatiales.....	22
6.9 Fonction de transfert de modulation.....	23
7 Méthodologie de mesure.....	26
8 Le logiciel Zemax	26
9 Le logiciel WinLens.....	29
10 Mesures des lentilles sur l'interféromètre IOLA	30
10.1 Interféromètre de Moiré.....	30
10.2 Principe de mesure sur IOLA	30

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

10.3	Matériel et instrumentation	31
10.4	Schéma optique de l'IOLA.....	32
10.5	Déroulement de la manipulation.....	33
10.5.1	<i>Étape des manipulations</i>	33
10.5.2	<i>Liste des lentilles mesurées</i>	35
10.6	Résultats	35
10.7	Courbes comparatifs	36
11	Banc de test de l'HEIG.....	37
11.1	Détails des composants	38
11.2	Schéma du banc de test de l'HEIG	39
11.3	Détails du logiciel	40
12	Caractérisation de la cuvette par l'interféromètre	43
13	Mesures de lentilles	46
13.1	Procédure des mesures sur le banc.....	47
13.2	Mesurer les lentilles dans l'air	49
13.3	Mesurer les lentilles dans BSS.....	50
13.4	Analyse des résultats	53
13.5	Mesurer les lentilles derrière une cornée artificielle.....	55
14	Projet d'un banc d'essais amélioré	58
14.1	Analyse critique du banc existant	58
14.2	Catalogue des solutions	60
14.3	Choix de conception.....	62
14.3.1	Explication du design final	63
14.3.2	Sous assemblage caméra	65
14.3.3	Sous assemblage Beam expander.....	65
14.3.4	Pièces à commander.....	66
14.3.5	Pièces à fabriquer.....	67
15	Traitement automatique des mesures par Matlab	68
15.1	Analyse critique du logiciel sous Matlab	68
15.2	Améliorations du Code	69
16	Conclusion	75

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

16.1	Etat actuel du système	75
16.2	Remerciements	75
17	Références	76
18	Annexes.....	76
18.1	Plans des pièces du nouveau banc.....	77
18.2	La mise en plan des pièces utilisées	78
18.3	La Datasheet de la caméra utilisée	79
18.4	Les mesures effectuée sur l'IOLA	80
18.5	La mise en plan de la lentille biconvexe	81
18.6	L'indice de réfraction	82

1 Listes des figures

Figure 1 : Implant de lentille intraoculaire	7
Figure 2 : Banc de test optique réalisé par Monsieur Bazzan	8
Figure 3 : Œil normal a) et œil de cataracte b).....	10
Figure 4 : Cristallin opacifié a) et implant intraoculaire mise en place b).....	11
Figure 5 : Aspiration du cristallin	12
Figure 6 : Mise en place d'un implant intraoculaire	12
Figure 7 : Implants intraoculaires.....	13
Figure 8 : Types de lentilles simples réalisées avec des surfaces sphériques	15
Figure 9 : Aberrations sphériques	16
Figure 10 : Aberrations de coma	16
Figure 11 : Structure de l'œil humain	17
Figure 12 : Visualisation d'un faisceau parallèle à travers de l'œil.....	17
Figure 13 : Indice de réfraction de tous les milieux de l'œil.....	18
Figure 14 : Œil réduit	19
Figure 15 : Mise au point	20
Figure 16 : Profondeur de champ	20
Figure 17 : Tache d'Airy	21
Figure 18 : PSF.....	21
Figure 19 : Mire placée entre la lentille et l'observateur	23
Figure 20 : Succession de niveau d'intensité	23
Figure 21 : Diffraction de la lumière à gauche et la tache d'Airy à droite.....	24
Figure 22 : Diminution de l'intensité globale en augmentant la fréquence	24
Figure 23 : MTF	25
Figure 24 : Interface du logiciel ZEMAX.....	27
Figure 25 : Modélisation d'une lentille plan-convexe	27
Figure 26 : Layout 2D et 3D	28
Figure 27 : Fenêtre d'exportation des fichiers depuis le logiciel WinLens	28
Figure 28 : WinLens.....	29
Figure 29 : Réseau des franges.....	30
Figure 30 : Schéma optique de l'IOLA	32
Figure 31 : Etape des manipulations	33
Figure 32 : Cuvette avec un support U à gauche et un support prisme à droite.....	34
Figure 33 : Cuvette dans l'IOLA avec les axes d'alignement.....	34
Figure 34 : MTF comparatif.....	36
Figure 35 : Banc de test de l'HEIG	37
Figure 36 : Laser-Filtre-Beam expander	38
Figure 37 : Diaphragme-Cuvette.....	38
Figure 38 : Objectif-Caméra	39
Figure 39 : Schéma du banc de l'HEIG	39
Figure 40 : Interface graphique avant la connexion de la caméra.....	40
Figure 41 : Interface graphique après la connexion de la caméra mais avant la focalisation ..	41
Figure 42 : Interface graphique après la focalisation	41
Figure 43 : Interface graphique des analyses	42
Figure 44 : Cuvette de l'HEIG	43
Figure 45 : Dimensions en [mm] de la cuvette d'HEIG	43
Figure 46 : Interféromètre de Michelson.....	44
Figure 47 : Franges observées sur l'interféromètre de Michelson.....	44
Figure 48 : Cuvette placée dans le bras No 1 de l'interféromètre de Michelson	45

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Figure 49 : Franges observées sur les parois.....	45
Figure 50 : Fenêtre du contrôle de la caméra.....	47
Figure 51 : Image saturée.....	48
Figure 52 : Fenêtre des propriétés de la caméra.....	49
Figure 53 : Graphique MTF de la lentille plan-convexe placé dans l'air.....	49
Figure 54 : Graphique MTF de la lentille biconvexe placé dans l'air.....	50
Figure 55 : Modélisation Zemax à gauche. et WinLens à droite.....	50
Figure 56 : Graphique MTF de la lentille plan-convexe placé dans l'air.....	51
Figure 57 : Graphique MTF de la lentille biconvexe placé dans l'air.....	51
Figure 58 : PSF de la lentille biconvexe dans l'air à gauche et dans BSS à droite.....	53
Figure 59 : PSF de deux points images.....	54
Figure 60 : Fenêtre de l'éditeur Zemax pour la modélisation de la cornée.....	56
Figure 61 : Cornée sur Zemax.....	56
Figure 62 : MTF des cornées artificielle.....	57
Figure 63 : Caméra située hors de l'axe optique de l'objectif de microscope.....	58
Figure 64 : Bras instable reliant caméra-objectif.....	59
Figure 65 : Mouvement en x n'est pas aligné avec l'axe du rail.....	59
Figure 66 : Les croquis pour centrer le faisceau sur Beam expanders.....	60
Figure 67 : Les croquis pour centrer l'objectif sur l'axe optique de la caméra.....	61
Figure 68 : Amélioration du banc depuis la 1 ^{er} version jusqu'à la version finale.....	62
Figure 69 : Explication du design final.....	63
Figure 70 : Fixation de la caméra et le mouvement en Z.....	63
Figure 71 : Design final.....	64
Figure 72 : Dessin des vus.....	65
Figure 73 : Sous assemblage Beam expanders.....	66
Figure 74 : Pièces à fabriquer.....	67
Figure 75 : Interface graphique très grande.....	68
Figure 76 : Interface graphique réduite.....	69
Figure 77 : Interface graphique de la LSF et PSF.....	70
Figure 78 : Saisie du choix de l'échelle.....	72
Figure 79 : Choix d'enregistrement entre BMP et JPG.....	73
Figure 80 : Format JPG enregistrement.....	74
Figure 81 : Format BMP enregistrement.....	74

2 Listes des tableaux

Tableau 1 : Valeurs moyennes du système optique de l'œil.....	18
Tableau 2 : Spectres spatiales d'une image linéaire.....	22
Tableau 3 : Liste des lentilles utilisées.....	35
Tableau 4 : Liste des composants utilisés dans le banc.....	38
Tableau 5 : Lentilles simples.....	46
Tableau 6 : Données complètes des lentilles simples.....	46
Tableau 7 : Tableau récapitulatif de la méthodologie de mesure.....	52
Tableau 8 : Tableau comparatif des cornées artificielles.....	57
Tableau 9 : Tableau comparatif des cornées artificielles.....	66

3 Introduction

L'histoire des lentilles intraoculaires : L'idée de remplacer le cristallin par une lentille artificielle est née en 1776 chez l'oculiste italien Tadini. Autour de 1795 une opération de remplacement a même été tentée, mais vu le peu de connaissances elle n'a pas donné de résultats satisfaisants.

Le développement moderne des opérations de remplacement du cristallin par des lentilles a commencé par le cas de quelques pilotes britanniques lors de la deuxième guerre mondiale. Certaines pièces des avions étaient fabriquées en polyméthylmethacrylate (PMMA) et lors des attaques des fragments de cette substance entraient dans les yeux des pilotes. Les médecins ont ainsi pu constater que cette substance ne provoquait aucune réaction dans l'œil et le Dr. Harold Ridley a commencé à développer des lentilles en PMMA. Il eut un certain succès mais qui restait limité puisque le microscope chirurgical n'existait pas encore. Depuis les années 1970, les techniques se développent et les interventions de ce type sont considérées comme sûres et efficaces. Aujourd'hui, des centaines de milliers de lentilles intraoculaires sont implantées en microchirurgie ambulatoire chaque année et dans de nombreux pays.

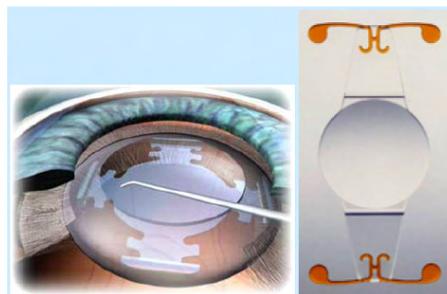


Figure 1 : Implant de lentille intraoculaire¹

SAV-IOL est une start-up basée à Neuchâtel qui développe un nouveau type de lentille intraoculaire multifocale diffractive. Ce type de lentille est utilisé pour le remplacement du cristallin lors d'opération de la cataracte. La cataracte est une opacification du cristallin. Celui-ci, situé dans la partie avant de l'œil, dirige la lumière vers la rétine dans la partie arrière, pour y former les images qu'on voit. La cataracte peut affecter le cristallin en partie ou en entier. Si la vue n'est pas trop embrouillée, il n'est pas nécessaire d'enlever le cristallin, mais, si l'opacité en affecte la partie centrale, il faudra peut-être l'extraire pour restaurer la vue.

¹ <http://www.euro-pharmat.com/upload/Poster46-Bdx-08.pdf>

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

3.1 Objectifs du projet

Ce travail fait suite au travail de Monsieur Bazzan, qui a réalisé l'année passée en collaboration avec l'entreprise SAV-IOL de Neuchâtel. En effet, il avait effectué des mesures optiques des lentilles de SAV-IOL afin d'en obtenir les caractérisations optiques de ces lentilles intraoculaire.

Les mesures ont été faites avec deux méthodes différentes. La première méthode, a utilisé l'appareil de mesure IOLA, développé par Rolex SA et localisé en SAV-IOL.

IOLA est un interféromètre qui permet de mesurer les dioptries, les MTF, etc. dans un modèle de configuration identique à l'œil humain.

La deuxième méthode, a utilisé un banc de test optique. Ce banc a été élaboré pour les essais sur les lentilles intraoculaires.

Les objectifs du projet consistent, dans un premier temps, à comprendre le travail de Monsieur Bazzan et son banc de test. Dans un second temps, il s'agira de reconstruire et faire une amélioration sur le banc d'essai actuel au laboratoire et réaliser toute une série de mesures des lentilles de référence ainsi que des nouvelles lentilles de Swiss Advances Vision SA (SAV-IOL). Le banc de test réalisé par Monsieur Bazzan est le suivant :

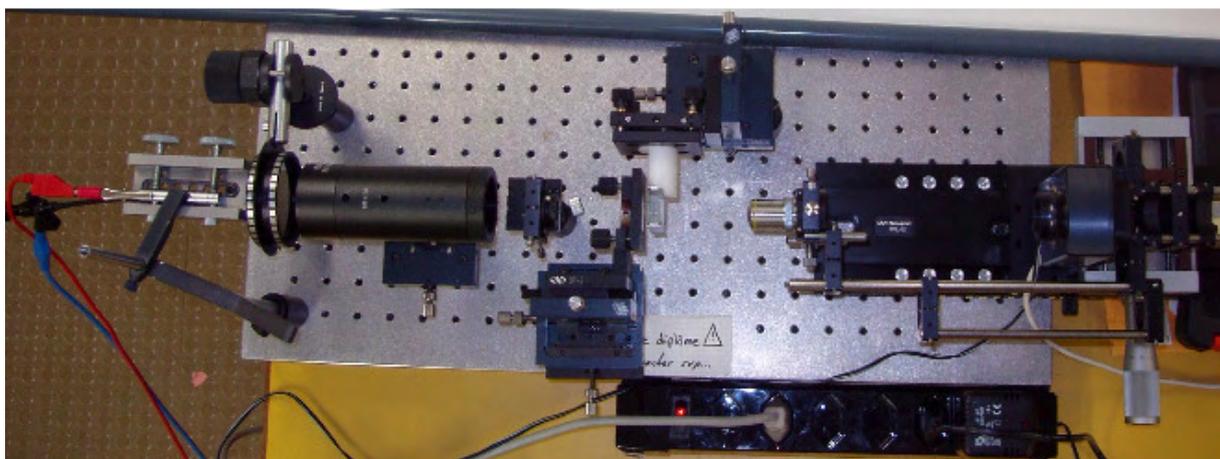
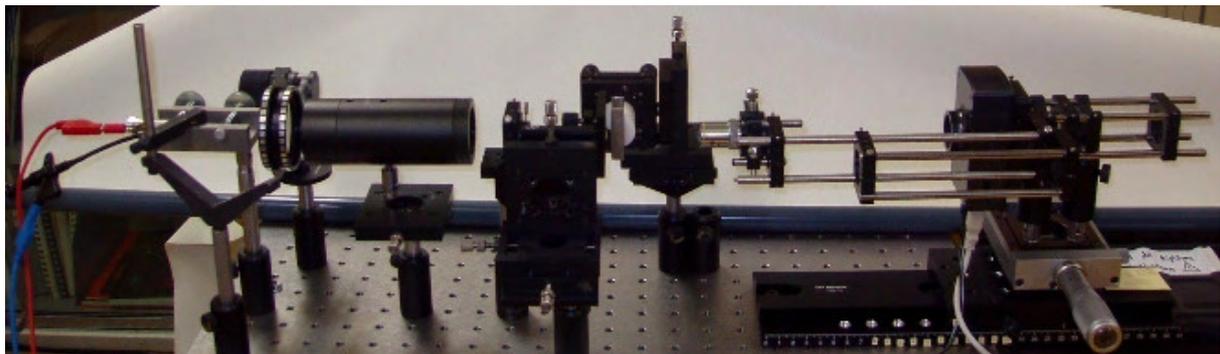


Figure 2 : Banc de test optique réalisé par Monsieur Bazzan

Systeme de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

3.2 Cahier des charges

- Complément de formation et recherche documentaire sur la mesure des fonctions de transfert optique (PSF, MTF).
- Compréhension et essais pratiques avec le montage existant.
- Formation sur Winlens et ZEMAX.
- Se familiariser avec le travail et les objectifs de la société SAV-IOL. Mesures de lentilles avec l'interféromètre IOLA.
- Conception d'un banc d'essais amélioré utilisable pour divers types de lentilles (normales, intraoculaires,...) :
 - Objectifs de mesure : focale, MTF, profondeur de focalisation, aussi éventuellement : visualisation des faisceaux de lumière dans l'eau.
 - Analyse des exigences mécaniques et d'encombrement, flexibilité d'emploi, analyse et optimisation des degrés de liberté nécessaires. Sensibilité de la mesure en fonction de la puissance lumineuse.
 - Conception du montage optomécanique.
 - Traitement automatique des mesures de la caméra CCD (par interface graphique dans Matlab).
- Dessin et spécification des éventuelles pièces à acheter ou fabriquer. Commandes, fabrication.
- Réalisation du montage et mesures. Enregistrement de tous les résultats. Traitement par Matlab : focale, calcul de la MTF en fonction des mesures.
- Rapport final draft et officiel.

4 Qu'est ce que la cataracte ?

Le cristallin est un organe normalement clair et transparent situé à l'intérieur de l'œil et qui sert de lentille optique en réglant la netteté des images sur la rétine.

La cataracte est une modification physicochimique du cristallin qui devient alors opaque. Les images ne sont plus correctement transmises à la rétine, la vision baisse avec l'impression de regarder à travers une chute d'eau. D'où le nom de cataracte.

Si une grande partie du cristallin est opacifiée, il peut y avoir perte partielle, voire totale de la vision. À partir de 65 ans, près de 20 % de la population présentent un début de cataracte. Mais la maladie évolue de façon très variable d'une personne à l'autre, selon le degré d'opacification du cristallin et de la zone touchée (centrale ou périphérique).

Aucun médicament ne peut traiter le problème et celui-ci nécessite une chirurgie, avec remplacement du cristallin abîmé par un cristallin artificiel.

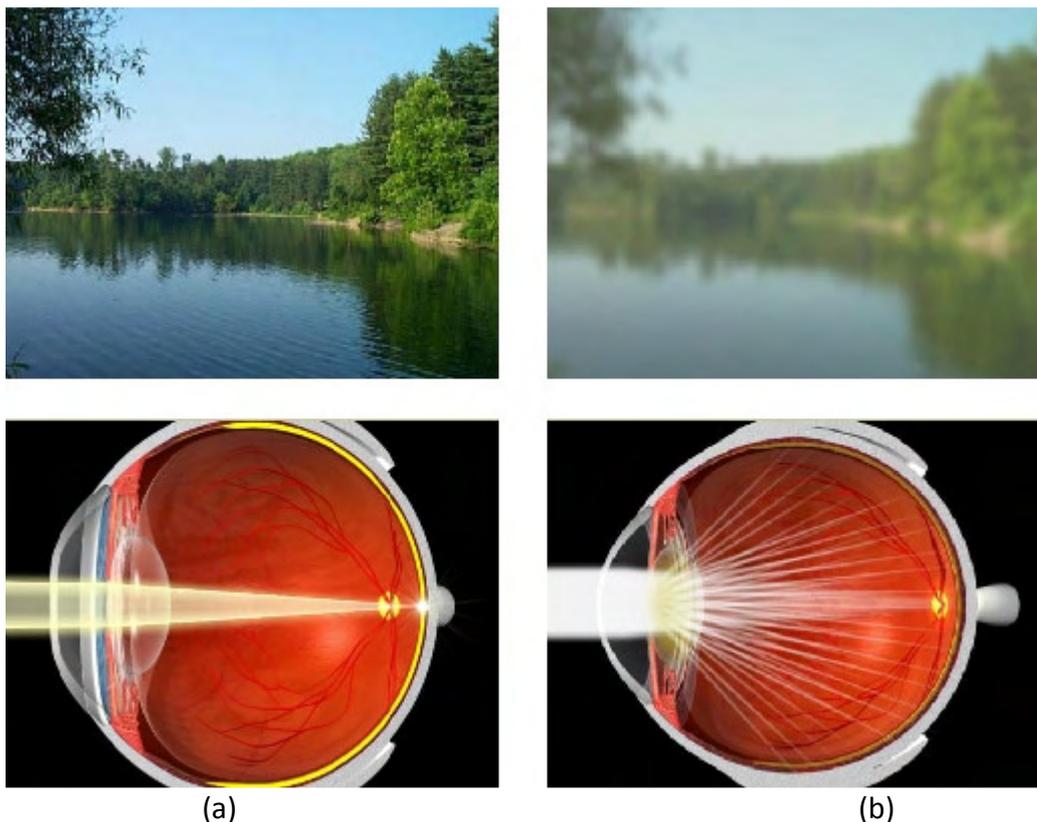


Figure 3 : Œil normal a) et œil de cataracte b)²

² <http://www.harvardeye.com>

5 Techniques de chirurgie de la cataracte

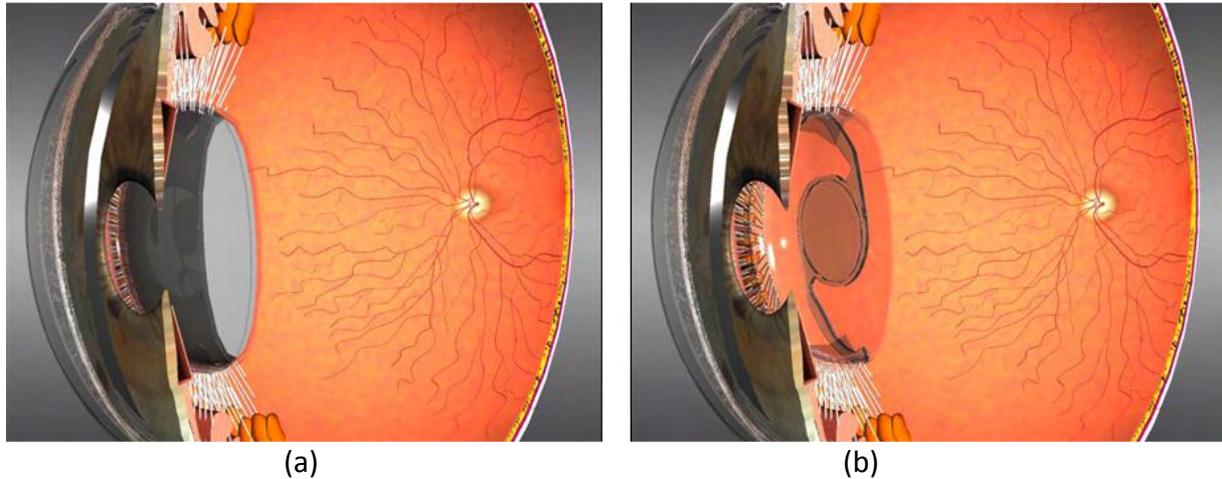


Figure 4 : Cristallin opacifié a) et implant intraoculaire mise en place b)

La chirurgie de la cataracte a évolué au cours des vingt dernières années. L'utilisation de lentilles intraoculaires et les progrès en micromécanique ont permis le développement de nouvelles techniques opératoires caractérisées par un traumatisme chirurgical minimal et une meilleure récupération visuelle.

Les complications de la chirurgie de la cataracte sont très rares mais doivent bien-entendu être expliquées surtout s'il s'agit non pas d'une cataracte mais d'un échange de cristallin clair dans le cadre d'une chirurgie réfractive :

- **L'infection** : pratiquement très grave lorsqu'un germe infectieux entre dans l'œil au moment de la chirurgie et s'y développe, réalisant une endophtalmie.
- **La cataracte secondaire** : on désigne sous ce nom la perte progressive de la transparence du sac cristallinien qui supporte l'implant. C'est donc une complication touchant des yeux opérés sans aucune difficulté technique. Cette opacification du sac survient en général tardivement, souvent plusieurs années après l'intervention. C'est la plus fréquente et la plus banale des complications puisqu'elle concerne à long terme de 10 à 50 % des yeux opérés selon les séries et selon les implants utilisés. Elle se manifeste par une baisse de vision, qui fait parfois penser au patient que sa cataracte a « repoussé ».

Son traitement est très simple et consiste à réaliser une séance de laser (laser YAG) qui ouvre le centre de la capsule et restaure la vision. Cette ouverture au laser comporte, comme la chirurgie de cataracte, un faible risque de décollement de rétine, surtout chez le myope fort.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

5.1 Technique opératoire

La chirurgie moderne de la cataracte, que le cristallin soit opaque ou pas, fait appel au principe de la phako-émulsification.

Cette technique de chirurgie de la cataracte consiste à fragmenter et à aspirer le cristallin par une toute petite incision, de 2 à 3 mm.

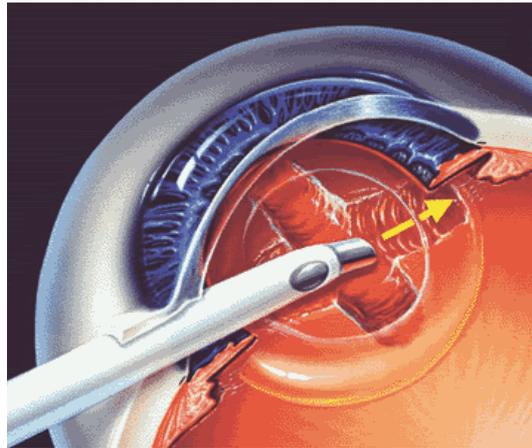


Figure 5 : Aspiration du cristallin³

En fait, cette intervention de cataracte permet de conserver l'enveloppe du cristallin, qui va servir de support à l'implant. Celui-ci est enroulé sur lui-même à la fin de l'intervention et introduit au travers de cette petite incision qui ne nécessitera même pas de suture.

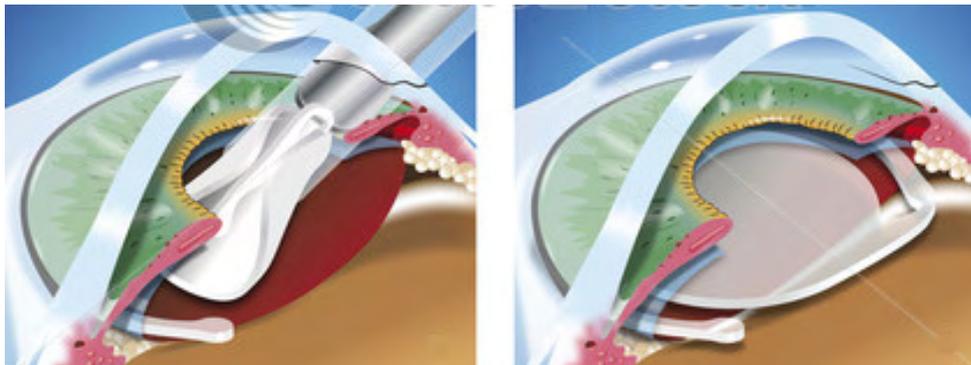


Figure 6 : Mise en place d'un implant intraoculaire⁴

Cette chirurgie de cataracte dure en moyenne une quinzaine de minutes et est réalisée sous anesthésie locale. L'anesthésie ne comporte aucune injection et consiste à placer sur l'œil dans les minutes qui précèdent l'intervention, un collyre anesthésique ou mieux, un gel, très efficace.

³ <http://www.cataractsymptoms.net>

⁴ <http://www.lookfordiagnosis.com>

5.2 Les implants

Les implants ont beaucoup évolué depuis leur introduction et on utilise aujourd'hui de façon généralisée des implants souples, capables d'être insérés dans l'œil au travers de la toute petite incision opératoire. Les matériaux les plus utilisés sont aujourd'hui les **acryliques**, hydrophiles ou hydrophobes.

Sur le plan optique, on dispose aujourd'hui de 4 types d'implants :

- ❖ **Les implants mono focaux** : les plus classiques, ils corrigent la vision de loin et nécessitent de porter des lunettes en vision de près. Chez le myope cependant, un choix inverse est souvent réalisé, la puissance de l'implant étant réglée pour la vision de près, avec persistance d'un petit degré de myopie qui nécessitera le port de lunettes en vision de loin.
- ❖ **Les implants toriques** : Ils permettent de corriger une éventuelle myopie ou hypermétropie et en plus un astigmatisme et de se libérer de ses lunettes en vision de loin
- ❖ **Les implants multifocaux** : Ils permettent de corriger la vision de loin et de près de façon à ne pratiquement plus jamais porter de correction optique dans la vie de tous les jours. Les implants multifocaux corrigent donc un éventuel défaut de vision de loin (myopie, hypermétropie), mais aussi la presbytie.
- ❖ **Les implants multifocaux toriques** : Capables de corriger à la fois l'astigmatisme et la presbytie, ils élargissent le champ d'application des implants multifocaux.

Donc chacun de ces implants ou des lentilles intraoculaires (LIO) fonctionne d'une manière différente pour atteindre les objectifs de corrections de la vision de l'œil humain.



⁵ <http://www.silkvision.net/>

6 Rappel théorique

Cette partie présente brièvement les notions théoriques fondamentales de l'optique dans le cadre de ce travail. Il est nécessaire et important de faire un rappel théorique au début du rapport. Car il servira de bien comprendre toutes les manipulations, les mesures et les graphiques qui seront effectués par la suite.

6.1 Dioptrie

Dioptrie est un terme d'origine grec, dia : à travers, et optomaï : je regarde. C'est une unité de puissance des systèmes optiques qui détermine la mesure de la réfraction, c'est-à-dire la possibilité que possède un milieu ou un objet de dévier les rayons lumineux. Le symbole de la dioptrie est la lettre grecque δ (delta).

Les lentilles et l'œil (particulièrement le cristallin et la cornée) sont considérés comme un système optique. On considère qu'une lentille d'1 dioptrie est une lentille à distance focale de 1 m et une lentille de 2 dioptries possède une distance focale de $\frac{1}{2}$ mètre.

