

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
6 octobre 2016 (06.10.2016)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2016/156760 A1

- (51) Classification internationale des brevets :
A61F 9/008 (2006.01)
- (21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2016/050754
- (22) Date de dépôt international :
1 avril 2016 (01.04.2016)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :
1552791 1 avril 2015 (01.04.2015) FR
- (71) Déposants : ALPHANOV CENTRE TECHNOLOGIQUE OPTIQUE ET LASERS [FR/FR]; rue François Mitterrand, 33400 Talence (FR). CENTRE HOSPITALIER UNIVERSITAIRE DE BORDEAUX [FR/FR]; 12, rue Dubernat, 33400 Talence (FR). MORIA LASE [FR/FR]; 15 rue Georges Besse, 92160 Antony (FR).
- (72) Inventeurs : CHASSAGNE, Bruno; 23 rue Marc Sanguier, 33600 Pessac (FR). DELOISON, Florent; 61 rue Servandoni, 33000 Bordeaux (FR). TOUBOUL, David; 5 rue Vital-Carles, 33000 Bordeaux (FR). SALIN, François; 50 rue du Chouiney, 33170 Gradignan (FR). DESLANDES, Pierre; 106 route de Léognan, 33170 Gradignan (FR).
- (74) Mandataires : CHAUVIN, Vincent et al.; Cabinet Harle et Phelip, 14-16 Rue Ballu, 75009 Paris (FR).
- (81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : OPHTHALMIC SURGICAL APPARATUS

(54) Titre : APPAREIL DE CHIRURGIE OPHTALMIQUE

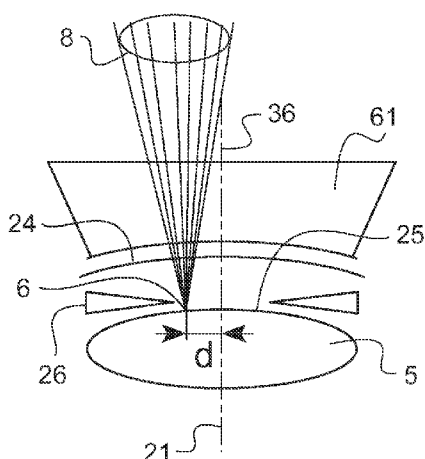


Fig.2

(57) Abstract : The present invention relates to an ophthalmic surgical apparatus which comprises a laser source (1) suitable for emitting a beam of laser pulses (8) with a duration of one picosecond to one nanosecond; an optical focussing system (10) for focussing said beam of laser pulses on a focal point (6); and a system for moving the beam of laser pulses, configured to move said focal point (6) along a predetermined path. According to the invention, the laser source (1) generates a beam of picosecond to nanosecond laser pulses (8), focussed next to a surface (25) of the anterior segment of the eye (4), the focal point (6) being located at a distance d other than zero from an optical axis (21) of symmetry of the anterior segment of the eye (4), the system (30) for moving the beam of laser pulses includes a single degree of freedom of rotation about an axis of rotation (36) so as to move said focal point (6) along a curved path (16) located in an annular area about the optical axis (21) of symmetry of the anterior segment of the eye (4); and the ophthalmic surgical apparatus is configured with a numerical aperture so as to limit the geometric optical aberrations at the focal point (6) and on the entire curved path (16) in said annular area about the optical axis (21) of symmetry of the anterior segment of the eye (4).

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2016/156760 A1



DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT,
LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE,
SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,
GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

— *avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues (règle 48.2.h)*

Publiée :

— *avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))*

La présente invention concerne un appareil de chirurgie ophtalmique comprenant une source laser (1) adaptée pour délivrer un faisceau d'impulsions laser (8) de durée comprise entre la picoseconde et la nanoseconde; un système optique de focalisation (10) pour focaliser ledit faisceau d'impulsions laser en un point focal (6); et un système de déplacement du faisceau d'impulsions laser configuré pour déplacer ledit point focal (6) suivant une trajectoire prédéterminée. Selon l'invention, la source laser (1) génère un faisceau d'impulsions laser (8) picoseconde à nanoseconde, focalisé au voisinage d'une surface (25) du segment antérieur de l'œil (4), le point focal (6) étant situé à une distance d non nulle d'un axe optique (21) de symétrie du segment antérieur de l'œil (4), le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser comporte un seul degré de liberté en rotation autour d'un axe de rotation (36) de manière à déplacer ledit point focal (6) suivant une trajectoire (16) curviligne située dans une zone annulaire autour de l'axe optique (21) de symétrie du segment antérieur de l'œil (4); et l'appareil de chirurgie ophtalmique configuré avec une ouverture numérique de manière à limiter les aberrations optiques géométriques au point focal (6) et sur toute la trajectoire curviligne (16) dans ladite zone annulaire autour de l'axe optique (21) de symétrie du segment antérieur de l'œil (4).

Appareil de chirurgie ophtalmique

Domaine technique

La présente invention se rapporte aux appareils de chirurgie ophtalmique. Plus
5 précisément, l'invention concerne un appareil de chirurgie du segment antérieur de l'œil. En
particulier, l'invention concerne un appareil de chirurgie pour le traitement de la cataracte.

Etat de la technique

La cataracte est une maladie de l'œil, principalement liée à l'âge, qui atteint chaque
année des centaines de milliers de personnes dans le monde. La cataracte produit une
10 opacification progressive du cristallin. Le cristallin est un milieu optique, normalement
transparent, de l'œil qui se présente sous la forme d'une lentille biconvexe située entre la
cornée et la rétine. Le cristallin comporte une capsule, aussi appelée sac cristallin, et un noyau
placé au centre de la capsule. La capsule est reliée par des ligaments à des muscles qui
permettent de modifier la courbure du cristallin. Le cristallin permet ainsi l'accommodation,
15 c'est-à-dire la formation d'images sur la rétine en fonction de la distance de vision.

Le traitement chirurgical de la cataracte est sans doute l'acte de microchirurgie le plus
pratiqué au monde. Ce traitement consiste généralement à extraire le cristallin ou une partie du
cristallin opacifié, et à le remplacer par un implant de cristallin synthétique.

Un premier type de traitement chirurgical repose sur l'utilisation d'outils classiques de
20 chirurgie, tels que scalpels et sur une sonde de phacoémulsification. Cette technique classique
demande au chirurgien un long apprentissage du geste et un niveau d'expertise élevé pour
parvenir à des résultats satisfaisants.

Une opération classique de la cataracte se décompose en plusieurs étapes, réalisées au
moyen d'un ou de plusieurs outils manuels. Un outil de découpe, par exemple un scalpel, est
25 utilisé pour former une ou deux mini-incisions, en général de moins de 2 mm de long, en
périphérie de la cornée, afin de permettre l'introduction des autres instruments de chirurgie au
plus près du cristallin. L'étape de capsulorhexis, ou capsulotomie circulaire, consiste à réaliser
une découpe circulaire ou curviligne de la capsule antérieure du cristallin. Cette découpe est
classiquement réalisée manuellement au moyen d'une pince spéciale. Le diamètre du
30 capsulorhexis est en principe de 5.5 mm. Lors d'une découpe manuelle, le diamètre exact de ce
capsulorhexis peut être difficile à contrôler et une bonne circularité est difficile à obtenir. Cette
étape de capsulorhexis conditionne la sécurité de l'étape suivante de l'extraction du noyau du
cristallin fragmenté par ultrasons. A cet effet, une sonde de phacoémulsification par ultrasons
est introduite à l'intérieur de la capsule cristalline afin de fragmenter le noyau. Un système
35 d'aspiration retire les fragments du noyau. Puis un implant intraoculaire de cristallin est mis en
place dans la partie postérieure de la capsule. La circularité de la découpe et son diamètre
précis sont des éléments très importants dans le positionnement précis de l'implant en
particulier pour les nouveaux implants multifocaux dits implants premium.

Cette technique a bénéficié des avancées technologiques portant sur les phaco-émulsificateurs et sur les implants intraoculaires.

Cette technique s'applique non seulement au traitement de la cataracte, mais aussi à la chirurgie réfractive du cristallin. Il existe en effet des implants spéciaux, dits implants premium, qui permettent de corriger certains défauts de vision tels que l'astigmatisme, la presbytie, l'hypermétropie ou la myopie.

Un deuxième type de traitement chirurgical de l'œil repose sur l'utilisation de lasers femtoseconde.

Les lasers femtoseconde sont couramment utilisés en chirurgie ophtalmique dans la technique LASIK de découpe de la cornée pour le traitement de la myopie.

Plus récemment sont apparus des appareils de chirurgie de la cataracte basés sur un laser femtoseconde. Un laser femtoseconde est un laser qui délivre des impulsions de durée comprise entre 1 et quelques centaines de femtosecondes. Les lasers femtoseconde délivrent des impulsions ultra-brèves et de forte puissance, qui permettent une découpe des tissus oculaires sans échauffement local. Couplé à un système d'imagerie en trois dimensions et à un système robotisé de déplacement de précision micrométrique, un laser femtoseconde permet d'assister, d'optimiser, de sécuriser la chirurgie d'exérèse du cristallin. Un système de chirurgie ophtalmique utilisant un laser femtoseconde garantit une précision du centrage et une reproductibilité du diamètre de capsulorhexis nettement supérieurs à ceux obtenus par des opérations manuelles.

En chirurgie de la cataracte assistée par laser femtoseconde (FLAC), le laser femtoseconde permet de réaliser la découpe de la capsule antérieure du cristallin selon une trajectoire pré-établie, souvent circulaire, et une fragmentation du noyau cristallinien. Cependant, dans certains cas particuliers, on observe que les impacts laser successifs peuvent produire une découpe dont le bord présente un aspect dentelé (ou en timbre poste) du fait de la focalisation du faisceau laser et du décalage spatial du faisceau entre les impacts du laser femtoseconde.

Certains lasers femtoseconde permettent aussi la réalisation d'incisions cornéennes destinées au passage des instruments chirurgicaux ou la réalisation d'incisions limbiques cornéennes visant à traiter des défauts de réfraction, tels que l'astigmatisme. Un tel laser femtoseconde est en général couplé à une sonde de phacoémulsification qui fragmente le noyau en fragments suffisamment petits pour pouvoir être aspirés via une sonde.

La technique FLAC permet en théorie de diriger l'énergie du laser de manière extrêmement focalisée. Cependant, cette focalisation du faisceau laser est en pratique limitée par la présence d'aberrations optiques et/ou de diffusion dues aux milieux optiques traversés, par exemple dans le cas de cataractes dites « blanches ».

