

PHOTONICS NEWS

Magazine de LASER COMPONENTS S.A.S.

lasercomponents.fr

#26 ■ 04|17

Laser en technologie médicale

Applications médicales à base de fibres optiques

Certification de conformité EN ISO 13485

Nouveaux produits



© istock.com/ludmylaSupynska

17

Beauté

Belle peau, le laser permet d'aller plus loin avec les tatouages

Technologies Médicales

6

Traitement Laser des Matériaux

Production de Composants Médicaux

8

Usinage des Matériaux au Laser dans le Médical

Fabrication de Produits au Laser pour le Secteur Médical

10

Interaction: Laser – Tissus

Les Effets du Rayonnement Laser sur les Tissus

12

Chirurgie de l'œil

- Chirurgie Réfractive avec la Méthode LASIK-Femto
- Oculométrie en 7 Dimensions

15

Lumière Laser sur la Peau

Suppression des Tatouages au Laser

16

Les Fibres Optiques dans le Médical

- Élimination des Calculs Rénaux au Laser
- Technologie Laser en Pneumologie

Site de Production

19

Certification EN ISO 13485

Fibres Optiques pour Applications Médicales

Nouveaux Produits

20

Restez Informé

Nouveaux Produits de LASER COMPONENTS



© istock.com/anyaberku

16

Applications Médicales à Base de Fibres Optiques

La chirurgie mini-invasive grâce aux lasers holmium et thulium

Mentions Légales

LASER COMPONENTS S.A.S.
45 bis Route des Gardes
92190 Meudon, France
Tél : +33 1 39 59 52 25
Fax : +33 1 39 59 53 50
info@lasercomponents.fr
www.lasercomponents.fr

Directeur Général : Christian Merry
R.C.S Nanterre B 351 903 661
S.A.S au capital de 270 624,00 €
SIRET B351 903 661 00053

Photonics News® est un nom de marque enregistré auprès du Bureau d'Harmonisation pour le Marché Interne (OHIM) en Europe.

© 2017. Tous droits réservés



Prendre la Bonne Décision

Est-ce que Günther Paul avait imaginé l'impact que sa décision prise il y a trente ans aurait à présent ?

Probablement pas. Même s'il a au cours de sa carrière démontré à plusieurs reprises qu'il possédait un certain sens des affaires, il n'aurait pu imaginer il y a trente ans que le succès que connaît actuellement son entreprise repose sur sa décision de construire un site de production pour fabriquer des optiques laser.

Il y a trente ans, les revenus de Laser Components dépendaient exclusivement de la vente de composants. Au fil du temps, la production interne a été développée laborieusement avec beaucoup de contretemps et d'importants investissements. A présent, la production interne représente le pilier de toute la société et c'est elle qui favorise la vente des produits de distribution. Laser Components s'est toujours spécialisée dans la vente de composants complexes personnalisables. Ceci n'est possible que grâce à notre équipe spécialisée orientée clients, et constituée d'un personnel expérimenté et bien formé. À l'ère d'internet et de la mondialisation, il serait de plus en plus difficile de maintenir ce niveau sans avoir des produits performants développés en interne. Néanmoins, nous avons réussi à assurer le succès incontestable de nos sites de production qui sont distribués partout dans le monde ; à présent, nous complétons notre gamme avec des produits sélectionnés auprès de fabricants tiers. Et tout cela a commencé il y a trente ans avec les traitements diélectriques pour les optiques laser.

À l'époque, nous avons eu l'idée de transférer la production sur le marché allemand. Le premier système de traitement optique est arrivé en Allemagne depuis les États-Unis et mis en production immédiatement. Entre temps, le département s'est rapidement développé introduisant d'autres méthodes de revêtement. Chez Laser Components, nous fabriquons également nos propres substrats depuis 2008. Nos optiques se sont constamment améliorées et ont apporté une contribution importante dans le développement des applications laser existantes.

Le Groupe Laser Components représente plus de 200 employés dans le monde dont plus de la moitié travaille directement au développement et la production de composants ou de modules. Plus de 65% de notre chiffre d'affaires provient de la production interne. C'est l'occasion de fêter avec nous un double anniversaire : celui des 30 ans de cet événement fondateur ... et des 10 ans de la filiale française (dont nous reparlerons dans la prochaine édition).

Cordialement,

Christian Merry
Directeur Général




Günther Paul en 1986 lors de la recette technique de la première unité de traitement



Felix, Günther et Patrick Paul en 2008 lors de l'inauguration de la production de nos propres substrats



En 2016 recette de notre nouvelle machine de traitement P-IAD



Machine entièrement automatique de nettoyage des substrats aux ultrasons



Applications Technologiques



BELLES PERSPECTIVES

Laser en Technologie Médicale

Le premier laser date de 1960. A peu près soixante ans plus tard, il est devenu l'outil utilisé dans de nombreux domaines. A l'origine, les nouvelles sources de lumière n'étaient pas développées pour la technologie médicale. Les chercheurs en médecine étaient plus intéressés par les propriétés du rayonnement et ont ainsi commencé à rechercher les domaines d'application possibles en médecine. D'une part, le laser permet les interventions chirurgicales qui n'auraient pas pu être réalisées avant ; et d'autre part, il est utilisé dans la fabrication de produits médicaux. →





Comment le Laser s'est Invité dans la Technologie Médicale

Le laser est utilisé en médecine depuis 1961

Christian Merry,
Laser Components S.A.S, France

Le pouvoir guérissant de la lumière est connu depuis des millénaires. En effet, on dit que même les grecs et les anciens égyptiens avaient jadis construit des solariums. Les verres colorés des chambres servaient à guérir les maladies. Les résultats de la recherche d'Einstein sur les émissions stimulées ont impressionné les chercheurs en médecine dès 1917 – même s'ils avaient seulement une idée générale de la manière dont cette lumière pourrait servir plus tard en médecine. Theodore H. Maiman a présenté le premier laser opérationnel au Hughes Research Labs : un laser à rubis avec une longueur d'onde de 694 nm. [1]

Le premier laser médical

La première utilisation du laser en médecine date de 1961 : au Columbia Presbyterian Medical Center à Manhattan, Dr. Charles J. Campbell, a utilisé un laser à rubis pour éliminer la tumeur rétinienne d'un patient [2]. Le laser à rubis a aussi été utilisé par Dr. Leon Goldman qui a publié des études sur l'effet dermatologique du faisceau laser en 1963 [3] et a commencé à utiliser le faisceau pour enlever les tatouages. Considéré comme un pionnier, Goldman a commencé sa

recherche en 1960 et, dès le début, a fondé l'American Society of Laser Medicine. Lors de la conférence sur l'optoélectronique à Munich en 1979, on lui a rendu hommage officiellement en tant que « père de la médecine laser » [4].

Les années 1980

En 1986, lorsque LASER COMPONENTS a démarré sa production d'optiques laser de haute puissance avec des seuils d'endommagement élevés, la technologie médicale laser était utilisée dans une variété de secteurs d'activité. Les exigences croissantes du marché ont augmenté la demande pour toute la gamme de lasers de haute qualité. Les composants optiques du laser sont des éléments essentiels. Ils influencent non seulement la conception du dispositif, mais aussi la qualité du faisceau laser. LASER COMPONENTS a reconnu l'importance du nouveau marché et a profité de l'occasion pour fabriquer des optiques lasers personnalisées de haute qualité qui ont débouché sur le marché OEM actuel.

Chirurgie mini-invasive

A présent, le laser est souvent utilisé dans la chirurgie mini-invasive (CMI) : d'origine allemande, Kurt Semm est considéré comme le pionnier de la chirurgie

endoscopique de pointe. En 1980, il a utilisé pour la première fois la chirurgie laparoscopique pour l'appendicectomie à l'Université de Kiel [5]. L'optoélectronique a facilité la percée des procédures endoscopiques : les caméras CCD ont permis d'enregistrer sur un moniteur des images en direct à l'intérieur du corps.

Technologie laser en endoscopie

La technologie laser a été immédiatement utilisée dans les applications endoscopiques. Au début des années 1990, cette technologie a connu un essor devenant un instrument chirurgical à part entière de l'équipement chirurgical de pointe dans les hôpitaux. Cette méthode, aussi connue en tant que technologie mini-invasive, a de nombreux avantages : on peut traiter le tissu de manière ciblée et délicate sans endommager la zone environnante. Les patients bénéficient ainsi d'un rétablissement rapide réduisant la durée du séjour à l'hôpital.

Applications médicales du laser

Le laser donne non seulement des résultats extraordinaires en CMI, mais il est aussi utilisé dans de nombreuses applications médicales.

■ Diagnostic

Fluorescence.

Le laser est employé pour l'excitation des marqueurs - substances fluorescentes- nécessaires dans l'analyse des tissus cellulaires et dans les analyses physiologiques (ex. l'analyse de l'activité cérébrale) [6]. L'excitation est réalisée par le biais de diodes laser UV.

Pincés optiques.

Les pincés optiques sont utilisées, par exemple, pour analyser les mouvements des différentes fibres musculaires. Les sources laser dans la gamme du proche infra-rouge sont utilisées avec un profil de faisceau TEM₀₀. [6], [7]

■ Ophthalmologie

Le laser est utilisé pour corriger l'amétropie. Les procédures Femto Lasik qui utilisent le laser à excimère et le laser femtoseconde sont décrites dans les pages suivantes.

■ Cardiologie

Les stents sont des ressorts en métal découpé. Le traitement laser des matériaux par laser à impulsions ultra-courtes permet de créer des structures très fines.

■ Dermatologie

Les troubles de pigmentation, les maladies dermatologiques ou le détatouage : le laser à rubis ou le laser à colorant pulsé sont souvent privilégiés en dermatologie et en médecine esthétique pour traiter les taches ou la couperose. On peut traiter les veines-araignées avec le laser Nd :YAG continu tandis que l'ablation des taches hépatiques ou des cicatrices d'acné peut se réaliser par le biais du laser CO₂.

■ Calculs rénaux

Si la thérapie extracorporelle par ondes de choc (ESWT) n'est pas efficace ou s'il faut enlever de gros calculs rénaux, ceux-ci peuvent être brisés par une technique mini-invasive comme le laser Hol :YAG.