La distance focale est la distance qu'il y a entre la lentille et le point de convergence des rayons, c'est à dire le point où se rencontrent ces rayons.

$$P = \frac{1}{f} \quad [\text{dioptrie}, D] = [m^{-1}]$$

6.2 Théorie des lentilles minces

En générale une lentille est un élément réfringent qui modifie en transmission la géométrie d'un faisceau. La plupart du temps, les lentilles sont composées de deux ou plusieurs surfaces séparant des milieux inégalement réfringents, dont l'un au moins n'est pas plan. Ces surfaces sont généralement cintrées sur l'axe optique et sont souvent sphériques.

Plusieurs termes permettent de décrire ces lentilles. Une lentille constituée d'un seul élément, donc deux dioptries, est une lentille simple et une lentille constituée de deux milieux de verre différente est une lentille composée.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

CONVEXE	 <p>$R1 > 0$ $R2 < 0$ Biconvexe</p>	 <p>$R1 = \text{infini}$ $R2 < 0$ Plan convexe</p>	 <p>$R1 > 0$ $R2 > 0$ Ménisque convexe</p>
CONCAVE	 <p>$R1 < 0$ $R2 > 0$ Biconcave</p>	 <p>$R1 = \text{infini}$ $R2 > 0$ Plan concave</p>	 <p>$R1 > 0$ $R2 > 0$ Ménisque concave</p>

Figure 8 : Types de lentilles simples réalisées avec des surfaces sphériques

Voici deux équations mathématiques les plus importantes pour les lentilles minces. La première équation sert à trouver la position de p' de l'image d'un point situé à la position p devant la lentille. Et la deuxième équation donne la distance focale pour la lentille.

$$\frac{n_1}{p} + \frac{n_1}{p'} = (n_2 - n_1) \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

Comme le milieu extérieur est l'air, et son indice $n_1 \approx 1$, l'équation ci-dessus devient :

$$\frac{1}{p} + \frac{1}{p'} = (n - 1) \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

$$\frac{1}{p} + \frac{1}{p'} = \frac{1}{f}$$

6.3 Aberrations optiques

Les aberrations sont les défauts qu'une optique introduit sur un front d'onde parfait. Elles peuvent être dues à un défaut de réalisation, mais aussi à une limitation du design ou même à une contrainte extérieure à l'optique, par exemple mécanique.

6.3.1 Aberration sphérique

L'aberration sphérique désigne une aberration dont l'une des conséquences est la disparition du foyer. Les rayons provenant du bord et du centre de l'optique ne se focalisent plus au même point. On observe alors une caustique de focalisation, dans laquelle le point image attendu sera remplacé par un halo plus ou moins flou.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

On définit donc trois foyers principalement :

- le foyer paraxial : il est défini par l'approximation de l'optique géométrique
- le meilleur foyer : il correspond à l'endroit où la tache est la moins diffuse
- le foyer marginal : c'est celui correspondant à l'intersection des rayons marginaux (ceux qui passent par les bords de la pupille du système optique)

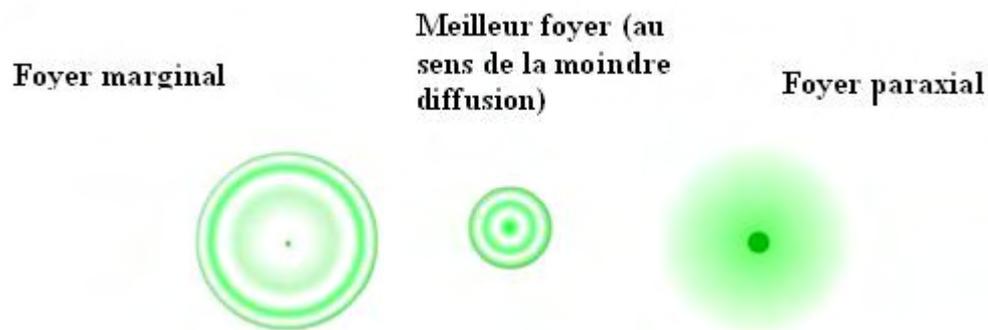


Figure 9 : Aberrations sphériques

Pour une lentille sphérique, les rayons se trouvant au bord de la lentille focalisent à une place légèrement différente des rayons se trouvant au centre : l'image d'un point est donc une tache floue.

Ceci est dû au fait qu'une surface sphérique n'est pas la forme idéale pour réaliser une lentille. Il s'agit cependant de la forme la plus simple à polir, et elle reste très souvent utilisée.

6.3.2 Aberration de coma

L'aberration de coma désigne une aberration qui dépend du champ d'une part et de l'ouverture d'autre part. Cette aberration est dite "de champ" car elle n'existe pas sur l'axe optique. L'effet de cette aberration est de produire une tache en forme d'aigrette dans un plan d'observation. La figure suivante illustre cette aberration :

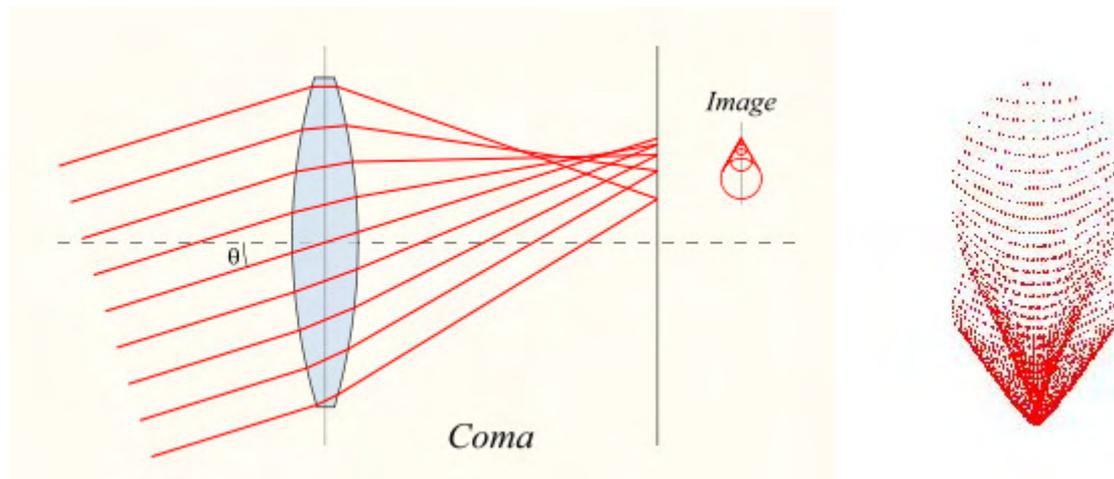


Figure 10 : Aberrations de coma

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Les rayons parallèles qui ne sont pas dans l'axe optique de la lentille ne convergent pas tous en un même point sur le plan focal. Les rayons qui passent sur les bords de la lentille peuvent être focalisés plus loin ou plus près de l'axe optique que ceux passant au centre de la lentille. On parle respectivement de coma positive et de coma négative.

6.4 Œil

L'œil est un organe extrêmement performant et complexe. En fait il s'agit d'un système optique qui focalise l'image sur la rétine.

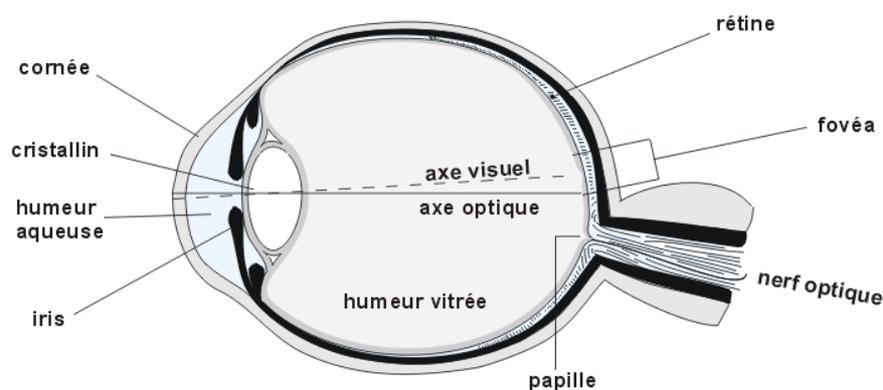


Figure 11 : Structure de l'œil humain⁶

Les rayons lumineux pénètrent dans l'œil par la pupille au centre de l'iris. Ils traversent la cornée qui est la première lentille naturelle de l'œil. La cornée contient un liquide aussi fluide que de l'eau. Ce liquide appelé l'humeur aqueuse, dévie les rayons lumineux. Ces rayons déviés traversent ensuite le cristallin. C'est la deuxième lentille naturelle de l'œil qui change de nouveau la trajectoire de la lumière.

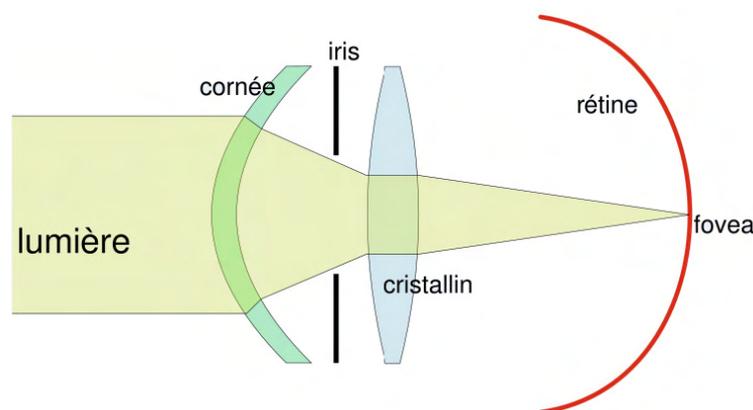


Figure 12 : Visualisation d'un faisceau parallèle à travers de l'œil

Ainsi les rayons arrivent au centre de la rétine, la fovéa. C'est une petite zone de 1.5 mm de diamètre où la sensibilité de l'œil atteint son maximum.

⁶ <http://serge.bertorello.free.fr/>

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

6.4.1 Milieux transparents de l'œil

Il est clair que tous les milieux transparents de l'œil forment une succession de dioptries. Cette succession de dioptries donne sur la rétine une image réelle et inversée des objets.

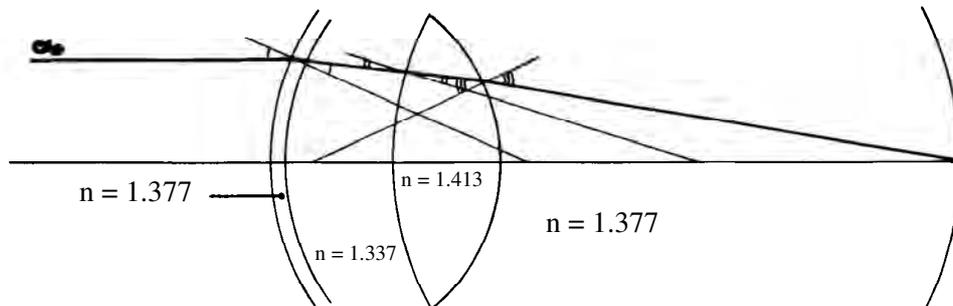


Figure 13 : Indice de réfraction de tous les milieux de l'œil

Le système optique de l'œil comprend des caractéristiques particulières. Ces caractéristiques sont récapitulées dans le tableau ci-dessous :

Structures	Rayon de courbure antérieur [mm]	Rayon de courbure postérieur [mm]	Indice de réfraction
cornée	7,8	6,8	1,377
humeur aqueuse	-	-	1,337
cristallin	10	6	1,413
humeur vitrée	-	-	1,337

Tableau 1 : Valeurs moyennes du système optique de l'œil⁷

6.4.2 Œil réduit

Il existe plusieurs simplifications de ce système optique de l'œil. Un modèle de ces simplifications consiste d'un œil réduit par deux lentilles. La figure suivante illustre ce modèle :

⁷ Tableau inspiré du polycopiés officiels du cours «Systèmes optiques pour l'imagerie»

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

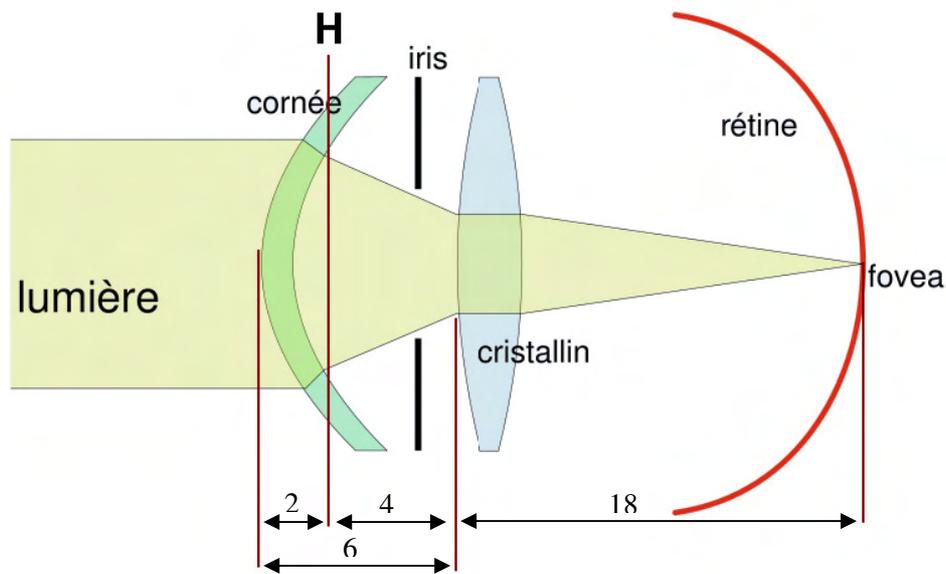


Figure 14 : Œil réduit

Voici les caractéristiques d'un tel modèle œil réduit pour la plupart des calculs :

- La distance focale image est 22 mm.
- La distance focale objet est 17 mm.
- Les plans principaux objet et image sont confondus et il se trouve à 2 mm derrière la face antérieure de cornée.
- La distance entre la face antérieure de la cornée et les plans principaux vaut 2 mm.
- La distance entre la face antérieure de la cornée et la rétine vaut +24 mm
- La puissance [dioptries], $D = +60 \cdot \delta$ (avec $\delta = 250$ mm)
- indice de réfraction: $n = 1,337$

6.5 Profondeur de champ

La profondeur de champ correspond à la zone où l'image est nette (voir l'image à la page suivante).

La profondeur de champ dépend en fonction de l'appareil photo, de l'ouverture du diaphragme et de la distance entre l'appareil et le sujet.

Voici tout d'abord, quelques conventions pour mieux comprendre les notions de netteté et de profondeur de champ :

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

- ❖ L'objectif sera considéré comme une lentille fine limitée par le diaphragme.
- ❖ L'objectif est supposé idéal, c'est à dire qu'un point donne un point.
- ❖ On dira que la mise au point est faite sur un point si l'image de ce point se trouve exactement sur le capteur. La mise au point s'effectue avec un objectif assimilé à une lentille fine en déplaçant la lentille.

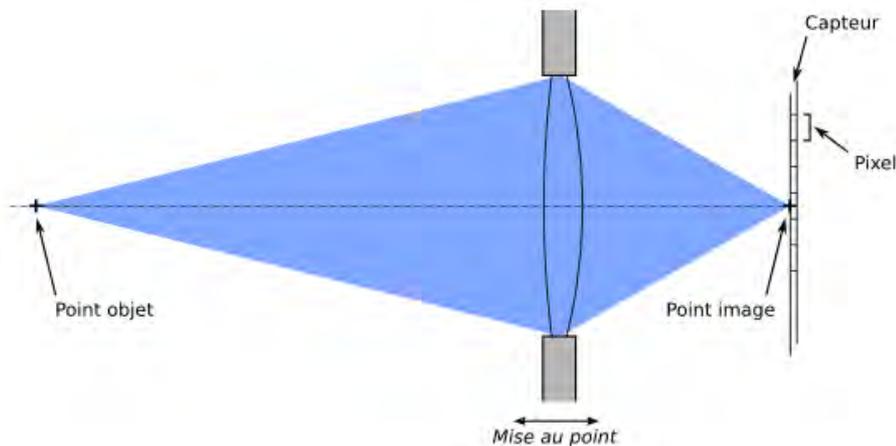


Figure 15 : Mise au point

Plus l'objet est près et plus on doit éloigner la lentille du capteur. Pour un objet à l'infini (plus loin qu'une vingtaine de fois la focale), la lentille est placée telle que le capteur soit dans son plan focal (distance capteur-lentille = focale).

La profondeur de champ va être donnée par les deux points extrêmes pour lesquels l'image sera nette. Dans le schéma suivant le cercle en bleu est le point de référence pour lequel la mise au point a été faite.

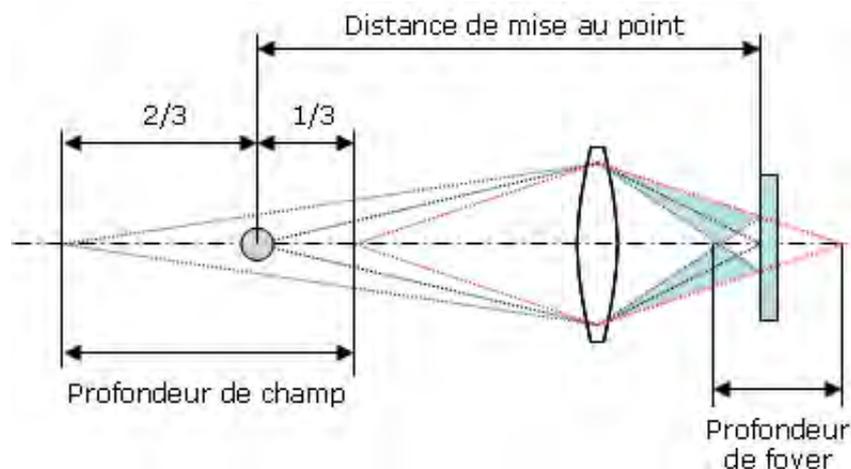


Figure 16 : Profondeur de champ

6.6 Diffraction par une ouverture circulaire

La nature ondulatoire de la lumière fait que celle-ci est diffractée après le passage à travers un trou. Plus la taille du trou diminue, plus l'effet de la diffraction est visible.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Le cas particulier d'un trou parfaitement circulaire donne une figure de diffraction, appelée tache d'Airy, présentant un disque central, et des cercles concentriques de plus en plus atténués.

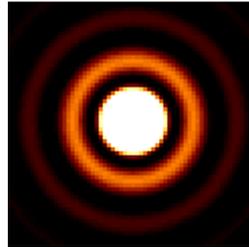


Figure 17 : Tache d'Airy

Le diamètre du disque central dépend de l'angle d'ouverture d'un faisceau de rayons lumineux. Il dépend donc de la focale f comparée au diamètre D de l'ouverture lumineuse, qui doit être uniformément éclairée. Il dépend aussi de la longueur d'onde (λ), On a :

$$\text{le rayon de la première frange sombre de la tache d'Airy } r_a = 1.22 \cdot \frac{f \cdot \lambda}{D}$$

Un effet important de cette tache, est la dégradation de la résolution des images dans les appareils optiques.

6.7 Fonction d'étalement du point

En optique, la fonction d'étalement du point PSF est largement utilisée pour décrire les propriétés d'imagerie de systèmes optiques tels que les lentilles optiques. Plus précisément la forme de la PSF est une mesure pour le pouvoir de résolution du système optique. Cette fonction correspond à la description mathématique de l'image du disque d'Airy obtenue lorsqu'on observe un point lumineux idéal (infiniment petit) au travers d'un objectif.

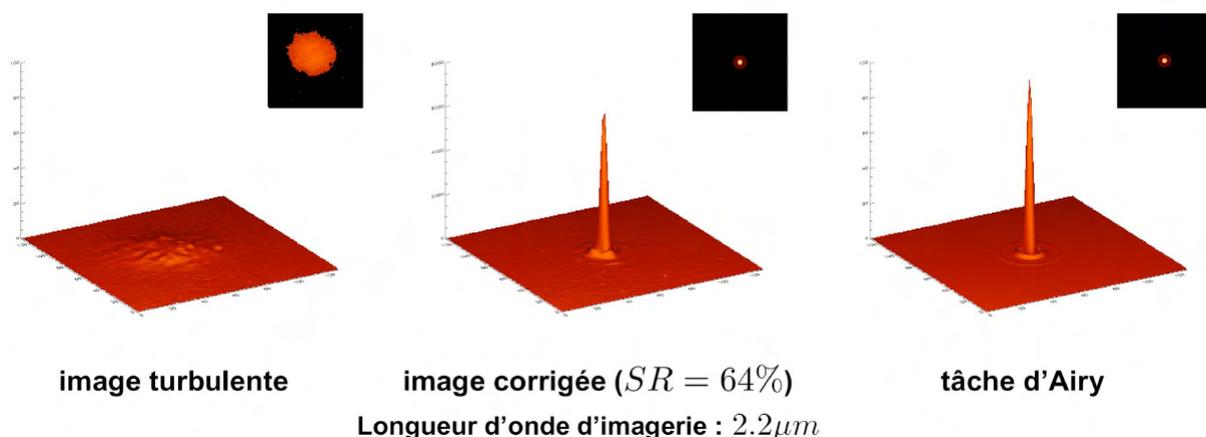


Figure 18 : PSF⁸

⁸ http://rop.in2p3.fr/IMG/pdf/G_Rousset.pdf

6.8 Fréquences spatiales

En physique, la fréquence désigne en général la mesure du nombre de fois qu'un phénomène périodique se reproduit par unité de temps. Ainsi lorsqu'on emploie le mot fréquence sans précision, on parle d'une fréquence temporelle. Par analogie ce terme est également utilisé lorsqu'un phénomène est périodique dans l'espace : il s'agit alors de fréquence spatiale.

En effet, la fréquence spatiale est l'inverse d'une distance angulaire. Dans ce contexte, une image est un signal bidimensionnel, que l'on peut décomposer selon ses fréquences spatiales. Si on considère l'image linéaire suivante :



C'est une image résultante de la somme de quatre contributions sinusoïdales. Elle présente des détails de petite taille, de taille intermédiaire et de larges zones.

Analyser cette image en termes de fréquences spatiales permet d'isoler les composantes dans le tableau ci-dessous :

Composantes	fréquence spatiale
	Basse
	Intermédiaire
	Intermédiaire
	Haute

Tableau 2 : Spectres spatiales d'une image linéaire

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

6.9 Fonction de transfert de modulation

La Fonction de Transfert de Modulation, FTM en Français ou MTF en Anglais, est un test qui donne une présentation du contraste et de la résolution d'un système optique. Ce test repose sur l'observation d'une mire composée de lignes alternativement blanches et noires et qui sont de plus en plus serrées. Les mires blanches sont des fentes laissant passer la lumière, les lignes noires sont bloquantes.



La densité des lignes est exprimée en générale par ligne/mm. Il faut noter qu'en pratique, les lignes sont en fait des variations sinusoïdales plutôt que des variations franches comme sur le dessin ci-dessus. Néanmoins ce modèle sera utilisé pour les explications qui suivent.

Cette mire est ensuite placée entre la lentille à tester et l'observateur.

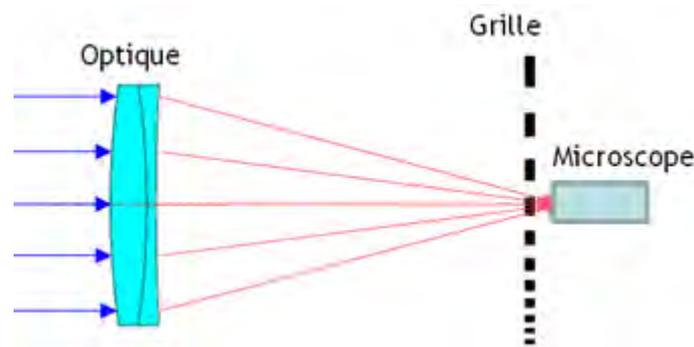


Figure 19 : Mire placée entre la lentille et l'observateur

Comme montre la figure 14, si l'on déplace la grille, la lumière va alternativement passer à travers une fente ou être bloquée par la grille. Si on normalise la valeur de l'intensité maximale reçue à 1, on va avoir une succession de niveaux d'intensité lumineuse à 0 et à 1 de plus en plus courts à mesure que le pas de la mire diminue. Dans ce raisonnement le phénomène de diffraction a été négligé. Enfaite ce phénomène optique est présent dès lors que la lumière rencontre un diaphragme.

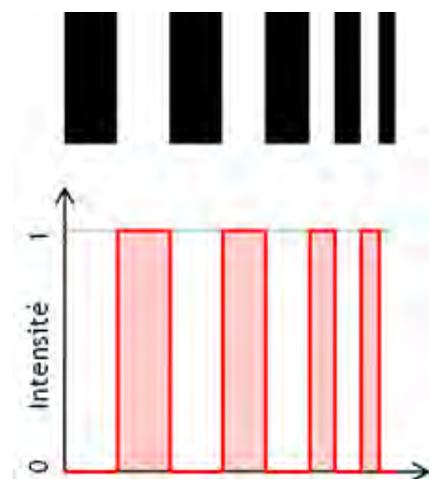


Figure 20 : Succession de niveau d'intensité

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

À présent, les rayons issus de la pupille de sortie sont perturbés et diffractés par la présence du diaphragme et ils interfèrent entre eux. La présence de la limitation du faisceau de rayons par ce diaphragme (ou de la dimension des lentilles) modifie la propagation des rayons. Ceux-ci sont déviés et n'arrivent plus au même point. Ils interfèrent entre eux. Donc un point objet n'aura jamais pour image un point image, mais une tache lumineuse.

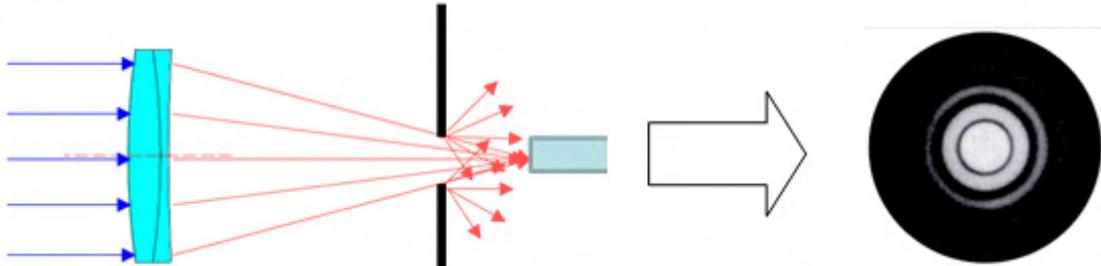


Figure 21 : Diffraction de la lumière à gauche et la tache d'Airy à droite

Dans ce cas, l'intensité lumineuse va être diminuée au voisinage des bords des pas de la mire. L'intensité globale va également diminuer à mesure que la fréquence augmente.

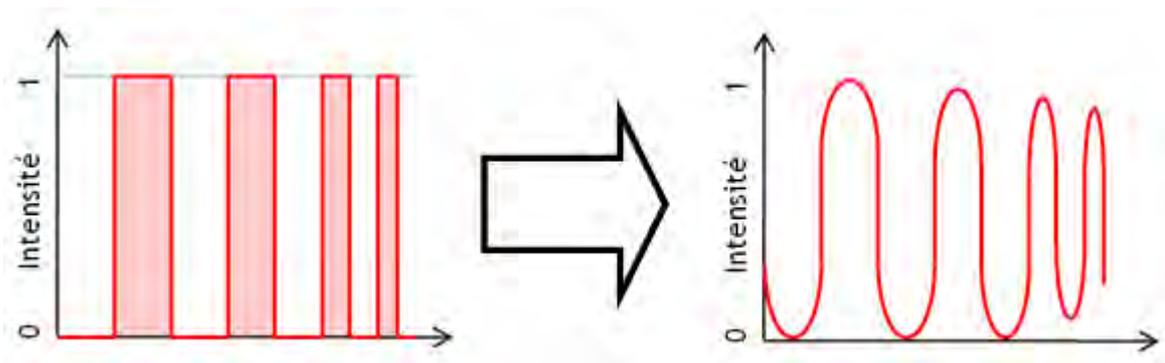


Figure 22 : Diminution de l'intensité globale en augmentant la fréquence

Le graphe de la fonction de modulation de transfert MTF est modifié par la présence de la diffraction. Dans le cas de fortes aberrations géométriques, la diffraction est négligeable au regard de ces aberrations.

Le calcul de la MTF, pour une lentille donnée, représente une mesure de toutes ces modifications apportées aux trajectoires des rayons passant au travers de l'ouverture du diaphragme, et de leurs interférences.

La MTF est représentée sur forme de courbe: le contraste entre deux traits est porté sur l'axe vertical (ordonnée) et le nombre de ligne/mm sur l'axe horizontal (abscisse).