De plus, la technique FLAC nécessite une reconnaissance préalable par imagerie des dimensions et positions de la cornée, de l'iris et de l'épaisseur du cristallin. Ces informations sont essentielles pour déterminer la position du point focal du faisceau laser en trois dimensions

afin d'éviter d'endommager la face postérieure de la capsule ou capsule postérieure. Or cette analyse nécessite la mise en œuvre d'un appareil spécial d'imagerie en trois dimensions et le traitement des images acquises prend actuellement plusieurs minutes. Une fois l'acquisition et le traitement d'image tridimensionnelle terminés, le chirurgien valide les repères cibles du laser et déclenche le laser. Pendant ces deux opérations, le laser doit rester couplé à l'œil du patient par une interface d'adaptation œil/machine complexe. L'œil est au préalable immobilisé et la pupille est dilatée par injection de gouttes sur l'œil. Le traitement d'image en différé ne permet pas un contrôle en temps réel des mouvements de l'œil ou de la pupille, ce qui peut poser des difficultés en cas de mouvement incontrôlé de l'œil ou de contraction inopinée de la pupille. De plus la dimension et la rigidité même de la machine à laquelle est attaché le système de couplage à l'œil ne permet pas un déplacement souple et rapide de cette machine relativement à l'œil.

Enfin, le coût des systèmes de chirurgie de la cataracte assistés par laser femtoseconde reste très élevé, sans réduction notable de la durée de l'intervention chirurgicale.

Problème technique

Il existe donc un besoin d'un système de chirurgie ophtalmique, appliqué en particulier au traitement de la cataracte, permettant d'améliorer la qualité et la sécurité des systèmes de chirurgie ophtalmique tout en réduisant la durée d'une intervention de chirurgie ophtalmique et le coût d'une telle intervention.

La présente invention a pour but de remédier à ces inconvénients et concerne un appareil de chirurgie ophtalmique comprenant une source laser adaptée pour délivrer un faisceau d'impulsions laser, un système optique de focalisation disposé sur le trajet optique du faisceau d'impulsions laser, le système optique de focalisation étant adapté pour focaliser ledit faisceau d'impulsions laser en un point focal destiné à être positionné sur une partie du segment antérieur d'un œil et un système de déplacement du faisceau d'impulsions laser configuré pour déplacer ledit point focal suivant une trajectoire prédéterminée.

Selon l'invention, de préférence, la source laser génère un faisceau d'impulsions laser ayant une durée de l'ordre d'une picoseconde à une nanoseconde, le système optique de focalisation est configuré pour focaliser le faisceau d'impulsions laser en un point focal au voisinage d'une surface du segment antérieur de l'œil, le point focal étant situé à une distance d non nulle d'un axe optique de symétrie du segment antérieur de l'œil, le système de déplacement du faisceau d'impulsions laser comporte un seul degré de liberté en rotation autour d'un axe de rotation essentiellement parallèle à l'axe optique de symétrie du segment antérieur de manière à déplacer ledit point focal suivant une trajectoire curviligne située dans une zone annulaire autour de l'axe optique de symétrie du segment antérieur de l'œil et le système optique de focalisation est configuré, par exemple au moyen d'une ouverture numérique limitée, de manière à limiter les aberrations optiques géométriques au point focal et sur toute la trajectoire curviligne dans ladite zone annulaire autour de l'axe optique de symétrie du segment antérieur de l'œil.

Ainsi, l'appareil de chirurgie ophtalmique permet une découpe circulaire par exemple de la capsule antérieure du cristallin. La découpe est très rapide, car elle ne fait intervenir qu'un seul mouvement de rotation. La qualité de cette découpe est excellente du fait de la limitation du champ optique à un unique point de focalisation sur toute la trajectoire curviligne qui facilite grandement la correction des aberrations optiques. Cet appareil permet en outre à l'opérateur ou au chirurgien d'effectuer, via un microscope binoculaire, un contrôle en temps réel du bon déroulement de l'intervention.

De façon particulièrement avantageuse, le système de déplacement du faisceau d'impulsions laser comporte un système optique, disposé sur un chemin optique du faisceau laser en amont ou en aval de la lentille ou du miroir de focalisation, le système optique étant adapté pour recevoir le faisceau laser incident et configuré pour former un faisceau laser dévié angulairement ou translaté par rapport au faisceau laser incident, et dans lequel ledit système optique comporte au moins un composant optique monté mobile en rotation autour dudit axe de rotation de manière à produire une rotation du faisceau laser.

Selon un autre mode de réalisation, le système de déplacement du faisceau d'impulsions laser comporte un prisme disposé sur un chemin optique du faisceau d'impulsions laser, ledit prisme étant monté mobile en rotation autour d'un axe de rotation.

Selon un autre mode de réalisation, le système de déplacement du faisceau d'impulsions laser comporte au moins un miroir disposé sur un chemin optique du faisceau d'impulsions laser, de manière à induire une déviation angulaire et/ou un décalage latéral du faisceau d'impulsions laser, et ledit au moins un miroir étant monté mobile en rotation autour d'un axe de rotation.

De façon avantageuse, le système de déplacement du faisceau d'impulsions laser est configuré pour déplacer ledit point focal suivant une trajectoire circulaire de rayon déterminé.

Selon un aspect particulier et avantageux de l'invention, le système de déplacement du faisceau d'impulsions laser comporte en outre un degré de liberté en translation suivant un axe de translation parallèle à l'axe de rotation, et le système de déplacement est configuré pour déplacer ledit point focal suivant une trajectoire hélicoïdale de section circulaire et de rayon déterminé.

De façon alternative, la trajectoire curviligne est de section elliptique, et de dimensions déterminées et possiblement variables.

De façon particulièrement avantageuse, l'appareil de chirurgie ophtalmique comporte d'une part, un outil manuel comprenant le système optique de focalisation et le système de déplacement du faisceau d'impulsions laser, et, d'autre part, une liaison à fibre optique disposée entre la source laser et l'outil manuel.

Ainsi, l'appareil de chirurgie ophtalmique peut être ajusté rapidement en position et en angle par rapport à l'axe optique de l'œil par la seule main du chirurgien de manière à déplacer, en position et/ou en angle, la trajectoire curviligne à l'intérieur du segment antérieur de l'œil en

déplaçant directement l'outil manuel situé à l'extrémité de la fibre optique et uniquement cet outil manuel, qui constitue ainsi un véritable instrument de chirurgie.

De préférence, l'outil manuel comporte un miroir semi-réfléchissant ou un miroir dichroïque disposé sur le trajet optique du faisceau laser et dans lequel l'outil manuel est adapté pour combiner optiquement un microscope binoculaire de manière à fournir un contrôle visuel en temps réel du segment antérieur de l'œil.

En particulier, cette liaison à fibre optique entre le laser et le système de focalisation peut être souple et filaire, permettant le déport de la source laser. Une liaison à fibre optique permet en outre la flexibilité du système de focalisation qui peut alors être intégré dans un outil manuel pouvant notamment être directement tenu en main par l'opérateur.

Selon un aspect particulier de l'invention, l'appareil de chirurgie ophtalmique comporte en outre un dispositif interface d'adaptation comprenant une lame à faces planes et parallèles et/ou une lame plan-concave, le dispositif interface d'adaptation ayant au moins une surface optique configurée de manière à corriger les aberrations optiques au point focal et sur ladite trajectoire dudit point focal. En option, le dispositif peut comprendre un système adapté pour exercer une succion de faible pression sur l'œil.

Ainsi, l'appareil de chirurgie ophtalmique peut être disposé sur l'œil à traiter, le dispositif interface d'adaptation étant sur le globe oculaire de l'œil.

Avantageusement, l'appareil de chirurgie ophtalmique comporte en outre un dispositif de déclenchement des tirs de la source laser et du système de déplacement du faisceau d'impulsions laser.

Dans un exemple de réalisation, la source laser émet des impulsions laser à une longueur d'onde comprise entre 700 nm et 1350 nm, de préférence entre 1025 nm et 1080 nm.

Avantageusement, la source laser émet des impulsions laser à une cadence de répétition comprise entre 20 kHz et 1 MHz, et de préférence supérieure ou égale à 240 kHz.

Selon un mode de réalisation, la source laser idéalement monomode transverse pulsée est adaptée pour délivrer un faisceau d'impulsions laser de durée comprise entre 1 picoseconde et 100 ps. De façon particulièrement avantageuse, la source laser idéalement monomode pulsé comporte un laser à semiconducteurs ou autre laser adapté pour délivrer un faisceau d'impulsions laser de durée comprise entre 1 picoseconde et 30 ps. De façon optimale la durée (mesurée à mi-hauteur de leur profil temporel) des impulsions au point focal est comprise entre 1ps et 5 ps.

Selon un autre mode de réalisation, la source laser idéalement monomode transverse pulsée est adaptée pour délivrer un faisceau d'impulsions laser de durée comprise entre 0.1 nanoseconde et 10 ns.

L'invention trouvera une application particulièrement avantageuse dans un appareil de chirurgie ophtalmique du segment antérieur de l'œil.

La présente invention concerne également les caractéristiques qui ressortiront au cours de la description qui va suivre et qui devront être considérées isolément ou selon toutes leurs combinaisons techniquement possibles.

Cette description donnée à titre d'exemple non limitatif fera mieux comprendre comment l'invention peut être réalisée en référence aux dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 représente schématiquement une vue générale d'un appareil de chirurgie ophtalmique selon un mode de réalisation de l'invention ;

- la figure 2 représente schématiquement une vue en coupe d'un dispositif interface d'adaptation entre le système laser et l'œil à traiter ;

- la figure 3 représente schématiquement un premier exemple de réalisation d'un système de déplacement du faisceau laser basé sur un prisme tournant ;

- les figures 4A-4E illustrent la combinaison d'un système optique de focalisation et d'un prisme tournant dans différentes orientations du prisme et les positions correspondantes du point focal ;

- la figure 5 représente schématiquement un deuxième exemple de réalisation d'un système de déplacement du faisceau laser basé sur un système de miroirs comprenant un miroir tournant ;

- les figures 6 et 7 représentent des exemples d'images prises par microscopie binoculaire après une intervention de capsulorhexis réalisée au moyen d'un appareil selon un mode de réalisation de l'invention ;

- la figure 8 représente un exemple d'image de microscopie électronique à balayage montrant les berges d'un rhexis dans la capsule cristallinienne.

Description détaillée

Dispositif

De nombreux appareils de chirurgie de la cornée, du type LASIK, ou appareils de chirurgie de la cataracte (FLAC) sont basés sur un laser femtoseconde. On entend ici par laser femtoseconde un laser qui délivre des impulsions lumineuses de durée comprise entre 1 et quelques centaines de femtosecondes. La minimisation de la durée des impulsions est généralement préconisée pour la découpe des tissus transparents du segment antérieur de l'œil. En effet, plus la durée des impulsions laser est longue, plus le dépôt d'énergie est important et risque d'engendrer des effets thermiques. Il est essentiel de minimiser le dépôt d'énergie et d'éviter un échauffement des tissus oculaires susceptible d'entraîner leur endommagement irréversible.

Une constatation faisant partie de la présente invention est que l'ensemble des systèmes utilisant un laser femtoseconde pour la chirurgie de la cataracte sont basés sur un dispositif de déplacement de faisceau configuré pour permettre de focaliser le faisceau en n'importe quel point d'un volume correspondant à une très grande partie du cristallin.