■ Ablation des tumeurs

Le laser est utilisé avec succès dans l'oncologie chirurgicale : à titre d'exemple, le laser Ho :YAG ou Tm :YAG est utilisé pour découper le tissu tumoral de l'urètre, de la vessie, de l'uretère ou des reins. [8]

[1] F. K. Kneubühl, M. W. Sigrist: Laser. Teubner, 1991 3. Aufl. S. 4

[2] Lasers in Ophthalmology: Basic, Diagnostic, and Surgical Aspects; 2003, Kugler Publications, S. 115

[3] Goldman L, Blaney DJ, Kindel DJ, et al (1963) Effect of the laser beam on the skin: Preliminary report. J Invest Dermatol 40:121-122

[4] <http://idnps.com/basics/history-of-aesthetic-laser/1-2-birth-of-medical-laser-in-the-1960s-background/>

[5] <http://www.ag-endoskopie.de/geschichte-der-endoskopie-ii>

[6] Prof. Dr. Dieter Suter; Experimentelle Physik III, Einführung in die Medizintechnik, S. 242 ff., 2015

[7] http://pmt.biomed.uni-erlangen.de/mediafiles/Teaching/ILS_Bachelor/BiophysModul/Praktikum%20Optische%20Pinzette.pdf (Zugriff: 20.10.2016)

[8] www.jenasurgical.com/de/urologie/ (Zugriff: 20.10.2016)



Production de Composants Laser pour le Secteur Médical

Découpe, soudage, perçage, marquage : la technologie laser garantit la meilleure précision

Christoffer Riemer, MeKo
Laserstrahl-Materialbearbeitungen e.K.

La production des composants laser pour le secteur médical exige l'application de différents procédés laser : la découpe, le perçage, le soudage et le marquage au laser – séparément ou en association.

Les lasers sont extrêmement précis lorsqu'il s'agit de la découpe ; en effet, il est possible d'effectuer des entailles et des trous d'une taille de 2 μm et plus – avec une précision de l'ordre du μm . A titre de comparaison, un simple cheveu a environ 60 μm d'épaisseur. Ceci est possible grâce aux nouveaux développements tels que le laser à impulsions ultra-courtes (USP). La durée des impulsions laser USP est juste picosecondes ou femtosecondes.

En technologie médicale, les avantages de la découpe au laser sont multiples. Outre le micro-usinage de haute précision – ce qui rend possible et faisable la fabrication de nombreux minuscules composants – les lasers peuvent produire des contours fins presque parfaits. Ils offrent une haute flexibilité lors de la découpe de plusieurs formes et objets. Dans la majorité des cas, ils n'exigent pas la création d'outils, de sorte qu'ils sont prédestinés au prototypage rapide.

Les objets sont découpés à partir d'un matériau plat ou tubulaire. Ce dernier a l'avantage de permettre la création d'objets 3D en appliquant un axe de rotation lors du traitement bidimensionnel. Ce processus est appliqué en particulier pour la fabrication des stents et des

cadres de valves cardiaques. D'autres composants spécifiques incluent les éléments pour la chirurgie mini-invasive, les paniers d'extraction des calculs, les scies pour la chirurgie osseuse, les appareils orthopédiques et plusieurs implants.

Fabrication des stents au laser

Le stent est l'implant médical le plus répandu. Il est fait d'un dispositif tubulaire en maille utilisé pour atténuer la constriction vasculaire et éviter le re-bouchage des vaisseaux sanguins. Le stent est appliqué contre les parois de l'artère par le biais d'un ballonnet ou il se déploie par lui-même. Il peut être enrobé d'une substance active.



Christoffer Riemer est le Directeur Marketing de MeKo. MeKo est un des plus grand producteurs contractuels de composants médicaux dans le monde. Dès 1995, MeKo est l'un des pionniers de la production de stents. Son département R&D a développé RESOLOY® qui est un alliage unique à base de magnésium pour la production de stents résorbables.

MeKo est certifié selon les normes ISO 9001 et ISO 13485 et a fabriqué plus de 70 000 composants différents. ■ www.MeKo.de

Les principales caractéristiques matérielles incluent la biocompatibilité, la sécurité d'emploi, la visibilité sur radiographie, les propriétés mécaniques d'expansion et, le cas échéant, la dégradation des stents résorbables.

Plusieurs types de stents sont disponibles. Ceux-ci déterminent la flexibilité et la stabilité (ex. selon les dimensions du stent et l'épaisseur des maillons). Ces entretoises peuvent être coupées au laser avec une précision de l'ordre de quelques μm .

Matières des composants médicaux

La production des composants médicaux implique des matières très différentes. Outre l'acier inoxydable et l'alliage chrome-cobalt, le NiTi est un matériau très populaire.

Cet alliage nickel-titane à mémoire de forme est très élastique. Grâce à son haut degré d'élasticité, les stents en NiTi sont principalement utilisés lorsque les vaisseaux sont particulièrement vulnérables (ex. au niveau des jambes).

Perspectives futures

Les développements actuels sont axés sur les stents biorésorbables à base de polymères (PLLA etc.) ou de magnésium. L'objectif c'est de rétablir la flexibilité de l'artère après que la dégradation a commencé. Ceci devrait permettre d'éviter les infections, les thromboses retardées ou l'obstruction vasculaire récurrente ainsi que de faciliter une meilleure acceptation au niveau des patients. La résorption du stent surgit en quelques mois seulement et peut être influencée par la sélection des matières et de l'enrobage. ■



Effets du Rayonnement Laser sur les Tissus

Dr. Karl Stock de l'ILM, Université d'Ulm. Si vous voulez décrire les effets biologiques et physiques de la lumière sur les tissus, il faut d'abord comprendre la diffusion de la lumière dans les tissus afin de saisir les différentes interactions entre lumière et tissus.

Diffusion de la lumière dans les tissus

La majorité de la lumière qui rencontre les tissus est réfléchi, transmise, dispersée ou absorbée. Si la lumière est absorbée, l'énergie de la lumière absorbée est transmise sous forme thermique, fluorescente ou phosphorescente. Selon la longueur d'onde de la lumière incidente et du type de tissu, les effets susmentionnés se manifestent dans des proportions différentes.

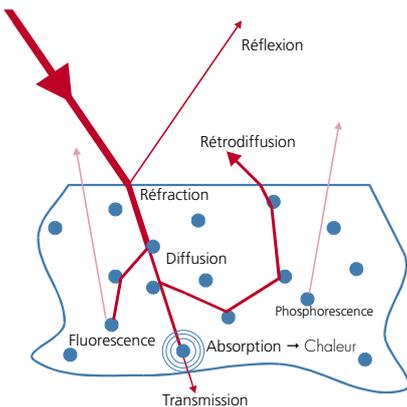


Figure 1: Propagation de la Lumière dans les Tissus.

La proportion **réfléchi** dépend en grande partie de la différence de réfraction entre air et tissu ainsi que l'angle d'incidence. La lumière qui pénètre le tissu est soit absorbée ou dispersée par des structures microscopiques telles que les composants cellulaires.

Cet effet de **dispersion** est responsable, par exemple, du fait que le faisceau du laser ne peut pas être focalisé vers le tissu autant que nécessaire, mais plutôt la taille du diamètre du spot laser est augmentée.

L'**absorption** est un mécanisme essentiel qui permet d'utiliser l'énergie du laser en applications thérapeutiques. La probabilité d'absorption de la lumière rayonnée est décrite par le coefficient d'absorption μ_a . La valeur réciproque de μ_a est en moyenne la trajectoire libre de déplacement du photon dans le tissu avant d'être absorbé. [1].

Les principaux absorbants des tissus incluent :

- Gamme UV: les liaisons peptidiques et les acides nucléiques
- Gamme Vis: la bilirubine, la carotène, la mélanine et l'hémoglobine
- Gamme IR : l'eau et l'hydroxyapatite.

Comme indiqué par la courbe bleue dans la Figure 2, l'absorption de l'eau dans la gamme spectrale de l'infrarouge est particulièrement élevée (un taux de pénétration de seulement 1 μm à une longueur d'onde de 3 μm). C'est la raison pour laquelle le laser Er:YAG à

2.94 μm et le laser CO_2 à 10.6 μm sont particulièrement adaptés pour découper et enlever les tissus mous : qui sont essentiellement constitués d'eau.

Interaction lumière - tissu

Les caractéristiques des tissus et des paramètres de rayonnement (longueur d'onde, intensité, énergie d'impulsion, durée du rayonnement) entraînent des effets différents :

Laser de faible puissance

La **fluorescence** est une des applications du laser de faible puissance qu'on peut utiliser pour diagnostiquer les tumeurs de la vessie, par exemple. Une autre application, on peut citer les **processus photochimiques** qui sont utilisés dans la thérapie laser de faible puissance (LLT) et la thérapie photodynamique (ex. en association avec le bleu de méthylène pour éliminer les bactéries).

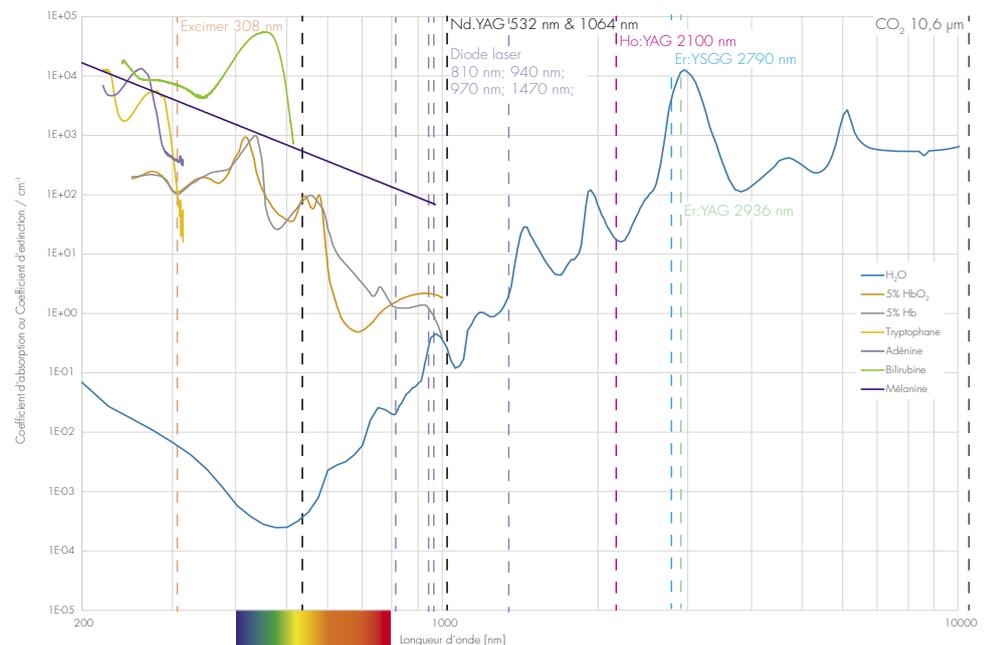


Figure 2: Coefficients d'absorption dépendants de la longueur d'onde (eau, sang, mélanine) ou coefficients d'extinction molaires (tryptophane, bilirubine, adénine) des composants biologiques des tissus.