Systeme de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

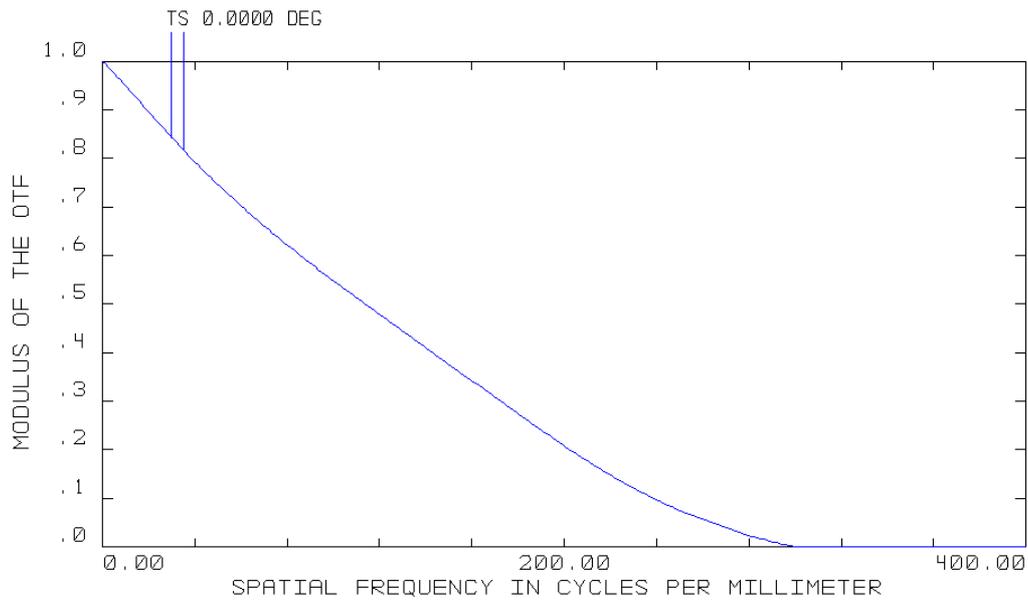


Figure 23 : MTF

Sans la diffraction, la courbe serait toujours à 100% de l'intensité lumineuse quelque soit le pas de la mire.

A cause de la diffraction, cette intensité, notée comme le contraste et normalisée à 100% en ordonnée du graphique, va décroître à mesure que le pas se resserre jusqu'à atteindre une valeur de coupure à droite du graphique.

7 Méthodologie de mesure

Ce paragraphe permet d'expliquer une méthodologie de mesure adaptée pour les lentilles à disposition. En général, définir une méthodologie avant d'effectuer les mesures est indispensable au niveau de validation de qualité de mesure. Cette définition n'est pas vraiment facile à trouver et demande surtout une bonne réflexion. Il s'agit de faire plusieurs étapes consécutives depuis le début jusqu'à la fin des mesures pour atteindre l'objectif de mesure. Pour chaque étape, il faut faire l'expérience et contrôler les résultats obtenus et enfin faire une validation.

Dans le cadre de ce projet, on définit aussi une méthodologie de mesure. Ensuite chaque étape sera mesurée avec différents de méthode, soit Zemax, WinLens, interféromètre d'IOLA et etc. le but de ces mesures est d'arriver à un modèle de configuration identique à celui d'œil humain.

Voici la méthodologie de mesure définie pour ce projet :

- Mesurer des Lentilles dans l'air
- Mesurer des Lentilles dans une solution saline de BSS dont l'indice est de 1.336
- Mesurer des Lentilles dans une solution saline de BSS dont l'indice est de 1.336 mais sont placées derrière d'une cornée artificielle

8 Le logiciel Zemax

ZEMAX est un logiciel pour la conception d'objectif, l'éclairage, la propagation de faisceau laser, la lumière parasite, la conception optique de forme libre et de nombreuses autres applications. Zemax peut exécuter en deux modes différents, mode séquentiel et non séquentiel.

Dans le mode séquentiel, il s'agit du traçage des rayons lumineux qui passe par les éléments optiques dans l'ordre. Alors que dans le mode non séquentiel, on s'intéresse plus tôt aux analyses de la lumière parasite dans les systèmes optiques et les propagations de faisceau.

Ce logiciel a été utilisé durant le travail afin de pouvoir contrôler les résultats de mesures avec le banc de test et ceux du logiciel Zemax. Il a la capacité de calculer les aberrations, la MTF, PSF et etc.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

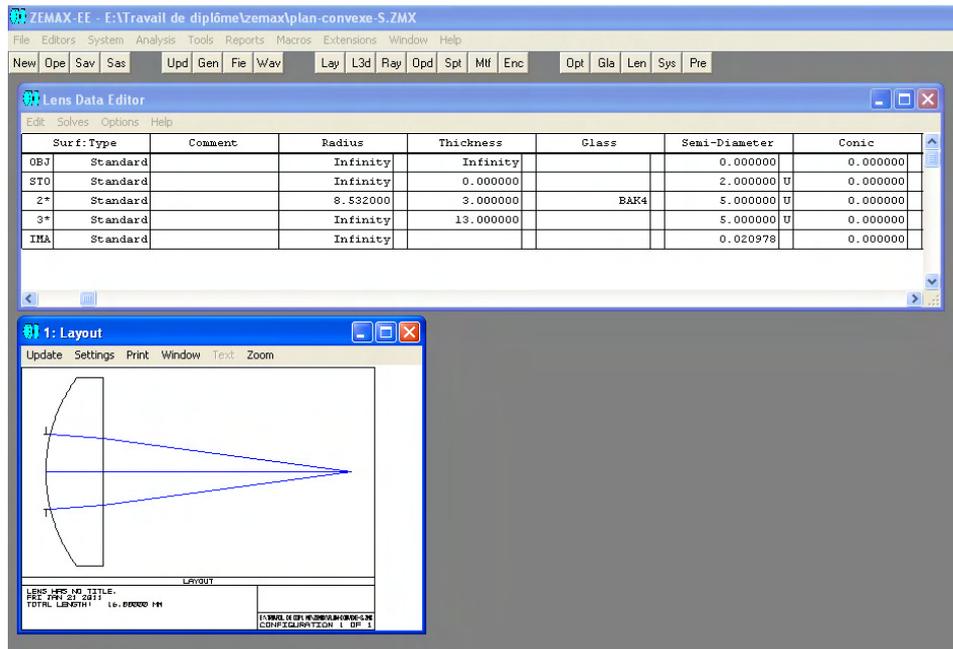


Figure 24 : Interface du logiciel ZEMAX

En ce qui concerne le logiciel, dans le mode séquentiel, on parle toujours des surfaces et on modélise une lentille à partir de ses rayons de courbures, son épaisseur, son indice de réfraction et son diamètre.

La fenêtre la plus importante est celle de Lens data editor, lors de l'ouverture du programme. Elle comprend toujours au moins 3 surfaces :

- Surface OBJ : il s'agit de l'objet. Cet objet est situé à l'infini si le système de focalisation de faisceaux utilise un laser comme une source.
- Surface STO : il s'agit d'une surface qui limite l'angle d'ouverture du cône de rayons. Ce qui peut être considéré comme un diaphragme d'une lentille.
- Surface IMA : il s'agit du plan image

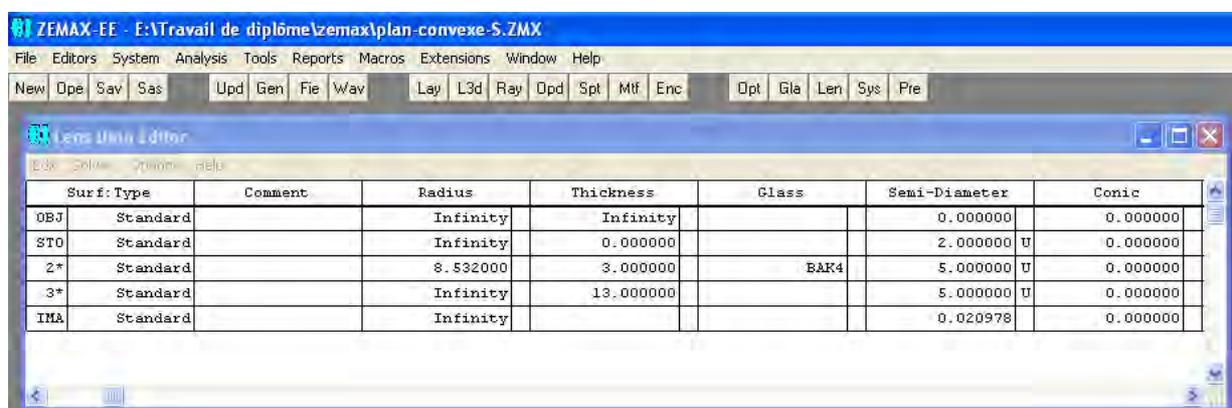


Figure 25 : Modélisation d'une lentille plan-convexe

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

La figure ci-dessus, présente la modélisation d'une lentille plan-convexe dans ZEMAX. Cette lentille de 10 mm de diamètre, a des rayons de courbure $R1 = 8.532$, $R2 = \text{infini}$, avec une épaisseur de 3 mm et construit en verre BAK4. La source est un faisceau parallèle.

La représentation en 2D et 3D, du système de formation d'image défini sur la figure 20, est présentée à la figure suivante :

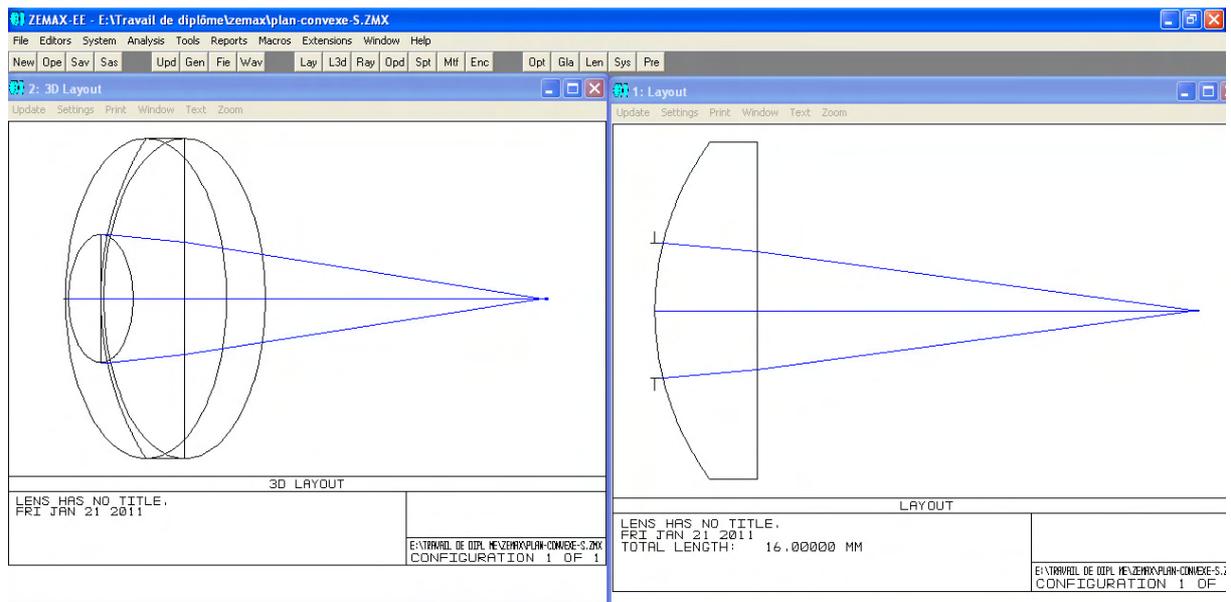


Figure 26 : Layout 2D et 3D

Remarque : il existe toujours la possibilité de récupérer un fichier WinLens dans Zemax et vis versa. Ainsi, on compare les résultats de mesures avec deux logiciels différents mais avec un même modèle de configuration. Pour pouvoir utiliser un fichier WinLens sur Zemax, il suffit d'aller sur le menu File depuis le logiciel WinLens. Ensuite on choisit le menu d'Export to. A ce moment, la fenêtre suivante apparaît :

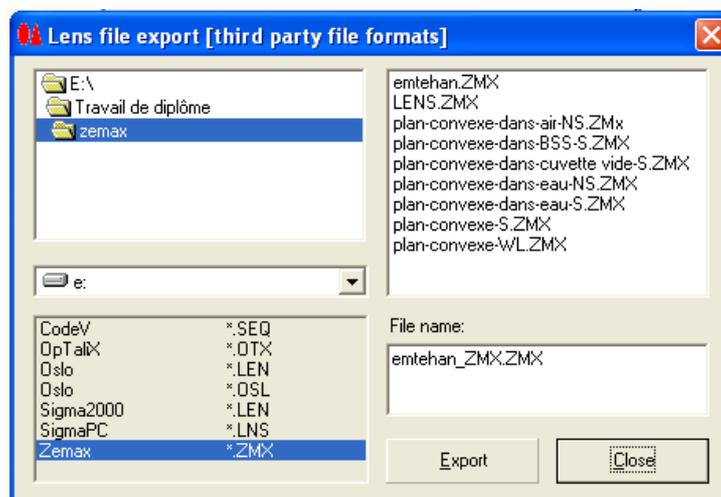


Figure 27 : Fenêtre d'exportation des fichiers depuis le logiciel WinLens

Systeme de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

En choisissant Zemax parmi les logiciels disponibles dans la case inférieure à gauche, on peut, à présent, exporter le fichier en cliquant sur Export. Ce fichier exporté s'installe directement dans le répertoire Zemax comme étant un fichier.ZMX.

9 Le logiciel WinLens

Le logiciel WinLens a été conçu à l'origine par LINOS pour vendre ses produits. Ce logiciel est semblable à celui de Zemax. Il est également un logiciel de design optique relativement simple et facile à utiliser. Ses fonctions sont suffisantes pour l'enseignement de l'optique au niveau de ce projet.

Dans ce logiciel, on étudie la propagation de lumière dans un système sous forme de rayons qui suivent les lois de la réflexion et de la réfraction. Ce modèle néglige la diffraction des ondes. De plus, comme l'autre logiciel Zemax, ces modèles sont séquentiels. Par conséquent, on imposera l'ordre dans lequel les surfaces sont traversées par les rayons.

Voici les fonctions utiles de ce logiciel dans le cadre de ce projet :

- Le traçage des rayons à travers un système optique à partir d'un point objet
- Le traçage un rayon jusqu'au point d'incidence sur la première surface.
- Le calcul de la fonction de transfert de modulation
- Le calcul du spot diagramme. En fait, il consiste en une figure dans laquelle on trace tous les points d'incidence des rayons sur un plan perpendiculaire à l'axe optique

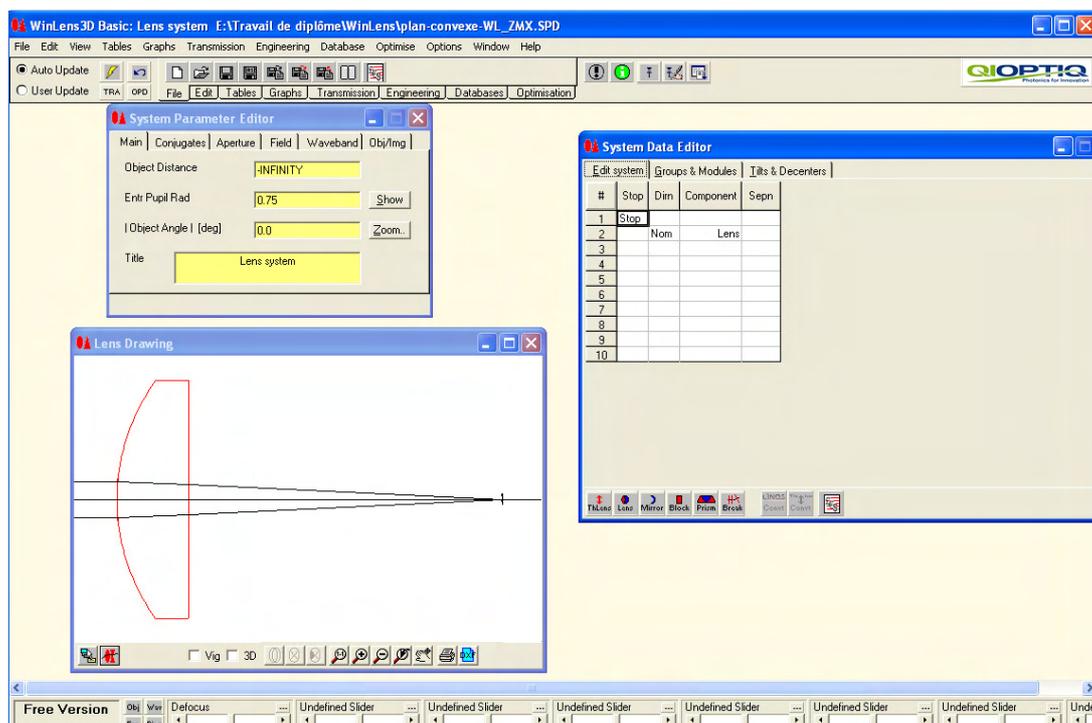


Figure 28 : WinLens

10 Mesures des lentilles sur l'interféromètre IOLA

Dans les locaux de SAV-IOL SA, on va procéder à diverses mesures sur les échantillons à l'aide d'un interféromètre d'IOLA MFD (IntraOcular Lenses Analyzer MultiFocal Diffractif) développé par Rotlex SA. Cet interféromètre, basé sur l'interférométrie de Moiré, est capable d'analyser les lentilles à disposition en quelques secondes, d'une manière rapide et précise. Il permet de mesurer les dioptries, les OTF, les MTF et etc. dans un modèle de configuration identique à l'œil humain.

La plate-forme fonctionne sous IOLA MFD, un logiciel convivial qui permet d'utiliser ses capacités au maximum.

Tous les résultats peuvent être imprimés sur un papier coloré ou exportés vers d'autres applications pour une analyse ultérieure.

10.1 Interféromètre de Moiré

L'interférométrie de moiré, ou interférométrie de réseau, est basée sur les propriétés de diffraction des réseaux. La surface de la structure que l'on étudie est recouverte d'un réseau collé par de la résine. Ce réseau est constitué d'un quadrillage régulier comportant typiquement un millier de lignes au millimètre pour chaque axe. Il possède généralement une épaisseur de l'ordre d'une dizaine de micromètres, ce qui reste suffisamment faible pour ne pas trop perturber la réponse mécanique de structures suffisamment rigides.

La surface est éclairée par deux faisceaux laser d'angles incidents opposés par rapport à un plan normal à la surface de l'échantillon. Lorsque la structure se déforme, des franges d'interférence apparaissent et leur écartement permet de calculer un déplacement (par démodulation de phase). L'image de ces franges est capturée à l'aide d'une caméra CCD. En orientant les faisceaux laser suivant deux directions x et y de la surface mesurée, on obtient alors les deux composantes des déplacements dans le plan du réseau.

10.2 Principe de mesure sur IOLA

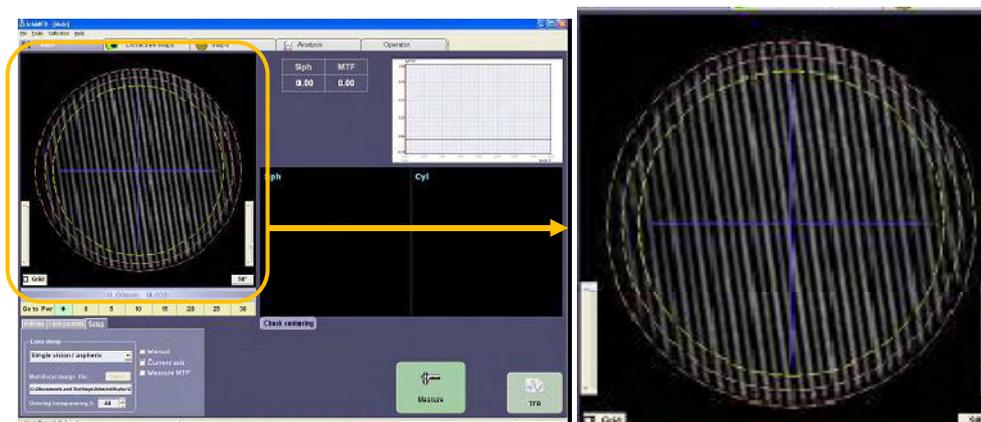


Figure 29 : Réseau des franges

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Sur l'image ci-dessus, on peut observer une paire de grilles séparées par une distance fixe formant un réseau de franges. Quand la lentille est insérée dans le système, elle induit une rotation des franges.

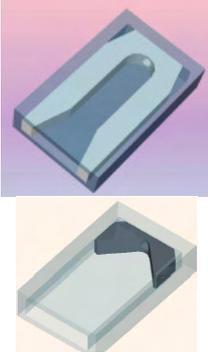
Pour des lentilles simples vision, le moteur linéaire du système est déplacé et la position qui produit des "franges vertical" est déterminée. La position du moteur se traduit par une puissance dioptrique en raison d'une courbe d'étalonnage construite lors de l'étalonnage. La puissance finale est la puissance dioptrique présentée lors de la conclusion de la mesure. Elle est dérivée, non seulement de la puissance initiale dioptrique mais aussi des facteurs dans la géométrie et l'indice des lentilles d'entrée par l'utilisateur.

10.3 Matériel et instrumentation

Dans ce laboratoire de SAV-IOL, on a utilisé les matériels suivant :

- Ordinateur
- Moniteur d'alimentation
- Souris d'ordinateur
- Clavier
- IOLA MFD
- Tissu optique sec pour sécher la cuvette
- Pince
- Flacons
- Solution saline de BSS (indice de 1.336)
- Cuvette
- Supports intérieurs
- Vis M3
- Lentilles de SAV-IOL
- Lentilles simples du laboratoire HEIG-VD

Voici quelques matériels ci-dessous pour les visualiser :

IOLA MFD	Ordinateur	Souris d'ordinateur	Clavier	Cuvettes avec les supports intérieurs
				

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

10.4 Schéma optique de l'IOLA

L'interféromètre de l'IOLA utilise le schéma optique de la lumière suivant. Ce schéma est très important à connaître car il détermine aussi la configuration de mesure. Le schéma ci-dessous récapitule tout les points principaux de ce parcours. Une remarque très importante sur ce schéma est l'utilisation d'une cornée artificielle placée devant la lentille IOL.

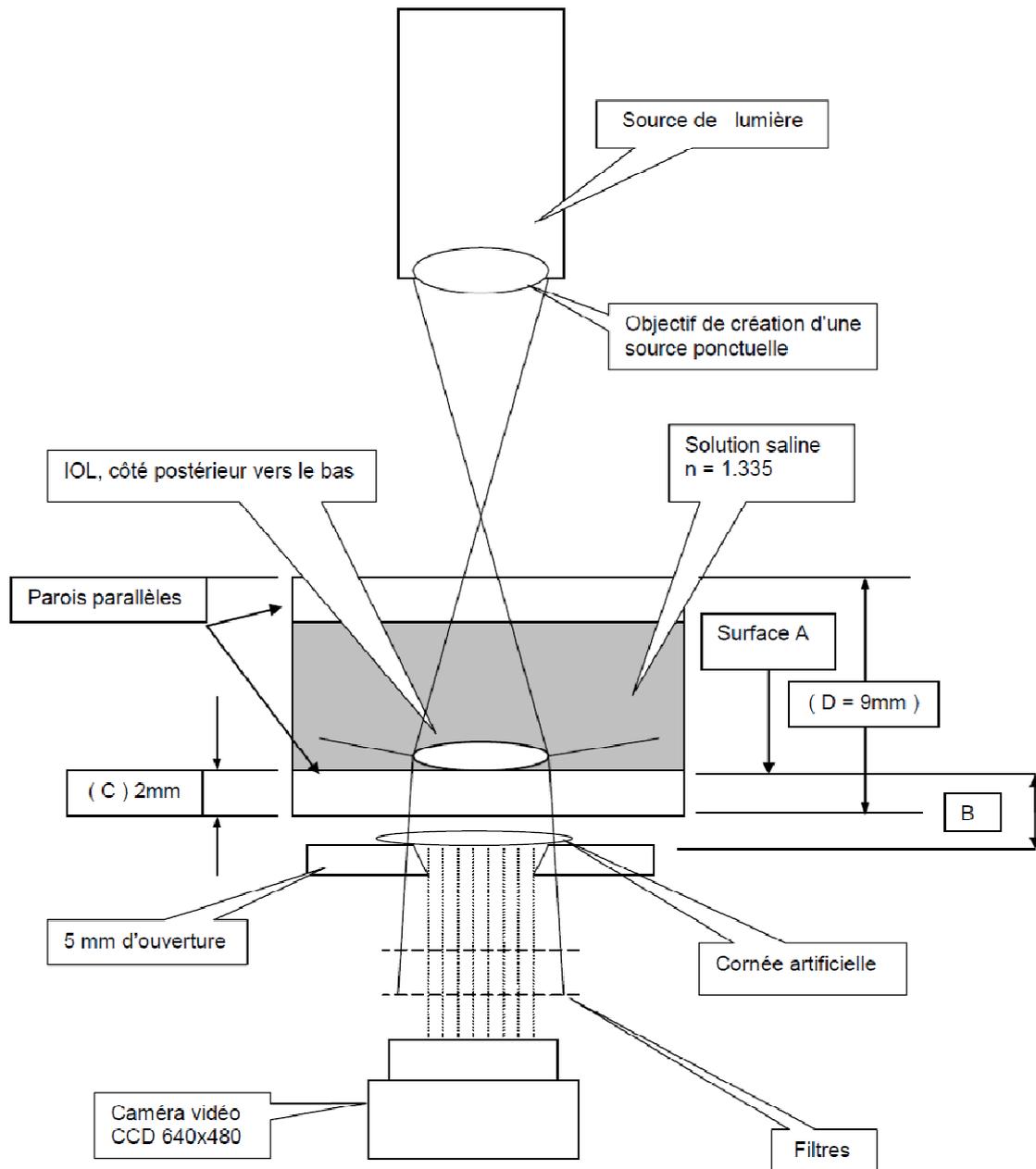


Figure 30 : Schéma optique de l'IOLA

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

10.5 Déroulement de la manipulation

Avant d'exécuter les mesures sur l'IOLA, il est nécessaire de faire une calibration lors du démarrage le programme IOLAMFD240. La calibration s'effectue par rapport à une cuvette ne contenant que du BSS à l'intérieur. Durant cette initialisation, le programme devrait déplacer les moteurs du système.

La calibration peut être effectuée à tout moment avec le bouton **Make reference** dans le menu de **Calibration**. Il est recommandé que cela soit fait tous les matins.

Remarque : Si le système n'est pas utilisé dans un environnement à température constante, il faut refaire l'initialisation pour chaque changement de la température ambiante.

10.5.1 Étape des manipulations

Dans le but d'avoir des résultats optimaux, il est important de définir une procédure de travail. Cette procédure est appelée l'étape des manipulations. La figure 2, montre les différentes étapes pour accomplir les mesures souhaitées. Les tâches en vert indiquent que l'utilisateur doit intervenir manuellement sur l'IOLA et la tâche en bleu montre que l'IOLA le fait automatiquement. Il faut effectivement souligner que ces mesures sont exécutées dans un local propre.

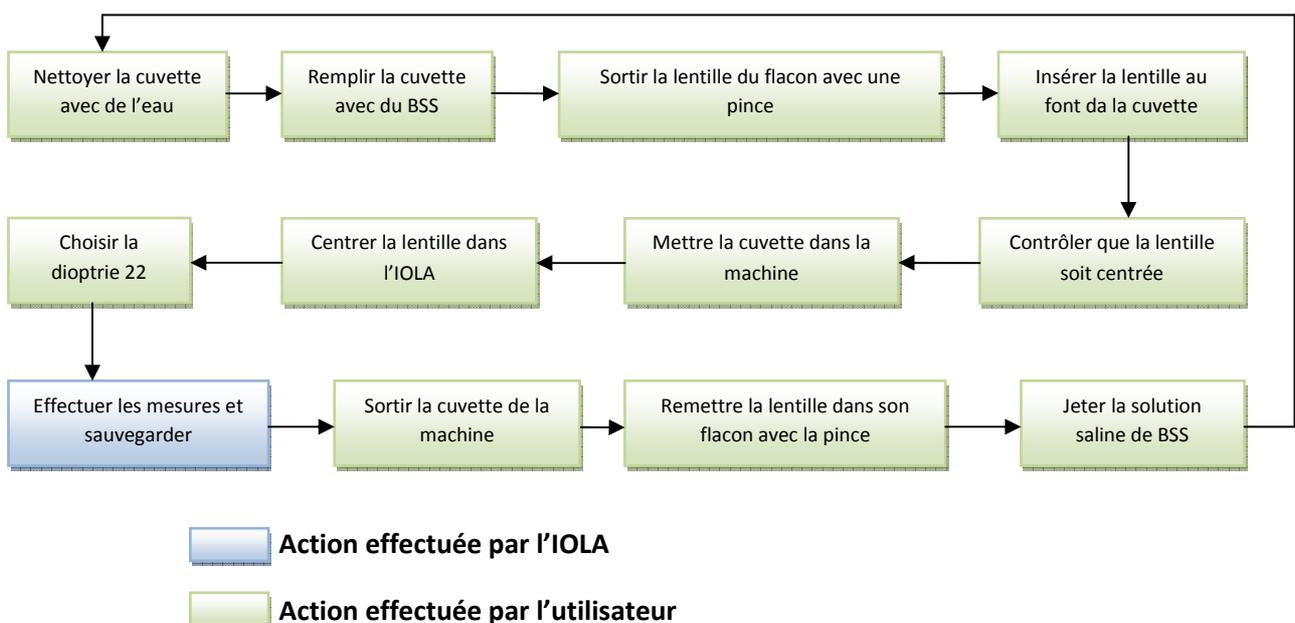


Figure 31 : Etape des manipulations

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Voici quelques indications concernant certaines actions :

Remplir la cuvette avec du BSS : Les mesures sont effectuées dans une solution saline de BSS dont l'indice est de 1.336, comme celui du liquide dans l'œil humain. Les lentilles intraoculaires de SAV-IOL sont également conservées dans les flacons contenant du BSS.