Ces systèmes de l'art antérieur utilisent, d'une part, un système mécanique de déplacement du point focal à six degrés de liberté (trois degrés de liberté en rotation et trois

degrés de liberté en translation) et, d'autre part, un système optique d'imagerie en trois dimensions. Cependant, il est très difficile voire impossible d'obtenir une focalisation exempte d'aberrations optiques géométriques sur un champ image aussi étendu que le volume du cristallin. Des systèmes optiques complexes peuvent être utilisés pour tenter de compenser les
5 aberrations optiques mais on peut aisément montrer qu'il est en pratique impossible de compenser parfaitement l'ensemble des aberrations optiques sur un champ de diamètre variable.

De plus la méthode utilisée dans ces systèmes laser de l'art antérieur nécessite une immobilisation de l'œil pendant une durée très supérieure à la seconde, et en tous cas
10 supérieure à la durée pendant laquelle un patient peut maintenir son œil immobile. Tous les systèmes antérieurs à base de laser femtoseconde utilisent donc un dispositif interface d'adaptation qui applique une pression par succion suffisante pour immobiliser l'œil pendant l'acquisition d'image en 3D et durant l'intervention de chirurgie de la cataracte. Par conséquent, l'immobilisation de l'œil dure en pratique de plusieurs dizaines de secondes jusqu'à plusieurs
15 minutes. Or, la pression de succion exercée sur l'œil est connue pour induire de nombreux effets secondaires dont des hémorragies, une augmentation délétère de la pression intraoculaire ou, dans certains cas, l'apparition d'ulcères.

La présente divulgation propose un appareil de chirurgie ophtalmique dédié en particulier à la découpe de la capsule antérieure du cristallin aussi appelée capsulorhexis.

20 D'une part, cet appareil repose sur l'utilisation d'un laser à impulsions de préférence de durée picoseconde ou nanoseconde, au lieu d'un laser femtoseconde. L'appareil peut aussi fonctionner avec un laser femtoseconde, mais l'appareil est alors plus onéreux.

On entend ici par laser picoseconde, un laser qui délivre des impulsions lumineuses de durée comprise entre 0.1 picoseconde et environ 100 ps. Enfin, on entend par laser
25 nanoseconde, un laser qui délivre des impulsions lumineuses de durée comprise entre 0.1 nanoseconde et environ 100 ns.

Le laser 1 est de préférence un laser monomode transverse.

D'autre part, selon la présente divulgation, le système de déplacement du faisceau laser est limité à un système ayant un seul degré de liberté en rotation. En option, le système de
30 déplacement du faisceau laser peut avoir un, deux ou trois degrés de liberté en translation, d'amplitude limitée. Ainsi, le déplacement du faisceau laser est limité à une trajectoire curviligne située dans un volume restreint, de préférence de forme annulaire ou torique. Le système mécanique de déplacement s'en trouve extrêmement simplifié et le coût de l'appareil s'en trouve réduit. De plus, la limitation de la trajectoire du point de focalisation à un cercle (ce qui
35 correspond optiquement à un champ limité à un point unique) permet de corriger les aberrations optiques au point focal sur la totalité de la trajectoire du faisceau laser car si l'on se place dans le référentiel du point focal l'élément en rotation est immobile. Enfin, la limitation de la trajectoire à un volume restreint permet de supprimer le besoin d'un système d'imagerie en trois dimensions. Un système d'imagerie à deux dimensions de type microscope binoculaire tel que

ceux classiquement présents en salle d'opération suffit pour le suivi et le contrôle en temps réel de la focalisation du faisceau laser sur la totalité de la trajectoire.

En particulier, en limitant la trajectoire du point focal à un cercle centré sur l'axe optique du faisceau laser avant sa déviation par un prisme ou une lentille de focalisation excentrée par exemple, il est possible d'avoir en tout point de la trajectoire exactement le même front d'onde. Il est alors particulièrement facile de corriger le front d'onde puisque la correction en un point entraîne la même corrections pour tous les points à condition de faire tourner l'élément de déviation ou déflexion du laser autour de l'axe optique du laser avant déviation.

L'ensemble des éléments situés sur le trajet du faisceau après déviation peuvent avantageusement être à symétrie de révolution par rapport à l'axe du laser en tout point de la trajectoire de celui-ci dès lors qu'il présente une interface avec un changement d'indice significatif. Une telle surface située après la lentille de focalisation par exemple peut prendre la forme d'un tronc de cône dont l'angle est tel que le rayon principal est toujours perpendiculaire à la surface incidente en tout point de sa trajectoire.

La figure 1 représente schématiquement un appareil de chirurgie ophtalmique 100 selon un mode de réalisation de l'invention. L'appareil est disposé vis-à-vis d'un œil 4 pour une intervention chirurgicale de découpe de la capsule antérieure du cristallin. On a représenté schématiquement une vue en coupe de l'œil 4 d'un patient faisant apparaître quelques éléments anatomiques de l'œil 4 : la cornée 24, le limbe 7 autour de la cornée, l'iris 26 et le cristallin 5. En général, pendant une intervention de capsulorhexis, l'iris 26 est dilaté au maximum. On définit un axe optique 21 de symétrie du cristallin comme étant l'axe passant par le centre de l'iris 26 ou le centre du limbe 7 ou un point situé entre ces deux centres et cet axe optique 21 étant substantiellement perpendiculaire à la surface de la capsule antérieure du cristallin.

L'appareil de chirurgie ophtalmique comporte une source laser 1 reliée de préférence par fibre optique 15 à un outil manuel 40. La fibre optique 15 permet une manipulation aisée de l'outil manuel, tout en laissant la source laser 1 fixe et à distance du patient. La fibre optique permet ainsi de dégager l'espace autour de l'œil 4 du patient. Un opérateur, ou un chirurgien, place l'outil manuel 40 à proximité ou en contact de la cornée 24 de l'œil 4 du patient.

Le laser 1 est avantageusement un laser à impulsions picoseconde ou nanoseconde. Un tel laser est compatible avec la transmission via une fibre optique 15, contrairement à un laser femtoseconde qui délivre une puissance d'impulsions susceptible de détruire la fibre optique 15.

L'outil manuel 40 comporte un système optique 10 de mise en forme du faisceau laser et un système optique 20 de focalisation pour focaliser le faisceau laser 8 en un point focal 6 intraoculaire et plus précisément en un point du segment antérieur de l'œil 4 du patient.

Le système optique 10, 20 comporte par exemple un ou deux systèmes optiques afocaux à lentilles. Le système optique 20 de focalisation est configuré pour focaliser le point focal 6 à proximité de la surface de la capsule antérieure du cristallin et de manière à ce que le

point focal 6 du faisceau laser 8 soit excentré par rapport à l'axe optique 21 de symétrie du cristallin. Ainsi, le faisceau laser 8 incident sur l'œil se propage à travers différents milieux optiques hors d'axe du segment antérieur de l'œil. Plus précisément, le faisceau laser 8 est réfracté par une partie hors d'axe de la cornée 24 et transmis à travers l'humeur aqueuse située entre la face postérieure de la cornée et la capsule antérieure du cristallin 5.

L'outil manuel 40 comporte aussi un système de déplacement 30 du faisceau laser 8 adapté pour déplacer le point focal 6 par rapport à un axe de rotation. Plus particulièrement, le système de déplacement 30 du point focal 6 du faisceau laser est configuré pour contraindre le point focal 6 à suivre une trajectoire 16 curviligne autour d'un axe de rotation. De préférence, le chirurgien dispose l'outil manuel 40 de manière à aligner l'axe de rotation sur l'axe optique 21 de symétrie du cristallin. On suppose ici que l'œil 4 reste fixe, sans nécessairement être immobilisé. De façon particulièrement avantageuse, la trajectoire 16 du point focal 6 du faisceau laser 8 est située sur la surface d'un cylindre ou sur un héliçoïde présentant une symétrie axiale, par exemple de section elliptique ou circulaire et de dimensions ou de diamètre déterminés, l'axe du cylindre étant centré sur l'axe optique 21 de symétrie du cristallin.

En particulier cette trajectoire 16 peut commencer dans le volume du cristallin 5 et finir entre la surface 25 de la capsule antérieure du cristallin et la cornée 24.

De façon avantageuse, l'outil manuel 40 comporte un dispositif interface d'adaptation 60 placé au contact de l'œil à traiter, qui permet de réduire l'angle d'incidence du faisceau 8 sur la cornée 24. L'œil du patient peut être libre ou immobilisé pour une courte durée (en général moins de 1 seconde) au moyen d'une faible succion. L'outil manuel 40 auquel est fixé le dispositif interface d'adaptation 60 forme ainsi un instrument de chirurgie ophtalmique relié par fibre optique à la source laser, ce qui permet une manipulation aisée par le chirurgien.

Dans un mode de réalisation particulièrement avantageux, l'outil manuel 40 comporte aussi une lame semi-transparente ou une lame dichroïque, disposée sur le chemin optique du faisceau laser 8 et qui permet de visualiser directement la capsule antérieure du cristallin et le point focal 6 du faisceau laser ou de coupler optiquement un microscope binoculaire sur le chemin optique du faisceau laser. Un tel microscope binoculaire permet de visualiser simultanément la capsule antérieure du cristallin et le point focal 6 du faisceau laser. Le microscope binoculaire permet ainsi de contrôler en temps réel l'alignement de l'outil manuel 40 par rapport à l'axe optique 21 de symétrie du cristallin, la focalisation du faisceau laser 8 et la découpe de la capsule antérieure du cristallin. Toutefois, la visualisation directe par le chirurgien offre l'avantage de permettre un alignement manuel précis de l'instrument de chirurgie ophtalmique en un temps extrêmement court et la réalisation de la découpe du rhexis en un temps total de moins de quelques secondes ou même d'une seconde.

La figure 2 représente une vue en coupe agrandie d'une partie d'un dispositif interface d'adaptation mis en place au contact de la partie antérieure de l'œil d'un patient. Le dispositif interface d'adaptation comporte ici par exemple une lentille plan-concave 61 dont la face disposée en regard de la cornée 24 a un rayon de courbure supérieur ou égal au rayon de

5 courbure moyen de la cornée 24. Dans un autre mode de réalisation, le dispositif interface d'adaptation comporte une lame à faces planes et parallèles à la place de la lentille plan-concave 61. Le dispositif interface d'adaptation peut être constitué d'un matériau solide ou d'un matériau liquide ou d'une combinaison de matériaux solide et liquide. Ces matériaux doivent être transparents à la longueur d'onde du laser. Il est important de centrer l'axe optique du dispositif interface d'adaptation 60 sur l'axe optique 21 passant par le centre du limbe et/ou le centre de l'iris. De façon avantageuse, un liquide ou un gel peut être placé entre la surface de la cornée 24 et la lentille plan-concave 61 ou la lame à faces planes du dispositif interface d'adaptation, afin de limiter la déviation du faisceau laser 8 par réfraction sur les interfaces entre milieux optiques d'indice de réfraction différents.

