

Femtogreffe, un 1650 nm sinon rien !

JEAN-MARC LEGEAIS

Hôtel-Dieu, Paris



Le laser femtoseconde s'est imposé de façon définitive en chirurgie réfractive et est devenu en quelques années la technique de référence dans la chirurgie des amétropies remplaçant l'utilisation des microkératomes.

La greffe de cornée fut la seconde application proposée, mais les indications de ces lasers continuent à s'élargir avec la chirurgie du cristallin et très probablement la chirurgie du glaucome.

Pour autant, les lasers dont nous disposons doivent être considérés comme des lasers de première génération et nombre d'améliorations seront nécessaires. Si ces lasers sont très performants sur les tissus transparents, ils le sont moins dans les tissus opaques, ils ne disposent que d'une longueur d'onde de 1 065 nm, ne sont pas accordables et doivent être associés à des systèmes d'imagerie intégrée comme l'OCT pour observer les découpes en temps réel.

Plusieurs types de greffes sont possibles : transfixiante (avec différentes géométries : en « Z », en « top hat », en « mushroom »), lamellaire antérieure, avec ou sans suture, endothéliale. Si toutes ces chirurgies sont maîtrisées dans un grand centre de greffe, elles se heurtent à plusieurs difficultés techniques lors de la découpe d'une structure cornéenne opaque limitant l'efficacité de ces lasers.

La longueur d'onde du laser est un facteur déterminant sur la transmission optique totale du faisceau incident et la proportion du faisceau diffusé. Elle dépend de la longueur d'onde au cube. Pour une ouverture numérique donnée, on comprend l'importance du choix qualitatif d'une longueur d'onde peu diffusante devenant un facteur limitant gênant dans des applications sur tissu opaque ou translucide.

Il est primordial d'éviter de trop augmenter l'énergie délivrée pour limiter les autres effets non linéaires et risquer d'altérer les propriétés de découpes, phénomène observé actuellement par exemple dans les greffes endothéliales.

Les diffusions optiques intratissulaires : effets Rayleigh ou Mie

La diffusion de la lumière dépend, entre autres, de la taille des particules diffusantes. Deux phénomènes physiques doivent être connus : la diffusion Rayleigh et la diffusion Mie.

La diffusion Rayleigh est un mode de diffusion lorsque la longueur d'onde est beaucoup plus grande que la taille des particules diffusantes. On parle alors de diffusion élastique, car cela se fait sans variation d'énergie. Ce phénomène s'applique pour les cornées transparentes et explique par exemple la couleur bleu du ciel.

Par contre, lorsque les particules ont une taille suffisamment grande devant la longueur d'onde incidente, il faut utiliser d'autres théories comme par exemple la théorie de Mie qui fournit une solution exacte à la diffusion par des particules sphériques de taille quelconque (la diffusion de Rayleigh est en fait un cas limite de la théorie de Mie).

La dispersion de Rayleigh n'est valide que pour la dispersion de la lumière par les molécules jusqu'à environ un dixième de la longueur d'onde de la lumière incidente. Au-delà de ce rapport, nous avons affaire à la théorie de Mie qui s'applique par exemple dans les cornées œdémateuses, opaques, ou la sclère, et explique par exemple pourquoi les nuages sont plus diffusants et blancs. Le phénomène optique pour les nuages et la cornée opaque est similaire.

Limiter la diffusion et augmenter la profondeur et la qualité de découpe

L'ensemble des mécanismes physiques qui gouvernent l'interaction linéaire et non linéaire des impulsions laser sont désormais très bien compris. Les études de transmission optique intratissulaire dans les cornées montrent que, pour une ouverture numérique donnée et une énergie fixée, la profondeur de pénétration est optimale pour 1 665 nm.

Un laser fibré a été développé par le laboratoire d'optique

appliquée (LOA) et l'Institut d'otologie avec le concours de notre laboratoire. À cette longueur d'onde, la pénétration intratissulaire est améliorée d'un facteur 3 comme le prédisent les modèles mathématiques, essentiellement du fait de la limitation des phénomènes de diffusion (figure 1).

Il permet la découpe des tissus transparents mais aussi opaques comme la sclère, permettant de développer une chirurgie du glaucome par laser ultrarapide, d'élargir les indications des greffes de cornée et d'améliorer encore la qualité des résultats.

On comprend l'intérêt médical de l'utilisation de ces lasers optimisés à 1 665 nm permettant d'être utilisés dans les principales chirurgies du segment antérieur et du cristallin.

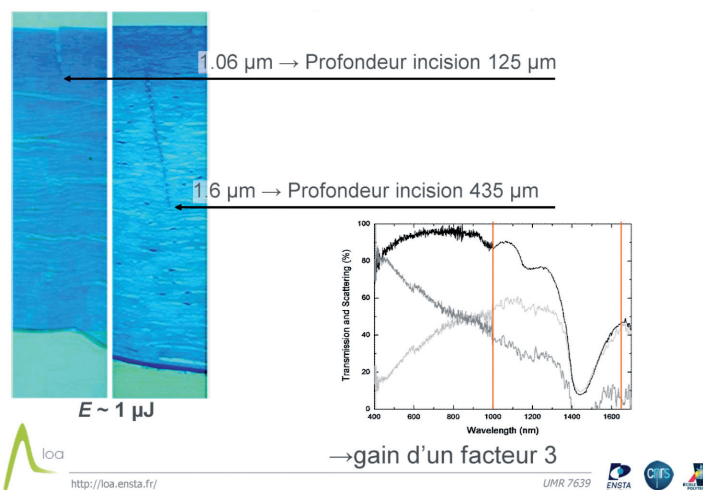


Figure 1. Incisions à la longueur d'onde optimisée. La pénétration tissulaire est améliorée d'un facteur 3.

Bibliographie

Aptel F, Olivier N, Deniset-Besseau A, Legeais JM *et al.* Multimodal nonlinear imaging of the human cornea. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51(5):2459-65.

Nuzzo V, Savoldelli M, Legeais JM, Plamann K. Self-focusing and spherical aberrations in corneal tissue during photodisruption by femtosecond laser. *J Biomed Opt* 2010 May-Jun;15(3):038003.

Nuzzo V, Aptel F, Savoldelli M *et al.* Histologic and ultrastructural characterization of corneal femtosecond laser trephination. *Cornea* 2009;28(8):908-13.

Peyrot DA, Aptel F, Crotti C *et al.* Effect of incident light wavelength and corneal edema on light scattering and penetration: laboratory study of human corneas. *J Refract Surg* 2010;26(10):786-95.