

Concours général STL SPCL 2017

Analyse de documents scientifiques – Coefficient : 1

Temps de préparation : 2 heures

Temps de présentation devant les examinateurs : 10 minutes

Échange avec les examinateurs : 15 minutes

La correction de la myopie

La myopie est un défaut de l'œil connu depuis l'Antiquité. Pour compenser ce défaut, les médecins ophtalmologistes prescrivent généralement des verres correcteurs à leurs patients ou proposent parfois une chirurgie oculaire au laser.

Problématique : la compensation de la myopie par des verres correcteurs repose-t-elle sur le(s) même(s) principe(s) et présente-t-elle les mêmes avantages qu'un traitement chirurgical au laser ?

Pour répondre de manière argumentée à cette problématique, il est demandé de mobiliser des connaissances et d'extraire des informations de la documentation fournie, et au besoin de celle disponible sur Internet, afin d'articuler un raisonnement autour du modèle optique de l'œil réduit et des phénomènes physico-chimiques mis en jeu autour des points suivants :

- Défaut de l'œil myope,
- Compensation de la myopie par des verres correcteurs (lunettes ou lentilles de contact) dont on justifiera la nature (convergente ou divergente),
- Correction de la myopie par une chirurgie oculaire à l'aide de lasers présentant des caractéristiques spécifiques.

Toute analyse quantitative sera valorisée.

CONSIGNES ET CONSEILS POUR LA PREPARATION DE L'ÉPREUVE

La présentation orale doit être conduite de manière structurée en s'appuyant sur un ou plusieurs supports informatiques (diaporama, carte mentale, etc.) qui seront vidéoprojetés.

Le candidat peut écrire sur les documents, les surligner, mais il doit les remettre aux examinateurs en fin d'épreuve. Tous les supports produits (y compris les brouillons) pourront être conservés par le jury.

L'accès à Internet est autorisé tout au long de la durée de préparation, à l'exception de tout outil de communication avec une personne extérieure (courrier électronique, réseaux sociaux, etc.). Un inventaire des sites consultés sera effectué par le jury pour chaque candidat.

Les supports numériques de présentation orale seront élaborés en salle de préparation, puis transférés sur la clé USB fournie.

En fin de préparation, le candidat doit rassembler et ordonner soigneusement tous les documents nécessaires à sa présentation orale.

À l'issue de l'épreuve, le candidat doit remettre aux examinateurs le dossier scientifique dans son intégralité.

Ressources complémentaires mises à disposition du candidat sous forme numérique

Logiciels de simulation :

- Logiciel de simulation de la formation des images par une lentille

- http://www.sciences.univ-nantes.fr/sites/genevieve_tulloue/optiqueGeo/lentilles/lentille_mince.php

- Logiciel de simulation de la formation des images par deux lentilles accolées

- http://www.sciences.univ-nantes.fr/sites/genevieve_tulloue/optiqueGeo/lentilles/doublet.php

Ressources numériques complémentaires :

- Description de l'œil et ses défauts

- Thèse de Florent Deloison : Greffe de cornée automatisée assistée par laser femtoseconde optimisé en longueur d'onde. (pages 32-38)
- <http://planet-vie.ens.fr/content/default-vision>

- Modélisation optique de l'œil, de ses défauts et de ses corrections

- http://www.sciences.univ-nantes.fr/sites/genevieve_tulloue/optiqueGeo/instruments/correction.php
- <http://ressources.univ-lemans.fr/AccesLibre/UM/Pedago/physique/02/coursoptique/oeil.html>

- Le traitement chirurgical de la myopie

- <https://www.gatinel.com/recherche-formation/laser/laser-femtoseconde/>
- <http://www.cliniquedelavision.com/lasik>
- Thèse de Florent Deloison, en particulier page 79.

DOCUMENT n° 1 : Description de l'œil et de ses défauts

L'œil a sensiblement la forme d'une sphère de 24 mm de diamètre, complétée vers l'avant par une calotte sphérique de rayon 8 mm. Le schéma de l'œil est donné ci-dessous (figure 1).

- L'œil est limité par une membrane résistante : la sclérotique (d'épaisseur 0,5 mm) qui est transparente au niveau de la calotte sphérique et constitue la cornée.
- Le muscle ciliaire en appuyant sur le cristallin permet de le déformer et de modifier son rayon de courbure.
- Le cristallin, assimilable à une lentille biconvexe, permet de faire converger les rayons lumineux sur la rétine et sépare le globe oculaire en deux parties.
- La partie antérieure au cristallin est remplie d'humeur aqueuse et limitée d'un côté par la cornée, et de l'autre par le cristallin.
- La partie postérieure au cristallin est remplie d'humeur vitrée.
- La rétine est tapissée par une membrane nerveuse dont le rôle est de transformer l'excitation lumineuse en influx nerveux.
- L'iris est un diaphragme qui permet de contrôler la quantité de lumière qui pénètre dans l'œil. La pupille est l'orifice central de l'iris.