10 De préférence, la surface inférieure de l'interface 61 est sphérique ou quasi-sphérique et de rayon de courbure légèrement plus grand que celui de la cornée, généralement compris entre 9 mm et 11 mm et préférentiellement de 10 mm. Ainsi, le contact entre l'instrument de chirurgie ophtalmique et l'oeil est réduit à un seul point ou à une toute petite surface quasi plane ce qui permet un déplacement latéral maximal de typiquement +/- 0.5mm à +/- 1mm afin de compenser un excentrement de l'iris par rapport à l'apex de la cornée tout en maintenant un contact optique avec la cornée. Le réglage d'alignement de l'instrument de chirurgie est effectué par le chirurgien par déplacement manuel de l'instrument de chirurgie ophtalmique sur l'oeil et non pas par déplacement du faisceau laser à l'intérieur de l'appareil comme c'est le cas dans les systèmes basés sur l'utilisation de système de balayage de faisceau de type scanner. Ainsi le faisceau laser décrit un cercle dont la position et l'orientation dans l'oeil peuvent être ajustés par le chirurgien par une simple modification de l'angle et de la position de l'instrument de chirurgie ophtalmique à la surface de l'oeil en un temps inférieur au temps caractéristique des mouvements de l'œil. Il n'est donc pas nécessaire d'immobiliser l'œil.

25 Sur le schéma de la figure 2, le faisceau laser 8 traverse successivement la lentille plan-concave 61, le milieu (air ou milieu liquide d'indice) situé entre la cornée 24 et la face concave de la lentille 61, la cornée 24 et l'humeur aqueuse présente dans la chambre antérieure de l'œil. Le faisceau laser 8 est focalisé en un point focal 6. On observe que le faisceau laser 8 traverse la lentille 61 et la cornée de manière excentrée par rapport à l'axe optique de symétrie de révolution de ces composants optiques, qui est ici confondu avec l'axe optique 21. Toutefois, l'ouverture numérique du faisceau laser 8 est limitée si bien que la zone traversée par le faisceau laser 8 a une étendue spatiale très réduite sur la lentille 61 et sur la cornée 24.

30 L'épaisseur optique de la lentille plan-concave 61 ou du système optique constituant du dispositif interface d'adaptation en contact avec l'oeil peut être très grande. En pratique, l'épaisseur optique du dispositif interface d'adaptation peut atteindre 90% à 98% de la longueur focale du système optique de focalisation. Cette épaisseur peut même atteindre 100% dans le cas où l'élément de focalisation n'est pas en mouvement ou ne fait que des mouvements lents comme dans le cas où c'est le prisme qui permet la déviation par exemple. Dans le cas où la surface immergée permet la focalisation et où également de corriger les aberrations, il faut

conserver un Δn suffisant entre l'indice de l'élément de focalisation et celui du milieu d'immersion. Le remplissage de l'espace séparant la système optique de focalisation de l'oeil par un milieu d'indice de réfraction supérieur à 1 et avantageusement proche de celui de la cornée (dont l'indice de réfraction est de l'ordre de 1.38) permet d'augmenter le tirage, c'est-à-dire la distance du point focal à l'apex d'une lentille, pour un système de focalisation donné sans augmenter la taille physique de la tache focale. De plus, le fait que le système optique de focalisation combiné au dispositif interface d'adaptation travaille en un point unique du champ permet de compenser précisément les aberrations géométriques sur l'ensemble de la trajectoire circulaire y compris pour une lentille plan concave 61 de très forte épaisseur.

Dans un mode réalisation, le dispositif interface d'adaptation comporte une lentille plan-concave ou un système optique à plusieurs dioptries formé d'un assemblage continu de lentilles ou de lames 61 épaisses composé de plusieurs matériaux dont les surfaces adjacentes coïncident et dont les indices sont proches les uns des autres. Préférentiellement le saut d'indice Δn entre deux dioptries successifs est inférieur à 0.1. De plus, les matériaux sont choisis pour avoir un indice de réfraction proche de celui de la cornée ($n=1.38$) typiquement compris entre 1.3 et 1.5, afin de créer un assemblage épais continu optiquement, c'est-à-dire sans interface avec l'air hormis pour l'interface la plus éloignée de l'œil. De manière préférentielle les matériaux solides sont choisis parmi de la silice fondue ($n=1.45$) ou des verres à bas indice ($n<1.51$) ou des polymères tels que le PMMA ($n=1.49$) ou l'acrylic ($n=1.49$), et les matériaux liquides sont choisis parmi de l'eau ($n=1.33$), de l'eau salée ou sucrée ($n=1.33$ à 1.45) ou des gels à base aqueuse. Une ou plusieurs interfaces de assemblage optique épais peuvent être constituées d'un liquide ou d'un gel afin de conserver la continuité optique. Le système optique de focalisation ne travaillant qu'en un seul point du champ optique, il est possible de compenser parfaitement l'aberration sphérique en cet unique point du champ optique malgré la multiplicité des milieux optiques traversés.

Le point focal 6 du faisceau laser 8 est positionné en un point sur la surface de la capsule antérieure du cristallin 5, situé à une distance déterminée d de l'axe optique 21. Par exemple, la distance d entre le point focal 6 et l'axe optique 21 est égale à 2.5 mm. De façon avantageuse, la distance d est ajustable selon les besoins spécifiques d'un patient avant le démarrage des tirs lasers. Par exemple, la distance d est ajustable entre 1 et 4 mm.

Tous les composants optiques et milieux optiques disposés sur le chemin optique du faisceau laser entre la source laser 1 et le point focal 6 participent à la formation du point focal 6. La combinaison des composants optiques de l'appareil de chirurgie ophtalmique avec la partie du segment antérieur de l'œil située entre la capsule antérieure et la face antérieure de la cornée forme ainsi un système optique complet. Plus précisément, les systèmes optiques 10, 20, la lentille plan-convexe 61 et les différents milieux et interfaces optiques de l'œil situés entre la lentille plan-convexe 61 et le point focal 6 déterminent la position et les propriétés du point focal 6 en termes d'optique géométrique.

Les performances optiques géométriques du système optique complet sont facilement limitées par diffraction pour de fortes ouvertures numériques (O.N. au moins égale à 0.4) et *a fortiori* pour de faibles ouvertures numériques (O.N. typiquement inférieure à 0.2, de préférence comprise entre 0.05 et 0.15 par exemple de l'ordre de 0.1), car la focalisation dans le plan image a un champ unique tout en ayant une distance de travail importante (par exemple distance de travail entre le système optique de l'outil manuel 40 et le point focal 6 supérieure à 20 mm pour une ON supérieure ou égale à 0.4).

En pratique, l'étendue spatiale du faisceau laser 8 à travers la lentille plan-concave 61 et les milieux du segment antérieur de l'œil est très faible (voir figure 2). Il est ainsi possible de réduire ou même d'annuler les aberrations géométriques au point focal 6.

Comme indiqué plus haut, l'appareil de chirurgie ophtalmique comporte un système de déplacement 30 du faisceau laser 8 adapté pour déplacer le point focal 6 par rapport à un axe 36. Par exemple, système de déplacement 30 du faisceau laser 8 est un système opto-mécanique de déplacement de faisceau. Plus particulièrement, le système de déplacement 30 du point focal 6 du faisceau laser est configuré pour contraindre le point focal 6 à suivre une trajectoire curviligne qui présente une symétrie de révolution autour d'un axe de rotation 36. De préférence, le chirurgien dispose l'outil manuel 40 de manière à aligner l'axe de rotation 36 sur l'axe optique 21 passant par le centre de l'iris 26 et/ou du limbe 7. On suppose ici que l'œil 4 reste fixe, sans nécessairement être immobilisé. De façon particulièrement avantageuse, la trajectoire du point focal 6 du faisceau laser 8 est située sur la surface d'un cylindre ou sur une hélicoïde présentant une symétrie axiale, par exemple de section elliptique ou circulaire et de dimensions ou de diamètre/ déterminés, l'axe du cylindre 20 étant centré sur le centre de l'iris et/ou du limbe.

Dans un mode de réalisation, le système optique 10 ou au moins un élément du système optique 10 est monté sur une monture mobile permettant la rotation du faisceau autour d'un axe de rotation avec une translation et/ou une inclinaison du faisceau laser par rapport à cet axe de rotation. En alignant l'axe de rotation 36 du faisceau laser sur l'axe optique 21 du cristallin, le faisceau laser 8 effectue une rotation autour l'axe optique 21 de symétrie du cristallin.

A titre d'exemple, le système de déplacement est configuré pour que le point focal 6 se déplace suivant une trajectoire circulaire de diamètre égal à 4 mm et centrée sur l'axe optique 21. La trajectoire du point focal 6 reste ainsi dans un plan transverse à l'axe de rotation 36 du faisceau laser dévié. On peut ainsi réaliser une découpe circulaire de la surface 25 de la capsule antérieure du cristallin 5. La rotation, à une vitesse comprise entre 30 Hz et 350 Hz est combinée à une translation axiale, à une vitesse de déplacement en z de 100 $\mu\text{m/s}$ à 1250 $\mu\text{m/s}$. La trajectoire du faisceau laser effectue ainsi un hélicoïde de 200 μm de hauteur sur une durée d'environ 150 ms, avec une cadence de répétition des impulsions supérieure ou égale à 240kHz, par exemple de 500 kHz.

De cette manière, lors du déplacement du point focal 6 du faisceau laser 38 suivant une trajectoire circulaire, le faisceau laser 8 traverse la lentille plan-concave 61 dans une zone annulaire située à une distance constante de l'axe optique cette lentille plan-concave 61. De manière analogue, le faisceau laser traverse chaque interface ou milieu optique du segment
5 antérieur de l'œil à une distance de l'axe optique 21 qui reste constante, quel que soit le point focal 6 sur toute la trajectoire du faisceau optique centrée sur cet axe optique 21. Ainsi, les zones traversées par le faisceau laser dans les différents composants et milieux optiques sont centro-symétriques par rapport à l'axe optique 21. Le déplacement du point focal suivant une trajectoire centrée sur l'axe optique 21 permet d'assurer que le point focal 6 présente les
10 mêmes propriétés optiques géométriques sur toute la trajectoire. Il est ainsi possible de minimiser ou même de corriger les aberrations géométriques non seulement en un point de focalisation 6, mais sur toute une trajectoire curviligne centrée sur l'axe optique 21. Cette spécificité permet d'obtenir une tache focale de dimension très proche de la limite de diffraction (typiquement de diamètre inférieur à 1.2 fois la limite de diffraction) tout en utilisant une
15 ouverture numérique limitée tout en conservant une dimension de tache focale inférieure à 6 μm .

De façon particulièrement avantageuse, le dispositif interface d'adaptation 60 comporte au moins une zone annulaire, sur laquelle le faisceau laser 8 est incident, cette zone annulaire contribuant à la correction des aberrations optiques géométriques au niveau du point focal 6
20 intraoculaire.