Insérer la lentille au fond de la cuvette : La cuvette est équipée de deux supports permettant d'obtenir la lentille dans une position droite et verticale. Ces supports sont montés et démontés à l'aide d'une vis M3 de 50 mm de longueur.

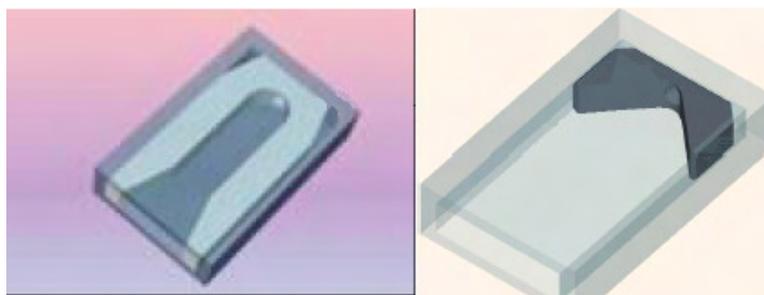


Figure 32 : Cuvette avec un support U à gauche et un support prisme à droite

Centrer la lentille dans l'IOLA : Pour assurer des mesures exactes, il faut centrer la lentille sur l'axe optique de l'IOLA MFD. Cela signifie que le réseau de franges de la fenêtre circulaire doit se trouver au centre de la lentille le mieux possible. Sur cette fenêtre, il existe aussi deux cercles en pointillés avec un diamètre de 5,5 mm et 6 mm.

Une fois la cuvette est insérée dans l'IOLA, elle peut être centrée à l'aide des axes d'alignement situées sur le côté du système.

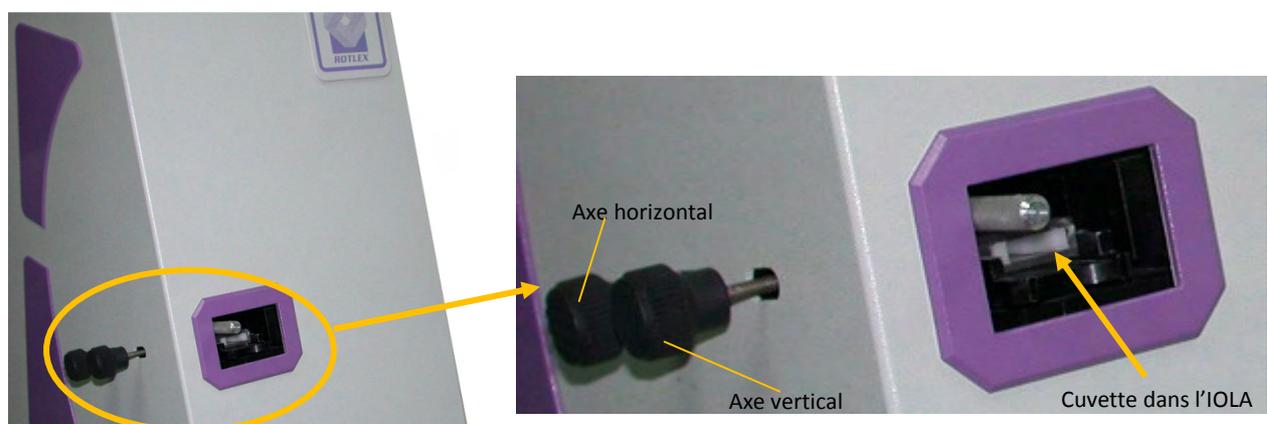


Figure 33 : Cuvette dans l'IOLA avec les axes d'alignement

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

10.5.2 Liste des lentilles mesurées

Voici la liste des lentilles mesurées sur l'interféromètre d'IOLA MFD :

N°	Lentilles	Fournisseur
1	plan-convexe	HEIG-VD
2	biconvexe	HEIG-VD
3	141	Swiss Advanced Vision SA
4	409A	Swiss Advanced Vision SA
5	409B	Swiss Advanced Vision SA
6	1007	Swiss Advanced Vision SA
7	1034A	Swiss Advanced Vision SA
8	1034B	Swiss Advanced Vision SA
9	1035	Swiss Advanced Vision SA
10	1038	Swiss Advanced Vision SA
11	1039	Swiss Advanced Vision SA
12	1040	Swiss Advanced Vision SA

Tableau 3 : Liste des lentilles utilisées

10.6 Résultats

Cette partie présente les différentes lentilles envisagées pour réaliser les mesures. Les points principaux des mesures pour chaque lentille, sont récapitulés ci-dessous :

- ❖ En mode Single vision/aspheric
 - Intensité en fonction de puissance pour une pupille de 3 mm
 - ❖ Fichier.txt et .bmp
 - OTF en fonction de lpm pour une pupille de 3 mm
 - ❖ Fichier.txt et .bmp
 - Puissance en fonction de rayon pour une pupille de 3 mm
 - Refaire les mesures ci-dessus, mais avec une pupille de 2 mm et 1.5 mm
 - La map de distribution de dioptrie

- ❖ En mode Diffractive
 - Mesure entre deux pics et entre deux MTF

Toutes les mesures effectuées sur l'IOLA sont disponibles en Annexe.

Systeme de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

10.7 Courbes comparatifs

Ce paragraphe a pour objectifs de faire une comparaison des courbes MTF entre les lentilles mesurées. Ces derniers sont présentés sur les figures suivantes pour deux ouvertures de diaphragme de 3 mm et 2 mm.

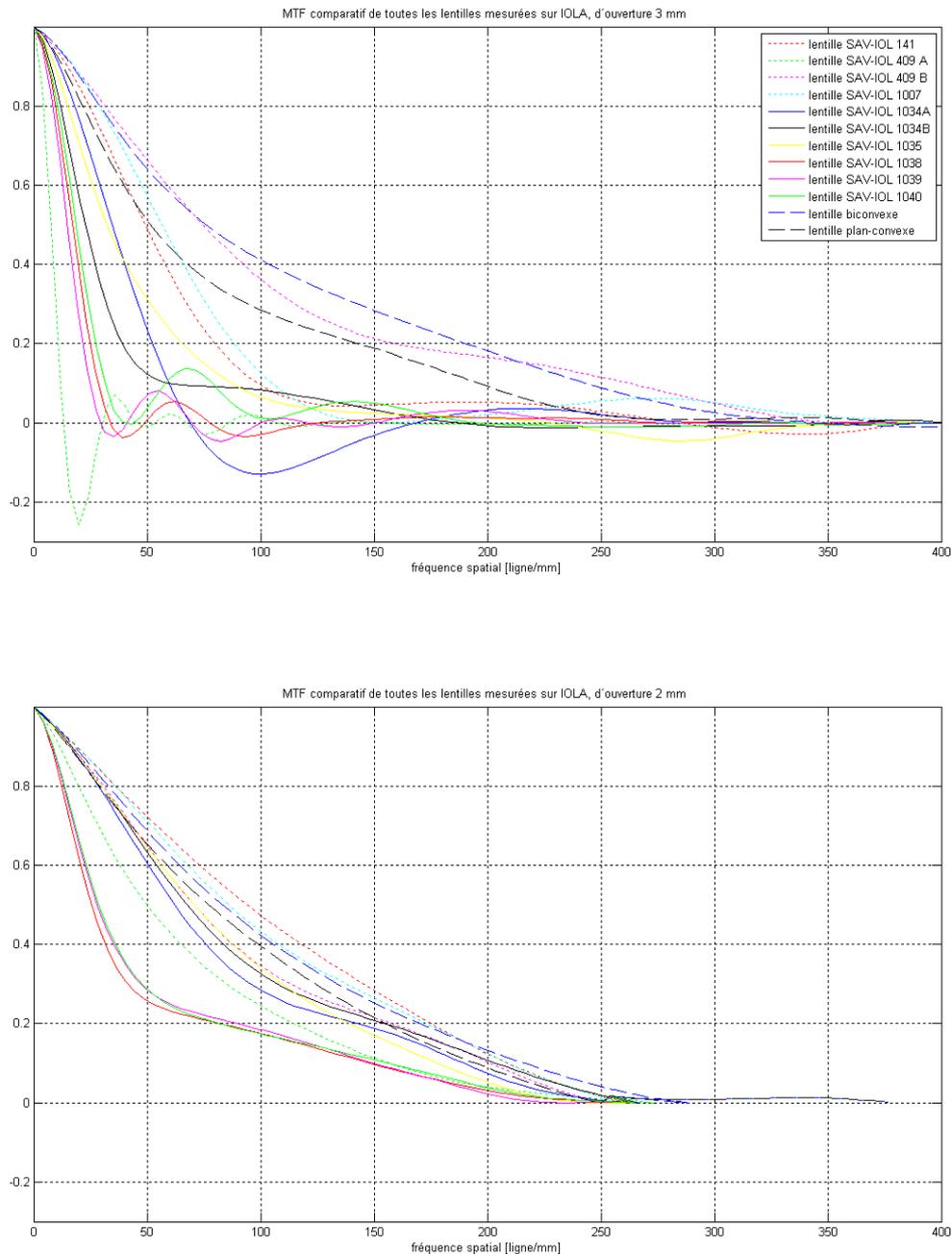


Figure 34 : MTF comparatif

Analyse des résultats : les lentilles intraoculaires ont une MTF plus faible. Les valeurs négatives obtenues pour un diaphragme de 3 mm, indiquent un problème de mesure.

11 Banc de test de l'HEIG

Afin de réaliser les mesures sur les lentilles, un banc de test a été élaboré par Monsieur Bazzan. Ce banc de test permet de mesurer et visualiser les mesures de la PSF, la LSF et la MTF sur les échantillons à disposition. Dans ce paragraphe, le banc de test de l'HEIG sera expliqué plus en détail au niveau du matériel et du logiciel utilisés.

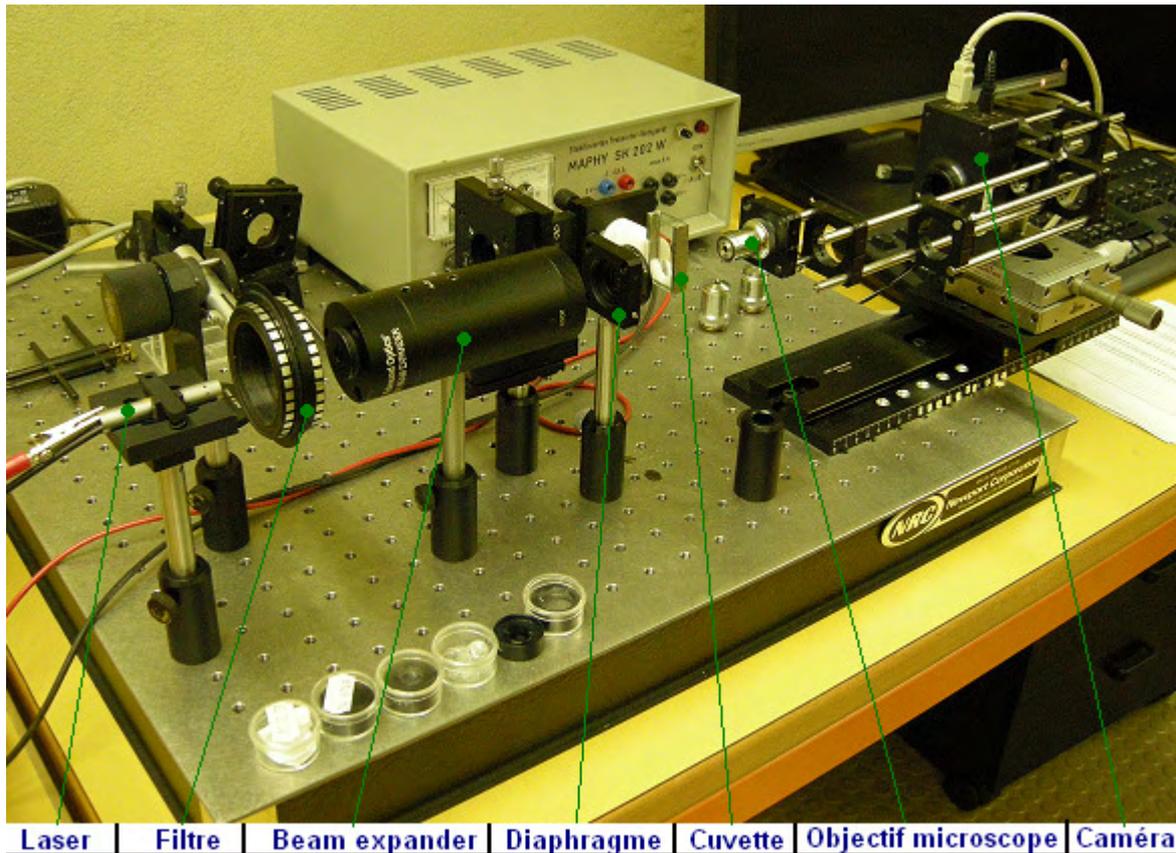


Figure 35 : Banc de test de l'HEIG

Sur cette figure, les matériels de banc sont bien illustrés. En fait, ce banc est constitué de deux parties principales. Première partie est opto-mécanique et l'autre est informatique. Dans la première partie, le schéma de la lumière commence par un laser et se termine par un CCD d'une caméra. La caméra est branchée sur un ordinateur pour lancer le programme en Matlab et capturer l'image reçue du faisceau de laser. Cette image est agrandie d'un facteur de 10 à l'aide d'un objectif de microscope 10x. Ce dernier récolte l'image du point de focalisation obtenu lors du passage à travers les éléments du montage.

Pour la deuxième partie, il s'agit du traitement des données reçu par la caméra. Ce traitement est réalisé sous Matlab, avec une interface graphique. La caméra est contrôlée par différents boutons dont "Video Properties" qui joue un rôle très important lors des mesures sur les lentilles au niveau de réglage de gain et temps d'exposition. Car, il permet d'ajuster les graphiques de LSF et MTF de telles sortes qu'ils rapprochent le mieux aux graphiques théoriques dessinés par Zemax.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

La liste des composants avec leur modèle est donnée dans le tableau ci-dessous :

N°	Marque	Modèle/type	Modèle/type
1	Laser (classe 2 et $\varnothing 1.5\text{mm}$)	led lenser $\lambda = 650 \text{ nm}$ et $p < 1 \text{ mW}$	Laser pointer V9
2	filtre	s&h	NF D1.7
3	beam expander	edmund optics	20x
4	diaphragme	s&h	
5	lentille	à voir selon les mesures	
6	cuvette en verre optique		
7	objectif microscope caméra	s&h	10x
8	Caméra	Lumenera	LU75

Tableau 4 : Liste des composants utilisés dans le banc

11.1 Détails des composants



Figure 36 : Laser-Filtre-Beam expander

La figure ci-dessus, présente le Laser, l'atténuateur et le beam expander 20x. Le laser est placé sur son support devant l'atténuateur et le beam expander 20x. Il est alimenté par une source de tension permettant une utilisation sans piles. L'atténuateur est placé à la sortie du laser afin de diminuer l'intensité lumineuse. Le beam expander élargit les faisceaux d'entrés du laser d'un facteur de 20.

La figure ci-contre, présente la cuvette équipée d'une pièce de liaison. Tout ceci est monté sur un support possédant trois axes de liberté, en x, y et z. La cuvette est placée à la sortie d'un diaphragme. Ce dernier, étant situé après la sortie du beam expander, permet de limiter le diamètre du faisceau.

La lentille à mesurer est placée dans la cuvette.

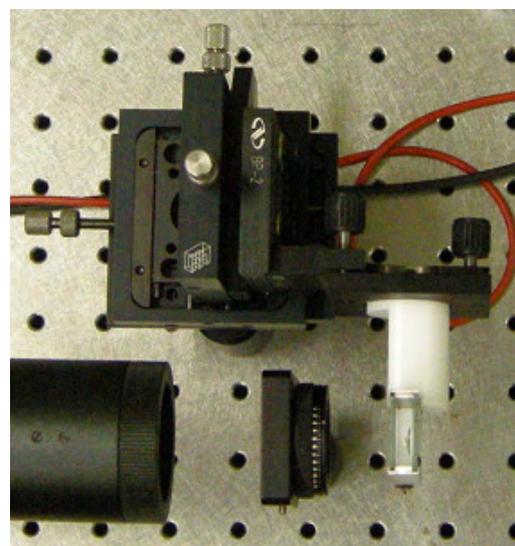


Figure 37 : Diaphragme-Cuvette

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

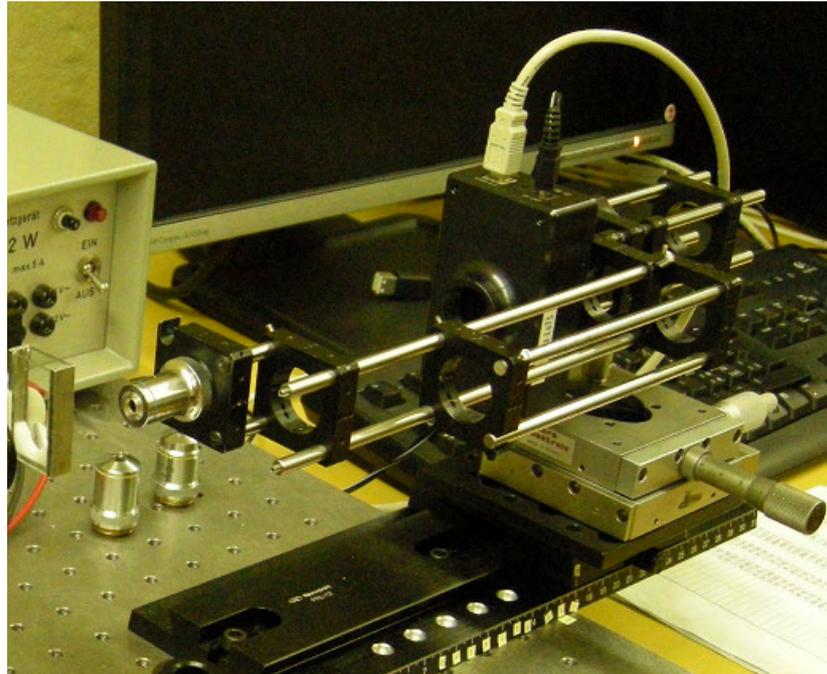


Figure 38 : Objectif-Caméra

Finalement sur la figure ci-dessus, on voit l'objectif de microscope 10x placé à une distance fixe de 160 mm de la CCD de la caméra. En fait, cette distance garanti un agrandissement de dix fois l'image du point de focalisation.

La caméra est posée sur un rail pour un déplacement rapide selon x. Elle est également équipée de deux axes x et y pour un réglage de précision de 20 et 10 micromètres respectivement.

11.2 Schéma du banc de test de l'HEIG

Voici le schéma du banc de test avec les cotes importantes dans l'ordre du passage des rayons lumineux jusqu'à la CCD de la caméra :

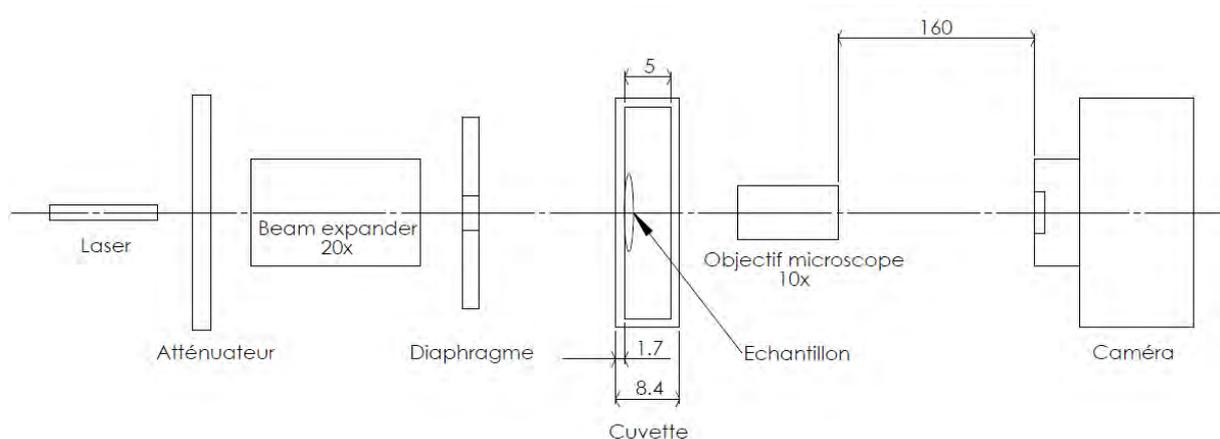


Figure 39 : Schéma du banc de l'HEIG

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

11.3 Détails du logiciel

Cette partie est très importante au niveau des mesures car celles-ci dépendent autant du bon fonctionnement du logiciel que de l'alignement précis des éléments du banc. Avant de lancer le programme, il faut être sûr que l'image est bien projetée sur la CCD de la caméra.

En ce qui concerne la caméra, elle se connecte par une interface graphique sous Matlab. Matlab traite l'image 640x480 pixels de la caméra et la représente en trois dimensions PSF. Ensuite, cette représentation est utilisée pour calculer la LSF et la MTF.

On ne s'attardera pas dans cette partie sur les étapes des mesures. Un paragraphe est en effet dédié à cela par la suite.

Les quatre figures suivantes présentent cette interface, en début du lancement du programme jusqu'à 'obtention d'une bonne image':

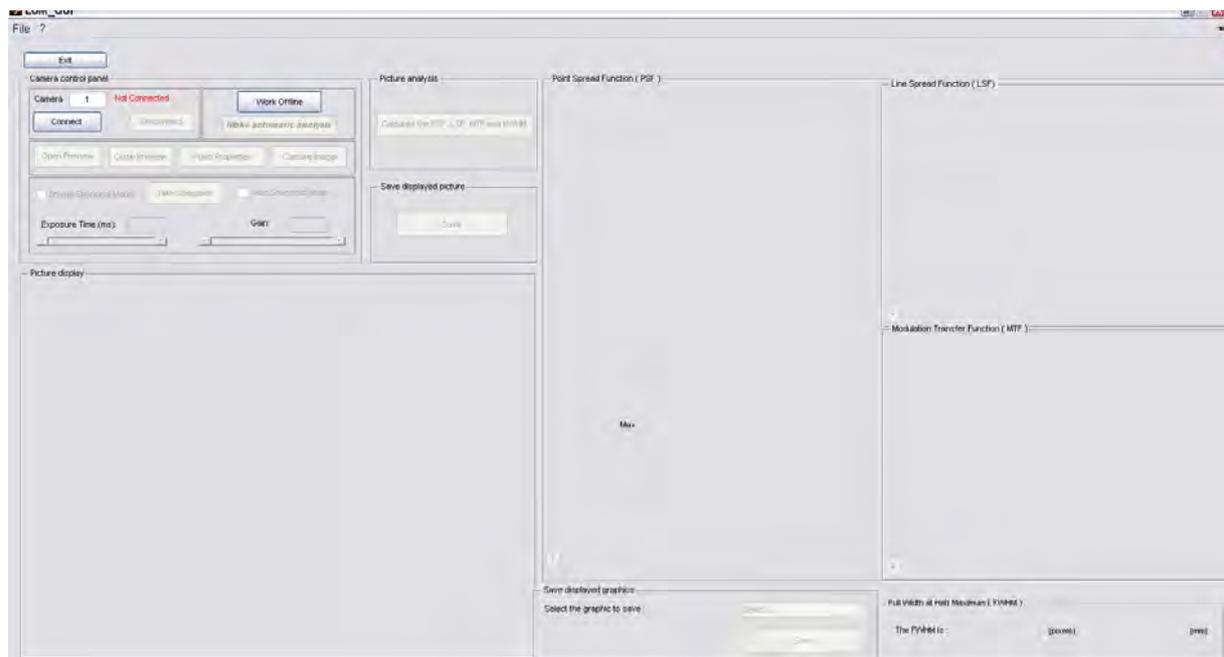


Figure 40 : Interface graphique avant la connexion de la caméra

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

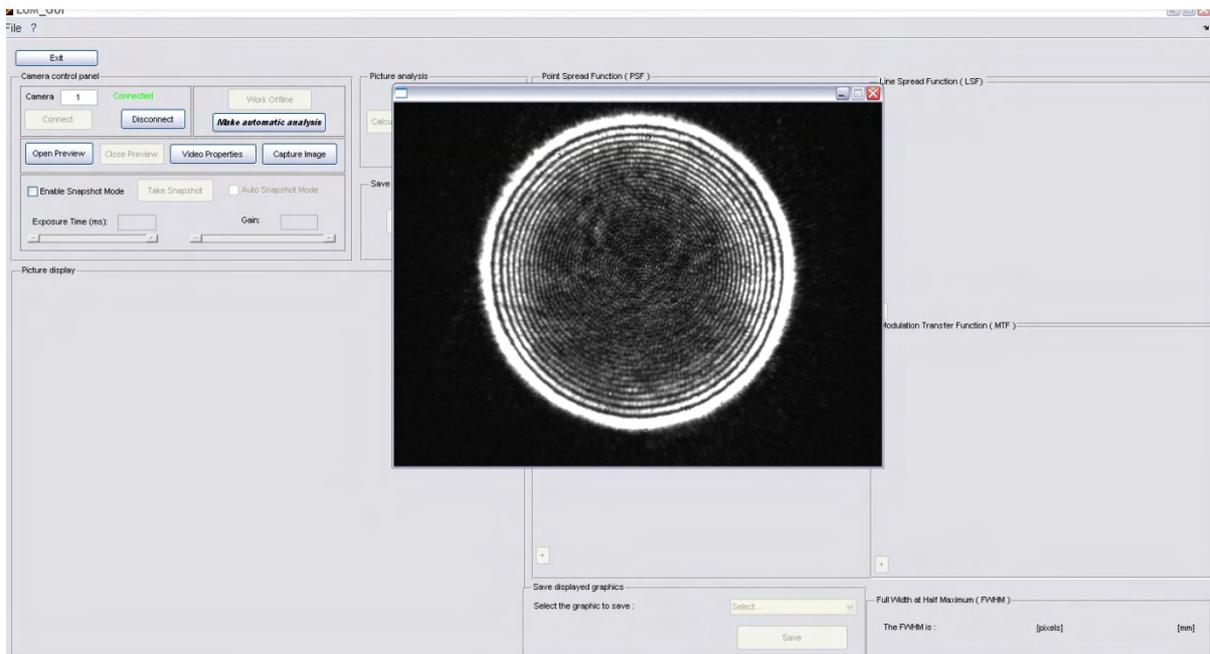


Figure 41 : Interface graphique après la connexion de la caméra mais avant la focalisation

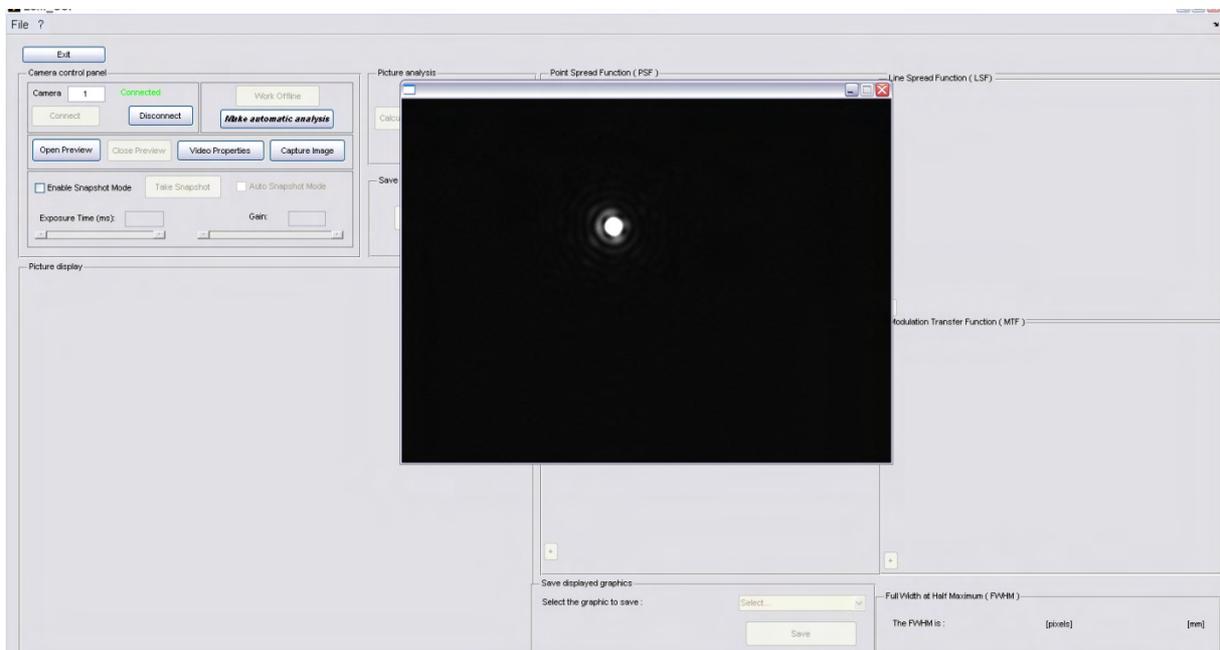


Figure 42 : Interface graphique après la focalisation

Systeme de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

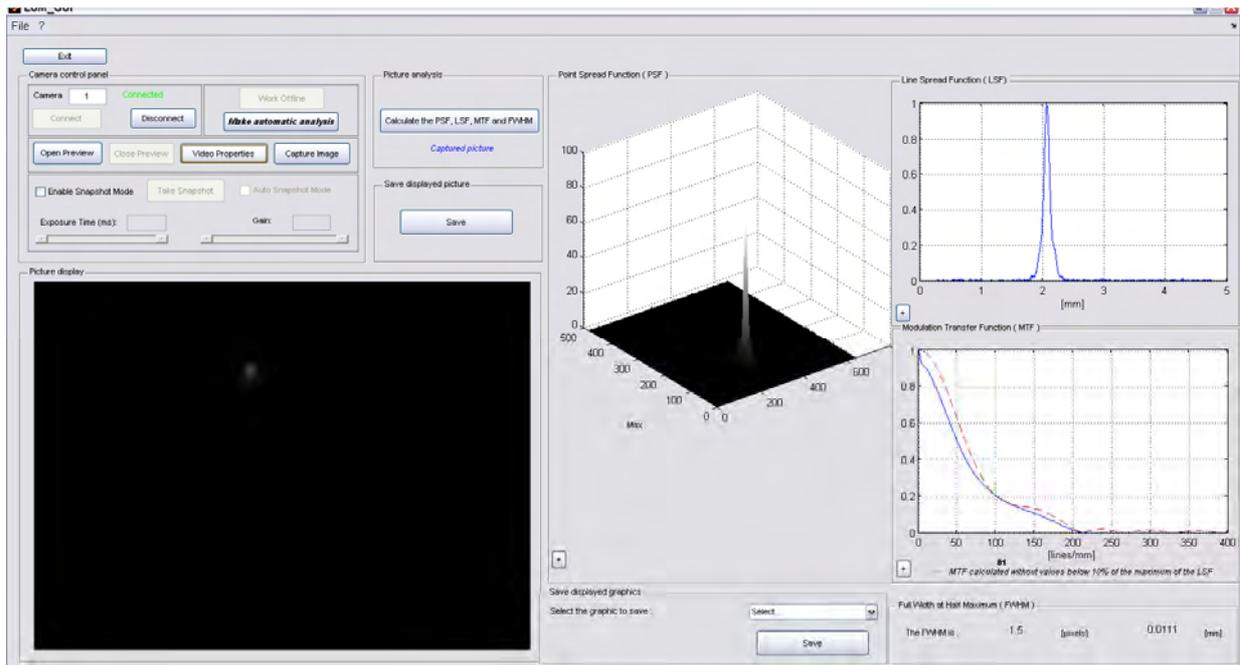


Figure 43 : Interface graphique des analyses

12 Caractérisation de la cuvette par l'interféromètre

On a défini précédemment une méthodologie de mesure tout au début de projet. Cette méthodologie contient une étape dont les lentilles sont placées à l'intérieur d'une cuvette remplie de BSS. Au laboratoire de l'HEIG, une cuvette est déjà disponible. Cette dernière, étant fabriquée à l'école et commandé par Monsieur Bazzan, est présentée ci-dessous :

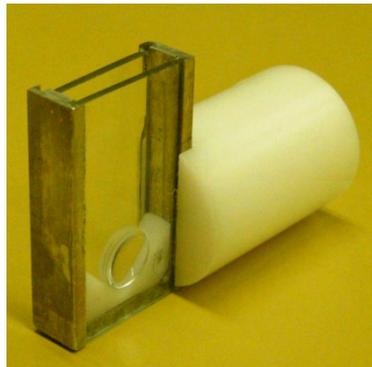


Figure 44 : Cuvette de l'HEIG

Pour modéliser cette cuvette dans Zemax, il faut connaître les dimensions de ses parois avec l'indice de réfraction. Les dimensions et l'indice sont mesurés respectivement à l'aide d'un pied à coulisse et d'un interféromètre de Michelson.