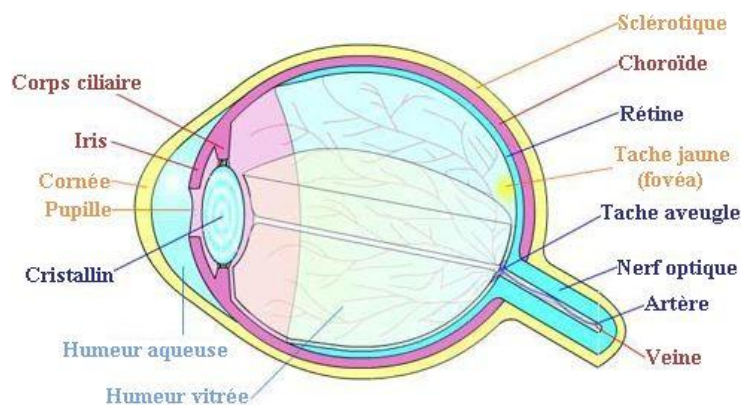


Figure 1 : représentation schématique de l'anatomie de l'œil

La lumière entre par la cornée puis traverse les différents éléments transparents de l'œil pour atteindre la rétine au fond de l'œil. Les principales caractéristiques optiques de ces milieux sont décrites dans le tableau 1.

Structure	Rayon de courbure antérieur	Rayon de courbure postérieur	Pouvoir de focalisation	Indice de réfraction
Cornée	7,8 mm	6,8 mm	2/3	1,377
Humeur aqueuse	-----	-----	-----	1,337
Cristallin	10 mm	6 mm	1/3	1,413
Humeur vitrée	-----	-----	-----	1,336

Tableau 1 : caractéristiques optiques principales des éléments de l'œil traversés par la lumière

La cornée

La cornée et le cristallin sont les éléments optiques qui permettent de former une image nette sur la rétine. La cornée protège également les composants internes de l'œil contre les agressions physiques.

Son épaisseur physiologique varie de 0,5 à 0,7 mm. Une faible variation de sa forme ou de son épaisseur peut entraîner d'importantes modifications dans la vision.

La cornée n'est pas vascularisée, elle est formée de trois tissus superposés : l'épithélium, le stroma et l'endothélium. Ces tissus sont séparés par deux couches membranaires : la couche de Bowman et la membrane de Descemet (figure 2).

L'endothélium est une zone extrêmement fragile qu'il est important de préserver, notamment lors d'interventions chirurgicales.