Ainsi, l'appareil est parfaitement corrigé des aberrations optiques au point focal 6, sur toute la trajectoire du faisceau laser, cette trajectoire étant une trajectoire annulaire de diamètre déterminé.

La figure 3 représente un système de déplacement du faisceau laser selon un premier
25 mode de réalisation, basé sur un prisme tournant. Un prisme 31 est placé, à l'intérieur de l'outil manuel 40, sur le chemin optique du faisceau laser 8. Le prisme 31 reçoit un faisceau laser 8 incident et transmet un faisceau laser 38 dévié. En effet, la traversée du prisme 31 induit une déviation du faisceau laser, l'angle de cette déviation étant déterminé par les propriétés optiques géométriques du prisme : angle au sommet du prisme 31 et indice de réfraction du
30 matériau formant ce prisme 31. Le prisme 31 est monté mobile en rotation autour d'un axe de rotation 36, par exemple sur une platine tournante. De préférence, l'axe de rotation 36 du prisme est parallèle à l'axe optique du faisceau laser 8 incident sur le prisme tournant 31. La rotation du prisme 31 autour de l'axe de rotation 36 entraîne une rotation R du faisceau laser 38 dévié par le prisme. Par conséquent, dans un plan traverse à l'axe de rotation 36, la trajectoire
35 28 du faisceau laser 38 dévié par le prisme tournant 31 est une trajectoire circulaire autour de l'axe de rotation 36. Dans un plan transverse à l'axe de rotation, le rayon de la trajectoire circulaire du faisceau est égal à d .

La figure 4A illustre la combinaison d'un système de focalisation 10 et d'un prisme tournant 31. Le système optique 10 forme l'image d'un point source 18 en un point focal 6. A

titre d'exemple, le système optique 10 comprend deux lentilles disposées de manière à former un système optique afocal. Une extrémité de fibre optique 15, dont l'autre extrémité est reliée à la source laser 1, constitue par exemple le point source 18. Le système afocal 10 peut être configuré pour produire un grandissement déterminé entre le point source 18 et le point focal 6.

5 Le prisme tournant 31 est disposé entre le système de focalisation 10 et le point focal 6. Le prisme 31 entraîne une déviation du faisceau laser 38, et donc un décentrement du point focal par rapport à l'axe optique du faisceau laser incident sur le prisme. Par conséquent, la rotation du prisme tournant 31 autour de l'axe du faisceau laser 8 entraîne un déplacement du point focal 6 suivant une trajectoire circulaire dans un plan transverse à l'axe de rotation 36 du prisme
10 31.

Les figures 4B-4E illustrent de manière détaillée la combinaison d'un système de focalisation 10 et d'un prisme tournant 31, dans différentes orientations du prisme tournant 31, en projection dans le plan des figures 4B-4E. Sur la figure 4B, l'angle de rotation du prisme 31 autour de l'axe de rotation 36 est égal à 0 degré, le point focal 6 est situé dans le plan de la figure 4B, au dessus de l'axe de rotation 36. Sur la figure 4C, l'angle de rotation du prisme 31
15 autour de l'axe de rotation 36 est égal à 90 degrés, le point focal 6 est situé dans un plan transverse au plan de la figure 4C. Sur la figure 4D, l'angle de rotation du prisme 31 autour de l'axe de rotation 36 est égal à 135 degrés, le point focal 6 est situé dans le plan formant un angle de 135 degrés avec le plan de la figure 4D. Sur la figure 4E, l'angle de rotation du prisme
20 31 autour de l'axe de rotation 36 est égal à 180 degrés, le point focal 6 est situé dans le plan de la figure 4E, au dessous de l'axe de rotation 36. Sur chaque figure 4B-4E, le faisceau laser 38 dévié est focalisé en un point focal 6 qui se déplace autour de l'axe de rotation 36, en fonction de l'angle de rotation du prisme tournant 31. La rotation R du prisme tournant 31 entraîne un déplacement du point focal 6 dans un plan transverse à l'axe de rotation 36. Quel que soit
25 l'angle de rotation du prisme, le point focal 6 reste à une distance constante de l'axe 36. De plus l'ouverture numérique du faisceau incident sur le prisme et l'angle au sommet dudit prisme étant faibles, les aberrations géométriques dues au prisme restent faibles et constantes le long de la trajectoire 16 ce qui permet leur compensation.

La figure 5 représente un système de déplacement du faisceau selon un deuxième
30 mode de réalisation, basé sur un système opto-mécanique à miroir tournant. A titre d'exemple, le système de déplacement de la figure 5 comporte un système de miroirs comprenant un premier miroir plan 34 et un second miroir concave 35 de type conique. Le miroir plan 34 est incliné par rapport à l'axe optique du faisceau laser incident, de manière à renvoyer le faisceau laser 8 vers le second miroir concave 35. Le second miroir concave 35 réfléchit le faisceau laser
35 reçu du premier miroir 34, et forme un faisceau laser 38 qui est ainsi décalé et/ou dévié par rapport à l'axe optique du faisceau laser 8 incident. Le premier miroir 34 est monté mobile en rotation autour d'un axe de rotation 36, de préférence aligné sur l'axe optique du faisceau laser 8 incident et aligné sur l'axe du second miroir 35 conique. La rotation du miroir 34 entraîne la rotation du faisceau laser 38 autour de l'axe de rotation 36. Le second miroir 35 réfléchit le

faisceau laser de manière centro-symétrique par rapport à l'axe de rotation 36. Ainsi, le point focal 6 suit une trajectoire circulaire 16 autour de l'axe de rotation 36 avec la même vitesse de rotation R que la vitesse de rotation du premier miroir 34.

5 Dans les cas illustrés sur les figures 3 à 5, la combinaison d'une déviation angulaire du faisceau laser et d'une rotation de ce faisceau laser dévié produit un déplacement du faisceau laser 38 dévié suivant un cône de section circulaire. Le point focal 6 du faisceau d'impulsions laser suit une trajectoire 16 curviligne à l'intérieur d'une zone annulaire autour de l'axe optique 21 du cristallin. Cette zone annulaire est limitée par un volume délimité, d'une part, entre deux cônes coaxiaux de sections circulaires et de diamètres différents, l'axe de ces cônes étant
10 confondu et, d'autre part, entre deux plans transverses à l'axe desdits cônes.

Dans un autre mode de réalisation, le système de focalisation comporte une lentille asphérique excentrée. De préférence, la lentille du dispositif d'interface a une surface plane du côté du système de focalisation. Dans ce cas, les aberrations géométriques sont réduites essentiellement à de l'aberration sphérique et un résidu négligeable de coma d'excentrement.
15 La lentille asphérique du système de focalisation peut être configurée pour corriger parfaitement ces aberrations en tout point de la trajectoire circulaire 16 du point focal.

De façon particulièrement avantageuse, la combinaison d'un système de focalisation comportant une lentille asphérique travaillant hors d'axe et d'un dispositif d'interface patient comportant une lentille très épaisse présentant une surface supérieure plane permet
20 d'augmenter le tirage du système de focalisation d'environ 40 % et ainsi d'éloigner fortement le système de focalisation de l'œil. Avantageusement, cette lentille peut même être détournée de manière excentrée par rapport à l'axe optique de la lentille. Par exemple, l'excentrement de l'axe optique de la lentille par rapport à l'axe de rotation de la monture est environ égal au rayon du cercle que l'on souhaite décrire. On peut ainsi faire tourner cet élément autour de son centre
25 géométrique qui correspond alors à l'axe optique du faisceau incident car c'est toujours la même surface de la lentille qui est traversée par le rayon incident. L'instrument de chirurgie ophtalmique ainsi obtenu est très compact et ergonomique. L'instrument de chirurgie ophtalmique peut ainsi être utilisé par le chirurgien, qu'il soit droitier ou gaucher, sur l'œil droit comme sur l'œil gauche, en passant par dessus la pommette, l'arcade sourcilière ou même au
30 dessus du nez du patient tout en préservant une vision directe, à la verticale, non altérée de l'œil du patient.

La vitesse de rotation d'une platine tournante est en général comprise entre 10 Hertz et plusieurs centaines de Hertz. Dans un exemple de réalisation, la vitesse de rotation est égale à 250 Hertz, ce qui permet de réaliser un tour en 4 millisecondes.

35 L'appareil peut comporter un dispositif de déclenchement synchronisé de l'émission des impulsions laser et du système de déplacement du faisceau laser. Le dispositif de synchronisation peut par exemple être commandé par l'opérateur au moyen d'une pédale.

De façon alternative, la rotation du système de déplacement 30 est lancée à une fréquence de rotation définie, par exemple de quelques dizaines de Hertz. Puis, l'opérateur déclenche les tirs d'impulsions laser en combinaison avec la rotation du faisceau laser.

Avantageusement, le système optique de mise en forme du faisceau comporte un diaphragme de champ qui détermine l'ouverture numérique du faisceau entre le système de déplacement du faisceau laser et le point focal 6. En pratique, l'ouverture numérique est ajustée entre les valeurs de 0,05 et 0,45. La distance entre le point focal et l'interface d'adaptation étant inférieure ou égale à environ 20 mm, l'étendue spatiale du faisceau laser 8 sur les composants optiques de l'interface d'adaptation est limitée, ce qui permet de réduire les aberrations optiques géométriques au point focal 6.

L'appareil de chirurgie ophtalmique ainsi formé permet d'obtenir un point focal 6 ayant des dimensions proches de la limite de diffraction sur toute la trajectoire 16. On observe en pratique que, sur toute la trajectoire 16, le faisceau laser au point focal 6 est symétrique par rapport à l'axe du dispositif interface d'adaptation. La taille du faisceau au point focal à $1/e^2$ est comprise entre quelques microns et quelques dizaines de microns en fonction de l'ouverture numérique choisie. Par exemple, pour une ouverture numérique de 0.12, la dimension de la tache focale dans l'oeil est d'environ 6 micromètres. Afin de conserver une superposition des impacts laser pour assurer une découpe lisse, la vitesse de rotation est choisie de l'ordre de 100 Hz et la vitesse de déplacement en translation parallèlement à l'axe de rotation de 1 mm/s dans l'œil ce qui permet de limiter la durée totale de l'intervention chirurgicale à environ 1 s, ce qui est inférieur au temps caractéristique des mouvements d'un oeil normal.

Cet appareil permet de réaliser des découpes circulaires régulières, continues, ultra rapides et reproductibles. L'analyse de microscopie montre une qualité de découpe plus régulière et moins rugueuse que celle obtenue avec les lasers femtoseconde commerciaux actuels. Cet appareil de chirurgie laser permet ainsi de réaliser une découpe circulaire de la capsule antérieure du cristallin en un laps de temps d'une durée inférieure à une seconde, voire inférieure à un dixième de seconde.

Un appareil de chirurgie ophtalmique à laser ainsi dédié à la découpe du rhexis est relativement peu coûteux, car il ne requiert pas de système d'acquisition et de traitement d'image en trois dimensions.