[1] Lasertherapie der Haut, S. 26, R. Steiner, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013

Lasers de haute puissance

Dans le cas des lasers de haute puissance, les **effets thermiques** jouent un rôle de plus en plus important. En thérapie, le tissu ne résiste pas aux dommages thermiques. A environ 60°C, le tissu est coagulé (ex. lors de l'ablation des vaisseaux sanguins) et à environ 300°C, le tissu est vaporisé (aussi connue comme la vaporisation du tissu). Celle-ci est l'effet utilisé, par exemple, en chirurgie pour couper le tissu mou moyennant un laser CO₂ ou des diodes lasers.

Les lasers et leurs mécanismes

Lasers pulsés de haute puissance

Un moyen particulièrement efficace pour l'ablation des tissus est l'**ablation thermomécanique** qui est utilisée en relation avec les lasers pulsés et un haut degré d'absorption de l'eau. Le haut degré d'absorption et la haute puissance de l'impulsion du laser font que le tissu s'échauffe soudainement. A environ 100°C, l'eau s'évapore et la pression du tissu augmente rapidement ce qui entraîne l'ablation du tissu comme par explosion. En raison d'une ablation rapide et efficace, les dommages thermiques du tissu sont considérablement réduits par rapport à la vaporisation.

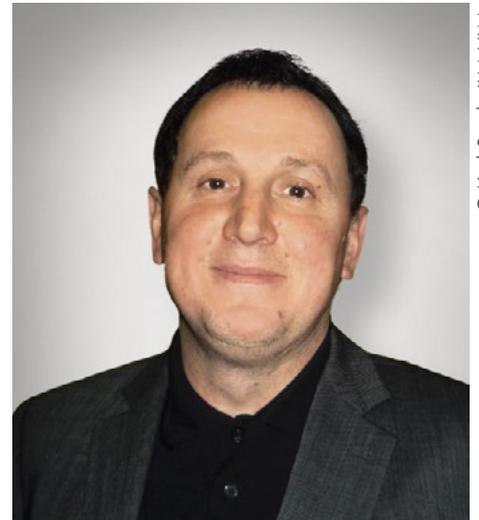
Dans le cas des tissus durs, des os, des dents, des calculs biliaires ou rénaux, on peut aussi obtenir une ablation efficace et précise notamment avec les lasers Er:YAG (see Fig. 3).

Lasers à excimère

Les lasers à excimère sont utilisés dans la gamme UV avec des impulsions ultra-courtes et à haute intensité. Ainsi, non seulement l'absorption par le tissu, mais aussi la puissance d'un photon unique est tellement grande que l'ablation a lieu au niveau atomique. Cette **photoablation** est notamment utilisée en ophtalmologie pour corriger les courbures de la cornée.

Lasers pulsés à impulsions ultra-courtes

Dans la **photodisruption**, les atomes visés sont ionisés par des lasers pulsés à impulsions ultra-courtes dans la gamme nano, pico ou même femtosecondes. Ceci produit le microplasma qui peut s'étendre très rapidement et entraîner une onde de choc acoustique. L'onde de choc engendre, par exemple dans la chirurgie LASIK, une ablation de haute précision qui est aussi utilisée pour corriger l'amétropie. Par exemple, dans les tissus plus profonds, le plasma permet aussi éliminer les pigments des tatouages. ■



© Karl Stock, ILM ULM

Karl Stock, docteur en biologie humaine possède également une formation d'ingénieur, est le Directeur associé de l'Institut spécialisé dans la technologie laser en médecine et en métrologie (ILM) de l'Université d'Ulm et Responsable du groupe de travail sur le développement de l'équipement. Ce groupe de travail développe principalement des unités et des applicateurs pour les applications médicales et dentaires – souvent pour les partenaires industriels, tels que, par exemple, des méthodes laser pour les applications chirurgicales et d'analyse incluant celles destinées aux branches spécialisées comme l'otorhinolaryngologie (ORL), l'urologie, la chirurgie générale et l'ophtalmologie.

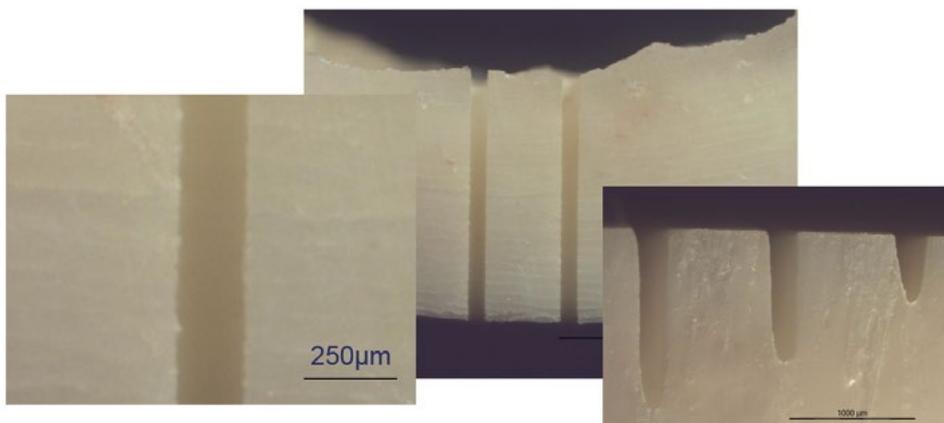


Figure 3:
Coupes Osseuses de Haute-Précision avec Laser Er :YAG Pompé par Diodes (Institute of Laser Technology, Ulm, Germany)



Laser à Excimère et Laser Femtoseconde en Chirurgie Ophtalmologique

Seulement quelques heures après l'intervention, les patients retrouvent une vue améliorée

Pour la plupart des gens, la vue est un don naturel. Beaucoup considèrent que l'œil est l'organe sensoriel le plus important. S'il ne fonctionne pas comme il faut, nous sommes extrêmement limités et il est nécessaire de trouver une solution. Les options sont extraordinaires et les technologies intelligentes réussissent – dans une certaine mesure – l'impossible. Il semble presque « courant » d'avoir recours à une chirurgie oculaire au laser pour éliminer le besoin de porter des lunettes. En effet, la chirurgie kératomileusis in situ par laser (LASIK) a été introduite il y a plus de 20 ans. Les lasers à excimère ont été utilisés dès lors en chirurgie réfractive pour corriger les problèmes de vue.

Formation de l'image dans l'œil

Christopher Scheiner (1575–1650) a été le premier à expliquer la faculté d'accommodation correcte de l'œil humain [1] et à prouver la formation de l'image à l'arrière du globe oculaire. Ce savoir est le fondement de la chirurgie réfractive pour corriger les défauts de la vision.

Pour faire simple, le système optique de l'œil inclut la cornée et un système de lentilles composé d'une chambre antérieure, du cristallin et de l'humeur vitrée. Le système de la cornée a un effet de réfraction plus grand que le système des lentilles [2]. Le cristallin s'adapte globalement aux muscles ciliaires. Ceci permet aux objets vus de près ou de loin de former rapidement des images sur la rétine – une caractéristique qui se détériore avec l'âge. Pour une meilleure compréhension, on peut illustrer l'œil via une fine lentille positive [3].

Défauts de la vue

Les formes les plus fréquentes des défauts de la vue que l'on peut corriger par la chirurgie laser incluent les courbures de la cornée, la myopie et l'hypermétropie. Les deux dernières sont basées sur un défaut du globe oculaire ce qui signifie que les images des objets vus de loin sont formées derrière ou devant la rétine.

En cas de myopie, la focalisation axiale de l'œil est trop longue ; le point focal des objets vus de loin est devant la rétine. Les patients myopes voient bien de près. Dans le cas des patients hypermétropes, la rétine est placée trop en avant ; toutefois, les muscles ciliaires peuvent compenser ce défaut partiellement jusqu'à 2.5 dpt [4].

Méthodes laser

En ophtalmologie, les lasers sont utilisés pour brûler, couper ou enlever des objets. L'objectif du traitement en chirurgie réfractive est l'ablation de la cornée de l'œil afin d'atteindre une puissance de réfraction optimale. Plusieurs méthodes disponibles sur le marché fonctionnent avec un laser femtoseconde et/ou un laser à excimère. La méthode LASIK-femto, initialement approuvée aux États-Unis en 2001, est particulièrement prisée. [5].

[1] August Heller, die Geschichte der Physik von Aristoteles bis auf die neueste Zeit, Bd. 1, S. 342, Nachdruck der Originalausgabe, Stuttgart 1882

[2] Prof. Dr. med. Thomas Köhnen, Deutsches Ärzteblatt, 29. Feb. 2008

[3] Pedrotti, Pedrotti, Bausch, Schmidt, Optik - Eine Einführung, Prentice Hall, 1996

[4] http://www.auge-online.de/Therapie/Operation_von_Sehfehlern/operation_von_sehfehlern.html

[5] www.augen-lasern-vergleich.de/ratgeber/methoden/augenlaser-methoden/femto-lasik/

[6] <http://cms.augeninfo.de/hauptmenu/augenheilkunde/sehen-ohne-brille-refractive-chirurgie/laserverfahren/lasik.html>, Okt. 2016

[7] Performance, die bewegt, Die SCHWIND AMARIS® Produktfamilie, Schwind eyetech-solutions, 2013

Méthode Femto LASIK

Il y a deux technologies laser différentes appliquées consécutivement dans cette méthode de traitement. Le laser femto-seconde coupe le tissu extérieur de la cornée qui est ouvert comme un volet pour le traitement ultérieur. Ensuite, le laser à excimère est utilisé pour corriger les défauts de vision dans les tissus profonds de la cornée. Le volet ouvert est ensuite fermé pour permettre à la cicatrice de se sceller dans une dernière étape et de s'attacher en quelques heures seulement. [2].