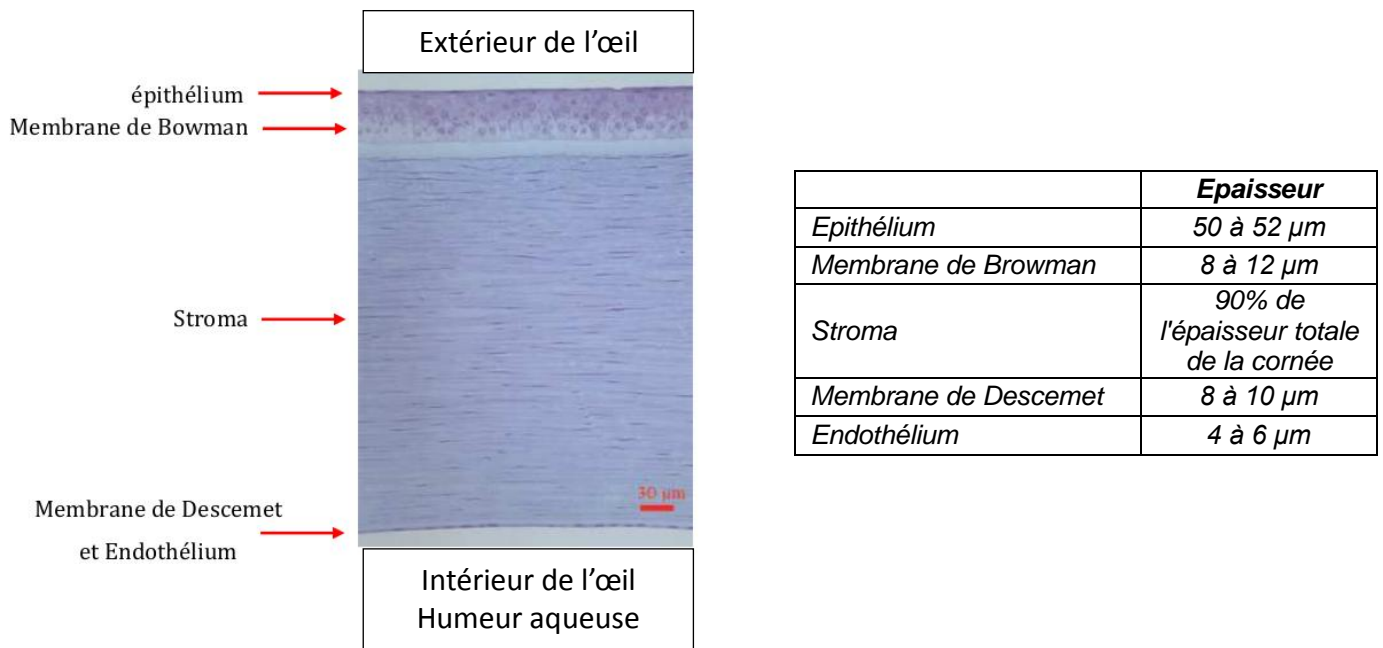


Figure 2 : coupe histologique de la cornée

Les défauts de vision

Un certain nombre de défauts de la vision sont des défauts du système optique de l'œil. Soit ce dernier n'est pas assez convergent (hypermétropie), ou trop convergent (myopie), soit il a une forme irrégulière (astigmatisme), soit encore le système optique est normal, mais c'est l'œil qui est de dimension inhabituelle.

DOCUMENT n° 2 : Modélisation optique de l'œil, de ses défauts et de ses corrections

Modèle réduit de l'œil

Dans le modèle réduit de l'œil, la cornée et le cristallin sont modélisés par une surface sphérique de centre C et de rayon SC, séparant l'air extérieur d'un milieu (l'humeur aqueuse) d'indice $n = 1,337$. Le rayon de courbure SC est voisin de 6 mm et varie pour s'adapter à une vision de loin (œil au repos) et à une vision de près. La profondeur de l'œil est de 24 mm.

La relation entre le rayon courbure de l'œil et la position du foyer image F' est donnée par :

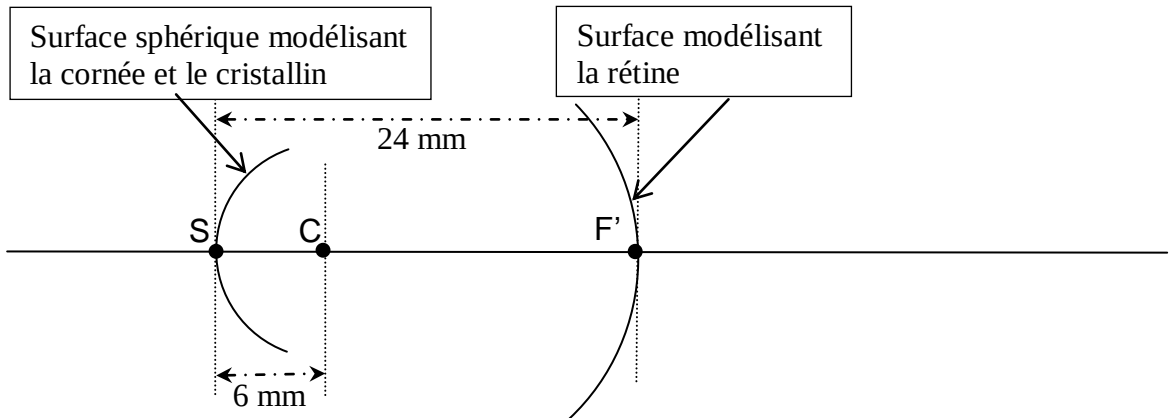
$$SF' = \frac{n}{n-1} \times SC$$


Figure 3 : modèle réduit de l'œil

L'œil normal (sans défaut) observe sans accommoder un objet situé à l'infini. Le foyer image F' de l'œil coïncide alors avec la position de la rétine.

Lorsque l'objet se rapproche, le cristallin se bombe, ce qui conduit à une diminution de la distance focale de l'œil pour former l'image sur la rétine. C'est le phénomène d'accommodation.

Modèle réduit simplifié de l'œil

Pour analyser qualitativement le fonctionnement de l'œil et comprendre comment on corrige ses différents défauts, on peut aussi modéliser l'œil par une lentille mince qui représente les éléments cornée + cristallin et un écran qui joue le rôle de la rétine.

