

PROGRÈS DE LA CHIRURGIE DE LA CORNÉE ET DU CRISTALLIN AU LASER FEMTOSECONDE CHEZ L'HUMAIN. QUELLES PERSPECTIVES POUR LA CHIRURGIE DE LA CATARACTE CHEZ L'ANIMAL DE COMPAGNIE ?

PROGRESS OF FEMTOSECOND LASER CORNEAL AND CATARACT SURGERIES IN HUMANS. WHICH PERSPECTIVES FOR CATARACT SURGERY IN COMPANION ANIMALS?

Fabrice ROMANO¹ 

Manuscrit initial reçu le 3 novembre 2023, manuscrit révisé reçu le 23 février 2024, accepté le 13 mars 2024

RÉSUMÉ

La chirurgie de la cataracte chez l'humain a connu son progrès principal le plus récent lors de l'avènement de la phacoémulsification au début des années 90 en Europe. Même si cette technique s'est perfectionnée depuis, il n'y a pas eu de véritable révolution dans la méthode d'extraction du cristallin. En revanche l'arrivée des implants pliables a permis de réduire encore davantage la taille de l'incision cornéenne en diminuant considérablement les amétropies postopératoires. Mais les progrès technologiques en ophtalmologie, que ce soit en robotique, en intelligence artificielle et dans les lasers, ont conduit récemment à la mise au point de nouveaux équipements chirurgicaux et semblent annoncer un bouleversement imminent dans la chirurgie de la cataracte. L'ophtalmologie vétérinaire ayant suivi les traces de la chirurgie humaine il est donc légitime de se demander si la chirurgie de la cataracte chez l'animal n'est pas également à l'aube d'un changement profond.

Mots-clés : laser ; femtoseconde ; chirurgie ophtalmique ; cataracte ; ophtalmologie ; phacoémulsification ; cristallin ; cornée.

ABSTRACT

Cataract surgery in humans saw its most recent major advancement with the advent of phacoemulsification at the beginning of the 90s in Europe. Even if this technique has since been perfected, there has been no real revolution in the method of crystalline lens extraction. On the other hand, the arrival of foldable implants has made it possible to reduce even further the size of the corneal incision, considerably reducing post-operative ametropia. However, technological advances in ophthalmology, whether in robotics, artificial intelligence and lasers, have recently led to the development of new surgical equipment and seem to announce an imminent change in cataract surgery. In this field historically, veterinary surgery has followed advances of human surgery and it is therefore legitimate to ask whether cataract surgery in animals is not also on the verge of a profound change.

Keywords: laser; femtosecond; ophthalmic surgery; cataract; ophthalmology; phacoemulsification; crystalline lens; cornea

1- DVM, Fondateur de Keranova S.A., 42000 Saint Etienne, France
Mail : fabrom69@gmail.com



INTRODUCTION

La chirurgie de la cataracte, en médecine humaine comme en médecine vétérinaire, a constamment évolué, comme toutes les autres, dans le sens d'une amélioration de la tolérance, de la réduction du risque pour le patient et d'une meilleure efficacité. En chirurgie de la cataracte, la bonne tolérance peut être appréciée par la rapidité de récupération d'une bonne acuité visuelle et par la réduction d'effets indésirables ou de complications fréquentes (opacifications cornéennes, présence de fibrine en chambre antérieure, réouverture de la plaie, issue de vitré...). Les progrès constatés sont souvent le résultat de la combinaison de deux facteurs : les progrès de la technique chirurgicale élaborés par les chirurgiens à l'usage et sur le long terme, et les progrès technologiques permettant aux chirurgiens de disposer d'instruments de plus en plus adaptés, et de plus en plus performants.

Ces équipements chirurgicaux nouveaux s'accompagnent d'une amélioration du bilan efficacité/tolérance du traitement chirurgical. Ils intègrent quasiment toujours des technologies mises au point pour d'autres usages, et résultent de recherches souvent académiques dans des sciences fondamentales.

Ainsi la phacoémulsification a émergé d'une idée de Charles Kelman (1930-2004) (Kelman 1967), qui a identifié la technologie du transducteur ultrasonore comme étant potentiellement transposable avec utilité à la chirurgie de la cataracte. Et c'est bien ce qui s'est passé, après une longue période de mise au point. Les premiers prototypes de machines équipées de pièces à main intégrant un transducteur ultrasonore ont été utilisés d'abord expérimentalement chez l'animal puis en clinique par les chirurgiens ophtalmologistes. Un transducteur est le plus souvent un cristal ayant des propriétés piézoélectriques. Il change de forme lorsqu'il est soumis à une différence de potentiel électrique et peut donc vibrer intensément lorsqu'il est exposé à un courant approprié. Ces vibrations ont été mises à profit dans une pièce à main tenue par le chirurgien. Son extrémité en biseau au contact du matériau cristallin permet de le fragmenter en débris de petite taille. L'idée géniale de concevoir une pointe creuse connectée à un aspirateur chirurgical a rendu la technique tout à fait adaptée à la fragmentation et à l'aspiration simultanée des fragments du cristallin *in situ*, permettant de s'affranchir de l'extraction du cristallin en un seul bloc et offrant donc la possibilité nouvelle et très intéressante de pouvoir réduire drastiquement la taille de l'incision.