Savoir-faire

Le laser à excimère vaporise le tissu cornéen qui est enlevé par photoablation. Il est possible de traiter la myopie jusqu'à -10 dpt en vaporisant une partie arrondie du tissu central de la cornée. Afin de corriger l'hypermétropie jusqu'à environ +3 dpt, la courbure de la cornée centrale est intensifiée et la puissance réfractive de la cornée est augmentée par l'ablation des bords de la cornée [6]. L'ablation rapide présente plusieurs avantages.

Dans les systèmes haut de gamme, le laser à excimère à 193 nm atteint des taux de répétition de 1050 Hz : ainsi, la durée de l'ablation diminue à 1,3 secondes par dioptrie [7]. L'œil peut bouger même dans ce laps de temps ; ainsi la qualité de l'oculométrie durant le traitement peut avoir une influence considérable sur les résultats. Dans les pages suivantes, nous allons présenter le système du leader qui domine cette technologie. ■

Modules Laser en Ophtalmologie

Avant d'utiliser le laser à excimère en chirurgie réfractive, il faut adapter tout le système au patient de manière individuelle. Les modules laser assurent ces différentes fonctions : par exemple, le laser générateur de crois aide à positionner les patients entre les axes x et y. De plus, la hauteur de travail est déterminée via le module laser. Avant l'intervention chirurgicale effective, le patient se fixe sur le rayon clignotant du laser à point. Semblable au traitement des matériaux par laser, le pointeur laser indique le point d'opération du rayonnement invisible du laser à excimère.

Tous les lasers auxiliaires rayonnent directement dans l'œil du patient ; par conséquent, pour ne pas entraîner de lésions oculaires, les modules laser doivent remplir les conditions suivantes :

- Plusieurs mesures de sécurité : la puissance de sortie est une valeur pré-réglée qui est garantie et ne doit pas être dépassée. La puissance de sortie totale de tous les modules laser ne doit pas dépasser les restrictions des lasers classe 1.
- Réglage de la puissance : permettre le réglage d'une puissance très basse dans la gamme μW .

- Traçabilité : doit permettre la traçabilité de tous les composants sans exception.
- Inspection de l'expédition des marchandises : mettre en place une inspection complète de tous les composants lors de l'expédition des marchandises.

Chez LASER COMPONENTS, nous remplissons toutes les conditions liées à la production de modules laser FLEXPOINT® de notre site en Allemagne. Ces modules sont personnalisés selon les spécifications du client. Nous sommes en mesure de respecter les critères exigeants de la technologie médicale grâce à notre système de gestion de la qualité certifié ISO 13485. ■

WVFB F26-074

Elvyne Egrot : 01 79 85 86 04
e.egrot@lasercomponents.fr



Les 7 Dimensions de la Sécurité

Oculométrie dans le temps et l'espace

Thomas Magnago, SCHWIND
eye-tech-solutions GmbH & Co. KG.

Même lorsque nos yeux se focalisent sur un certain point, ils se déplacent involontairement d'environ 90 microns par milliseconde. Pour un traitement réfractif réussi, le centrage précis et le positionnement conforme de l'œil est ainsi essentiel parce qu'il donne des résultats excellents avec un maximum de sécurité.

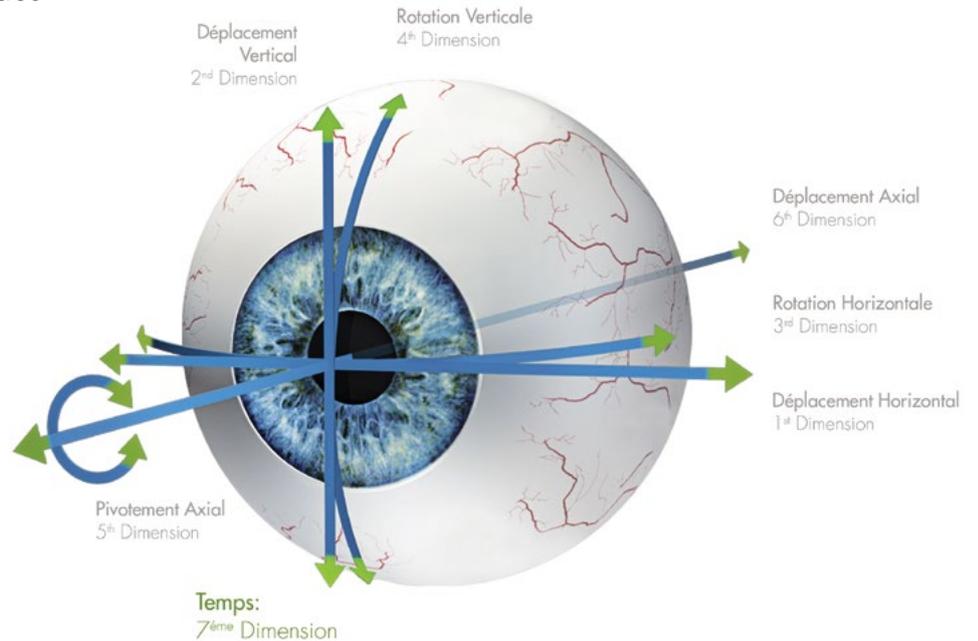
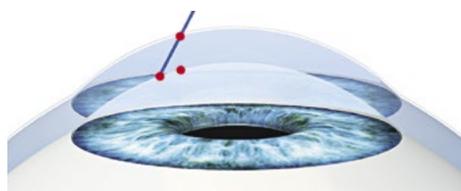
Sept dimensions

L'oculométrie en sept dimensions est une méthode très sophistiquée qui fait que les lasers ophtalmologiques de Schwind eye-tech-solutions sont uniques, minimisant les erreurs de traitement.

Outre les mouvements linéaires de l'œil dans la première et deuxième dimension, il est aussi possible de déterminer et de compenser la rotation horizontale et verticale dans la troisième et quatrième dimension.

Dans la cinquième dimension, l'oculomètre compense les différences des courbes entre la position assise et couchée du patient ainsi que les mouvements de rotation de l'œil lors du traitement par laser.

La sixième dimension est définie comme l'axe z. Ici, les mouvements de l'œil proviennent des mouvements de la tête ou des yeux vers le haut ou le bas. Les impulsions laser repositionnées qui résultent des erreurs de positionnement sur l'axe z sont indiquées dans la figure ci-dessous.



La septième dimension concerne le temps. La mesure du temps sans latence est une compensation pour les mouvements oculaires qui adviennent pendant la période à partir du suivi de l'œil par l'oculomètre jusqu'aux tirs des impulsions laser ultérieures. L'oculomètre effectue une analyse des mouvements selon les positions antérieures des yeux. Il calcule la position de la cible cornéenne pour toutes les six positions au moment des impulsions consécutives ultérieures. Le système laser connaît avec précision à quel moment dans le temps et dans quelle position les impulsions laser seront envoyées.

Le résultat est l'ablation sans temps de latence : la combinaison parfaite entre vitesse et précision. ■



Thomas Magnago est le Directeur du Service Client de SCHWIND eye-tech-solutions GmbH & Co.KG. Cette entreprise familiale de taille moyenne avec plus de 100 employés est le leader mondial de la technologie des systèmes laser à excimère pour le traitement de l'amétropie et les maladies de la cornée.

Laser Esthétique pour une Beauté sans Faille

Utiliser la lumière laser pour éliminer les pigments de couleur lors du détatouage

L'histoire du tatouage date de plusieurs millénaires ; en effet, même la momie du glacier Ötzi portait des tatouages à base de poudre de charbon insérée sous la peau [1]. Pendant plusieurs années, le tatouage était considéré comme une pigmentation irréversible de la peau ; toutefois, la technologie laser spécifique permet à présent d'enlever les tatouages. Cette technologie est de plus en plus recherchée.

A présent, le traitement par laser est la méthode la plus efficace ; c'est propre, sûr et presque indolore. Dans la plupart des cas, jusqu'à quinze séances sont nécessaires pour le détatouage. Néanmoins, il n'y a aucune garantie de succès puisque des traces pourraient rester visibles.

L'effet de la thérapie au laser dépend du type de tatouage : plus particulièrement, elle dépend des couleurs utilisées, de la densité des pigments et de l'épaisseur de la pigmentation. Lors du détatouage, on utilise un mécanisme de « photothermolyse sélective ». [2]

Photothermolyse sélective

Lors de ce processus, la structure cible est éliminée de manière sélective sans endommager significativement le tissu environnant ou l'épiderme. Cette élimination est effectuée en émettant une impulsion laser courte qui entraîne une accumulation de chaleur dans la structure cible absorbante. [3].

Pour faire simple, l'intensité d'absorption des pigments est plus élevée que celle des tissus environnants : la haute densité de puissance de la lumière laser détruit le pigment de couleur et les restes sont absorbés par les cellules phagocytes et éliminés par le système lymphatique.

Ceci explique aussi pourquoi les tatouages créés par les novices sont souvent éliminés plus facilement : pour obtenir un tatouage aux couleurs intenses, les tatouages professionnels ont une densité pigmentaire plus élevée et sont injectés plus en profondeur. Afin d'éliminer toutes les structures, plusieurs traitements sont nécessaires. Les couleurs sombres sont éliminées plus facilement en raison du taux d'absorption. Avec les tatouages colorés et ceux aux couleurs vives, le détatouage est considérablement plus difficile.

Types de laser

Certaines conditions sont nécessaires pour les lasers utilisés : il faut émettre la lumière avec des impulsions très courtes et la sélection de la longueur d'onde doit dépendre du taux d'absorption des pigments de couleurs.



Pour une photothermolyse réussie, il faut utiliser les lasers pulsés et déclenchés (Q-switchés) : les lasers rubis et Nd:YAG ou les lasers alexandrite déclenchés sont très répandus [4].