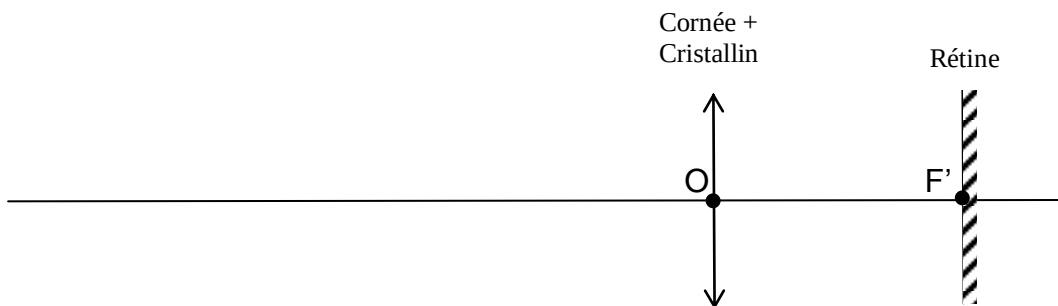


Figure 4 : modèle réduit simplifié de l'œil

Pour l'œil normal (sans défaut) qui observe sans accommoder un objet situé à l'infini, l'écran est placé au foyer image de la lentille. Le phénomène d'accommodation est alors modélisé en changeant la focale de la lentille sans toucher à la position de l'écran. Ce modèle très simplifié peut servir de support à des explications qualitatives mais ne peut être utilisé pour une analyse quantitative.

Les défauts de l'oeil

La myopie

L'œil myope a une distance focale au repos trop courte, l'image d'un objet à l'infini se forme avant la rétine. C'est le cas de l'œil trop convergent ou de l'œil trop grand (distance cristallin-rétine trop importante).

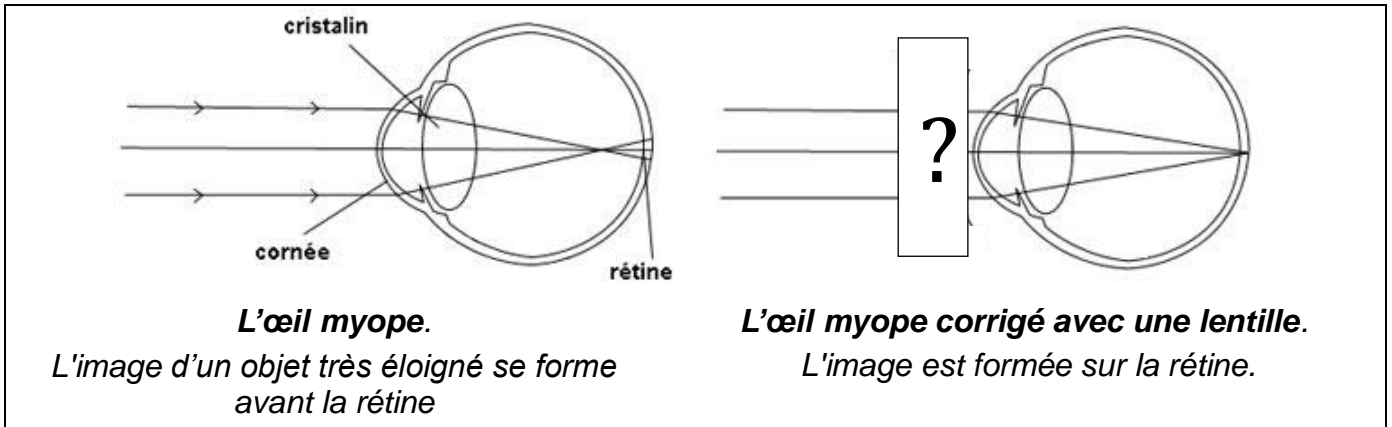


Figure 5 : la myopie

Pour corriger ce défaut on peut ajouter une lentille devant l'œil dont on demande de justifier la nature pour former l'image sur la rétine.

L'hypermétropie

L'œil hypermétrope a une distance focale au repos trop grande. L'image d'un objet à l'infini se forme, lorsque l'œil n'accomode pas, derrière la rétine. L'œil n'est pas assez convergent ou l'œil est trop petit (distance cristallin-rétine trop faible).