Rapidement, les avantages liés à cette nouvelle technique ont convaincu les chirurgiens qu'il était nécessaire de l'adopter en raison des effets bénéfiques pour les patients. Et, effectivement, la réduction considérable de la taille de l'incision cornéenne apportait beaucoup d'avantages, qui ont considérablement amélioré les suites postopératoires. Chez l'humain, ces bénéfices étaient plutôt d'ordre optique, les patients opérés retrouvant une vision satisfaisante bien plus rapidement qu'avec la technique précédente (extra-capsulaire manuelle). Chez l'animal, ce premier avantage était plus difficilement mesurable ; par contre le fait de réduire drastiquement la taille de l'incision cornéenne et le nombre de points de suture réduisait le temps d'anesthésie, rendait les suites opératoires plus simples et exposait moins l'animal à un risque de réouverture de la brèche chirurgicale (Romano 1995).

Ainsi, aujourd'hui, l'opération de la cataracte chez l'humain est devenue mini-invasive mais aussi ambulatoire, le patient rentrant chez lui le soir-même de l'intervention. Les incisions qui auparavant faisaient presque la longueur d'une demi-circonférence de la cornée, ne font plus que 2 à 3 mm maximum. Depuis la mise sur le marché des implants pliables après les implants rigides en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) puis des injecteurs d'implants, ces incisions sont même si petites qu'elles se font en cornée claire alors qu'auparavant, pour une phacoémulsification, il fallait quand même agrandir l'incision cornéo-sclérale à 6 ou 7 mm pour permettre l'insertion de l'implant rigide dont l'optique avait un diamètre de 5 à 6 mm. Il fallait procéder à une désinsertion conjonctivale, à une hémostase, et à une tunnelisation de la sclère jusqu'en cornée claire, puis à un agrandissement de l'incision pour introduire l'implant. Deux ou trois points de suture sur la sclère et autant sur la conjonctive étaient nécessaires. Aujourd'hui, les implants pliables ont permis de réduire encore considérablement la taille de l'incision. Celle-ci étant auto-étanche, les points de suture ont quasiment disparu. L'étroitesse de l'incision et l'absence de points de suture permettent de ne plus exercer de tensions sur la cornée. En l'absence de déformation cornéenne, les astigmatismes induits sont rares et la qualité de la vision du patient est d'emblée quasi parfaite dans les suites immédiates de l'opération. En l'absence de points de suture, avec une conjonctive intacte et quasiment pas d'hyperhémie conjonctivale, l'opération de la cataracte a atteint en apparence un niveau de technicité et de tolérance assez élevés.

En ophtalmologie vétérinaire, le cheminement a été similaire, et le passage à la phacoémulsification a également apporté un grand confort et une sécurité accrue du fait de la taille réduite de l'incision. Au début relativement anecdotique, l'utilisation des implants intraoculaires chez l'animal s'est largement répandue, améliorant considérablement l'acuité visuelle post-opératoire, ceci grâce aux recherches d'une équipe de vétérinaires français qui avait réussi à déterminer la valeur optimale de la puissance dioptrique des implants vétérinaires, calcul toujours d'actualité aujourd'hui (Gaiddon *et al.* 1989 ; 1991 ; 1997).

La phacoémulsification a donc permis de travailler quasiment à globe fermé, évitant ainsi de nombreuses complications per et postopératoires.



On voit donc bien comment l'avènement d'une technologie (les transducteurs ultrasonores), *a priori* non destinée à l'utilisation qui en est faite dans cette indication chirurgicale, a quand même fini par révolutionner la technique chirurgicale au bénéfice des patients.

Il est indéniable que la phacoémulsification a rendu d'immenses services à la chirurgie de la cataracte, même si au début, la courbe d'apprentissage des chirurgiens a mis du temps à se stabiliser au prix d'un nombre important d'incidents peropératoires. Aujourd'hui cette technique fait partie intégrante de la formation des chirurgiens et le ratio efficacité/tolérance de la méthode est devenu tout à fait acceptable. Mais il est encore perfectible.