Lasers rubis : le laser rubis Q-switché à 694 nm a une durée d'impulsion de 40 ns. Son rayonnement est particulièrement adapté à l'élimination des tatouages aux couleurs sombres (noir, bleu, vert). Étant donné son faible taux d'absorption dans le sang et dans l'eau pendant le traitement par laser rubis, les effets secondaires indésirables affectant les vaisseaux sanguins ou les autres tissus sont pratiquement inexistantes. Le laser rubis est aussi utilisé pour éliminer les lésions pigmentées bénignes [5].

Lasers Nd:YAG : l'utilisation de deux longueurs d'ondes différentes (1 064 nm et 532 nm) pour les lasers Nd:YAG Q-switchés augmente la variabilité du système. Avec une longueur d'impulsion de 8 ns, les lasers Nd:YAG dans la longueur d'onde 1 064 nm affectent les tatouages noir et bleu. En insérant un cristal pour doubler la fréquence, la longueur d'onde est réduite de moitié (532 nm) pour éliminer les pigments de couleur rouge. De plus, cette longueur d'onde peut aussi se combiner avec un colorant pour obtenir une longueur d'onde de 585 nm (laser à colorant). Ceci permet l'élimination efficace des tatouages couleur bleu ciel [5].

Systèmes laser en dermatologie

Les systèmes laser (ex. le TattooStar Effect COMBO d'Asclepion Laser Technologies) combinent plusieurs lasers Q-switchés et un maximum de 4 longueurs d'onde destinées aussi à éliminer les tatouages colorés. ■

[1] Ötzi Mumie, Südtiroler Archäologiemuseum, Bozen. www.iceman.it/de/mumie/#Tätowierungen; (Abruf: 19.10.2016)

[2] M. Landthaler & U. Hohenleuter; Laseranwendungen in der Dermatologie; Deutsches Ärzteblatt 95(6), 1998 - www.aerzteblatt.de/pdf.asp?id=9351 (Abruf: 18.10.2016)

[3] Kastenbauer, Ernst R. et al.; Ästhetische und Plastische Chirurgie an Nase, Gesicht, Ohrmuschel; Georg Thieme Verlag 2005; Seite 287 ff.

[4] WolfIngo Worret & Christian Raulin; Entfernung von Tätowierungen, Behandlung mit Nanosekundenlasern; ästhetische dermatologie; 01.2016; www.laserklinik.de/fileadmin/user_upload/laserklinik/pub/Tattooenfernung_worret_raulin.pdf (Abruf 10.10.2016)

[5] Asclepion Laser Technologies; TattooStar Familie; 2015; http://asclepion.com/wp-content/uploads/2015/09/Brochure_TattooStar_2015-09_DE.pdf (Zugriff: 19.10.2016)

Applications Médicales à Base de Fibres Optiques

La chirurgie mini-invasive existe grâce aux lasers Holmium et Thulium

PD Dr. Ronald Sroka est le Directeur du Laboratoire de recherche laser à l'Hôpital Großhadern de l'Université de Munich. Depuis l'introduction du laser en médecine et le développement des technologies à base de fibres optiques, de nouveaux champs d'application en médecine se sont ouverts à la fois au diagnostic et au traitement. Cette gamme varie des traitements invasifs et non-invasifs jusqu'à la chirurgie endoscopique ou l'imagerie médicale de la technologie mini-invasive. Tandis qu'une faible puissance optique alimente souvent les fibres optiques à des fins de diagnostic, les procédures chirurgicales exigent généralement la transmission à haute puissance jusqu'à 200 W en mode continu. La certification médicale des fibres optiques représente un défi majeur pour les applications médicales.

Les applications laser en chirurgie incluent généralement la vaporisation endoscopique, l'énucléation de la prostate bénigne et la fragmentation des calculs rénaux en urologie ; la destruction endoscopique et l'élimination du tissu tumoral dans les ramifications bronchiques en pneumologie ; la sclérose endoluminale des veines variqueuses et l'ablation du tissu au niveau du nez et de la gorge.

Les endoscopes munis de fibres optiques sont utilisés pour ce genre d'opérations : d'une part, pour transmettre la lumière dans un tube et voir à l'intérieur de l'organe, et d'autre part pour transmettre des images vidéo via le un faisceau de fibres optiques à l'oculaire et donc, au visionneur.

Critères d'utilisation des fibres optiques en technologie médicale

Dans les procédures médicales, les fibres optiques sont utilisées pour optimiser la transmission de fortes puissances optiques dans les longueurs d'onde variant entre 500 nm et 2 500 nm. Le rayonnement pulsé ou continu (cw) est ainsi transmis. La fibre optique est alimentée via le tube fonctionnel d'un endoscope directement à l'organe afin de transmettre la puissance laser au tissu sous contrôle visuel. Dans les endoscopes flexibles, il est nécessaire de s'assurer que la fibre optique ne freine pas trop la flexibilité et la capacité de pliage de l'endoscope. C'est pourquoi les fibres optiques avec un diamètre de coeur réduit (200–400 μm)

sont préférées aux fibres plus rigides (600–800 μm). Le diamètre externe ne doit pas dépasser 1 000 μm . Ceci permet d'effectuer en plus l'extraction et le rinçage à travers le câble opérationnel. Selon les connaissances qui découlent de l'interaction entre lumière et tissus, les effets sur les tissus dépendent de la densité de puissance appliquée pouvant ainsi entraîner les effets thérapeutiques.

Rayonnement laser à 2 μm en chirurgie de pointe

Les procédures chirurgicales les plus récentes utilisent la lumière laser à une longueur d'onde d'environ 2 μm . L'élimination des calculs rénaux (la lithotripsie) en urologie est le champ d'application du rayonnement laser Ho:YAG. Le rayonnement en mode continu et pulsé des lasers thulium est utilisé pour détruire le tissu mou et débloquer les voies respiratoires dans les ramifications bronchiques.

Élimination des calculs rénaux par la lumière laser

L'introduction de la technologie laser Ho:YAG a révolutionné les options de traitements concernant l'élimination des calculs rénaux en urologie. Une technologie bien établie à présent [1, 2]. En association avec les avancées en matière d'instruments endoscopiques urologiques, cette méthode mini-invasive a remplacé la chirurgie invasive pour ce type de traitement.

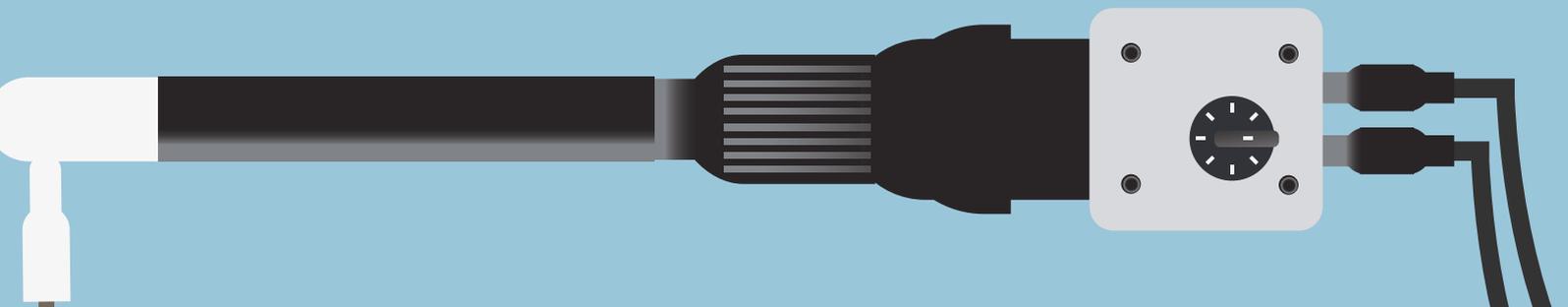
Premier choix : les systèmes laser Ho:YAG à base de fibres optiques

Les systèmes laser Ho:YAG à base de fibres optiques de 356 μm à 600 μm sont utilisés dans les endoscopes semi-rigides tandis que dans les endoscopes flexibles, les fibres optiques avec un diamètre de coeur de 220 μm sont utilisées pour assurer la flexibilité et le rinçage pendant le traitement. Le taux de complications dans l'élimination des calculs par le laser Ho:YAG est faible. Sachant que le rayonnement laser Ho:YAG permet la fragmentation de tous les types de calculs, la lithotripsie par laser Ho:YAG est devenue le premier choix de traitement même s'il existe d'autres méthodes telles que les ultrasons, la destruction pneumatique et d'autres types de lasers pulsés [3].

Cette avancée technique permet à présent d'effectuer le traitement endoscopique des calculs via le rayonnement du laser Ho:YAG dans le groupe rénal calicéal [2, 4, 5, 6, 7] (voir Fig. 1: Fibres optiques et calculs).



Figure 1: Vue Endoscopique d'un Calcul Rénal dans l'Uretère Supérieure (Guide d'Ondes de Lumière Blanche).



Mécanisme d'élimination des calculs

Le mécanisme d'élimination des calculs est fondé notamment sur le taux d'absorption élevé de cette longueur d'onde dans l'eau. En premier lieu, une bulle de cavitation est créée directement devant la fibre optique : ceci permet de dégager le chemin du rayonnement laser pour atteindre le calcul. De plus, lorsque la bulle s'effondre, elle exerce une onde de pression qui peut entraîner la dislocation du calcul.

Le rayonnement du laser Ho:YAG est absorbé par l'eau du calcul, la dilatation entraîne la fragmentation thermique. Tel qu'indiqué dans la Figure 2, ces mécanismes accompagnent la production de petits fragments qui sont éliminés de l'appareil urogénital par le liquide de rinçage ou même par l'urine [8, 9, 10].

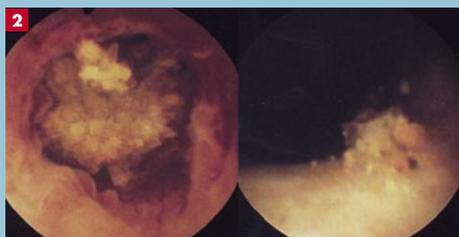


Figure 2: Vue Endoscopique d'un Calcul Rénal dans l'Uretère Supérieur Avant et Après le Traitement Laser.