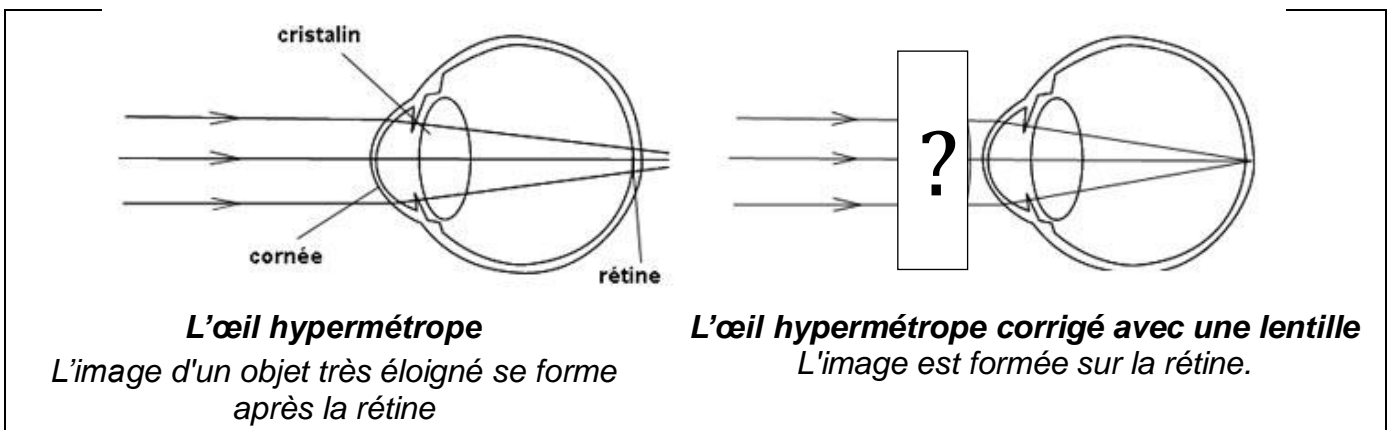
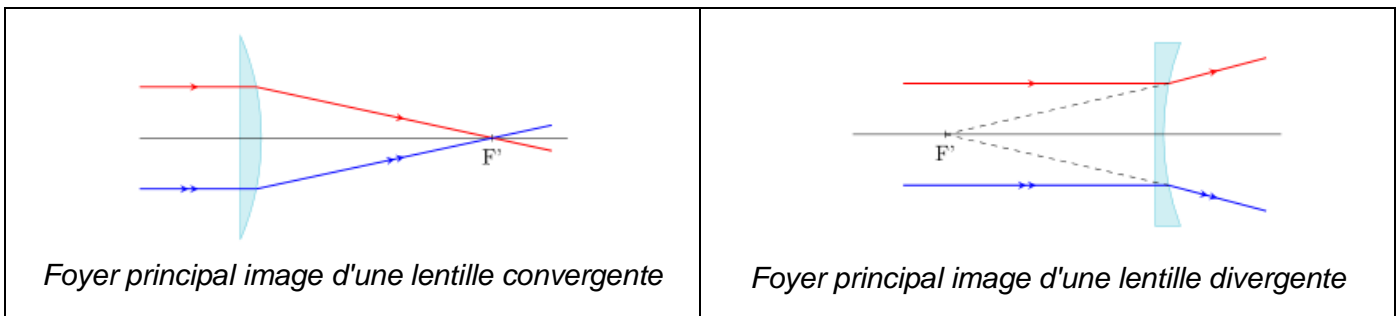


Figure 6 : l'hypermétropie

Un œil hypermétrope doit ainsi accommoder pour voir nettement un objet situé à l'infini. Pour corriger ce défaut on peut ajouter une lentille devant l'œil dont on demande de justifier la nature pour former l'image jusqu'à la rétine.

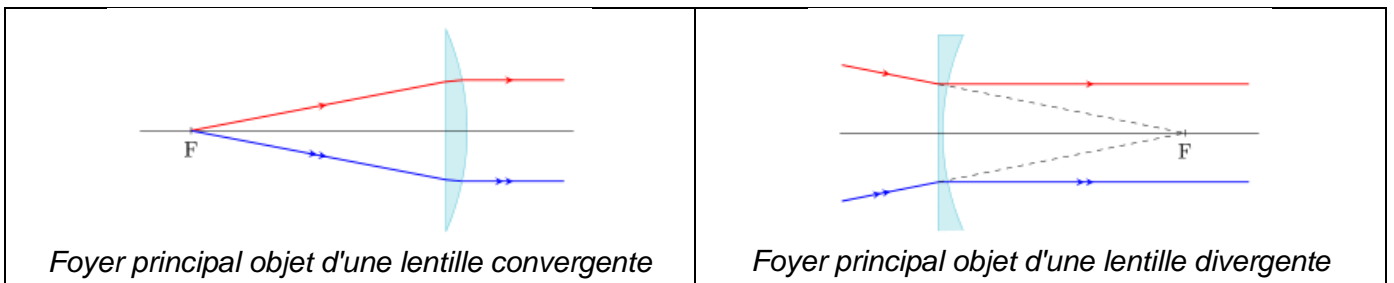
DOCUMENT n° 3 : Données physiques sur les lentilles

Foyer image F'. Par définition, l'image d'un point à l'infini sur l'axe est le foyer image F'.