Les figures 6 à 8 illustrent des exemples de réalisation de découpes de capsule cristallinienne réalisées sur un œil de porc entier prélevé post-mortem.

Sur les images par microscope binoculaire des figures 6 à 8, les cristallins ont été colorés, ce qui a pour effet de colorer uniquement la capsule et d'augmenter le contraste avec les autres éléments du cristallin. Sur ces figures 6-8, on observe la partie supérieure 25 de la capsule cristallinienne, l'intérieur du cristallin 50 et le rhexis 51 dans la partie centrale. Les cercles en tirets indiquent la position idéale de cercles parfaits correspondant respectivement à la découpe de la capsule 150, la découpe du cristallin 250 et les bords du rhexis 350.

Les découpes illustrées sur les figures 6 à 8 ont ensuite été déshydratés pour être observées au microscope binoculaire. On observe que les découpes répondent aux critères de précision, de reproductibilité et de qualité recherchés. L'écart entre la découpe réelle et un cercle parfait est faible. Même dans le cas où les découpes ne sont pas parfaitement circulaires (Figure 9), les découpes sont extrêmement régulières. Les découpes de la capsule du cristallin sont continues et ne présentent pas de refends apparents.

Or les refends du capsulorhexis sont réputés être à l'origine d'une grande partie des complications immédiates ou ultérieures de ce type d'intervention. Le refend de capsulorhexis peut avoir des conséquences très néfastes sur l'extraction du cristallin ou la mise en place de l'implant intraoculaire et sa stabilité dans le temps.

A fort grossissement (x1000), sur la figure 8, on observe les berges 150 de la capsule et la tranche 250 découpée dans l'épaisseur du cristallin.

Ces découpes 150, 250 sont d'excellente qualité et ne présentent aucun refend. Les découpes sont régulières et globalement bien lisses. Même à fort grossissement, aucune rugosité qui pourrait être due à un effet de découpe laser en timbre-poste n'est observé, contrairement à ce qui a souvent été constaté pour une découpe au laser femtoseconde.

Dans certains cas, on observe quelques irrégularités de surface. La tranche de la découpe reste cependant de très bonne qualité dans l'épaisseur de la capsule. Parfois, le rhexis peut paraître encore accroché cependant une très légère traction au moyen d'une pince permet facilement l'extraction de ce rhexis.

Différents essais ont été réalisés, avec une cadence de tirs laser de 100kHz et une vitesse de rotation du faisceau laser de 40 Hz par exemple. On définit le taux de recouvrement comme étant le rapport entre la surface d'intersection entre deux impacts laser adjacents et la surface d'impact d'un de ces tirs laser. Le taux de recouvrement dépend notamment de la surface d'impact d'un tir laser, de la cadence de répétition des impulsions laser et de la vitesse de rotation du déplacement du faisceau laser. Même avec un taux de recouvrement inférieur à environ 50%, la découpe reste continue et régulière.

La compréhension actuelle de ces résultats est que la durée des impulsions picoseconde ou nanoseconde permet de mettre à profit simultanément des effets mécaniques de disruption, liés à l'énergie des impulsions laser, et des faibles effets thermiques très localisés, liés au dépôt thermique de ces impulsions laser. Au contraire, des impulsions femtoseconde produisent des effets uniquement de disruption, ce qui expliquerait les bords irréguliers produits par une découpe par laser femtoseconde. Néanmoins, les effets thermiques restent suffisamment limités pour ne pas endommager les tissus oculaires situés autour de la découpe. De manière préférentielle la source laser est configurée pour produire une partie faible mais non-négligeable (typiquement 5 à 40%) de son énergie dans un support temporel de durée comprise entre 50 ps et 500 ps. Avantagusement la source laser produit des impulsions dont 60% à 90% de l'énergie est comprise dans un profil temporel de durée inférieure à 5 ps et

dont le reste de l'énergie s'étale selon un profil grossièrement gaussien sur une durée comprise entre 50 ps et 100 ps.

Des essais de reproductibilité ont été menés sur de nombreux échantillons tests, prélevés sur des animaux post-mortem.

5 Les résultats obtenus pour la découpe de capsule cristallinienne sont d'excellente qualité. On obtient en effet une découpe qui présente des berges pratiquement aussi régulières qu'une découpe manuelle, la découpe étant curviligne, avec un rayon de courbure constant ou
10 quasiment constant sur toute la trajectoire et comparable esthétiquement à une découpe manuelle et donc plus régulières que des coupes obtenues par laser femtoseconde. De plus, la découpe présente les avantages de circularité analogues à celles obtenues avec un laser femtoseconde.

La découpe est rapide et peut être terminée dans une durée comprise entre 150 ms à quelques centaines de millisecondes.

15 Le dispositif ne requiert pas de système d'imagerie en trois dimensions coûteux et chronophage. Ainsi, l'intervention est plus rapide qu'avec un appareil de chirurgie laser femtoseconde.

D'autres applications de cet appareil laser picoseconde ou nanoseconde à la chirurgie ophtalmique sont envisagées pour la chirurgie du segment antérieur de l'œil. En particulier, cet
20 appareil laser peut trouver des applications pour les interventions sur la cornée visant à corriger la presbytie, l'astigmatisme ou encore dans les opérations de greffe ou d'implantation d'anneaux intra-cornéens.

L'utilisation d'une source laser nanoseconde ou picoseconde réduit considérablement le coût de la source. D'autre part, les technologies de laser nanoseconde ou picoseconde sont de plus éprouvées, intégrées et donc généralement de plus en plus robustes.

25 D'autre part, l'utilisation d'une source laser nanoseconde ou picoseconde est compatible avec une sortie fibrée, contrairement à un laser fs. L'utilisation d'une source laser fibrée permet d'améliorer la qualité spatiale du faisceau laser. De plus, l'utilisation d'une source laser fibrée permet de proposer un appareil compact et flexible.

30 L'ajustement de la vitesse de déplacement du faisceau laser en fonction de la cadence de répétition du laser et de la durée des impulsions laser permet d'assurer un bon recouvrement des spots laser focalisés, et ainsi d'obtenir une découpe continue, sans refend.

REVENDICATIONS

1. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) comprenant :

- une source laser (1) adaptée pour délivrer un faisceau d'impulsions laser (8) ;
- un système optique de focalisation (10, 20) pour focaliser le faisceau d'impulsions laser (8) en un point focal (6) du segment antérieur d'un œil (4); et
- un système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser configuré pour déplacer le point focal (6) suivant une trajectoire (16) prédéterminée ;

caractérisé en ce que :

- la source laser (1) génère un faisceau d'impulsions laser (8) ayant une durée de l'ordre d'une picoseconde à une nanoseconde ;
- le système optique de focalisation (10, 20) est configuré pour focaliser le faisceau d'impulsions laser (8) en un point focal (6) au voisinage d'une surface (25) du segment antérieur de l'œil (4), le point focal (6) étant situé à une distance d non nulle d'un axe optique (21) de symétrie du segment antérieur de l'œil (4) ;
- le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser comporte un seul degré de liberté en rotation autour d'un axe de rotation (36) de manière à déplacer ledit point focal (6) suivant une trajectoire (16) curviligne située dans une zone annulaire autour de l'axe optique (21) de symétrie du segment antérieur de l'œil (4) ; et
- le système optique de focalisation (10, 20) étant configuré de manière à limiter les aberrations optiques géométriques au point focal (6) et sur toute la trajectoire curviligne (16) dans ladite zone annulaire autour de l'axe optique (21) de symétrie du segment antérieur de l'œil (4).

2. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon la revendication 1 dans lequel le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser comporte un système optique (31, 34, 35) disposé sur un chemin optique du faisceau laser (8), le système optique (31, 34, 35) étant adapté pour recevoir le faisceau laser (8) incident et configuré pour former un faisceau laser (38) dévié angulairement ou translaté par rapport au faisceau laser (8) incident, et dans lequel ledit système optique (31, 34, 35) comporte au moins un composant optique (31, 34) monté mobile en rotation autour dudit axe de rotation (36) de manière à produire une rotation du faisceau laser (38).

3. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon la revendication 2 dans lequel le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser comporte un prisme

(31) disposé sur un chemin optique du faisceau d'impulsions laser (8), ledit prisme (31) étant monté mobile en rotation autour d'un axe de rotation (36).

- 5
4. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon la revendication 2 dans lequel le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser (8) comporte au moins un miroir (34) disposé sur un chemin optique du faisceau d'impulsions laser (8), de manière à induire une déviation angulaire et/ou un décalage latéral du faisceau d'impulsions laser (8), et ledit au moins un miroir (34) étant monté mobile en rotation autour d'un axe de rotation (36).
- 10
5. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon l'une des revendications 1 à 4, dans lequel le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser (8) est configuré pour déplacer ledit point focal (6) suivant une trajectoire (16) circulaire de rayon déterminé.
- 15
6. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon l'une des revendications 1 à 5, dans lequel le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser comporte en outre un degré de liberté en translation suivant un axe de translation parallèle à l'axe de rotation (36), et dans lequel le système de déplacement est configuré pour déplacer ledit point focal (6) suivant une trajectoire hélicoïdale de section circulaire et de rayon déterminé.
- 20
7. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon l'une des revendications 1 à 6, comprenant, d'une part, un outil manuel (40) comprenant le système optique de focalisation (10, 20) et le système de déplacement (30) du faisceau d'impulsions laser, et, d'autre part, une liaison à fibre optique (15) disposée entre la source laser (1) et l'outil manuel (40).
- 25
8. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon la revendication 7, dans lequel l'outil manuel (40) comporte un miroir semi-réfléchissant ou un miroir dichroïque disposé sur le trajet optique du faisceau laser (8) et dans lequel l'outil manuel (40) est adapté pour combiner optiquement un microscope binoculaire de manière à fournir un contrôle visuel en temps réel du segment antérieur de l'œil (4).
- 30
9. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon l'une des revendications 1 à 8, comportant en outre un dispositif interface d'adaptation (60) comprenant une lame à faces planes et parallèles et/ou une lame plan-concave (61), le dispositif interface d'adaptation (60) ayant au moins une surface optique configurée de manière à corriger les aberrations optiques au point focal (6) et sur ladite trajectoire (16) dudit point focal (6).
- 35
- 40

10. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon l'une des revendications 1 à 9, comprenant en outre un dispositif de déclenchement des tirs de la source laser (1) et du système de déplacement (60) du faisceau d'impulsions laser.
- 5 11. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon l'une des revendications 1 à 10, dans lequel la source laser (1) émet des impulsions laser à une longueur d'onde comprise entre 700 nm et 1350 nm, de préférence entre 1025 nm et 1080 nm.
- 10 12. Appareil de chirurgie ophtalmique (100) selon l'une des revendications 1 à 11, dans lequel la source laser (1) émet des impulsions laser à une cadence de répétition comprise entre 20 kHz et 1 MHz.