Technologie laser en pneumologie

En pneumologie, les lasers Nd:YAG (1 064 nm) sont principalement utilisés en chirurgie endoscopique invasive [11, 12, 13, 14].

Ablation du tissu

La longueur d'onde du Nd:YAG pénètre le tissu assez profondément, mais elle est en grande partie absorbée par les structures sombres (ex. le sang et la carbonisation). Souvent, ceci entraîne immédiatement des poches de vapeurs qui se dilatent dans le tissu qui peut se déchirer de manière incontrôlée et compromettre la vue au site de l'intervention. Par contre, le rayonnement à 2 μ m des lasers thulium dans les tissus mous est absorbé en général peu importe la couleur optique ayant ainsi une faible profondeur de pénétration. Ceci facilite l'ablation superficielle, précise et prévisible du tissu sous le contrôle de l'utilisateur [15, 16, 17, 18].

Résultats de l'étude sur les procédures invasives en pneumologie avec le rayonnement laser 2 μ m

Les premiers résultats et les rapports sur l'expérience directe de l'étude en pneumologie interventionnelle par le laser thulium sont disponibles. →

Le rayonnement laser de longueur d'onde 1 940 nm a été transmis via le tube opérationnel du bronchoscope flexible jusqu'au site de traitement via une fibre optique flexible de diamètre de cœur de 365 μ m. Le fort degré d'absorption de l'eau a permis l'obtention d'effets définis et précis du laser en termes de coagulation et d'ablation du tissu. La profondeur de coagulation était de 1–2 mm et, en général, ne dépendait pas de la puissance du rayonnement tandis que les traitements par Nd:YAG entraînaient des zones de coagulation incontrôlées et profondes.

L'expérience clinique a montré qu'on peut éliminer complètement les petites lésions superficielles. La coagulation profonde était entraînée par la pénétration dans la lumière (désigne l'espace intérieur circonscrit par les parois d'un organe creux) du tissu à traiter avec l'extrémité de la fibre optique et elle était seulement localisée dans la proximité immédiate de l'extrémité de la fibre optique. Il était possible d'éliminer de manière mécanique le tissu coagulé (obstrué) de cette manière simplement et sans aucun caillot ultérieur. →



PD Dr. Ronald Sroka, Laboratoire de recherche laser, LIFE Center, Hôpital Großhadern

Après avoir obtenu son diplôme en physique, PD Dr. Ronald Sroka s'est impliqué dans la recherche et le développement du diagnostic à base de fluorescence, la thérapie photodynamique (TPD) et la chirurgie par laser dans la plupart des disciplines médicales. En tant que Directeur du groupe de recherche sur les applications cliniques par laser, il est chargé d'intégrer les nouveaux traitements par laser à la pratique clinique quotidienne. Ceci inclut, par exemple, la lithotripsie au laser en urologie et la TPD dans le cancer de la prostate. R. Sroka est le Directeur du Laboratoire de recherche laser de l'Hôpital Großhadern depuis 2010.

Quelle: Klinikum der Universität München; © Dietmar Lauffer



En cas de rétrécissement, il était possible d'effectuer les incisions par laser dans le tissu de manière ciblée et sans verser de sang ; ceci était effectué en déplaçant la fibre optique plusieurs fois d'un côté à l'autre de l'incision pendant le tir au laser. Comme indiqué dans la Figure 3, il a même été possible d'enlever le tissu qui s'est développé dans la lumière à travers le maillage des stents implantés sans affecter trop la matière du stent. Ainsi, il est possible de récupérer les stents incarnés sans endommager le tissu.

Ces nouvelles techniques d'intervention sont effectuées sous anesthésie générale pour permettre en plus la ventilation artificielle et l'extraction optimale. L'utilisation des bronchoscopes flexibles permet de guider avec précision les fibres optiques dans la zone d'intervention [19].

Enfin, il faut souligner que les traitements par laser effectués par un personnel médical spécialisé et compétent peuvent déboucher sur des bons résultats seulement si le savoir-faire et l'expérience de

l'utilisateur, incluant tout ce qui concerne la manipulation du laser en sécurité et avec prudence, sont combinés [20, 21, 22].

Les traitements chirurgicaux par laser $2 \mu\text{m}$ s'avèrent plus prometteurs et plus avantageux que les technologies conventionnelles. Ce type de stratégie de traitement mini-invasif est rendu possible uniquement par la recherche technologique actuelle sur l'optimisation de la technologie par fibre optique en termes de biocompatibilité, flexibilité et fiabilité.

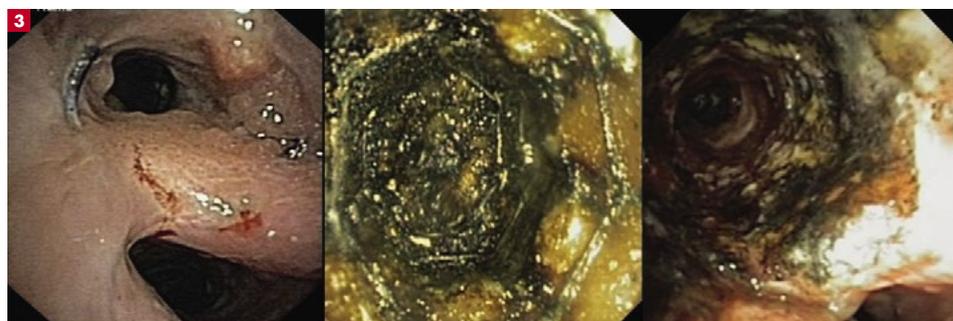


Figure 3:
Gauche : Image Bronchoscopique d'un Stent Simple en Métal.
Milieu : Exposition du Stent Assistée par Laser au Thulium
Droite : Les Bronches Après l'obtention des Stents Montre le Tissu de Granulation Coagulé. (Gesierich W, Fertl A, Häußinger K. Laser bronchoscopy in pre-existing airway stents using a thulium laser ($1.9\mu\text{m}$) Poster on Congress 2016)

La collaboration multidisciplinaire étroite entre les instituts de recherche, les partenaires industriels et les utilisateurs du secteur médical rend possible les applications du rayonnement laser de haute précision dans le domaine chirurgical pour améliorer les soins et l'état général du patient. ■

Fibres Optiques pour les Applications Médicales

LASER COMPONENTS obtient la certification EN ISO 13485



LASER COMPONENTS développe et fabrique des composants optiques, optoélectroniques et des fibres optiques pour les applications médicales y compris des fibres jetables et recyclables.

Nous investissons dans la reproductibilité : notre système de gestion de la qualité est certifié selon la norme EN ISO 13485 et ISO 9001. Ceci signifie que :

- Tous les produits médicaux et le conditionnement sont en conformité avec les critères de biocompatibilité DIN EN ISO 10993-1 selon leur utilisation prévue.
- Toutes les étapes spécifiques de production sont validées et documentées.
- La traçabilité de même le plus petit des composants est garantie.
- Nos salles blanches sont conformes aux normes GMP et DIN EN ISO 14644.
- Toutes les fibres optiques sont produites dans les salles blanches sous des conditions reproductibles selon les classes 7 et 8 de la norme ISO concernant l'utilisation en technologie médicale.
- Nous délivrons également des produits stériles sur demande des clients. Dans ce cas, il est essentiel de respecter les critères de conformité de la norme DIN EN ISO 11607 et DIN EN 868 et d'assurer un processus de stérilisation approuvé selon la norme EN ISO 11135-1.
- Nous assurons la documentation technique de nos processus internes.
- Avant de commencer la conception d'un produit, nous effectuons une analyse des risques selon la norme DIN EN ISO 14971.



Felix Paul (Responsable Production Fibres-Optiques), Ursula Mader (COO et Responsable Qualité) et Reinhard Grunert (Responsable Qualité)

Références pages 016 – 018

1. Breda A, Ogunyemi O, Leppert JT, Schulam PG: Flexible ureteroscopy and laser lithotripsy for multiple unilateral intrarenal stones. Eur Urol 2009, 55:1190–1196.
2. Grasso M, Conlin M, Bagley D: Retrograde ureteropyeloscopic treatment of 2 cm. or greater upper urinary tract and minor staghorn calculi. J Urol 1998, 160:346–351
3. Bader MJ, Eisner B, Porpiglia F, Preminger GM, Tiselius HG: Contemporary management of ureteral stones. Eur Urol 2012, 61:764–672.
4. Kijviki K, Haleblan GE, Preminger GM, de la Rosette J: Shock wave lithotripsy or ureteroscopy for the management of proximal ureteral calculi: an old discussion revisited. J Urol 2007, 178:1157–1163.
5. Pierre S, Preminger GM: Holmium laser for stone management. World J Urol 2007, 25:235–239.
6. Sofer M, Watterson JD, Wollin TA, Nott L, Razvi H, Denstedt JD: Holmium: Yag laser lithotripsy for upper urinary tract calculi in 598 patients. J Urol 2002, 167:31–34.
7. Hollenbeck BK, Schuster TG, Faerber GJ, Wolf JS: Flexible ureteroscopy in conjunction with in situ lithotripsy for lower pole calculi. Urology 2001, 58:859–863.
8. Bader MJ, Gratzke C, Hecht V, Schlenker B, Seitz M, Reich O, Stief CG, Sroka R: Impact of collateral damage to endourologic tools during laser lithotripsy—in vitro comparison of three different clinical laser systems. J Endourol 2011, 25:667–672.
9. Ronald S, Nicolas H, Thomas P, Volkmar H, Derya T, Stief CG, Markus Jürgen B: In vitro investigations of repulsion during laser lithotripsy using a pendulum setup. Lasers Med Sci 2012, 27:637–643.
10. Khoder W, Bader M, Sroka R, Stief C, Waidelich R: Efficacy and safety of Ho:YAG Laser Lithotripsy for ureteroscopic removal of proximal and distal ureteral calculi. BMC Urology 2014, 14:62
11. Bolliger CT, Sutedja TG, Strausz J, Freitag L: Therapeutic bronchoscopy with immediate effect: laser, electrocautery, argon plasma coagulation and stents. Eur Respir J. 2006;27:1258-71.
12. Gesierich W. Diagnostic and therapeutic laser applications in pulmonary medicine—a review. Med Laser Appl. 2010;25:5-13.
13. Cavaliere S, Foccoli P, Farina PL. Nd:YAG laser bronchoscopy. A five-year experience with 1,396 applications in 1,000 patients. Chest. 1988;94:15-21.
14. Cavaliere S, Venuta F, Foccoli P, Toninelli C, La FB. Endoscopic treatment of malignant airway obstructions in 2,008 patients. Chest. 1996;110:1536-42.
15. Hale GM, Querry MR. Optical constants of water in the 200-nm to 200-microm wavelength region. Appl Opt. 1973;12:555-63.
16. Wieliczka DM, Weng S, Querry MR. Wedge shaped cell for highly absorbent liquids: infrared optical constants of water. Appl Opt. 1989;28:1714-9.
17. Kou L, Labrie D, Chylek P. Refractive indices of water and ice in the 0.65- to 2.5-microm spectral range. Appl Opt. 1993;32:3531-40.
18. Khoder WY, Zilberg K, Waidelich R, Stief CG, Becker AJ, Pangratz T, et al. Ex vivo comparison of the tissue effects of six laser wavelengths for potential use in laser supported partial nephrectomy. J Biomed Opt. 2012;17:068005.
19. Gesierich W, Reichenberger F, Ferit A, Haeussinger K, Sroka R. Endobronchial therapy with a thulium fiber laser (1940 nm). J Thorac Cardiovasc Surg 2014;147:1827-32
20. IEC 60825-1 –Ed. 2.0:2007-03: Safety of laser products –Part 1: Equipment Classification and Requirements. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission. www.iec-normen.de.
21. Penny J, Smalley RN, CMLSO: Laser safety: risks, hazards, and control measures. Laser Ther 2011, 20(2):95–106.
22. DIN EN 60825-1: 2008-05: Sicherheit von Lasereinrichtungen – Teil 1: Klassifizierung von Anlagen und Anforderungen [IEC 60825-1:2007]. Berlin: Beuth Verlag: Deutsche Fassung EN; 2007:60825-1. in German.