La distance focale image est la distance $f' = OF'$. La distance focale est positive pour une lentille convergente et négative pour une lentille divergente.

Foyer objet F. Par définition, un objet lumineux placé au foyer objet F aura pour image un point à l'infini sur l'axe.



Les lentilles minces accolées

Si on accole deux lentilles de distances focales respectives f_1' et f_2' , le système est alors assimilable à une lentille unique de distance focale f' telle que :

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{f_1'} + \frac{1}{f_2'}$$

La relation de conjugaison des lentilles minces

On note $\overline{A'B'}$ l'image de l'objet \overline{AB} à travers la lentille.

La relation de conjugaison des lentilles minces est donnée par : $\frac{1}{f'} = \frac{1}{OA'} - \frac{1}{OA}$

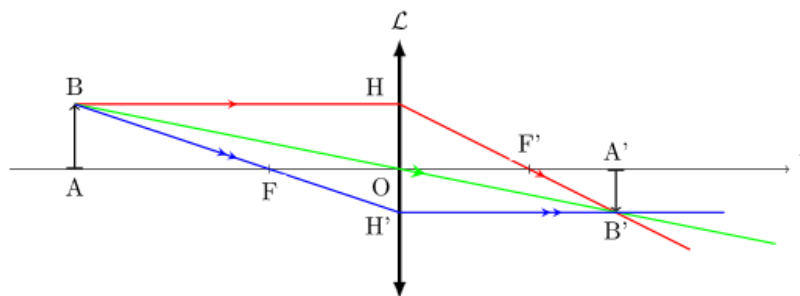


Figure 7 : construction de l'image réelle d'un objet réel par une lentille convergente

DOCUMENT n° 4 : Les différents lasers utilisés en chirurgie ophtalmologique

Les lasers pulsés ou à impulsions

À la différence d'un laser conventionnel qui produit un rayonnement continu, les lasers pulsés émettent des impulsions lumineuses très brèves dont la durée τ et la cadence (fréquence de répétition) f sont réglables. L'énergie est alors délivrée sur des durées très courtes et la puissance de crête peut atteindre des valeurs très élevées.

Alors que le rayonnement émis par un laser continu est parfaitement monochromatique, celui d'un laser pulsé s'étale sur une largeur de fréquence $\Delta\nu$ centrée sur une fréquence ν_0 (voir schéma dans le tableau 2).

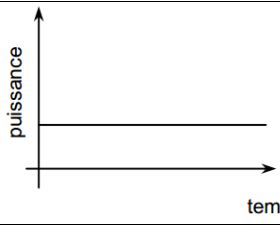
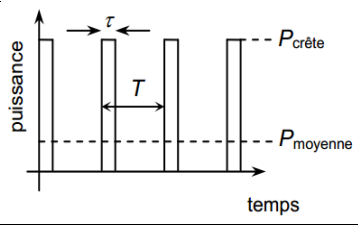
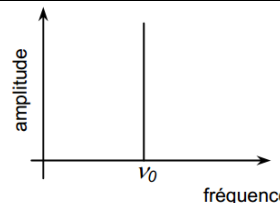
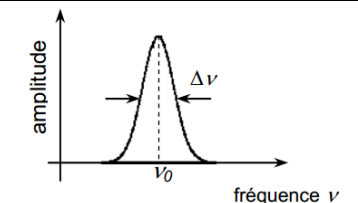
	Laser conventionnel à rayonnement continu	Laser pulsé de période de répétition T
Évolution de la puissance au cours du temps		
Spectre en fréquence		

Tableau 2 : puissance et spectre en fréquence d'un laser conventionnel et d'un laser pulsé

Les lasers utilisés en chirurgie ophtalmologique

La première utilisation du laser en médecine date de 1961 pour opérer une tumeur de la rétine. Depuis, de nombreuses pathologies oculaires sont traitées par une grande variété de lasers. En fonction de la longueur d'onde, le laser peut soit interagir directement avec les liaisons intramoléculaires dans l'ultra-violet, soit engendrer essentiellement des effets thermiques dans l'infrarouge moyen et lointain ou encore être optimisé pour maximiser la profondeur de pénétration dans le tissu dans le visible ou le proche infrarouge pour les tissus oculaires.