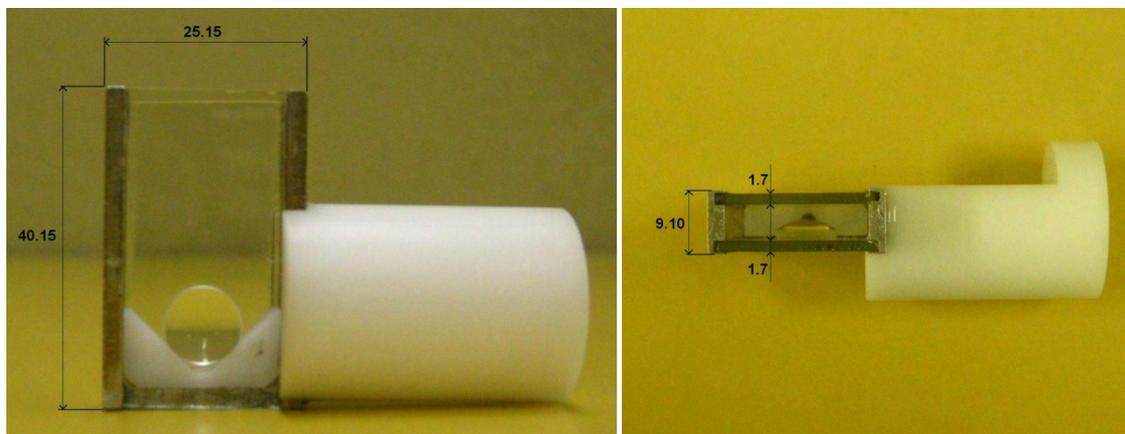


Figure 45 : Dimensions en [mm] de la cuvette d'HEIG

L'interféromètre de Michelson est constitué de deux miroirs M1 et M2 et d'une lame semi-réfléchissante appelée séparatrice. Ces trois éléments sont orientables et M1 est déplaçable par translation. Cette interféromètre produisant des interférences par division d'amplitude, possèdent deux configurations possibles, la configuration en lame d'air et celle en coin d'air. La photo de l'interféromètre de Michelson et son schéma sont présenté sur la figure suivante :

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

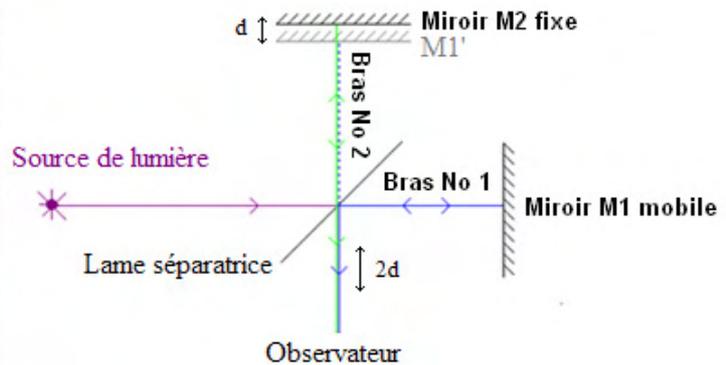
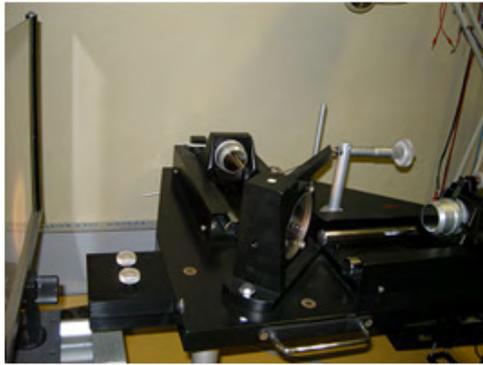


Figure 46 : Interféromètre de Michelson

Le but de cette expérience est de déterminer l'indice de réfraction des parois de notre cuvette. Voici les déroulements de cette mesure :

1. En lumière blanche, on règle l'interféromètre pour observer les franges. En déplaçant le miroir M1 avec l'aide de la butée micrométrique, on fait apparaître les franges les plus contrastées possibles. Une fois que les franges sont visibles, on initialise l'encodeur linéaire Heidenhain (HEID). Cet encodeur avec une résolution de $1 \mu\text{m}$ offre la possibilité d'afficher la position du miroir M1.

La figure suivante illustre ces franges trouvées en lumière blanche :

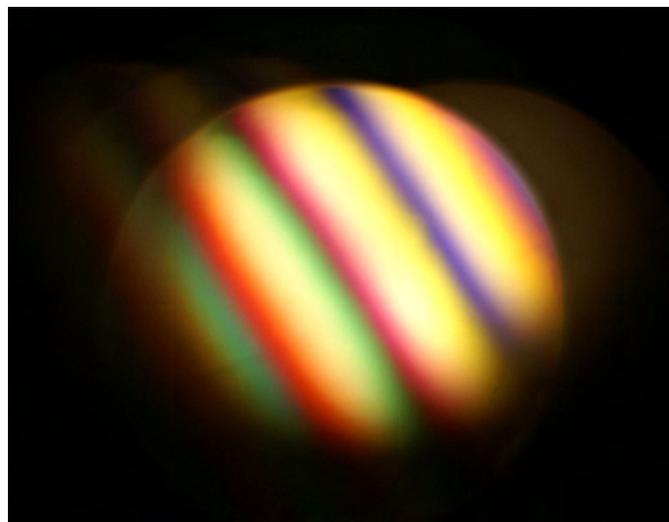


Figure 47 : Franges observées sur l'interféromètre de Michelson

2. A présent, on place la cuvette à faces parallèles, dans le bras No 1 contre le schéma de la lumière. Les franges sont disparues. On répète le réglage expliqué au point 1 jusqu'à obtention d'un nouveau réseau de franges sur les parois.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

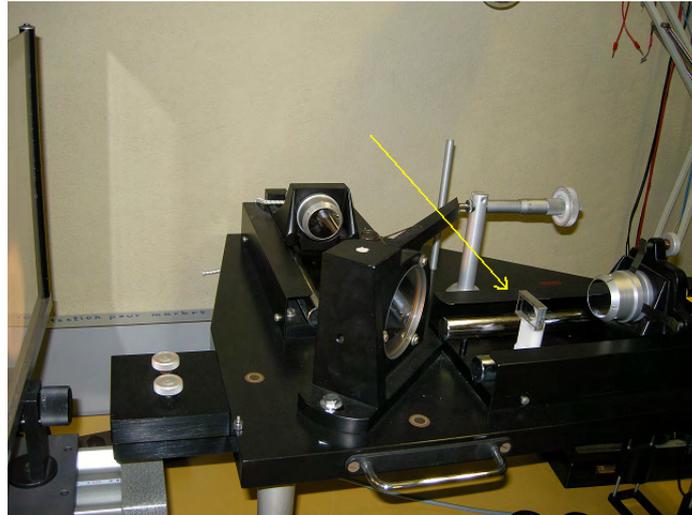


Figure 48 : Cuvette placée dans le bras No 1 de l'interféromètre de Michelson

3. Quand les franges sont apparues sur les parois, il faut relever la valeur affichée sur l'encodeur HEID. Cette valeur sera utile lors du calcul de l'indice en posant l'équation du schéma de la lumière. Les franges observées sur les parois de la cuvette sont montrées ci-dessous :

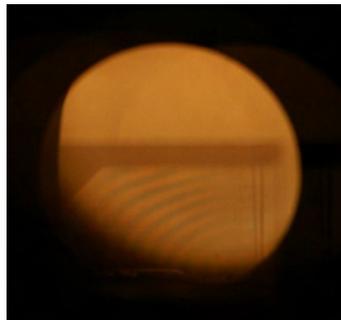


Figure 49 : Franges observées sur les parois

4. Finalement, on peut chercher l'indice de réfraction en utilisant la formule suivante. Il faut faire attention au départ de ce petit calcul, car il s'agit bien d'une cuvette à deux parois parallèles d'épaisseur e . Il est clair que dans ce cas, le schéma de parcours de la lumière a été prolongé. Autrement dit, on entraîne un déplacement des franges d'interférences que l'on mesure.

$$2 \cdot 2 \cdot e \cdot (n - 1) = 2 \cdot \Delta L_{HEID}$$

$$(n - 1) = \frac{2 \cdot \Delta L_{HEID}}{4 \cdot e} \Rightarrow \boxed{n = \frac{\Delta L_{HEID}}{2 \cdot e} + 1}$$

$$\underline{\underline{A.N. \rightarrow n = \frac{1.74}{2 \cdot 1.7} + 1 = 1.5117}}$$

13 Mesures de lentilles

Dans ce chapitre, on regardera les comportements de la MTF des lentilles à mesurer sur le banc actuel de l'école, tout en respectant la méthodologie décrite précédemment. Tout d'abords, pour commencer les mesures sur le banc de test, on utilisera des lentilles simples qui sont pratique à mesurer. Les mesures sur ces échantillons simples permettent de comparer facilement avec la théorie des lentilles simples. Un autre avantage d'utilisation de ces échantillons concerne la modélisation facile de celles-ci, sur deux logiciel à disposition Zemax et WinLens. Ainsi on pourrait comparer les résultats obtenus sur le banc avec Zemax et WinLens.

Voici les deux lentilles simples utilisées pour les mesures :

Lentilles	Fabriqueur	Matériau	Focale
Plan-convexe	SPINDLER & HOYER	N-Bak4	15 mm
Biconvexe	THORLABS	N-BK7	12 mm

Tableau 5 : Lentilles simples

Pour pouvoir modéliser ces lentilles sur Zemax et WinLens, il est indispensable de connaître les rayons de courbure.

Les deux rayons de courbure de la lentille biconvexe sont donnés dans la mise en plan trouvée sur leur site d'internet THORLABS (cf. annexe). En ce qui concerne la lentille plan-convexe, son rayon n'a pas pu être trouvé dans le catalogue. Par conséquent un petit calcul a été utilisé pour trouver ce rayon de courbure. On obtient :

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

avec $n_{N-Bak4} = 1.5688$ (cf. annexe), $r_1 > 0$, et $r_2 = \infty$

$$\Rightarrow \frac{1}{15} = (1.5688 - 1) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - 0 \right)$$

$$\Rightarrow \underline{r_1 = 8.532 \text{ mm}}$$

Le tableau complet des données de ces lentilles est le suivant :

Lentilles	Matériau	Focale	Diamètre	R1	R2	Epaisseur
Plan-convexe	N-Bak4	15 mm	10 mm	8.532 mm	Infini	3 mm
Biconvexe	N-BK7	12 mm	9 mm	11.7 mm	11.7 mm	3.6 mm

Tableau 6 : Données complètes des lentilles simples

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

On peut à présent modéliser les deux lentilles sur Zemax et Winlens. Pour pouvoir contrôler les résultats sur le banc suivant la méthodologie, on procède de la manière suivante :

- ❖ Faire la modélisation sur Zemax et calculer la MTF.
- ❖ Faire la modélisation sur WinLens et calculer la MTF.
- ❖ Comparer la MTF obtenue à partir du banc avec les deux autres calculées par Zemax et Winlens sur un même graphique.

13.1 Procédure des mesures sur le banc

Dans ce paragraphe, une procédure des mesures sur l'ancien banc sera détaillée depuis la mise en place de la lentille jusqu'à obtention des graphiques de PSF, LSF, MTF et FWHM. Il faut respecter cette procédure pour tous les trois étapes de la méthodologie.

- 1) Placer la lentille à l'endroit réservé dans le banc de test.
- 2) Ouvrir le programme Matlab sur le répertoire "Matlab + Caméra" → "Matlab_camera_V2.5" → Lancer le fichier "LUM_GUI_V2.m"
- 3) Brancher la caméra sur l'ordinateur s'il n'est pas.
- 4) Alimenter le laser.
- 5) Eteindre la lumière du laboratoire.
- 6) Appuyer sur le bouton "Connect" pour connecter la caméra.
- 7) Appuyer sur le bouton "Open Preview" pour observer l'image de la caméra.

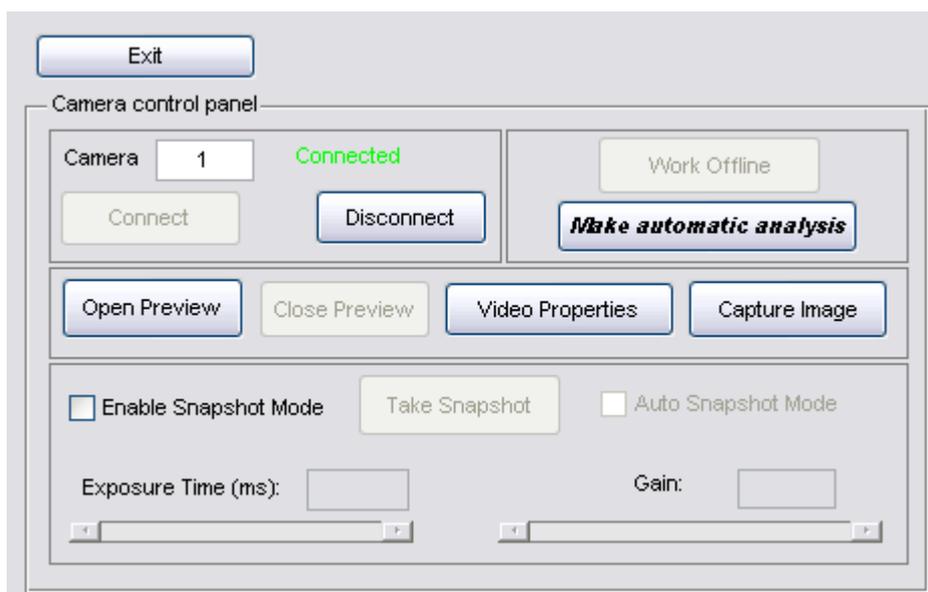


Figure 50 : Fenêtre du contrôle de la caméra

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

- 8) Ajuster, aligner les éléments optomécaniques jusqu'à obtention de l'image du laser sur la fenêtre de la caméra.
- 9) Mettre le diaphragme à un diamètre de 1.5.
- 10) Régler la caméra à l'aide des deux butées micrométrique (mouvement translation selon x et y) et faire apparaître un point le plus contrasté.
- 11) Appuyer sur le bouton "Capture Image" pour capturer l'image sur la fenêtre "Picture display".
- 12) Appuyer sur le bouton "Calculate the PSF, LSF, MTF and FWHM".
- 13) Remarque : si l'intensité de la lumière est très grande, il affiche une note en rouge annonçant une saturation de l'image, "Note : The picture is saturated".

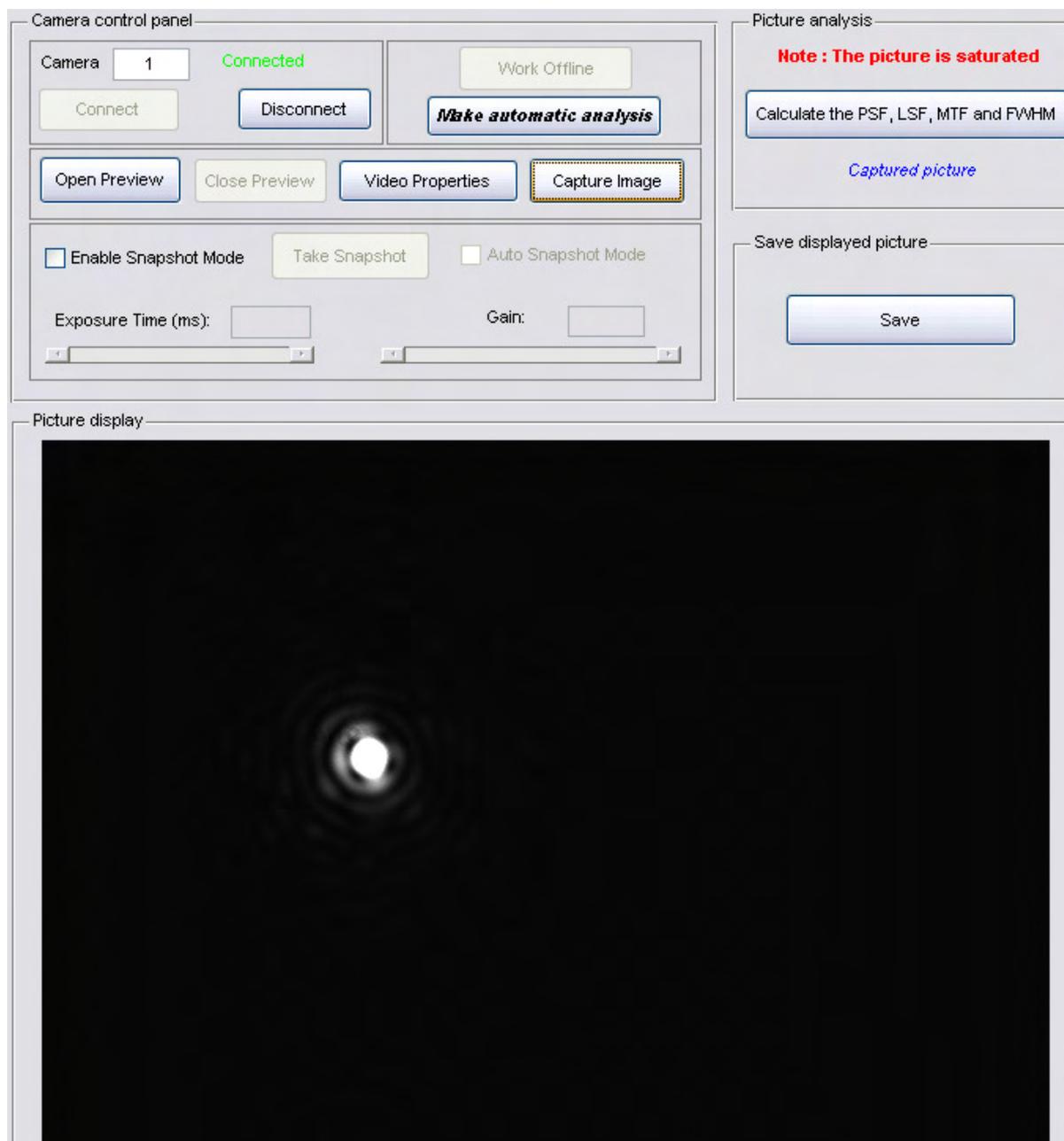


Figure 51 : Image saturée

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

14) Dans ce cas, cliquer sur "Video properties", diminuer le gain et le temps d'exposition.

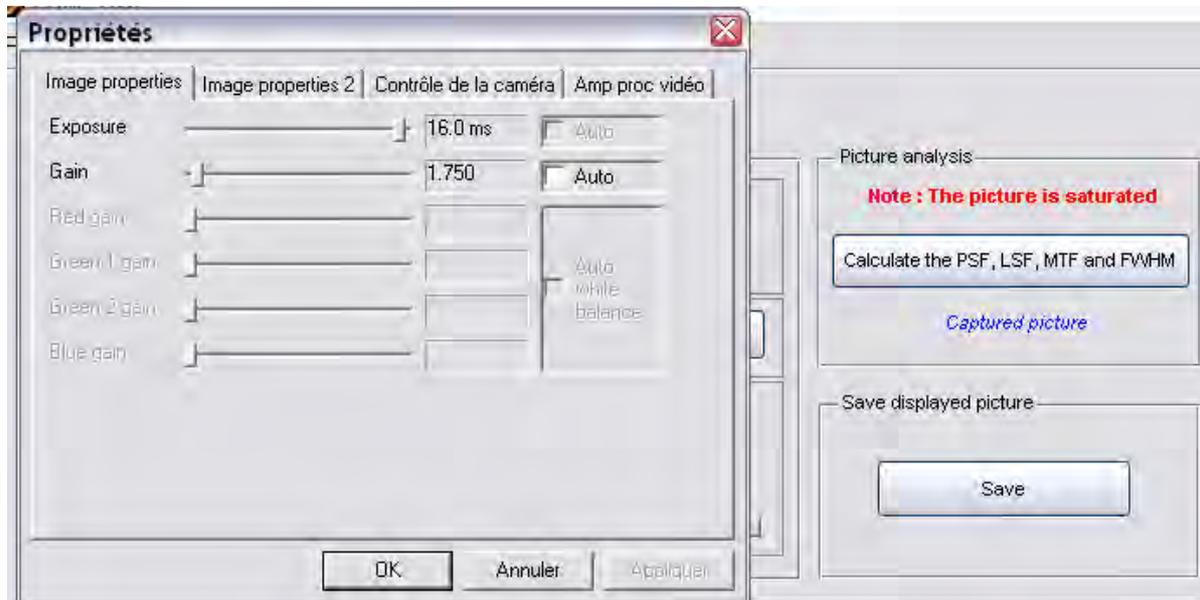


Figure 52 : Fenêtre des propriétés de la caméra

15) Ainsi en diminuant le gain et le temps d'exposition et en réglant la position de la caméra, on arrive à avoir une courbe qui s'approche de la théorie.

13.2 Mesurer les lentilles dans l'air

Cette partie montre le comportement de la MTF de deux lentilles simples à travers d'un rayon de laser qui sont placés dans l'air. La première figure suivante illustre la comparaison des courbes MTF pour la lentille plan-convexe et la deuxième celle de biconvexe.