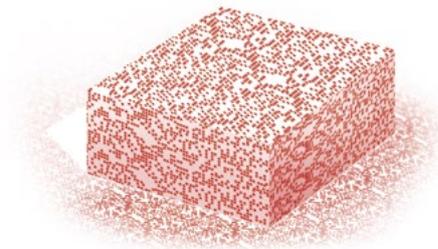
Nouveaux Produits

- 1 FLEXPOINT® MVfiber Pour la Qualité de Faisceau la Plus Elevée ■
- 2 MVstereo Nuage de Points pour le Traitement d'Images Stéréo ■
- 3 INTEGRA Détecteurs de Puissance et d'Energie Connectés Directement à un Ordinateur ■
- 4 UVC LEDs Maintenant avec Puissance de Sortie Optique jusqu'à 30mW ■
- 5 Miroir Triple Miroir pour Laser de Forte Puissance pour 3 Longueurs d'Onde ■
- 6 APD-Arrays Conçu pour les Applications de Radar à Laser ■

1



2



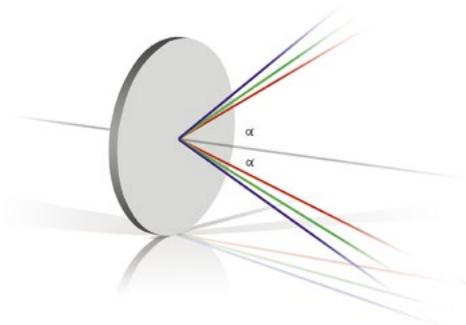
3



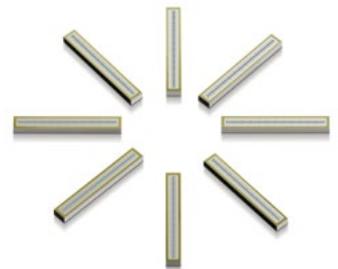
4



5



6



FLEXPOINT® MV fiber

Couplées par fibre optique monomode, la source laser FCL et l'optique FLH séparée offrent la meilleure qualité de faisceau

WEB F26-174 Nous avons modifié la conception de nos modules laser pour profiter au maximum des propriétés optiques et éliminer la dérive thermique de l'alignement laser même sur un support très étroit :

Nous avons séparé l'unité laser (y compris l'électronique) du dispositif de mise en forme du faisceau optique dans les nouveaux modules laser FLEXPOINT® MV fiber ; les deux composants mécaniques sont connectés via une fibre optique monomode.

Les boîtiers de la tête optique FLH et de la source laser FCL sont plus petits que ceux des modules laser standards. Etant donné qu'ils peuvent être installés séparément, la tête du laser s'adapte aussi à des systèmes avec un espace très étroit.

Cette séparation a aussi des avantages thermiques puisque la dérive thermique du faisceau laser est presque complètement éliminée.

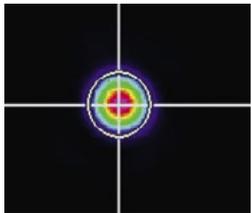
Ceci améliore également les propriétés optiques : l'utilisation de la fibre optique monomode réduit la dispersion de la lumière dans la projection laser et évite aussi le mode latéral. Une comparaison du profil de faisceau disponible avec/sans fibre est présentée dans la figure ci-dessous.

La source laser FP-FCL et la tête optique FP-FLH peuvent être commandées séparément fournissant aux clients une flexibilité maximale dans la sélection du meilleur système. Les deux composants sont conçus pour l'utilisation avec des connecteurs FC/PC.

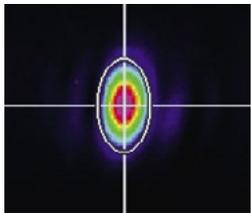
Présents sur le marché, les lasers sont disponibles à 450 nm et à 660 nm avec des niveaux de puissance jusqu'à 50 mW. D'autres longueurs d'onde ou niveaux de puissance de sortie sont disponibles sur demande. Le microprocesseur électronique agit en tant que driver du laser, son interface série sert à programmer et à afficher les données du laser.

La tête optique FP-FCL peut être dotée de plusieurs types de faisceaux : ceci inclut les lignes homogènes, les lignes à distribution gaussienne, la projection de points ou plus de 60 types d'optiques DOE produisant des lignes parallèles, des matrices de points, des cercles, etc. ■

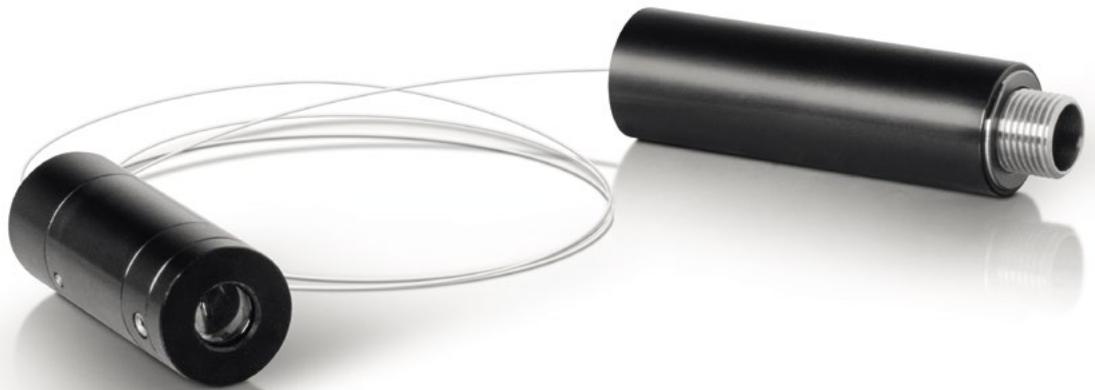
Elvyne Egrot : 01 79 85 86 04
e.egrot@lasercomponents.fr



Profil de faisceau avec fibre



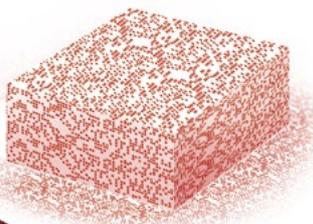
Profil de faisceau sans fibre



FLEXPOINT® MV stereo - Nouveau Laser pour le Traitement d'Images Stéréo

Générateur de motifs pseudo-aléatoires

WEB F26-274



Les données des pixels permettent de calculer la forme tridimensionnelle d'un objet. C'est ce qu'on appelle le traitement d'images stéréo en 3D qui est déjà utilisé dans le contrôle des mouvements et pour mesurer le volume et la profondeur.

Le module laser FLEXPOINT® MV stereo est une source de lumière utilisée pour ces applications ; elle projette un nuage aléatoire de points avec 33 000 points divergents.

Vous pouvez choisir entre deux longueurs d'ondes : le MV stereo est disponible à 660 nm (rouge visible) ou 830 nm (infrarouge invisible à l'œil).

La puissance de sortie du laser est ajustée de façon à respecter les normes laser classe 1 et 1M.

L'intérieur des modules laser MV stereo est muni de microprocesseurs électroniques avec une interface série. Cette interface permet de programmer le laser et de récupérer les données.

Des versions OEM sont disponibles pour des applications spécifiques ; elles sont personnalisables selon les spécifications du client. ■

Audrey Le Lay : 01 79 85 86 09
a.lelay@lasercomponents.fr

Détecteurs de Puissance et d'Énergie avec Connexion PC Directe

Nouvelle série INTEGRA – Maintenant disponible avec connexion RS-232

WEB F26-071

En général, un moniteur individuel est nécessaire pour la lecture des mesures effectuées par les détecteurs de puissance et d'énergie Gentec-EO ; toutefois, ce n'est pas le cas de la série INTEGRA. Ces produits sont directement reliés à l'ordinateur.

Gentec-EO présente sa nouvelle génération de produits : les détecteurs INTEGRA sont désormais disponibles non seulement avec connecteurs USB, mais aussi avec une interface RS232 - la solution idéale pour les applications en « conditions industrielles ».

Souvent, les sites de production et les machines de traitement ne possèdent pas d'interface USB ou ne peuvent pas être employées pour le transfert des données critiques via ces systèmes en raison de leur susceptibilité aux interférences.