Le choix judicieux de certains paramètres, notamment la longueur d'onde ou la durée des impulsions, permet de privilégier certains effets tout en minimisant les autres afin d'optimiser le système pour une application médicale spécifique.

Le tableau 3 donne quelques exemples d'effets physiques exploités en chirurgie ophtalmique :

LASER	LONGUEUR D'ONDE	EFFET SUR LE TISSU	QUELQUES APPLICATIONS EN OPHTALMOLOGIE
Excimer	193 nm	Photoablation	- Kératoplastie du stroma antérieur et épithélial - Photokératectomie réfractive - LASIK
Krypton	647 nm	Photocoagulation	- Photocoagulation rétinienne
Néodyme-verre	1065nm	Photodisruption	- Femto-LASIK - Greffe de la cornée

Tableau 3 : exemples de lasers utilisés en chirurgie ophtalmologique

- **Le laser krypton** est utilisé pour son effet coagulant induit par la chaleur. La photocoagulation au laser est un traitement qui consiste à utiliser l'effet cicatrisant et coagulant d'un laser dont le rayon est focalisé précisément sur la rétine.

- **Le laser excimer** est un laser utilisé en chirurgie réfractive pour corriger le rayon de courbure de la cornée par ablation du tissu. C'est un laser à gaz, mélange d'argon et de fluorine (Ar-F) qui émet dans l'UV (193 nm). La durée des impulsions est de l'ordre de 10 à 30 ns.

- **Le laser néodyme-verre** est un laser infrarouge. La bande de fluorescence du néodyme est centrée sur longueur d'onde de 1064 nm avec une largeur de bande de plusieurs dizaines de nanomètres. A la sortie du système la durée de l'impulsion est d'environ 500 fs pour une fluence* F de 1 à 10 J.cm⁻².

Cadence (fréquence) des impulsions	$f = 10 \text{ kHz}$
Durée d'une impulsion	$\tau = 500 \text{ fs}$
Puissance maximale de crête pouvant être atteinte durant une impulsion	$P_{\text{crête}} = 2 \text{ MW}$
Fluence	$F = 10 \text{ J.cm}^{-2}$

Tableau 4 : quelques valeurs pour un laser néodyme-verre utilisé en chirurgie réfractive

* **La fluence** est l'énergie déposée par une impulsion laser par centimètre carré de surface.

DOCUMENT n° 5 : Le traitement chirurgical de la myopie

Le principe du traitement au laser de la cornée est de modifier le profil antérieur de la cornée pour lui procurer un nouveau rayon de courbure par ablation de matière.

Le LASIK (Laser Assisted In-Situ Keratomileusis) est la technique de chirurgie au laser la plus souvent employée pour corriger la myopie. Cette technique consiste à soulever une très fine lamelle de cornée puis à enlever en-dessous une couche dont l'épaisseur est fonction de la myopie à corriger.

1ère étape : la découpe du volet cornéen

Le chirurgien découpe une fine lamelle de cornée soit avec un bistouri mécanique appelé microkératome soit avec un laser femtoseconde suivant le procédé IntraLasik (100 % laser). Cette lamelle a une épaisseur de 90 à 180 μm et demeure attachée par une petite charnière d'où son nom de « volet cornéen ». On peut ainsi la soulever et accéder aux couches plus profondes de la cornée, le stroma.

Le laser femtoseconde utilisé pour cette découpe délivre une succession d'impulsions qui déposent l'énergie en des endroits parfaitement contrôlés sur la cornée. Le nombre d'impacts nécessaire impose une cadence de tir élevée de l'ordre du kilohertz.

La brièveté des impulsions permet d'atteindre des puissances très élevées pour une énergie délivrée modeste. Selon les modèles de laser utilisés, la durée des impulsions est comprise entre 200 et 800 femtosecondes (fs) pour une énergie de l'ordre du microjoule. La surface de focalisation du faisceau laser au niveau de l'impact est d'environ $10 \mu\text{m}^2$.

Dans ces conditions, il n'y a pas d'effet thermique, les atomes ne bougent pas mais ils sont ionisés. L'interaction du rayonnement avec la matière est telle qu'il y a alors formation d'un plasma (mélange d'ions et d'électrons) et d'une onde de choc dans la matière. L'expansion du plasma vaporise la matière par sublimation et forme une bulle de cavitation (bulle de gaz) qui diffuse et crée une zone de dissection localisée. Ce mécanisme est appelé "photodisruption".

En espaçant judicieusement les impacts laser, entre 5 à 12 μm , de manière contiguë et régulière, le chirurgien réalise une dissection nette et précise de la cornée (figure 8).