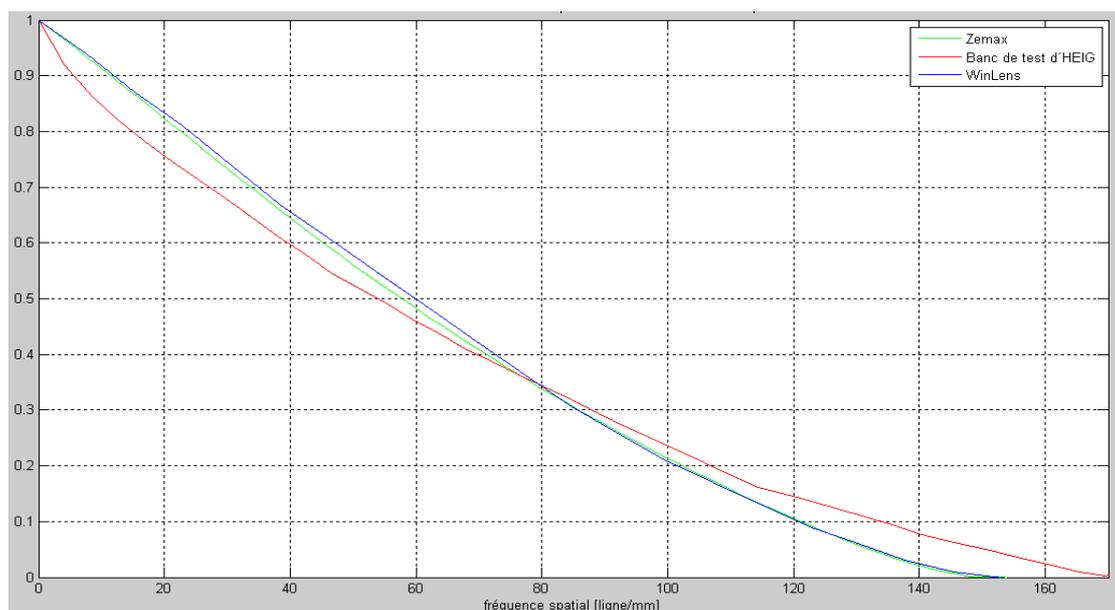


Figure 53 : Graphique MTF de la lentille plan-convexe placé dans l'air

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

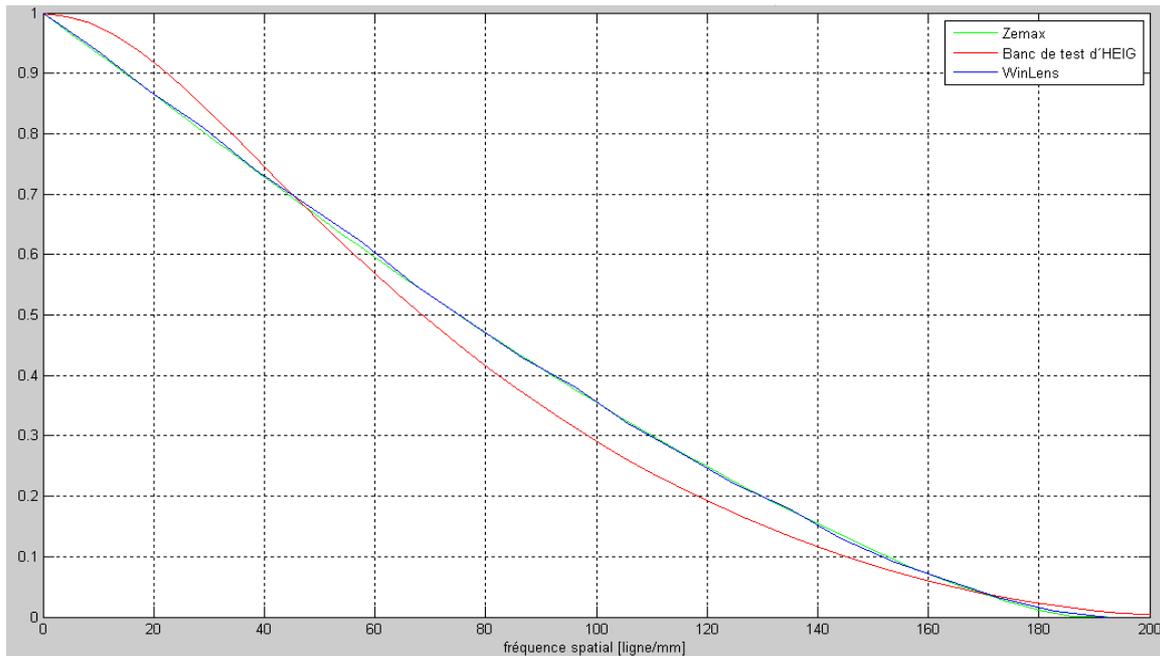


Figure 54 : Graphique MTF de la lentille biconvexe placée dans l'air

13.3 Mesurer les lentilles dans BSS

Pour cette partie de la méthodologie, on place les échantillons dans la cuvette à disposition. La cuvette doit contenir la liquide BSS afin garantir la configuration identique à celui de l'œil humain. L'ensemble de la cuvette et la lentille est placé à travers du laser. Voici les modélisations de cet ensemble sur Zemax et WinLens présentées ci-dessous :

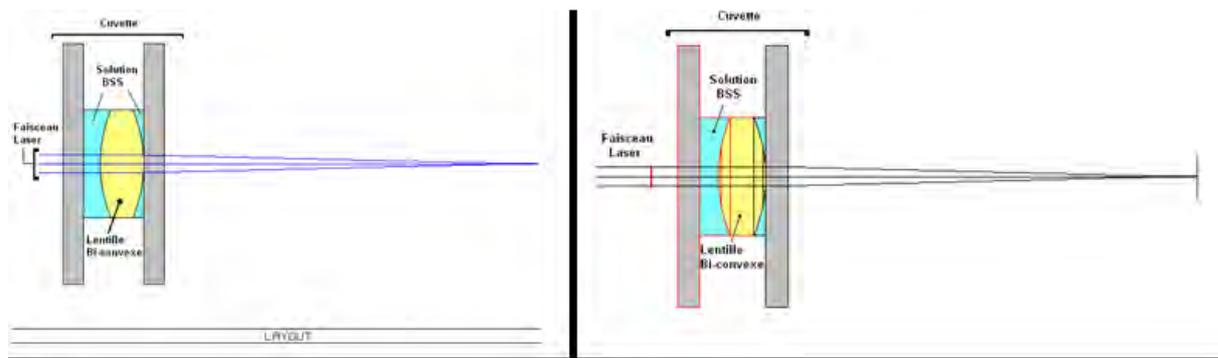


Figure 55 : Modélisation Zemax à gauche, et WinLens à droite

A présent, on peut tracer la MTF sur deux logiciels et les comparer avec celui obtenu par le banc du test. Voilà les deux graphiques qui montrent la MTF de cette configuration de mesure pour deux lentilles plan-convexe et biconvexe :

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

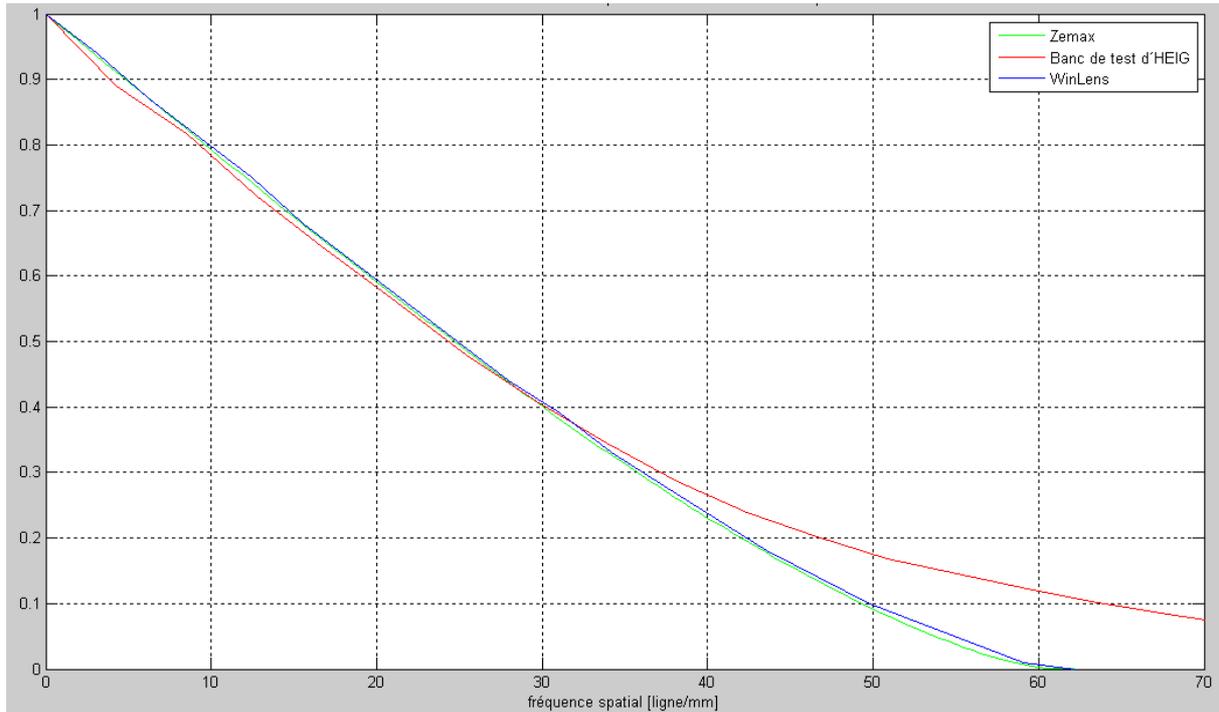


Figure 56 : Graphique MTF de la lentille plan-convexe placée dans l'air

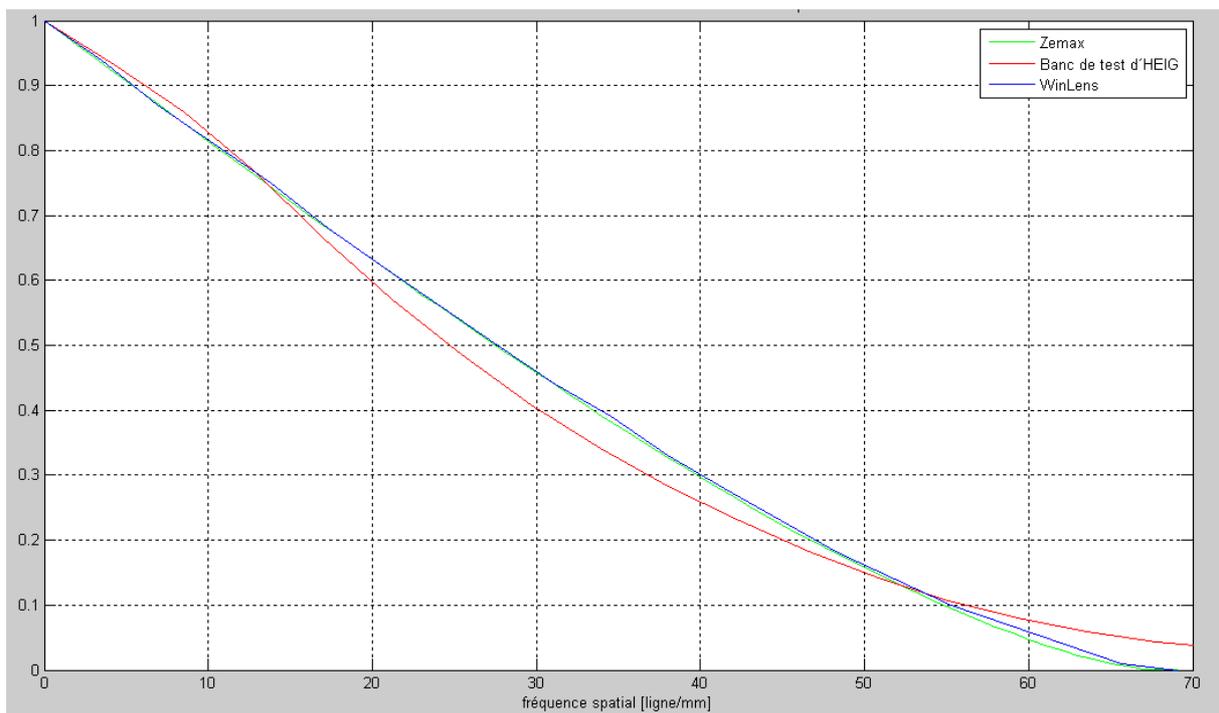


Figure 57 : Graphique MTF de la lentille biconvexe placée dans l'air

Afin de bien visualiser ces graphiques et pouvoir faire une comparaison, un tableau d'Excel a été utilisé. Ce tableau récapitulant la méthodologie et les graphiques MTF est donné à la page suivante :

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Méthodologie de mesure	Instrument de mesure	lentilles simples	
		planconvexe	biconvexe
Echantillon placé dans l'air	Winlens		
	Zemax		
	banc de test d'HEIG		
	banc de test d'HEIG		
Echantillon placé dans le liquide BSS	Winlens		
	Zemax		
	banc de test d'HEIG		
	banc de test d'HEIG		

Tableau 7 : Tableau récapitulatif de la méthodologie de mesure

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

13.4 Analyse des résultats

Dans un premier temps, ce qui était important à remarquer, c'était lors du calcul de la MTF sur le logiciel Matlab. On avait dit au paragraphe précédent, la note de saturation qui pourrait être affichée lorsqu'il y a une grande d'intensité de lumière. Donc dans cette situation, il faut ouvrir la fenêtre de la propriété de la caméra, et diminuer le gain et le temps d'exposition.

En ce qui concerne le programme, on peut dire qu'il a été programmé d'une telle sorte que, même si un point de la lumière part à l'infini, il affiche un message de saturation. Mais en modifiant les deux paramètres, on arrivera à ajuster les graphiques de LSF et MTF pour les rapprocher le mieux aux graphiques dessinés par Zemax. Maintenant, pour contrôler si le message de saturation est vraiment dans le cas où il y a une saturation, il faut voir le graphique de PSF. Si le pic est plafonné, c'est-à-dire qu'il s'agit bien d'un cas de saturation, sinon on pourrait l'accepter comme un bon mesure.

Dans un second temps, au vu des résultats obtenus sur le tableau récapitulatif, entre les approches théoriques Zemax, WinLens et l'approche pratique pour ces deux lentilles, le banc de test ainsi que le logiciel peuvent être considérés comme bons. En effet les mesures montrent que les MTF expérimentales sont, d'une manière générale, similaires à la théorie.

Par conséquent, le banc de test est logiciel peuvent être validés et permettront de garantir des mesures d'autres lentilles.

Finalement, on pourrait se poser la question, pour quoi la fréquence spatiale dans la MTF diminue lorsqu'on place les lentilles dans la cuvette contenant du BSS ?

En fait, quand on place les lentilles dans une solution, la focale devient plus grande. Si on trace la PSF de la lentille biconvexe, on constate aussi une augmentation de la PSF :

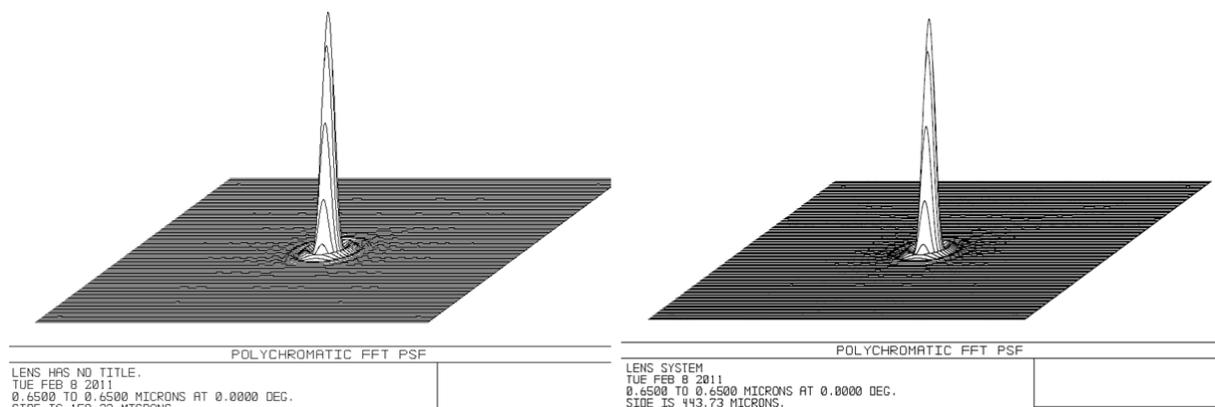


Figure 58 : PSF de la lentille biconvexe dans l'air à gauche et dans BSS à droite

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Ce phénomène pourrait s'expliquer comme suit :

En générale, dans la MTF, on s'intéresse plutôt au pouvoir de résolution. C'est à dire, au plus fin détail d'image que la lentille est capable de créer. Alors si par exemple, on prend une lentille de grande focale, on ne pourra pas faire probablement d'une image très fine.

Maintenant, en se basant sur la théorie de diffraction, on pourra dire que si la tache d'Airy est plus grande, la MTF descend plus vite.

Autrement dit, la MTF est un révélateur de finesse. Puisque la MTF veut dire qu'il y a des lignes très fines. Alors si la MTF descend peu, on en déduit qu'on peut voir des lignes très fines. Au contraire, si la MTF descend rapidement, on ne pourra voir que des lignes avec une grande séparation.

Tout ceux-ci est effectivement lié à la taille d'un point focalisé ou d'une ligne focalisée. Car plus la PSF est grande, plus on perdra en résolution. Ce qui fait appel à séparation de deux points image.

En effet, si on se souvient la théorie, c'est tout simplement la résolution d'un instrument dans le système optique. Pour mieux comprendre ce phénomène, considérons les deux points qui sont imagés tels qu'il est montré sur la figure suivante :

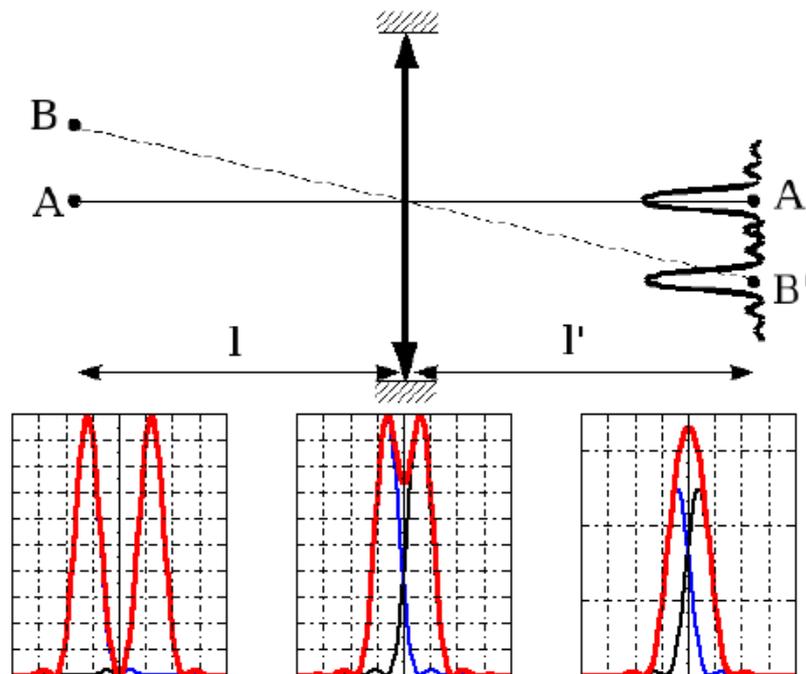


Figure 59 : PSF de deux points images

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Il est clair que si la PSF est grande, cela veut dire que ses profils sont autant plus grands. Prenons la distance l de l'exemple de la figure ci-dessus, à la quelle les deux points sont situées. Alors si les profils sont très mince, les deux points sont bien séparée et par conséquent, il se voit dans la MTF, mais d'une bonne. Tandis que si les profils sont gros, on obtiendra un seul gros pic, puis une faible MTF par la suite.

Donc on constate, qu'il y a vraiment une nature physique dans ce phénomène. Plus la PSF est gros, plus la MTF doit être faible.

Et finalement comme dans un système optique, le rayon de ce pic dépend de la focale en référant la formule ci-après :

$$q_1 \cong 1.22 \cdot \frac{f \cdot \lambda}{D}$$

- q_1 : rayon du premier anneau noir constituant la limite du disque d'Airy
- f : focale de lentille
- D : le diamètre de l'ouverture
- λ : longueur d'onde

Ainsi on peut comprendre, cette diminution de la MTF en augmentant la focale du système.

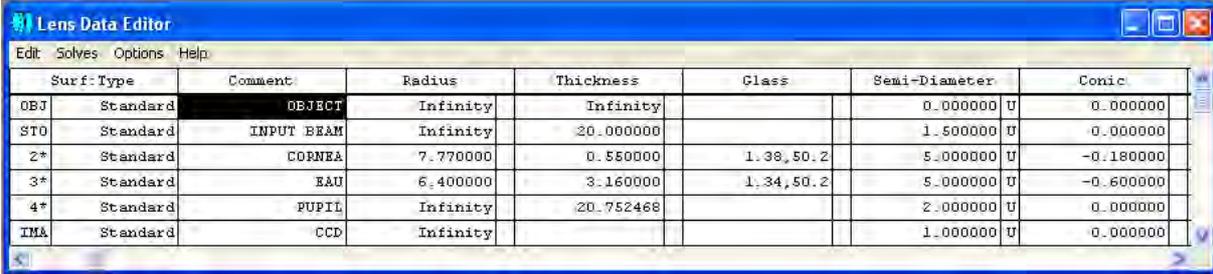
13.5 Mesurer les lentilles derrière une cornée artificielle

Comme nous l'indique la dernière étape de la méthodologie, les lentilles doivent être placées derrière une cornée artificielle. Il s'agit d'une lentille qui se comporte comme une cornée de l'œil humain. En pratique la cornée possède une puissance de + 42 D, c'est-à-dire qu'elle a une focale d'environ 23.8 mm. On doit donc trouver une lentille ayant approximativement la même focale.

Trouver une lentille qui peut être remplacé la cornée humaine est difficile à trouver. Il demande beaucoup de recherche sur les sites de fabricant.

Afin de bien comprendre les comportements d'une cornée humaine au niveau de la focale et de la MTF, une modélisation de cette dernière a été faite sur Zemax. En effet, sur le site d'intranet de Zemax, ils ont une modélisation complète d'un œil humain avec une cornée et un cristallin. Mais seulement la première partie nous intéresse ici. C'est pourquoi, nous avons servi d'une partie de ces informations jusqu'à la modélisation de la cornée et les autre parties ont été abandonnées. La fenêtre de l'éditeur Zemax de la cornée est la suivante :

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales



Surf	Type	Comment	Radius	Thickness	Class	Semi-Diameter	Conic
OBJ	Standard	OBJECT	Infinity	Infinity		0.000000	U 0.000000
STO	Standard	INPUT BEAM	Infinity	20.000000		1.500000	U 0.000000
2*	Standard	CORNEA	7.770000	0.550000	1.38, 50.2	5.000000	U -0.180000
3*	Standard	EAU	6.400000	3.160000	1.34, 50.2	5.000000	U -0.600000
4*	Standard	PUPIL	Infinity	20.752468		2.000000	U 0.000000
IMA	Standard	CCD	Infinity			1.000000	U 0.000000

Figure 60 : Fenêtre de l'éditeur Zemax pour la modélisation de la cornée

On voit donc que la cornée a un rayon antérieur et un rayon postérieur respectivement 7.77 mm et 6.4 mm. Elle a un diamètre de 10 mm avec une épaisseur de 0.55 mm. Cette cornée étant plongée dans une solution d'indice 1.336, possède une indice de réfraction de 1.377.

En cliquant la fonction Layout, on fait apparaître la fenêtre ci-dessous sachant que l'ouverture de diaphragme est fixée sur 3 mm de diamètres :

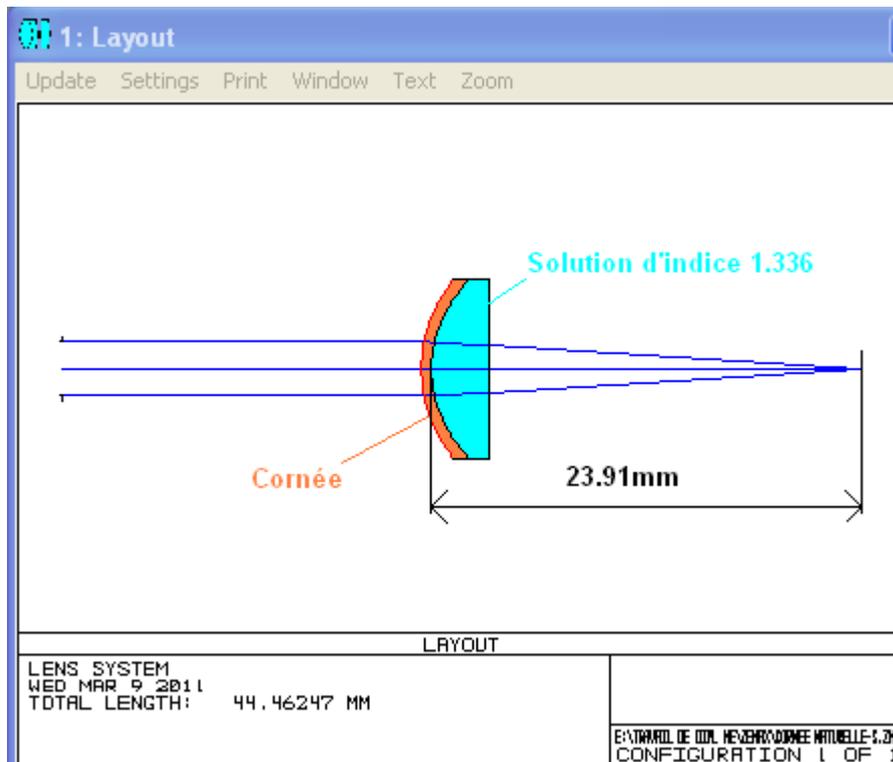


Figure 61 : Cornée sur Zemax

On peut également calculer et voir la MTF de cette cornée sur Zemax.

Après avoir obtenu tous ces informations sur la cornée, on commence par chercher des lentilles qui peuvent répondre de la même manière.

Cette recherche sur les fabricant des lentilles nous donne plusieurs lentilles qui sont similaire à celle de la cornée au niveau de le focale et de la MTF.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Toutes ces lentilles trouvées sont rassemblées dans un tableau d'Excel afin de faire une comparaison entre eux. Ce tableau est présenté ci-dessous:

	Cornée naturelle	Cornée THORLABS	Cornée MELLES GRIOT	Cornée OPTO SIGMA	Cornée CVI achromate	Cornée proposée
Back Focal Length (mm)	18.808	18.286	17.928	18.838	19.058	27.021
Radius R ₁ (mm)	7.8	10.3	11.3	10.38	16.53	24.59
Center Thickness (mm)	0.55	2.5	6	1.9	5.1	6.9
Radius R ₂ (mm)	6.8	Infinity	Infinity	Infinity	-39.799	-49.975
Diameter (mm)	8	9	18	6	8	16
Material	1.377	BK7	BK7	BK7	SK11	BAK4

Tableau 8 : Tableau comparatif des cornées artificielles

La première colonne indique les données techniques de la cornée humaine et la dernière colonne montre les données techniques de la lentille commandée par le Professeur Zago pour la suite de travail.

Là encore, pour pouvoir comparer ces lentilles au niveau de la MTF, il faudra modéliser tous ceux-ci sur Zemax.

La figure suivante est la graphique de la MTF mesurée sur toutes les lentilles pour une ouverture de 3 mm de diamètres.

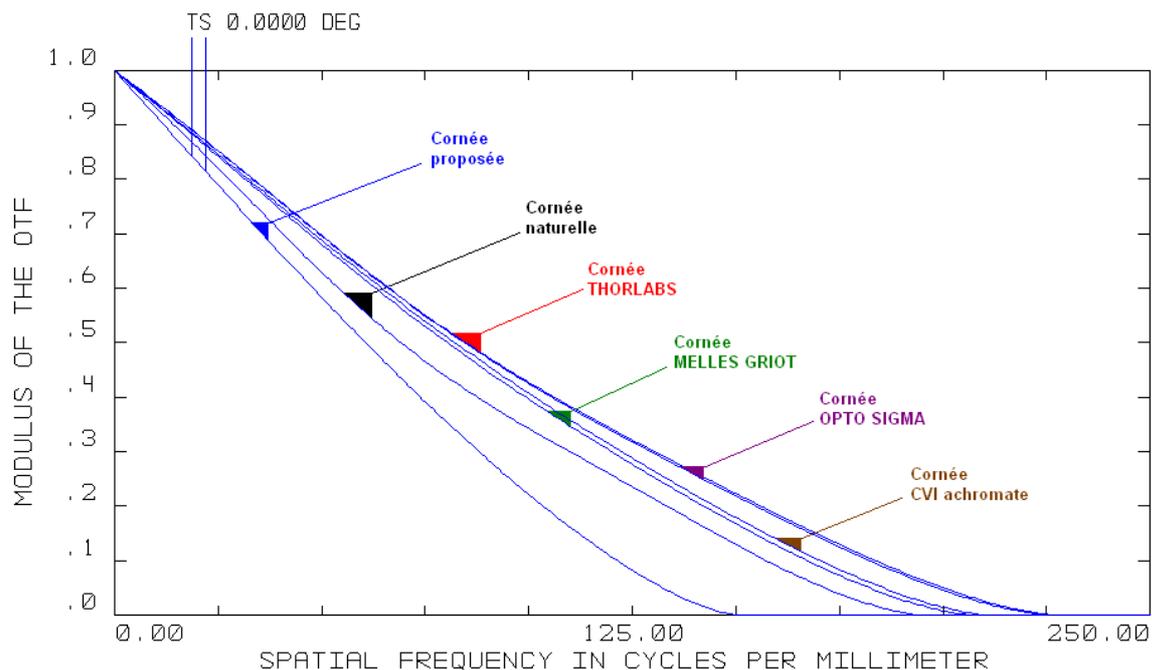


Figure 62 : MTF des cornées artificielle

Donc la MTF de la cornée proposée est quasiment similaire à la MTF de la cornée naturelle. Cette lentille est une lentille achromate de Melles Griot (CVI) qui a une focale de 36 mm. Le numéro de référence est : 01 LAO 434.

Remarque : les mesures des lentilles derrière la cornée artificielle n'ont pas été traitées par manque de temps.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

14 Projet d'un banc d'essais amélioré

Comme dans le paragraphe d'objectifs du projet est mentionné, on doit reconstruire et faire une amélioration sur le banc d'essai actuel au laboratoire.

Tout d'abord étant donné que ce système est destiné au laboratoire, le système doit pouvoir être facilement transportable. On devra donc veuille à ce qu'il ne soit pas trop lourd et encombrant.

De plus le système se devra d'être pratique à plusieurs niveaux. Premièrement au niveau fonctionnement, le banc doit présenter une certaine rigidité. Deuxièmement au niveau du montage, on devra veuille à ce que celui-ci se fasse le plus simplement possible et que les matériaux soient choisis en fonction.

L'interchangeabilité est un autre point clé du projet. Les pièces majeurs du banc devront pouvoir être facilement démontables afin d'être remplacées rapidement.

Enfin le banc devra être plus stable aux niveaux des éléments opto-mécanique. Ainsi des degrés de liberté de tous les éléments devront être imaginés.

14.1 Analyse critique du banc existant

Lors des mesures à faire sur le banc de l'HEIG actuel, on rencontre principalement les problèmes suivants :

- Le CCD de la caméra n'est pas aligné sur l'axe de l'objectif de microscope. (voir sur la figure suivante)

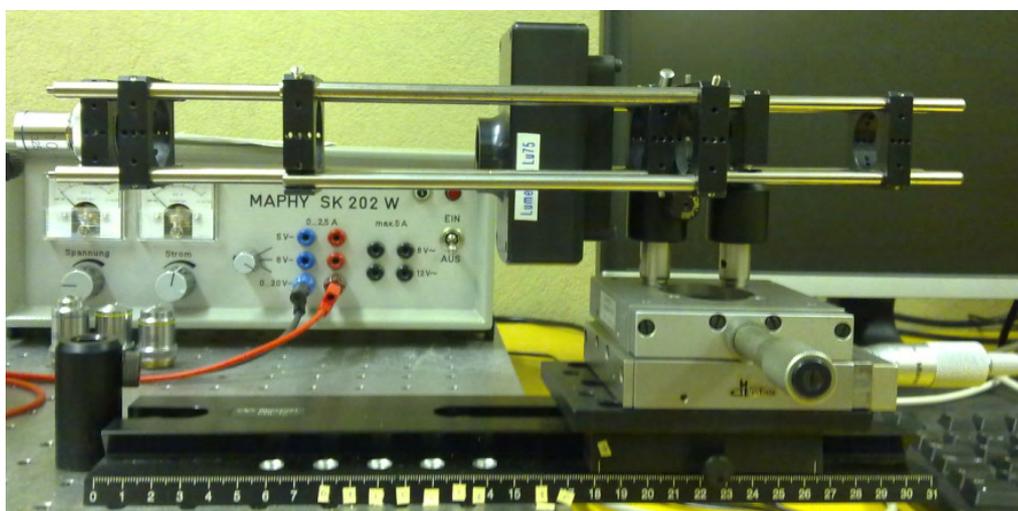


Figure 63 : Caméra située hors de l'axe optique de l'objectif de microscope

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

- Le bras reliant la caméra à l'objectif n'est pas rigide et par conséquent peut subir facilement une certaine flexibilité. Ce qui rend une mauvaise utilisation du système au niveau de réglage des éléments opto-mécaniques et aussi au niveau de mesure sur les lentilles.