Et l'histoire se répétant, d'autres inventions, non destinées *a priori* à améliorer le geste chirurgical en ophtalmologie, vont probablement encore une fois révolutionner la chirurgie de la cataracte.

HISTORIQUE ET RATIONNEL DU LASER FEMTOSECONDE UTILISÉ EN OPHTALMOLOGIE

La fragmentation *in situ* du cristallin en peropératoire a permis de réduire la taille de l'incision cornéenne. Le cristallin est extrait fragment après fragment et non plus en un seul bloc. Ces fragments sont de taille suffisamment petite pour être évacués au travers de la lumière de la pointe creuse du phacoémulsificateur (environ 800 µm de diamètre interne) introduite dans la chambre antérieure du globe oculaire à travers une incision étroite. Cette fragmentation, bien qu'efficace, doit être pratiquée avec prudence, délicatesse et dextérité. La pointe du phacoémulsificateur, à l'origine de vibrations puissantes et potentiellement destructrices, se trouve à l'intérieur du globe oculaire. Elle a un volume de déplacement « autorisé » sans risque relativement réduit, qui peut se résumer strictement, lorsque les vibrations sont actives, à l'intérieur du sac capsulaire (la fine membrane qui entoure le cristallin) et, mieux encore, à un volume correspondant à celui du noyau cristallinien. En effet, le cortex périphérique non cataracté ne doit pas être extrait avec la pièce à main à ultrasons. Il faut donc éviter de déplacer la pointe vibrante à proximité de l'iris, ou de la cornée, ou du sac capsulaire, sous peine de provoquer des dommages dont les conséquences peuvent être plus ou moins graves. Par ailleurs, l'opérateur doit aussi s'appliquer à n'utiliser les vibrations ultrasonores que lorsque c'est nécessaire, c'est-à-dire au contact de la matière cristallinienne. Il est inutile d'engager les ultrasons lorsque la pointe est distante du cristallin. En effet, toute cette énergie doit être réduite au maximum car elle est suspectée avoir des effets néfastes sur les structures intraoculaires fragiles (production de chaleur et risque de brûlure de la cornée, production de radicaux libres ayant un effet toxique sur les tissus intraoculaires (Holst *et al.* 1993), etc.). Ainsi, une situation de « tolérance » s'est installée, les chirurgiens ayant adopté une technologie nouvelle permettant d'augmenter l'efficacité du geste, mais au risque de provoquer des dommages si elle n'est pas bien maîtrisée. On peut dire qu'environ 35 ans après l'avènement de la phacoémulsification, qui a été un grand progrès dans la chirurgie de la cataracte, les chirurgiens attendent désormais une technologie aussi efficace tout en supprimant les risques de la phacoémulsification.

Dans toutes les disciplines chirurgicales, la recherche des techniques dites mini-invasives est désormais la règle. Parfois même certaines techniques non-invasives qui voient le jour permettent de traiter l'organe sans l'ouvrir, en l'absence de brèche chirurgicale, grâce notamment à la propagation dans les tissus vivants de différentes sortes d'ondes énergétiques. On peut citer les ultrasons focalisés de haute intensité continus, les ondes de choc, les micro-ondes, les rayonnements ionisants ou, en ophtalmologie, les lasers continus ou pulsés. Ces technologies sont également très intéressantes car elles permettent souvent de diriger le faisceau énergétique avec un moyen très sophistiqué basé le plus souvent sur l'imagerie guidée (ou « *image guided* » en anglais) 2D ou 3D, mettant en œuvre des systèmes informatisés basés soit sur des algorithmes d'analyse d'image, soit sur de l'Intelligence Artificielle. Ainsi, ces équipements de nouvelle génération sont souvent capables par eux-mêmes d'identifier un tissu cible (« *target* ») et de mettre en œuvre des mécanismes complexes permettant de diriger les ondes, quelle que soit leur nature, vers ce tissu cible en calculant ses coordonnées dans l'espace. La précision et la rapidité de ces systèmes est assez stupéfiante ; certains sont même capables de compenser en temps réel le déplacement de la cible, quand par exemple celle-ci bouge naturellement (mouvements respiratoires, pulsations artérielles, mouvements oculaires...), et d'adapter la trajectoire du faisceau en conséquence (dans le cas d'applications ophtalmiques on parle de « *Eye tracking* »). Autant dire que certaines technologies, trouvant parfois des applications dans des domaines très éloignés comme la défense ou l'industrie, s'invitent dans le domaine chirurgical avec intérêt car les applications sont innombrables. Ce qui pouvait sembler du domaine de la science-fiction il n'y a pas si longtemps se retrouve aujourd'hui entre les mains des chirurgiens. Dans le domaine qui nous intéresse, c'est le laser femtoseconde qui représente potentiellement l'opportunité d'une nouvelle mutation de la chirurgie de la cataracte.