Fig.1

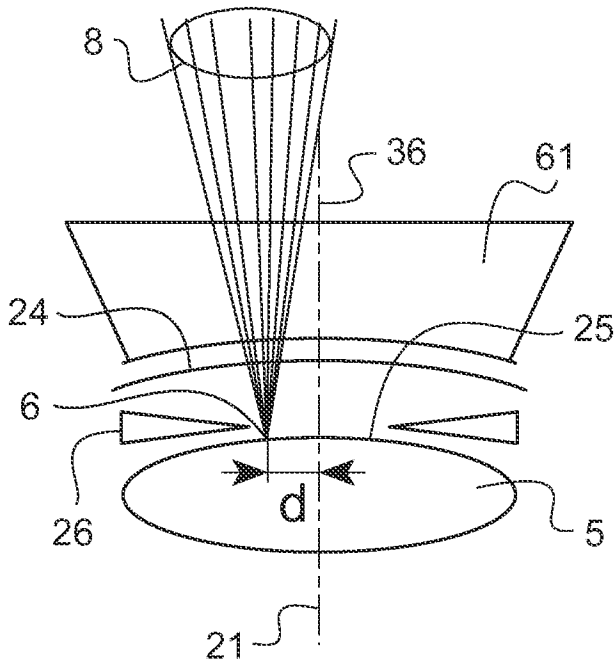
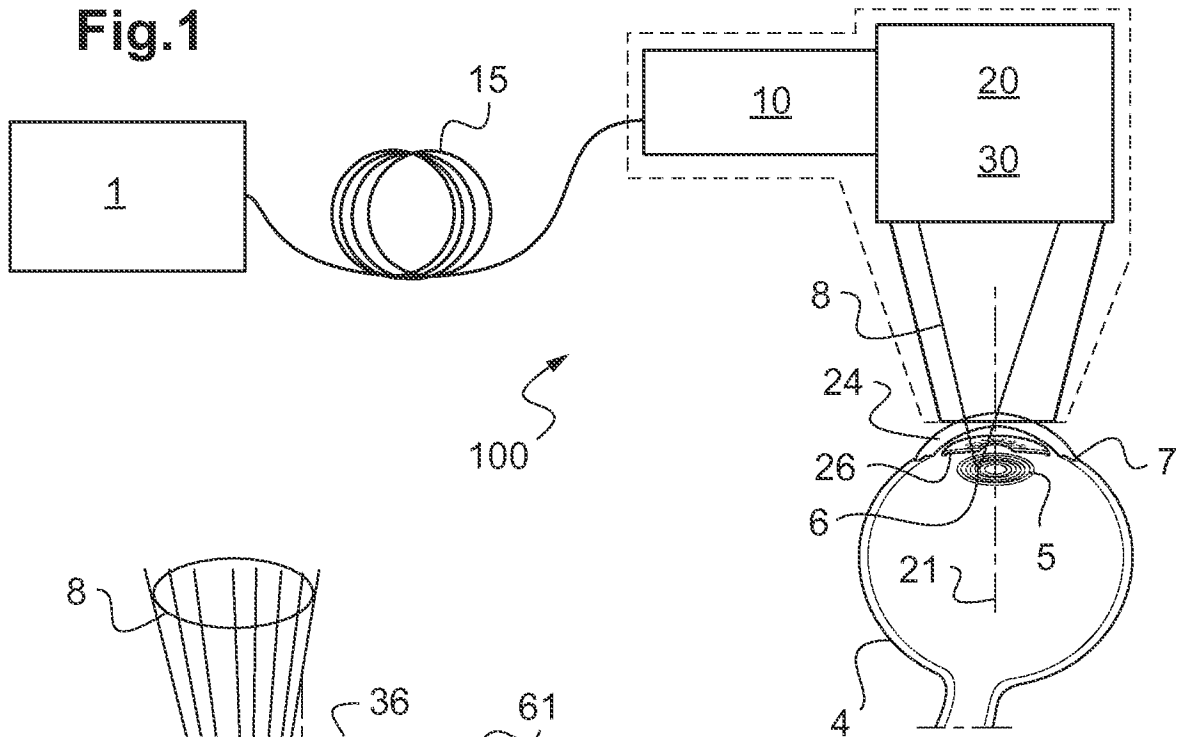


Fig.2

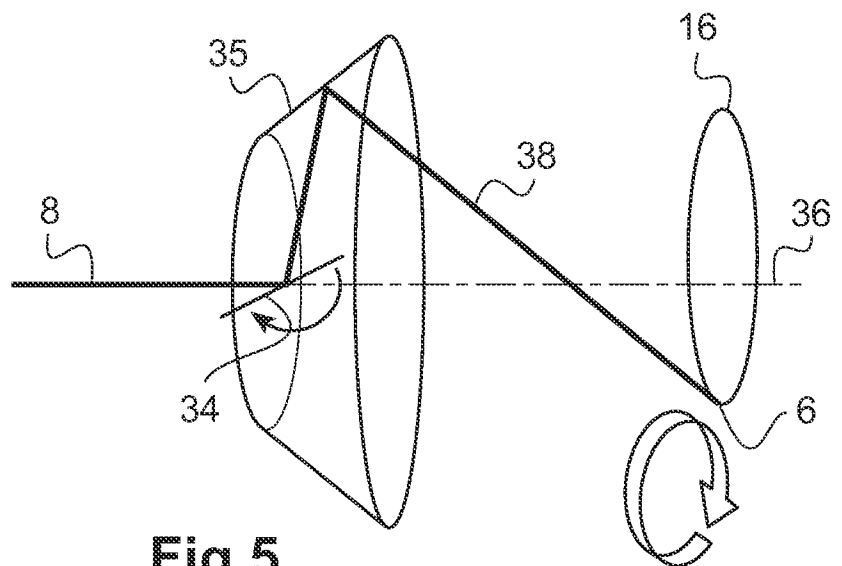


Fig.5

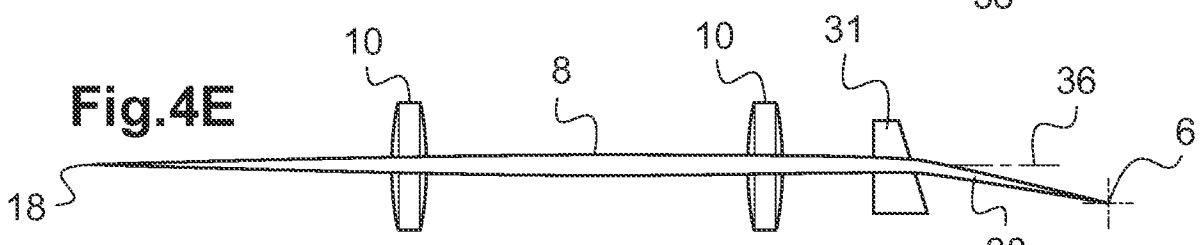
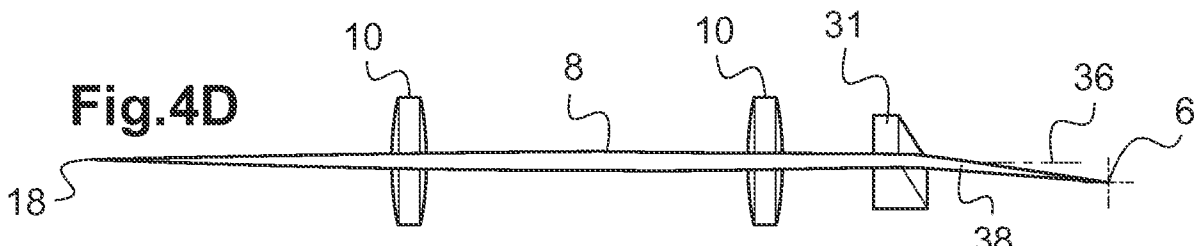
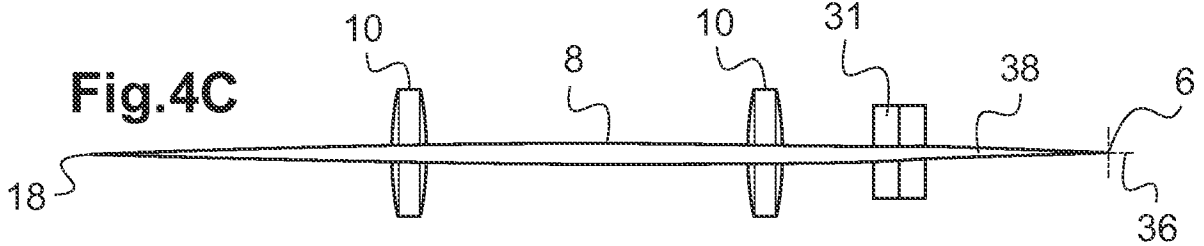
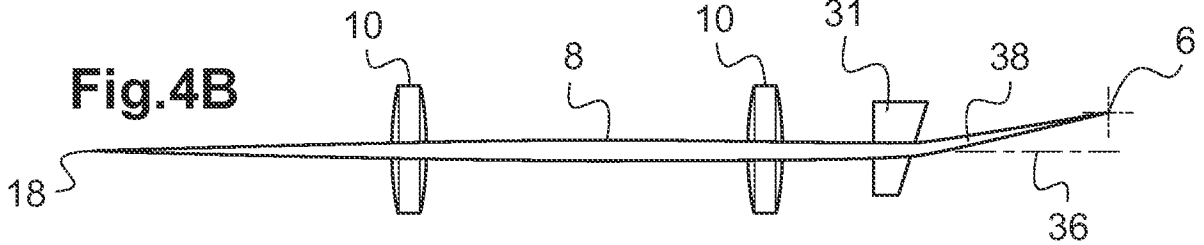
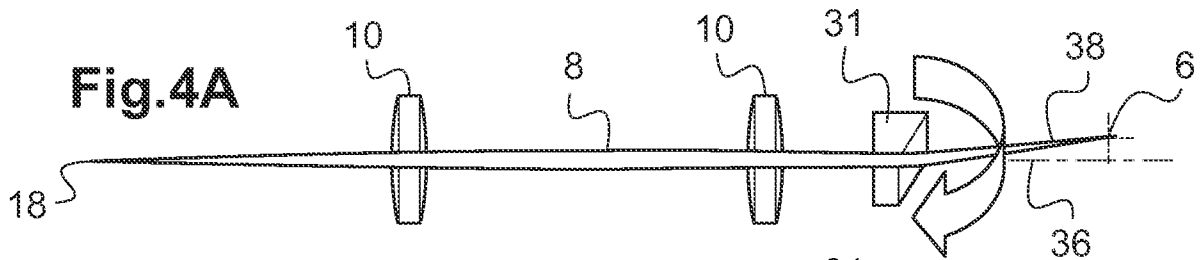
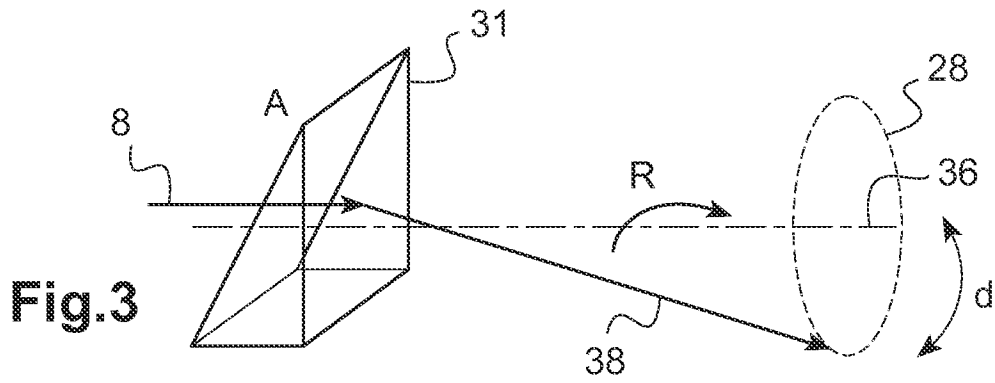