Figure 64 : Bras instable reliant caméra-objectif

- L'axe de mouvement selon X du chariot de déplacement de la caméra est décalé par rapport à celui de l'axe du rail. (Voir la figure suivante)

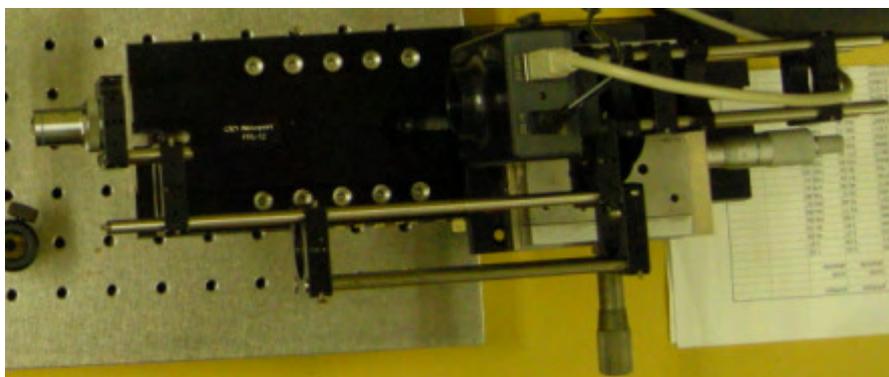


Figure 65 : Mouvement en x n'est pas aligné avec l'axe du rail

- En ce qui concerne le rayon du laser, il faut manipuler le beam expander et changer éventuellement la position en hauteur du laser pour rassurer que le rayon arrive exactement au centre du beam expander.

Tous ces problèmes cités peuvent être fastidieux et influencer sur la qualité de mesure surtout au niveau d'alignement de tous les éléments optiques sur la trajectoire du faisceau.

C'est pourquoi nous allons réfléchir de mettre un banc qui évitera tout ceux-ci.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

14.2 Catalogue des solutions

Cette partie présente les différentes solutions envisagées pour réaliser le système. Les trois fonctions principales à réaliser étaient :

- Viser le rayon du laser au centre du beam expander
- Positionner l'objectif de microscope sur l'axe optique de la caméra.
- Déplacer la caméra selon 3 axes x, y et z et pouvoir mesurer la focale.

La première fonction fait intervenir l'usage des miroirs.

Partant des modèles manuels existants sur les sites de fabricant, les premiers croquis s'intéressent au réglage du rayon lumineux au centre du beam expander.

Voici les solutions envisagées :

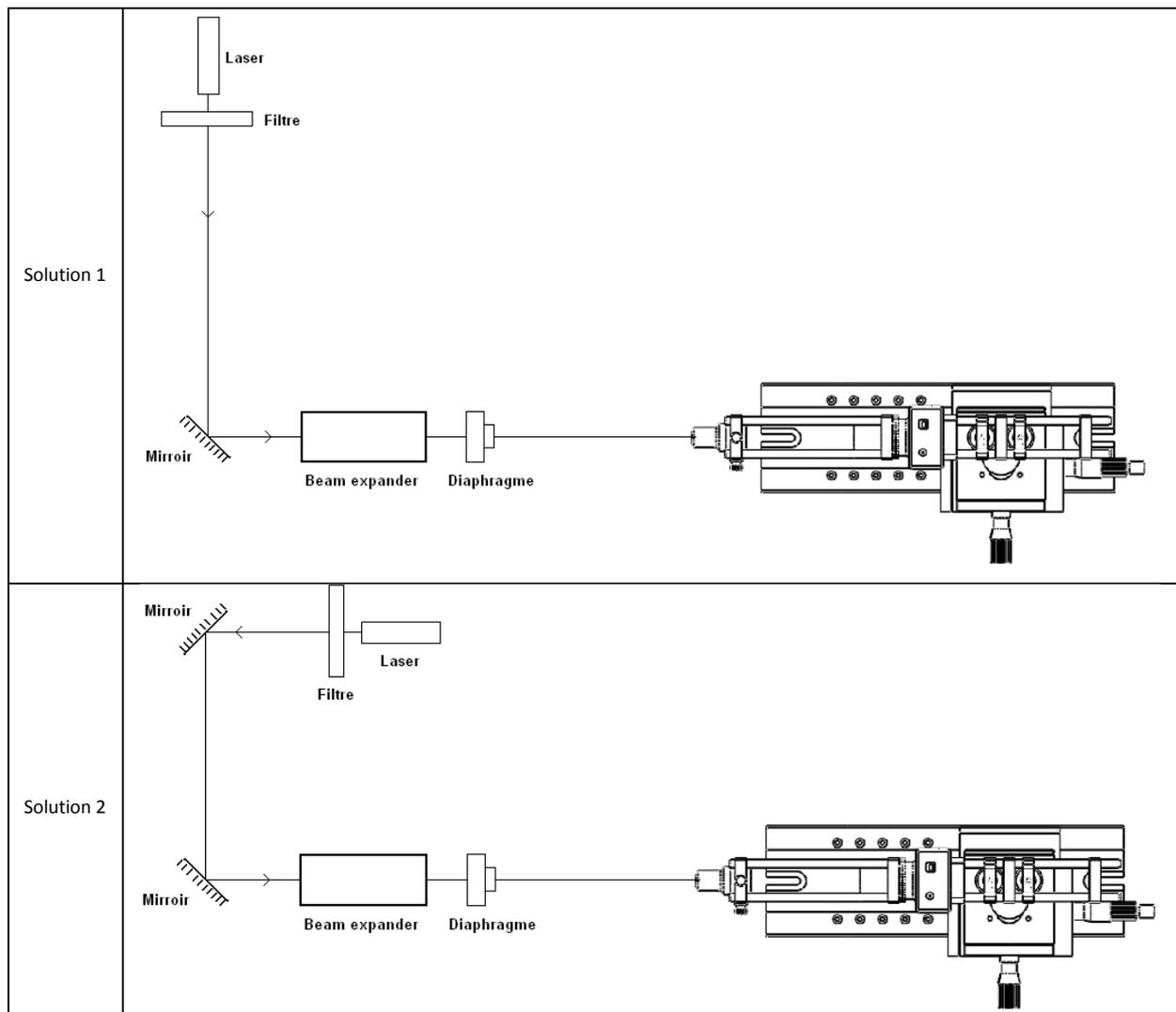


Figure 66 : Les croquis pour centrer le faisceau sur Beam expander

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

En examinant ces deux solutions, on constate que la solution 2 paraît la solution la mieux adaptée car elle utilise 2 miroirs pour positionner le rayon du laser.

Dans la solution 1 utilisant un seul miroir, le faisceau est effectivement mieux aligné par rapport au centre de beam expander. Mais ce n'est toujours pas suffisant et il faudra aussi aligner le laser.

Tant dit que la solution 2 utilise 2 miroirs pour aligner un faisceau avec toutes les possibilités. En effet, si on met le laser et le beam expander dans un endroit quelconque, on peut toujours se débrouiller avec 2 miroirs pour entrer directement au centre du système. De plus, avec 2 miroirs, on est complètement libre de positionner, remettre et enlever le laser. Et on est sûr qu'en réalignant avec les miroirs, on arrive parfaitement au centre.

Partant de cette solution 2 étant préférable du point de vue technique, on a pu dimensionner nos divers éléments.

Voici les deuxièmes croquis s'intéressant à la fixation centrée de l'objectif par rapport à la CCD de la caméra :

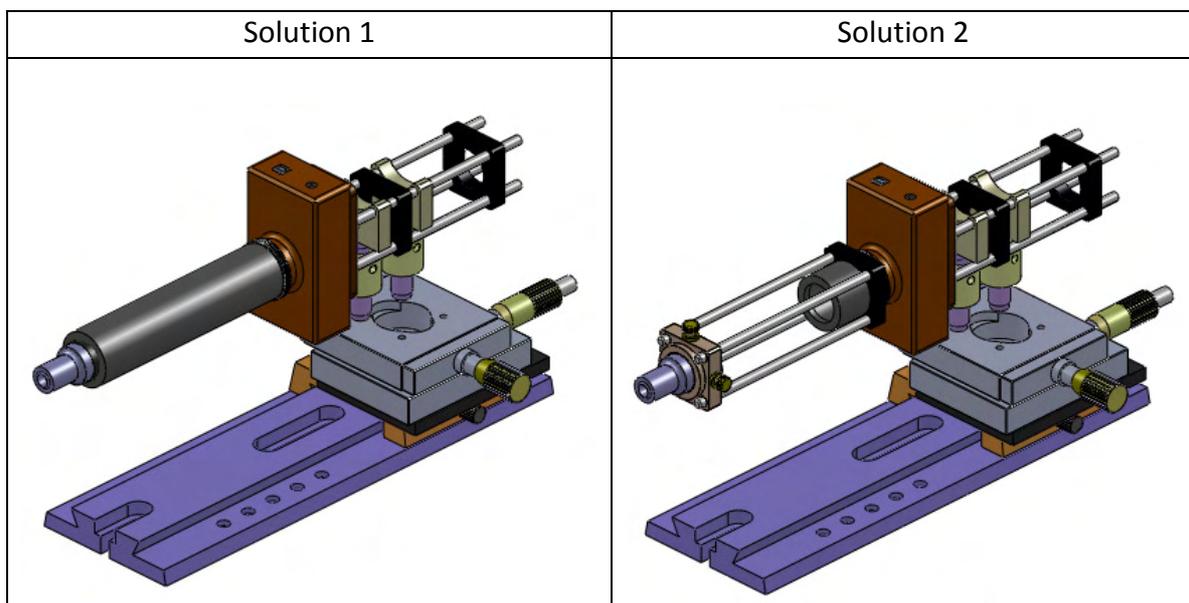


Figure 67 : Les croquis pour centrer l'objectif sur l'axe optique de la caméra

Là encore, si on examine ces deux solutions, on constate que la solution 2 est mieux adaptée. La solution 1 utilise un tube qui peut se trouver chez THORLABS. Mais elle présente un inconvénient majeur que le tube fixé sur la caméra est trop long. Par conséquent, des réflexions parasites sont engendrées à l'intérieur du tube, pouvant entraîner des mauvaises mesures. Par contre, la solution 2 utilise un petit tube avec 4 tiges de fixation. Avec cette solution le système est plus rigide et le problème de la réflexion de la lumière ne jouera aucun rôle.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

14.3 Choix de conception

Cette partie présente brièvement les parties clés du projet. Il ne s'agit pas de tout décrire en détails mais simplement d'aider le lecteur à la bonne compréhension du banc de test.

Ce banc choisi a été modifié plusieurs fois selon différent de version. En effet, il s'agit de quatre versions différentes. Pour chaque version, les éléments opto-mécaniques ont été modifiés et améliorés afin d'obtenir une meilleurs solution pour l'ensemble de la manip.

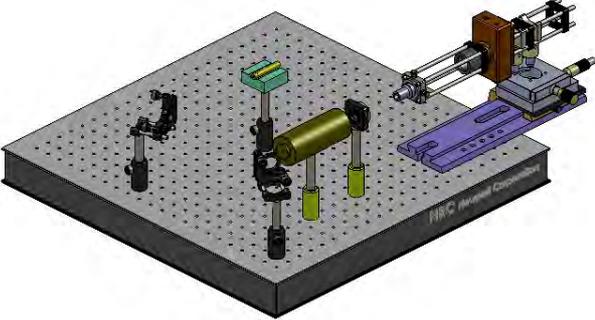
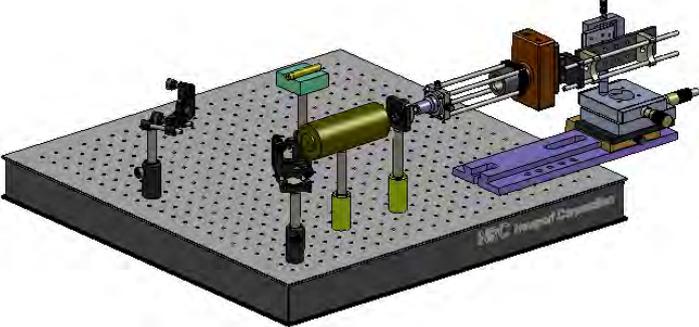
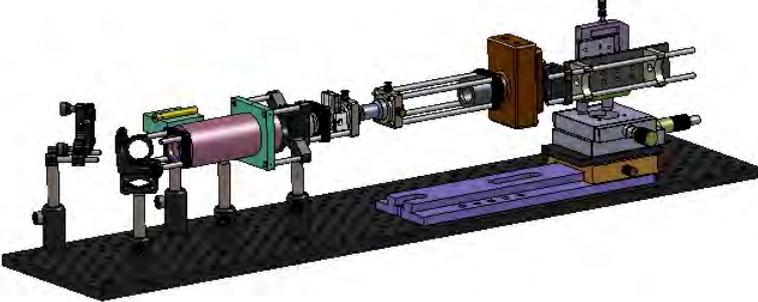
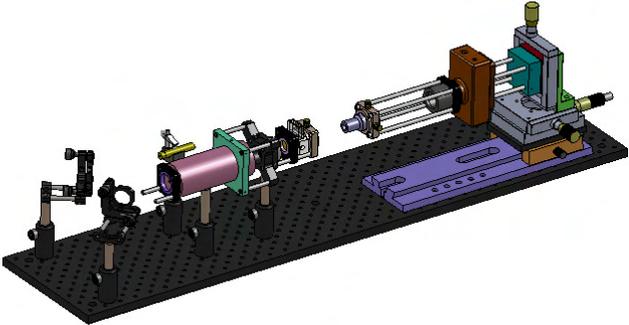
Version 1	
Version 2	
Version 3	
Version finale	

Figure 68 : Amélioration du banc depuis la 1^{er} version jusqu'à la version finale

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

14.3.1 Explication du design final

Ce paragraphe permet d'expliquer le fonctionnement du banc choisi. On ne s'attardera pas dans cette partie sur les détails de chaque partie. Un paragraphe est en effet dédié à cela par la suite (Cf. parties suivantes).

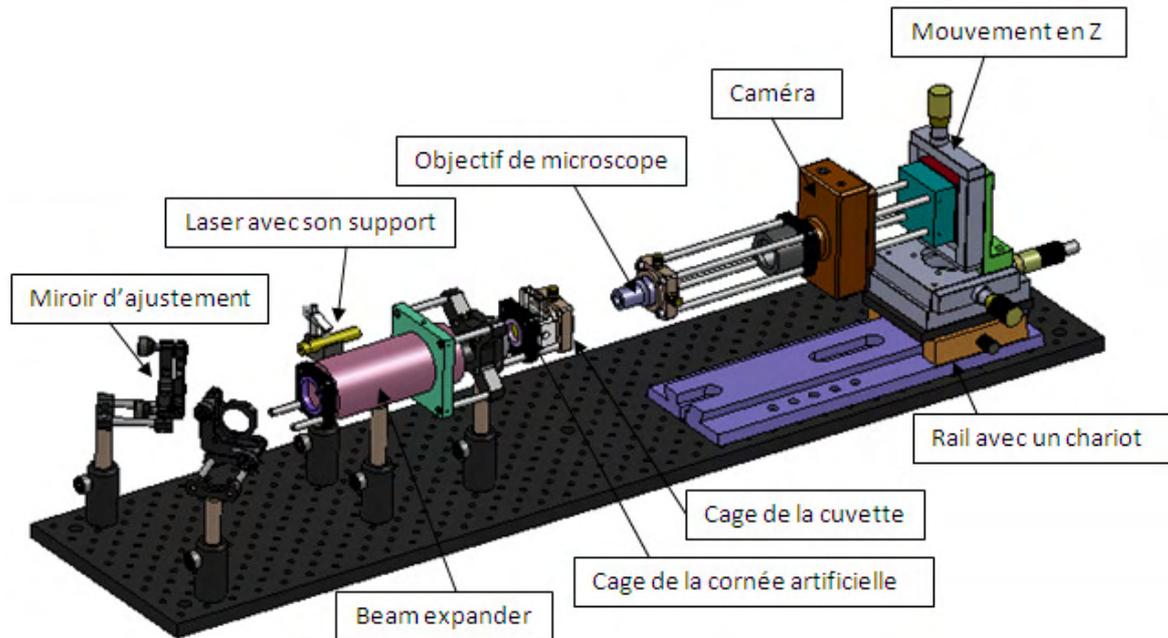


Figure 69 : Explication du design final

Le banc réalisé est relativement simple, étant donné l'objectif final du banc. Un chariot de déplacement selon Z permet de mettre le mouvement axial en Z pour le système de la caméra. La caméra est liée directement sur le chariot par l'intermédiaire d'une pièce et 4 tiges de fixations. Le chariot selon Z lui, est fixé sur un autre chariot de déplacement en X par l'intermédiaire d'une plaque en matière aluminium. Le détail de cette fixation est présenté à la figure suivante :

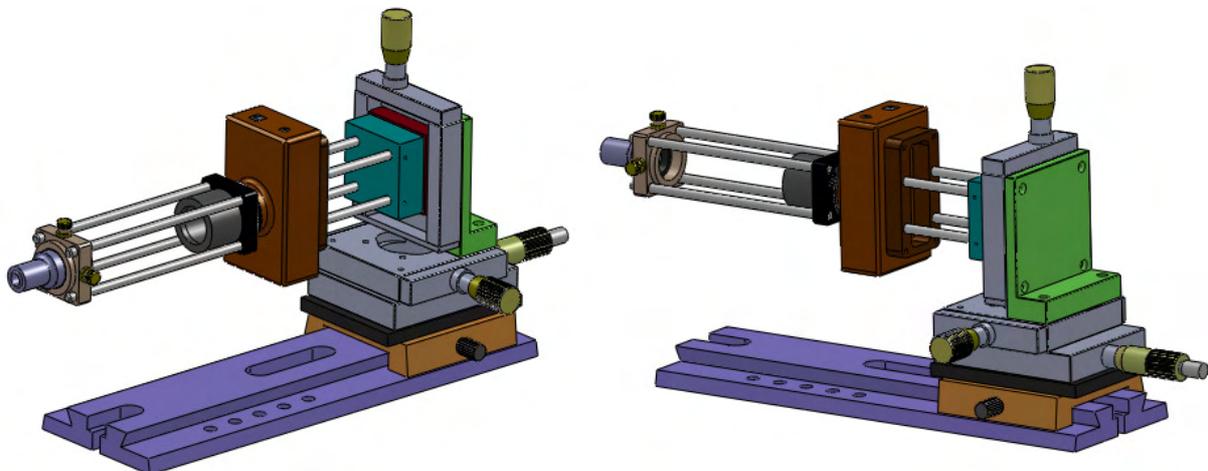


Figure 70 : Fixation de la caméra et le mouvement en Z

La Datasheet de la caméra utilisée se trouve en annexes. (cf. annexe)

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

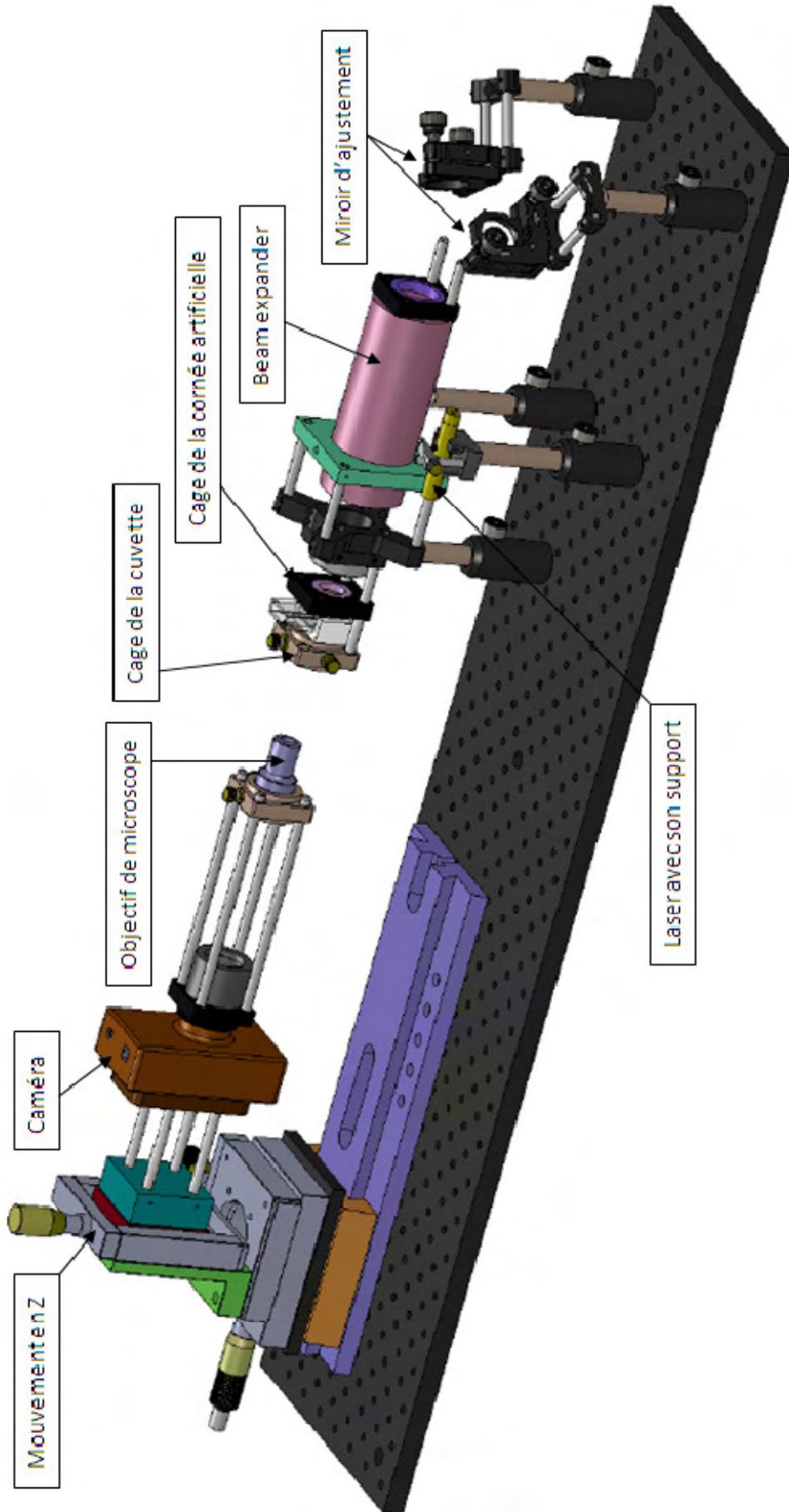


Figure 71 : Design final

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

14.3.2 Sous assemblage caméra

Afin de bien visualiser le montage de la caméra, un dessin des vus a été élaboré. Ce dernier, est présenté sur la figure suivante :

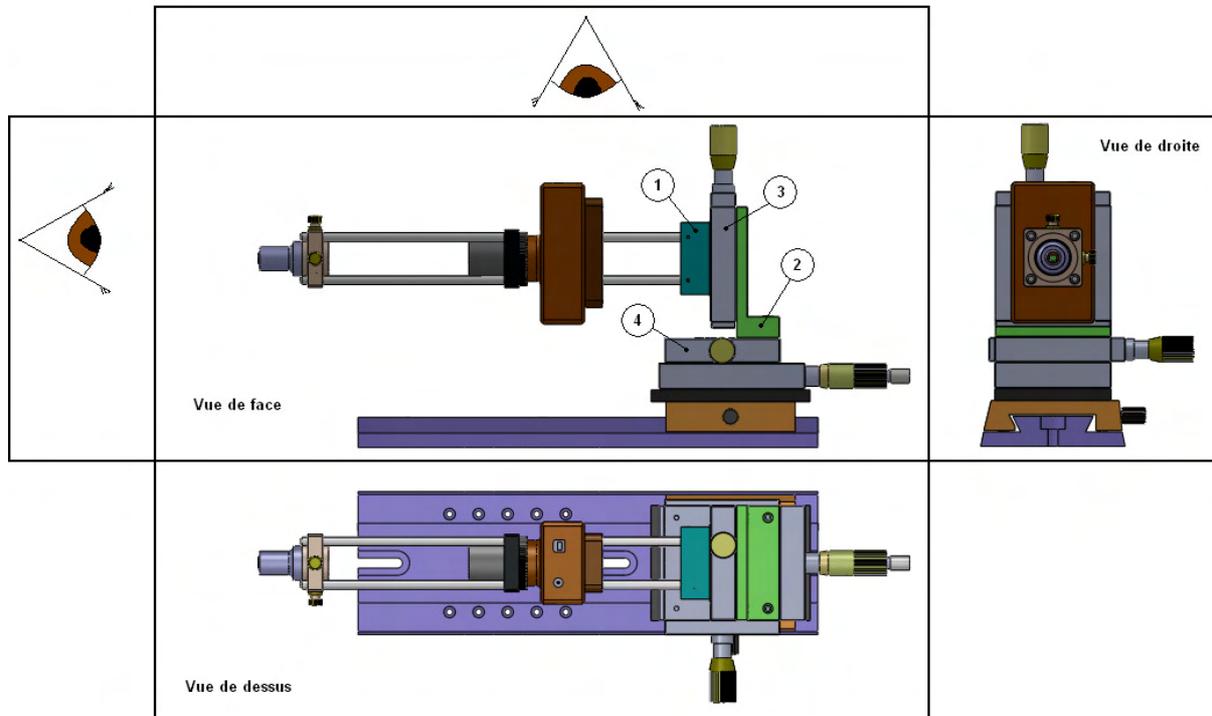


Figure 72 : Dessin des vus

Au niveau du montage il suffit de visser la pièce en aluminium (1), sur le chariot du mouvement Z (3). Ensuite on visse ce chariot sur la pièce en aluminium (2). L'ensemble est monté sur le chariot (2) au niveau des 2 trous extrêmes.

On obtient donc un sous ensemble que l'on peut directement insérer dans le banc. On voit très bien que le problème de décalage du mouvement selon X par rapport à l'axe de la caméra est résolu. Ainsi on dispose d'un système de mouvement parfait et centré avec 3 degrés de libertés.

14.3.3 Sous assemblage Beam expander

Cette partie permet de choisir un système qui garanti au mieux le centrage des éléments optique comme le diaphragme, la cornée artificielle et la cuvette sur le Beam expander.

On s'attardera principalement à trouver un montage, relativement compact et simple. La figure de ce petit sous assemblage est présentée à la page suivante :

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

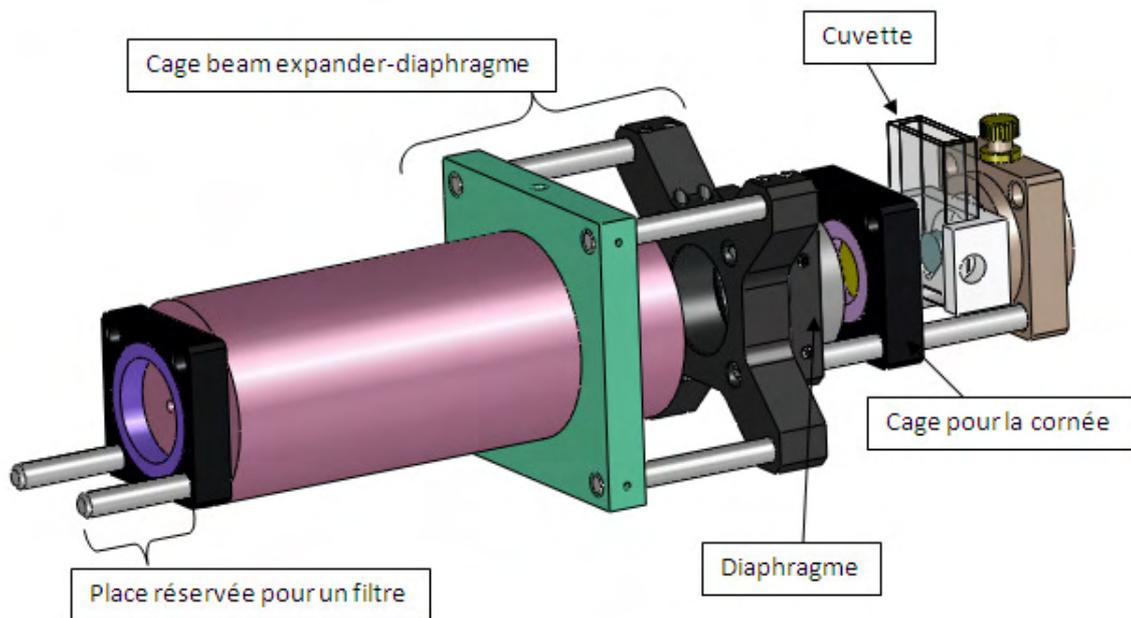


Figure 73 : Sous assemblage Beam expander

14.3.4 Pièces à commander

Les pièces à commander pour le banc ont été trouvée chez la société THORLABS. Ce tableau est représenté ci-dessous :

Liste des pièces à commander chez THORLABS		
Pièce à commander	Quantité	Prix en Euro
Aluminum Breadboard, 200 x 900 x 12.7 mm, Double Density, M6 Thread (MB2090/M)	1	285.90
Metric, Small V-Clamp with PM1/M Clamping Arm (VC1/M)	1	30.90
Kinematic Mount for Ø1" Optics (KM100)	2	35.50
30 mm to 60 mm Cage Plate Adapter (LCP02)	1	33.60
Cage Assembly Rod, 3" Long, Ø6 mm, Qty. 1 (ER3)	2	5.90

Tableau 9 : Tableau comparatif des cornées artificielles

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

14.3.5 Pièces à fabriquer

Toutes les pièces à fabriquer seront réalisées en ALU, matériau privilégié pour les éléments optiques. En ce qui concerne les tolérances de fabrication, ils ont été contrôlés par Messieurs Ottonin et Casimo, les deux techniciens de l'atelier de l'HEIG. Notons encore, que ces tolérances jouent un rôle très important lors du montage du système optique.