La version INTEGRA RS-232 est une alternative compacte et fiable désormais disponible. La lecture des données du détecteur ne dépend pas d'un système d'exploitation spécifique. Grâce au contrôle direct des commandes en série, cette version n'exige ni driver ni logiciel particulier. Ainsi, cette version RS-232 de la série INTEGRA permet d'être opérée également sous LINUX ou directement d'un PLC.

Une autre version INTEGRA est disponible pour les détecteurs d'énergie. Outre l'interface USB, cette version dispose d'une connexion BNC pour transmettre un signal externe de déclenchement.

La conception mécanique du contrôleur INTEGRA a également été retouchée. L'espace nécessaire pour l'interface du moniteur a été minimisé ; de plus, il y a maintenant un trou de montage très pratique pour fixer INTEGRA sur un banc optique, par exemple.

La série INTEGRA fonctionne avec le même logiciel que celui du MAESTRO, le principal moniteur de Gentec-EO. La dernière version du logiciel est disponible gratuitement à télécharger sur le site web du fabricant. ■

Audrey Le Lay :

01 79 85 86 09
a.lalay@lasercomponents.fr



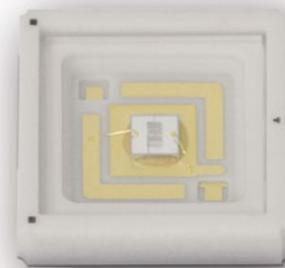
Ça Vient de Sortir !

LED mono-élément de puissance optique 30 mW en UVC

WEB F26-042

L'impossible, LG Innotek l'a déjà fait : au lieu de la puissance optique standard de 10 mW disponible jusqu'à présent, ces LED UVC permettent maintenant d'obtenir des niveaux de puissance de sortie optique de 30 mW d'une puce mono-élément. Ceci les rend non seulement puissantes, mais aussi particulièrement adaptées à plusieurs domaines d'application.

Les LED UVC 278 nm sont utilisés dans le séchage UV et la polymérisation dans le secteur de l'impression aussi bien que dans la désinfection et la purification de l'eau, de l'air, des surfaces ou des dispositifs analytiques. Plus la puissance de sortie est grande, plus les sources UV standard disponibles sur le marché seront progressivement abandonnées compte tenu des multiples avantages des LED UV.



Ces LED sont compactes de sorte qu'elles s'adaptent n'importe où. Elles présentent une bande étroite et sont prêtes immédiatement sans besoin de mise en température préalable pour une plus grande facilité d'emploi.

Caractéristiques du produit

- Boîtier robuste SMD : 6 x 6 mm²
- Tension directe : un maximum de 7.5 V
- Courant : 350 mA
- Longue durée de vie

Chez LG Innotek, le développement continu à un rythme soutenu ; cette année sera riche de plusieurs nouveautés. A présent, la puissance optique à 30 mW est déjà extraordinaire. ■

Elvynne Egrot :

01 79 85 86 04
e.egrot@lasercomponents.fr

Miroir Laser Haute Puissance Réfléchissant Trois Longueurs d'Onde

Profitez de notre nouvelle technologie de traitement optique économique

WEB F26-001

Les optiques laser sont généralement optimisées pour une seule longueur d'onde. Si les lasers multi-fréquences sont utilisés, il faut aussi prendre en considération cet aspect lors de la sélection des composants pour l'alignement du faisceau.

LASER COMPONENTS offre ce qu'on appelle des miroirs triples dans lesquels trois longueurs d'onde sont réfléchies. Ceux-ci sont utilisés, par exemple, dans les systèmes laser Nd:YAG qui émettent à une longueur d'onde fondamentale de 1064 nm (IR) et présentent des harmoniques à 532 nm (vert) et 355 nm (UV).

Un nouveau procédé de revêtement permet d'appliquer cette conception complexe de couches en une seule application, particulièrement en association avec un revêtement IAD (dépôt assisté par ions) ou IBS (pulvérisation par faisceau d'ions). Ces technologies supportées par ions permettent des résultats très précis et reproductibles qui dépassent la précision des méthodes précédentes.

Méthode précédente : laborieuse et coûteuse

Jusqu'à présent, il fallait réaliser le revêtement pour trois longueurs d'onde en deux passages : par exemple, pour les miroirs du laser YAG, le revêtement pour 1064 nm et 532 nm était premièrement appliqué au substrat (miroir double) et ensuite, dans une autre couche, un revêtement du miroir pour 355 nm était déposé en phase vapeur sur le premier revêtement. Ainsi, la production de ces miroirs était relativement complexe.

Une méthode similaire était nécessaire pour les miroirs qui doivent refléter 1064 nm et 532 nm ainsi qu'un faisceau pilote à 635 nm, par exemple. La réflexion supplémentaire à 635 nm était effectuée lors d'une première couche et ensuite un deuxième traitement était appliqué pour 1064 nm et 532 nm.

Nouvelle méthode :

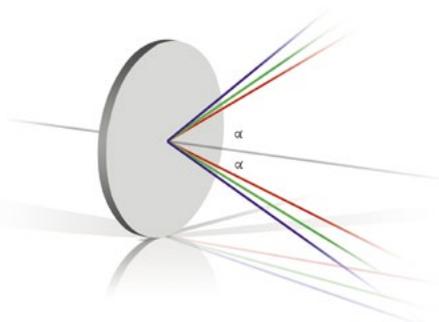
rapide, haut débit, économique

La nouvelle méthode conduit non seulement à de meilleures spécifications, mais présente également l'avantage supplémentaire d'une durée de fabrication réduite étant donné que le deuxième traitement n'est plus nécessaire. De plus, notre nouvelle unité de traitement contient plus de substrats que précédemment ce qui permet la fabrication en plus grandes quantités. Ceci a des effets positifs sur le prix à l'unité.

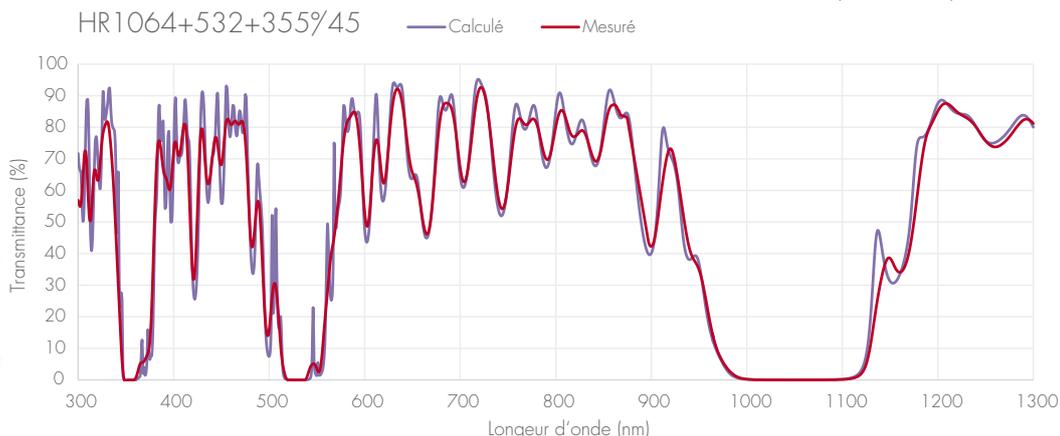
Le nouveau miroir laser triple est fabriqué pour une variété de combinaisons de longueurs d'onde. Envoyez-nous vos spécifications et nous allons vous aider à trouver la meilleure solution. Dans l'exemple qui suit, vous pouvez voir la comparaison des valeurs de transmissions calculées (vert) et mesurées (rouge) d'un miroir HR 1064+532+355 (AOI 45°, u-pol, arrière substrat non-revêtu). ■

Audrey Le Lay :

01 79 85 86 09
a.lelay@lasercomponents.fr



HR1064+532+355%45



Barrettes de Photodiodes Avalanches - APD

Objectifs LiDAR, cruise control adaptatif et plus...

WEB F26-135

Des barrettes APD linéaires permettant de nouvelles applications dans les radars à laser LIDAR et les systèmes de régulation automatique de la vitesse - ACC

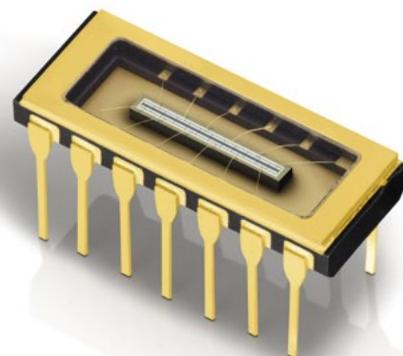
Typiquement utilisées dans des sondes de distances par mesure de temps-de-voil, par exemple dans les applications d'aide à la sécurité des véhicules, les barrettes linéaires APD sont maintenant disponibles chez Laser Components.

Faible bruit, et rapidité combinés dans une photodiode avalanche silicium montée dans un assemblage monolithique, les barrettes ont été

optimisées pour la gamme de longueurs d'onde 800-900 nm. D'autres caractéristiques incluent un coefficient de basse température et un espace de seulement 40 µm entre les éléments. Ces barrettes peuvent être configurées pour s'adapter aux conditions du client en termes de nombre et de dimension d'éléments. Une rangée de 12 éléments dans un boîtier DIL 14 broches est également disponible en standard (fiche technique disponible). Des matrices 2D sont actuellement en cours de développement. ■

José Bretes :

01 79 85 86 03
j.bretes@lasercomponents.fr

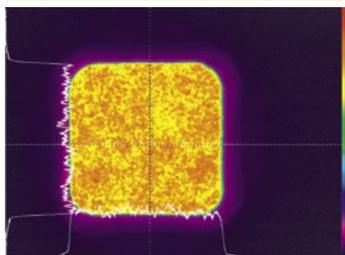


Diode Laser
Pulsé

Série SQF

small components
MASSIVE IMPACT

Profil de faisceau homogène



Rayonnement : typ. 140 μm x 140 μm

Boîtier compact

9 mm diamètre, 19 mm long

Puissance : >25 W

Longueur d'Onde : 905 nm

**Nouvelle
Version
1550 nm**
(spécifications sur demande)



WEB
F26-
SQF

José Bretes :

01 79 85 86 03

j.bretes@lasercomponents.fr

**LASER
COMPONENTS**