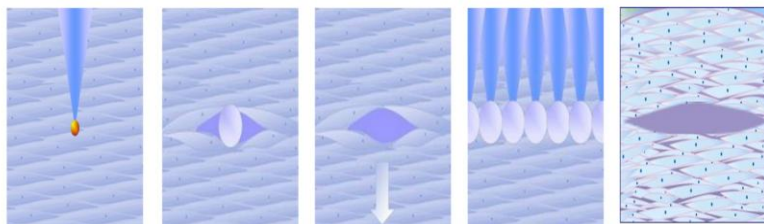


Figure 8 : Illustration des cinq étapes du phénomène de disruption dans le stroma cornéen

1. Lieu de focalisation contrôlé du faisceau laser dans le stroma
2. Formation d'un plasma ionisé
3. Le plasma s'étend et forme une bulle de cavitation qui sépare le stroma cornéen.
4. Juxtaposition et espacement des impacts successifs du faisceau laser
5. Dissection nette du volet cornéen

Le volet obtenu avec le laser femtoseconde a l'avantage d'être lisse, homogène, régulier et prédictible. Les menaces inflammatoires et infectieuses sont réduites.

2ème étape : le traitement de la cornée par ablation de matière

Le chirurgien réalise avec un laser excimer l'ablation d'un petit volume de matière dans le stroma, de forme et d'importance variable en fonction du défaut à traiter. Pour corriger la myopie, on enlève en général de 60 à 130 μm au centre de la cornée sur un diamètre de 5 à 7 mm.

L'effet ablatif est obtenu avec des lasers de longueur d'onde très énergétique comme les lasers émettant dans l'ultraviolet (tableau 5). L'énergie des photons est alors suffisante pour casser des liaisons dans les molécules (tableau 6). Les composants sont gazéifiés et vaporisés. L'ablation de tissu est réalisée sans lésion thermique.

Après l'ablation, le chirurgien replace doucement le volet cornéen qui retrouve sa place initiale.

Laser type	Wavelength (nm)	Photon energy (eV)
ArF	193	6.4
KrF	248	5.0
Nd:YLF (4ω)	263	4.7
XeCl	308	4.0
XeF	351	3.5
Argon ion	514	2.4
Nd:YLF (2ω)	526.5	2.4
He-Ne	633	2.0
Diode	800	1.6
Nd:YLF	1053	1.2
Nd:YAG	1064	1.2
Ho:YAG	2120	0.6
Er:YAG	2940	0.4
CO ₂	10600	0.1

Tableau 5 : wavelengths and photon energies of selected laser systems

Type of bond	Dissociation energy (eV)
C=O	7.1
C=C	6.4
O-H	4.8
N-H	4.1
C-O	3.6
C-C	3.6
S-H	3.5
C-N	3.0
C-S	2.7

Tableau 6 : dissociation energies of selected chemical bonds. Data according to Pauling (1962)

Durée d'interaction	Processus d'interaction
> 100 ms	Interaction photothermique et photobiostimulée
$\sim 10^{-5}$ s – 1 s	Interaction photothermique
$\sim 10^{-9}$ s – 10^{-7} s	Photoablation
$\sim 10^{-12}$ s – 10^{-8} s	Interaction photochimique
$\sim 10^{-13}$ s – 10^{-10} s	Interaction par création de plasma
$< 10^{-12}$ s	Photodisruption

Tableau 7 : tableau résumant les différents types d'interaction rayonnement-matière en fonction de la durée d'interaction.

DOCUMENT n° 6 : Grandeurs physiques utiles et données

Grandeurs physiques relatives à l'énergie d'un faisceau laser

- Surface illuminée par le laser (surface du spot) : S
- L'énergie d'une impulsion (en J) s'exprime en fonction de la puissance (en W) du laser et la durée τ de l'impulsion (en s) par la relation :

$$E = P \times \tau$$

- Irradiance : I (en W.cm^{-2})

$$\text{Irradiance} = \frac{\text{Puissance (W)}}{\text{Surface (cm}^2\text{)}}$$

- Fluence : F (en J.cm^{-2})

$$\text{Fluence} = \frac{\text{Puissance (W)} \times \text{Durée d'une impulsion (s)}}{\text{Surface (cm}^2\text{)}}$$

Données

- Sous-multiple : f (femto) : 10^{-15} soit $1 \text{ fs} = 10^{-15} \text{ s}$
- Multiple : T (tera) : 10^{12}
- $1 \text{ J} = 1,6 \cdot 10^{19} \text{ eV}$
- Constante de Planck : $h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J.s}$