Les figures suivantes présentent l'ensemble des pièces du système réalisées en aluminium :

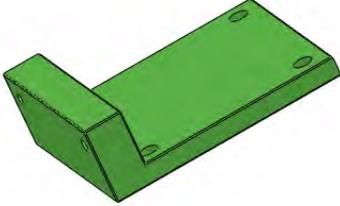
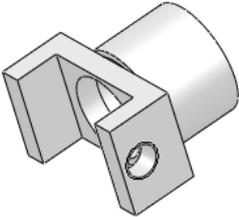
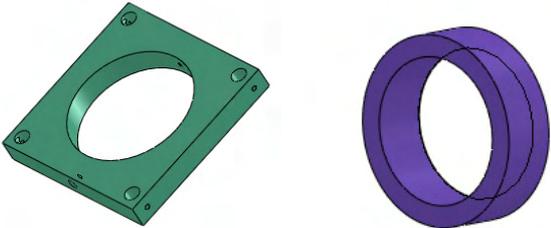
Pièce de fixation	
Pièce de liaison	
Pièce pour tenir la cuvette	
Bague pour tenir la cornée artificielle	
Cage grande et Bague d'entrée de Beam expander	

Figure 74 : Pièces à fabriquer

Toutes les pièces à commander ainsi que les pièces à fabriquer sont donnée en annexe.

15 Traitement automatique des mesures par Matlab

Selon le cahier des charges, en complément au banc de test amélioré, des modifications sur le logiciel de traitement des données récoltées par la caméra doivent être faites pour atteindre les objectifs. Dans ce chapitre, une analyse de critique sur le logiciel existant ainsi que les améliorations faites dans le cadre de ce projet seront décrites.

15.1 Analyse critique du logiciel sous Matlab

Lors d'utilisation du logiciel sous Matlab sur un PC normal, on rencontre principalement les problèmes suivants :

- L'interface graphique existante est tellement grande qu'on n'arrivera pas à voir tous les boutons réalisés :

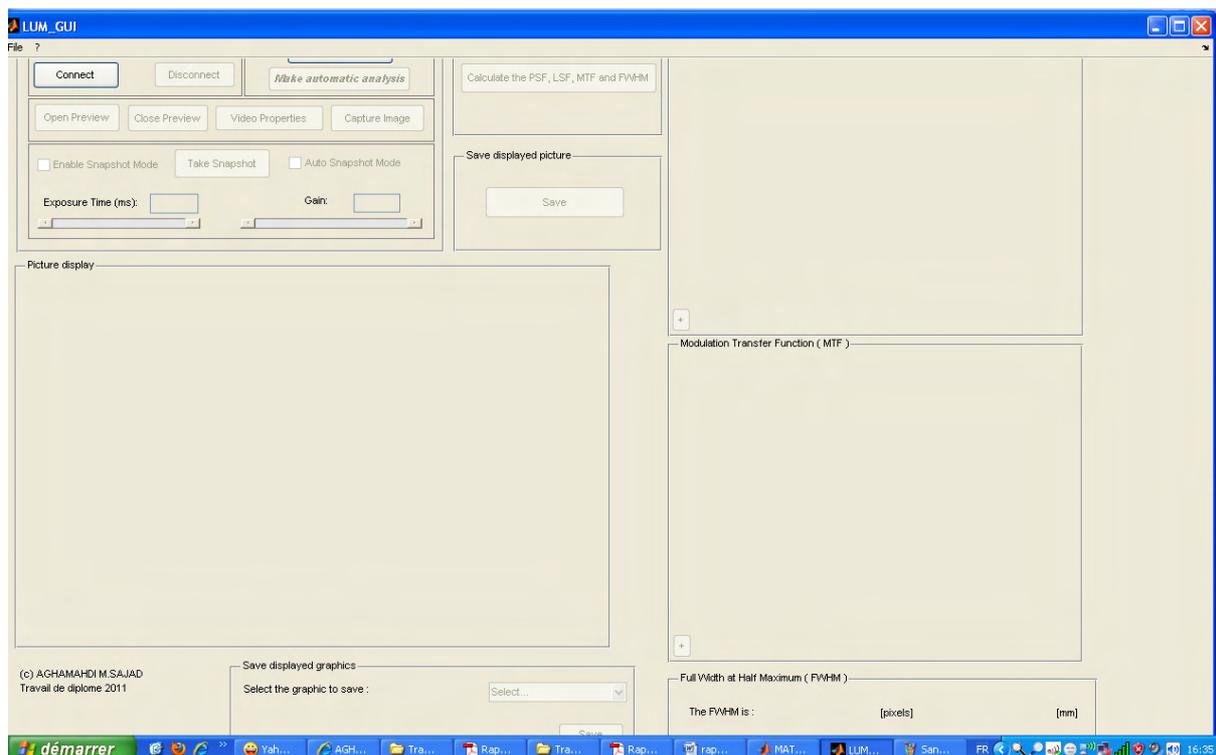


Figure 75 : Interface graphique très grande

- L'échelle de la fréquence spatiale de la MTF a été programmée d'une manière qu'elle reste toujours constante et égale à la valeur de 400.
- Il n'existe aucune possibilité de modifier l'échelle sur la MTF.
- Au niveau de la sauvegarde des graphiques, on n'arrive à enregistrer que sous format BMP.

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

15.2 Améliorations du Code

Voici les modifications faites dans le code de Matlab :

- 1) L'interface graphique modifiée sous une forme réduite

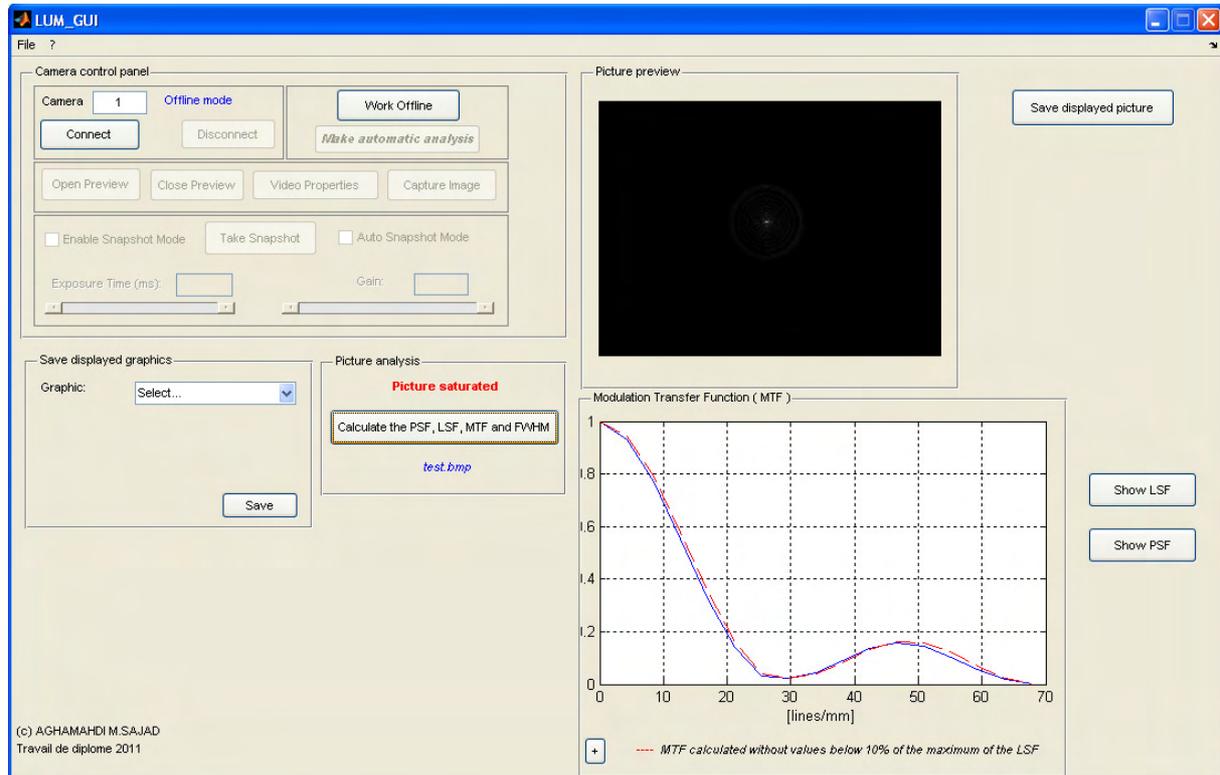


Figure 76 : Interface graphique réduite

Voici la zone du code pour l'événement clic sur bouton PSF :

```
function psfbtn_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to psfbtn (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global gPSF
PSF_graph(gPSF);
```

Voici la zone du code pour l'événement clic sur bouton LSF :

```
function lsfbtn_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to lsfbtn (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global x_lsf
global lsf
LSF_graph(x_lsf, lsf);
```

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Voici la zone du code qui permet d'afficher la fonction PSF en cliquant sur le bouton " Show PSF " (dans PSF_graph_OpeningFcn du fichier PSF_graph.M):

```
mesh(varargin{1}, 'parent', handles.PSF_axes);
```

Voici la zone du code qui permet d'afficher la fonction LSF en cliquant sur le bouton " Show LSF " (dans LSF_graph_OpeningFcn du fichier LSF_graph.M):

```
plot(varargin{1}, varargin{2}, 'parent', handles.LSF_axes);  
  
xlabel(handles.LSF_axes, '[mm]');  
set(handles.LSF_axes, 'xgrid', 'on');  
set(handles.LSF_axes, 'ygrid', 'on');
```

L'interface graphique de la PSF et la LSF se présentent sous ces formes :

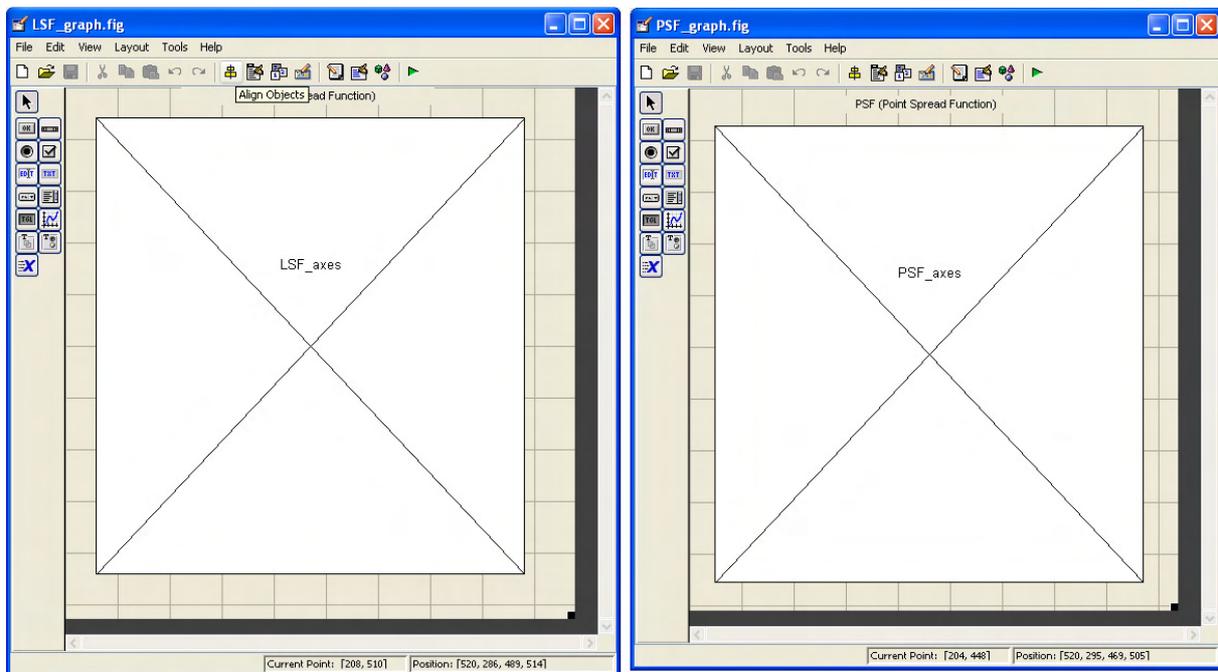


Figure 77 : Interface graphique de la LSF et PSF

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

- 2) Voici la source des codes qui permet de calculer et afficher d'une manière automatique d'affichage, quelque soit l'allure de la MTF :

```

plot(fs,mtf,fs,mtf_p,'--r','parent',handles.MTF_axes)

global nbpoint
global sizemtf

sizemtf = length(mtf);

% x-axis auto resize
for i=1:sizemtf
    if (mtf(i)<.01)
        nbpoint = i;
        break;
    end
end

plot(fs(1:nbpoint),mtf(1:nbpoint),fs(1:nbpoint),mtf_p(1:nbpoint),'--
r','parent',handles.MTF_axes)

xlabel(handles.MTF_axes,'[lines/mm]')
set(handles.MTF_axes,'xgrid','on')
set(handles.MTF_axes,'ygrid','on')

```

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

3) Voici la saisie de l'échelle d'affichage personnalisé de la MTF :

```
function zoom3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to zoom3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global mtfx
global fsx
global mtf_pp
global sizemtf
%scrsz = get(0,'screensize');

while(true)
    fsval = inputdlg(strcat('Enter your scale, max value=', sprintf('%d',
floor(max(fsx)))));
    fsval = str2double(cell2mat(fsval));

    if isnumeric(fsval) && ~isnan(fsval)
        if(fsval > max(fsx) || fsval < 0)
            fsval = sizemtf;
        else

            % x-axis auto resize according to fs
            for i=1:sizemtf
                if (fsx(i) >= fsval)
                    nbpoint = i;
                    break;
                end
            end

            end
            break;
        end;
end;

end;

plot(fsx(1:nbpoint),mtfx(1:nbpoint),fsx(1:nbpoint),mtf_pp(1:nbpoint),'--
r','parent',handles.MTF_axes);
grid(handles.MTF_axes);
xlabel(handles.MTF_axes, '[lines/mm]');
```

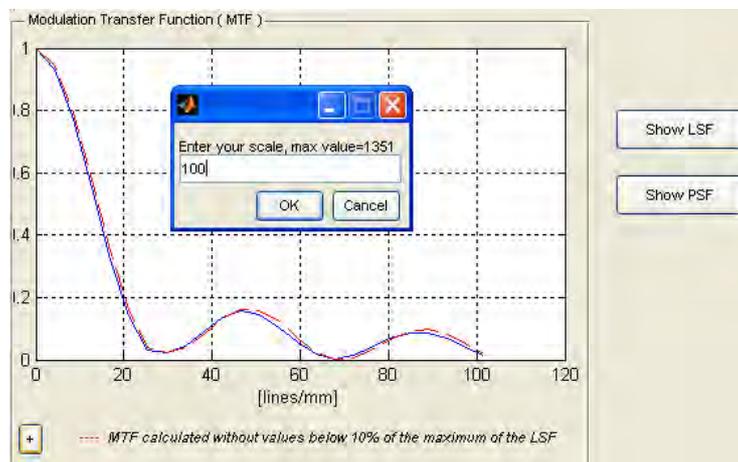


Figure 78 : Saisie du choix de l'échelle

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

4) Voici la zone du code qui permet de choisir d'enregistrement entre JPG et BMP :

```
function save_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to save (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global picture

[output_file,pathname] = uiputfile({'*.bmp','Bitmap (*.bmp)'; '*.jpg','JPEG (*.jpg)'}, 'Save Picture As');
if pathname == 0 %if the user pressed cancelled, then we exit this callback
    return
end

fext = output_file(length(output_file)-2:end);

switch fext
    case 'jpg'
        imwrite(picture,output_file, 'jpg');
    case 'bmp'
        imwrite(picture,output_file, 'bmp');
end

set(handles.open_text, 'visible', 'on');
set(handles.open_text, 'String', output_file);
```

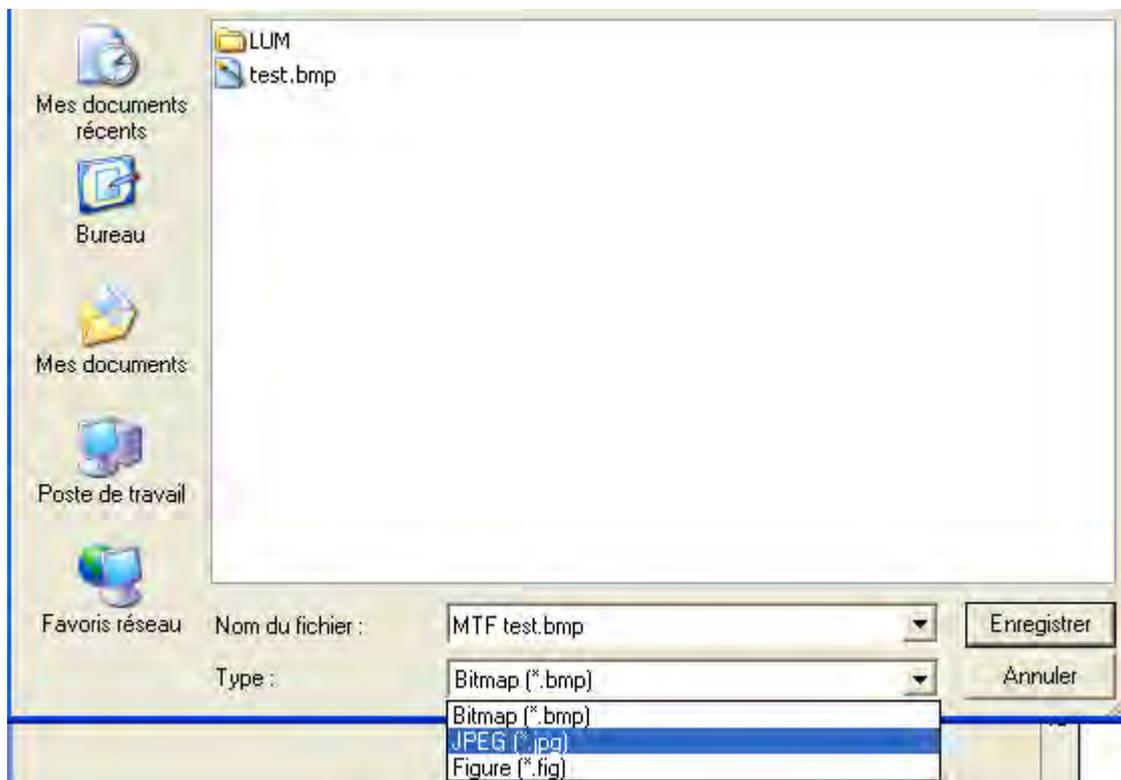


Figure 79 : Choix d'enregistrement entre BMP et JPG

Système de mesure pour lentilles intraoculaires multifocales

Maintenant, on peut vérifier cette mode de l'enregistrement, en l'ouvrant le fichier enregistré avec Microsoft Office Word :

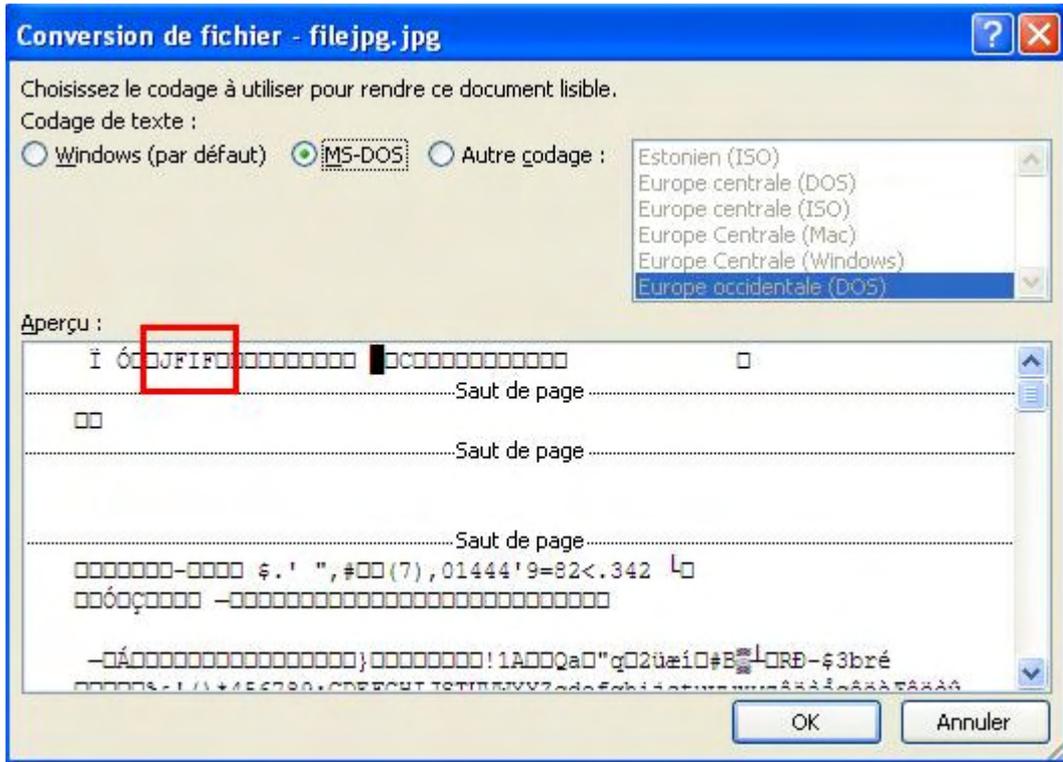


Figure 80 : Format JPG enregistrement

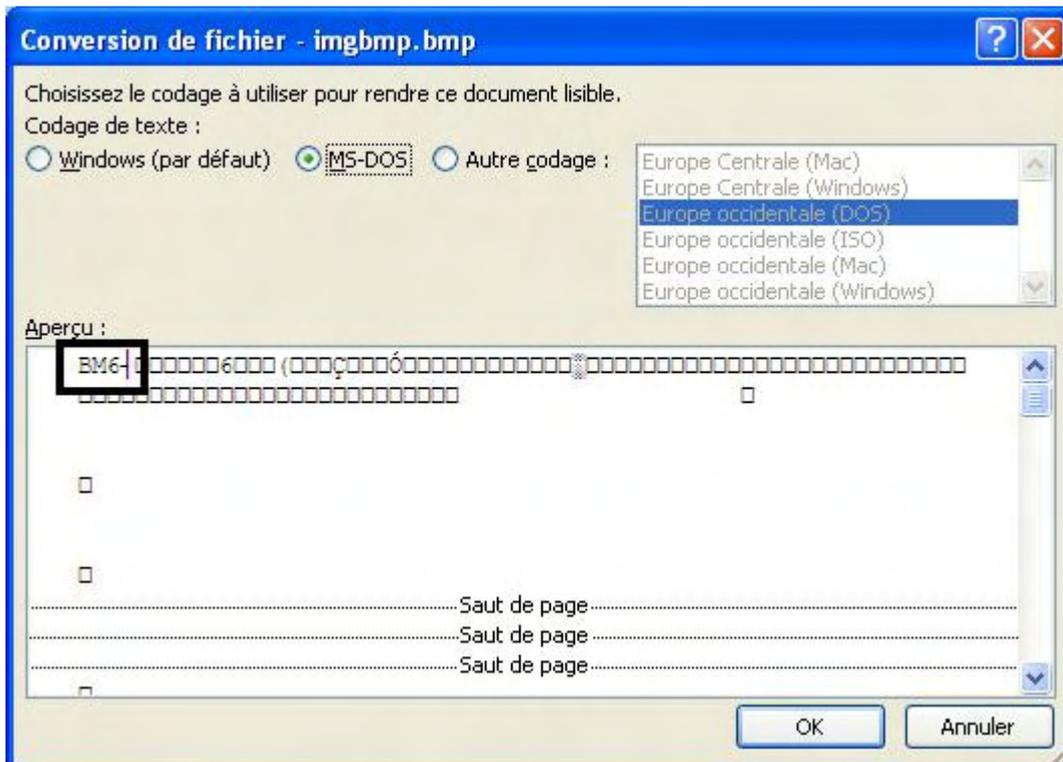


Figure 81 : Format BMP enregistrement

16 Conclusion

Au terme de ce travail de diplôme qui correspondait bien à mon intérêt pour l'optomécanique, le cahier des charges a été dans l'ensemble respecté. Un banc d'essais amélioré utilisable pour divers types de lentilles normales, intraoculaires a été modélisé sur Solidworks. De même, le traitement automatique des mesures de la camera CCD a été fait dans Matlab.

La fabrication des pièces et le montage optomécanique n'ont pas été abordés par manque de temps. En effet, l'atelier de l'HEIG n'avait pas le temps de fabriquer les pièces avant la date du rendu final. C'est pourquoi le montage optomécanique du nouveau banc a été abandonné par la suite.

Toutes les mesures ont été aussi vérifiées avec deux logiciels optique Zemax et WinLens.

16.1 Etat actuel du système

Le nouveau banc d'essai actuel comprend des avantages suivants :

- ✓ Système plus optimisé au niveau d'encombrement
- ✓ Système plus aligné au niveau de la trajectoire de la lumière dans les éléments optiques
- ✓ Système plus rigide au niveau de fonctionnement
- ✓ Système plus stable au niveau des éléments optomécaniques
- ✓ Système plus garanti au niveau d'ajustement du rayon de laser

16.2 Remerciements

Je tiens à remercier dans un premier temps, et à témoigner toute ma reconnaissance à M. Zago et M. Mayor, professeurs responsables du projet, pour l'expérience enrichissante et pleine d'intérêt que j'ai vécu durant ces trois mois au sein de la HEIG-VD. Ainsi que pour leurs disponibilités et leurs confiances qu'ils m'ont accordées dès le début de mon travail de diplôme.

Je remercie tout particulièrement M. Casimo et M. Ottonin pour leurs disponibilités, l'aide précieuse et les conseils concernant les tolérances pour la fabrication mécanique du banc de test.

Je remercie également M. Apter, directeur de Swiss Advanced Vision SA, pour le soutien qu'il m'a apporté durant mes expériences au laboratoire de recherche à Neuchâtel, ainsi que pour la confiance et ses conseils avisés.

Je tiens à remercier finalement, M. Etique, doyen de la section TIN, pour m'avoir permis de traiter un deuxième travail de diplôme qui correspond à mes envies.

17 Références

1. **Zago, Lorenzo.** polycopié officiel du cours. *systèmes optiques pour l'imagerie* .
2. **ROTLEX.** IOLA MultiFocal Diffractive . *User Manual*.
3. **M.Bazzan.** *Mesures Optiques De Lentilles Intraoculaires Multifocales*. 2010.
4. **Secq A, Berry J, Milhavet M-N, Hansel-Esteller S.** <http://www.euro-pharmat.com/upload/Poster46-Bdx-08.pdf>. [En ligne]
5. <http://www.harvardeye.com>. [En ligne]
6. <http://www.cataractsymptoms.net>. [En ligne]
7. <http://www.lookfordiagnosis.com>. [En ligne]
8. <http://www.silkvision.net>. [En ligne]
9. <http://serge.bertorello.free.fr>. [En ligne]
10. <http://www.santepublique.fr/ataracte.php>. [En ligne]
11. **Hecht, Eugene.** *Optique* .
12. **Georjon, Emmanuel.** <http://www.emmanuelgeorjon.com/en/profondeur-de-champ-14/>. [En ligne]
13. **AiryLab.**
http://airylab.com/index.php?option=com_content&view=article&id=34&Itemid=51. [En ligne]
14. **Prof. Zago, Lorenzo.** *Bases d'optique*. 2010.
15. http://fr.wikipedia.org/wiki/Aberration_g%C3%A9om%C3%A9trique. [En ligne]

18 Annexes