Fig.6

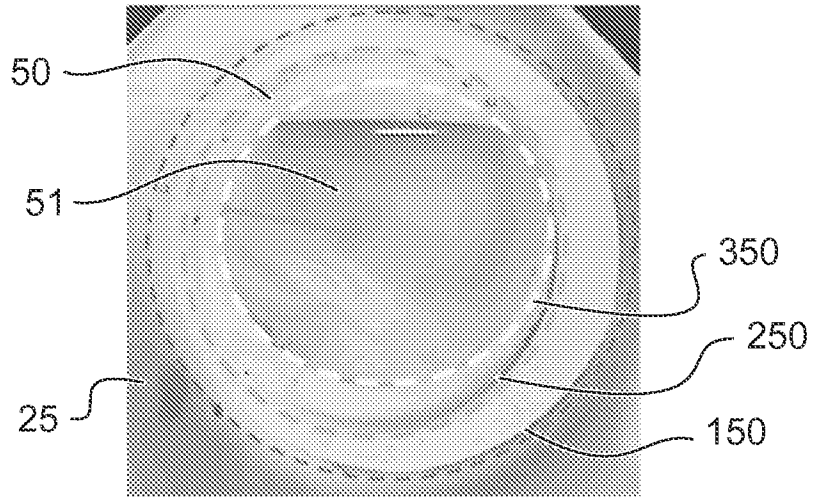


Fig.7

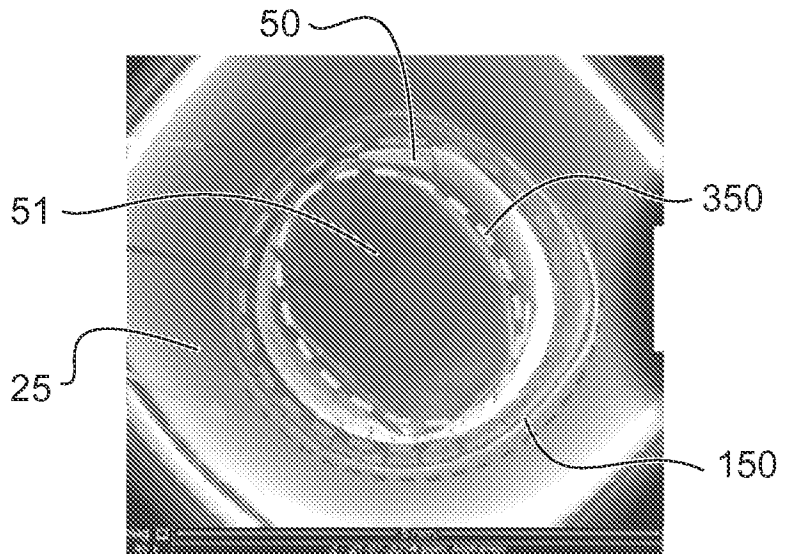
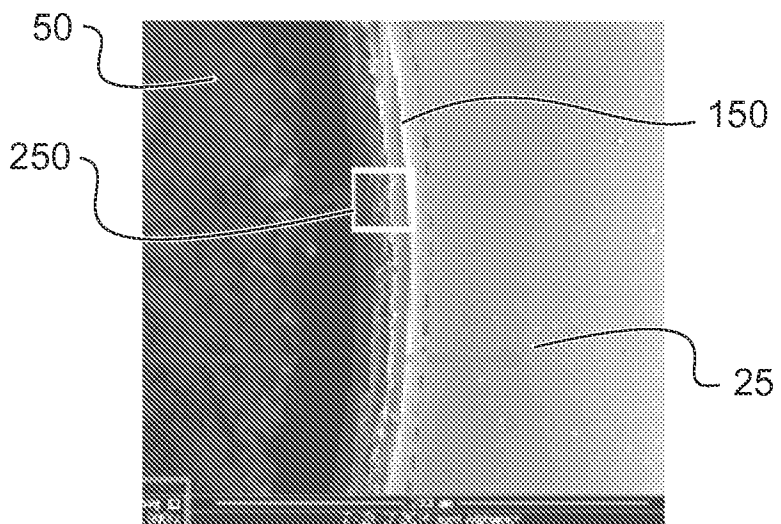


Fig.8



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2016/050754

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61F9/008
ADD.
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2014/018104 A1 (ELENZA INC [US]) 30 January 2014 (2014-01-30) paragraphs [0041] - [0052], [0072], [0074] figure 3A	1-5,7, 9-12
X	DE 10 2010 022298 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 1 December 2011 (2011-12-01) paragraphs [0009], [0018], [0031] - [0036] figure 1	1-3,5-9, 11,12
A	US 2013/158530 A1 (GOLDSHLEGER ILYA [US] ET AL) 20 June 2013 (2013-06-20) paragraphs [0033] - [0038] figure 1	1-12
	----- -/--	

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 22 June 2016	Date of mailing of the international search report 09/08/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Grochol, Jana

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2016/050754

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/000487 A1 (WAVELIGHT GMBH [DE]; VOGLER KLAUS [DE]; DONITZKY CHRISTOF [DE]) 3 January 2013 (2013-01-03) page 8, lines 14-29 page 12, line 4 - page 13, line 19 figure 1	1-12
A	----- WO 2012/170966 A1 (HORVATH CHRISTOPHER [US]; VERA VANESSA [US]) 13 December 2012 (2012-12-13) paragraphs [0065], [0066] -----	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/FR2016/050754

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2014018104	A1	30-01-2014	NONE

DE 102010022298	A1	01-12-2011	DE 102010022298 A1
			EP 2575712 A1
			US 2013072917 A1
			WO 2011147570 A1

US 2013158530	A1	20-06-2013	AU 2012359258 A1
			CA 2857338 A1
			CN 104093383 A
			EP 2779971 A1
			EP 2997940 A2
			JP 2015505710 A
			KR 20140108233 A
			RU 2014129807 A
			TW 201330821 A
			US 2013158530 A1
			US 2015250651 A1
			WO 2013096347 A1

WO 2013000487	A1	03-01-2013	AU 2011372328 A1
			CA 2836973 A1
			CN 103648449 A
			EP 2723283 A1
			JP 5852735 B2
			JP 2014523301 A
			KR 20140023446 A
			RU 2014101457 A
			US 2014107634 A1
			WO 2013000487 A1

WO 2012170966	A1	13-12-2012	AU 2012267481 A1
			EP 2717797 A1
			JP 2014522284 A
			US 2012316544 A1
			US 2016045367 A1
			US 2016089269 A1
			WO 2012170966 A1

<p>A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61F9/008 ADD.</p>		
<p>Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB</p>		
<p>B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE</p>		
<p>Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61F</p>		
<p>Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche</p>		
<p>Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data</p>		
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS</p>		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	WO 2014/018104 A1 (ELENZA INC [US]) 30 janvier 2014 (2014-01-30) alinéas [0041] - [0052], [0072], [0074] figure 3A -----	1-5,7, 9-12
X	DE 10 2010 022298 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 1 décembre 2011 (2011-12-01) alinéas [0009], [0018], [0031] - [0036] figure 1 -----	1-3,5-9, 11,12
A	US 2013/158530 A1 (GOLDSHLEGER ILYA [US] ET AL) 20 juin 2013 (2013-06-20) alinéas [0033] - [0038] figure 1 ----- -/--	1-12
<p><input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents</p>		
<p><input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe</p>		
<p>* Catégories spéciales de documents cités:</p>		
<p>"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p> <p>"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)</p> <p>"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p> <p>"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p>	<p>"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention</p> <p>"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément</p> <p>"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier</p> <p>"&" document qui fait partie de la même famille de brevets</p>	
<p>Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée</p> <p>22 juin 2016</p>		<p>Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale</p> <p>09/08/2016</p>
<p>Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale</p> <p>Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016</p>		<p>Fonctionnaire autorisé</p> <p>Grochol, Jana</p>

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>WO 2013/000487 A1 (WAVELIGHT GMBH [DE]; VOGLER KLAUS [DE]; DONITZKY CHRISTOF [DE]) 3 janvier 2013 (2013-01-03) page 8, lignes 14-29 page 12, ligne 4 - page 13, ligne 19 figure 1</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-12
A	<p>WO 2012/170966 A1 (HORVATH CHRISTOPHER [US]; VERA VANESSA [US]) 13 décembre 2012 (2012-12-13) alinéas [0065], [0066]</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-12

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2016/050754

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 2014018104	A1	30-01-2014	AUCUN	

DE 102010022298	A1	01-12-2011	DE 102010022298 A1	01-12-2011
			EP 2575712 A1	10-04-2013
			US 2013072917 A1	21-03-2013
			WO 2011147570 A1	01-12-2011

US 2013158530	A1	20-06-2013	AU 2012359258 A1	10-07-2014
			CA 2857338 A1	27-06-2013
			CN 104093383 A	08-10-2014
			EP 2779971 A1	24-09-2014
			EP 2997940 A2	23-03-2016
			JP 2015505710 A	26-02-2015
			KR 20140108233 A	05-09-2014
			RU 2014129807 A	10-02-2016
			TW 201330821 A	01-08-2013
			US 2013158530 A1	20-06-2013
			US 2015250651 A1	10-09-2015
			WO 2013096347 A1	27-06-2013

WO 2013000487	A1	03-01-2013	AU 2011372328 A1	16-01-2014
			CA 2836973 A1	03-01-2013
			CN 103648449 A	19-03-2014
			EP 2723283 A1	30-04-2014
			JP 5852735 B2	03-02-2016
			JP 2014523301 A	11-09-2014
			KR 20140023446 A	26-02-2014
			RU 2014101457 A	10-08-2015
			US 2014107634 A1	17-04-2014
			WO 2013000487 A1	03-01-2013

WO 2012170966	A1	13-12-2012	AU 2012267481 A1	09-01-2014
			EP 2717797 A1	16-04-2014
			JP 2014522284 A	04-09-2014
			US 2012316544 A1	13-12-2012
			US 2016045367 A1	18-02-2016
			US 2016089269 A1	31-03-2016
			WO 2012170966 A1	13-12-2012