Ce type de laser a été mis au point au début des années 80, par Gérard Mourou et son équipe (Gérard Mourou s'est vu décerner pour cette découverte le Prix Nobel de physique en 2018, avec sa collaboratrice Donna Theo Strickland pour l'application ayant donné naissance au laser femtoseconde, en même temps que Arthur Ashkin pour la dé-



couverte des « pinces optiques » qui n'ont pas eu d'applications médicales). Ses impulsions sont ultra-courtes (1 femtoseconde = 10^{-15} seconde, soit un millionième de milliardième de seconde) et leur densité énergétique peut être très grande (Strickland & Mourou 1985). Il est demeuré pendant des années un instrument de recherche jusqu'au jour où, en 1993, dans son laboratoire, Gérard Mourou constate qu'un accident vient de se produire, puisque son étudiant Detao Du a reçu un impact laser dans l'œil. Examiné par l'ophtalmologiste Ron Kurtz, celui-ci découvre de manière tout à fait inattendue que ce laser peut devenir un véritable bistouri optique. Quelques années plus tard, il crée la société Intralase qui devient le premier fabricant au monde d'un laser femtoseconde pour la chirurgie ophtalmique et plus précisément la chirurgie réfractive. Ce laser permet de réaliser une technique appelée Lasik, aujourd'hui la méthode la plus courante pour corriger certaines myopies, combinant l'utilisation de deux lasers, le laser femtoseconde dans une première étape et le laser excimer dans une deuxième étape. La première étape réalise une découpe lamellaire de la cornée, permettant d'exposer le stroma profond au 2^e laser pendant l'étape suivante, celle où le laser excimer va sculpter le stroma cornéen.

Qu'est-ce qui a permis à Ron Kurtz d'imaginer une application de ce type de laser à la chirurgie ophtalmique ? Le fait que la lésion observée était parfaitement délimitée avec des marges extrêmement nettes (Palanker *et al.* 2010). Comme le montre la Figure 1, un impact de laser femtoseconde, comparativement à un autre type de laser, permet d'obtenir un effet extrêmement précis. Par ailleurs, mais cela fut constaté par la suite, les impulsions de ce type de laser sont tellement brèves qu'elles n'engendrent quasiment pas d'échauffement au point d'impact.

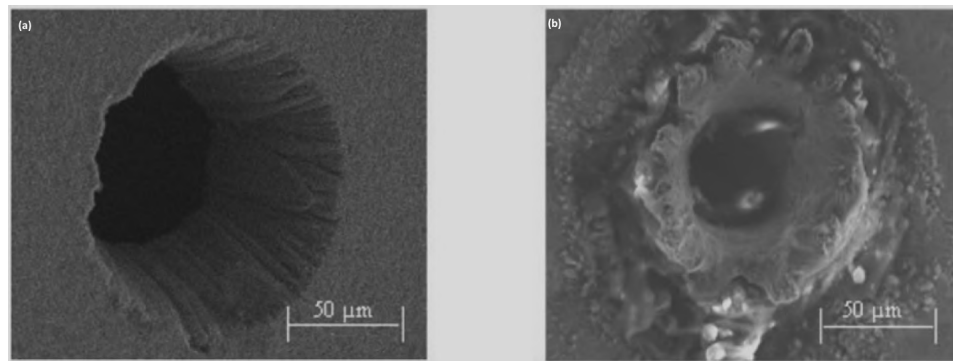


Figure 1 : Différence de précision des berges d'une perforation obtenue dans un matériau solide (cuivre 100 μm d'épaisseur) avec un laser nanoseconde à droite (b) où l'effet thermique se traduit par la fusion du matériau et un laser femtoseconde à gauche sans aucun effet de fusion visible (a). Dans les deux cas, la densité d'énergie par unité de surface est de 8 J/cm^2 . Échelle identique et diamètre de la perforation environ $100 \mu\text{m}$. Image en microscopie électronique à balayage (D'après Valette 2004).

Les premières expériences menées sur tissu biologique (cornées animales ou humaines) ont permis de constater que l'impact d'un laser femtoseconde au cœur du tissu transparent était possible, car la longueur d'onde de ce type de laser (environ $1\,030 \text{ nm}$) n'était pas absorbée par la cornée (Ratkay-Traub *et al.* 2001). Des systèmes optiques convergents de haute performance ont été utilisés afin de focaliser le faisceau laser sur une surface extrêmement petite, inférieure à $10 \mu\text{m}$. Quand l'énergie totale d'un faisceau laser est concentrée sur une si petite surface, la densité d'Énergie/Unité de surface devient extrêmement élevée et des effets se produisent à l'échelle atomique dans la matière. On observe alors au point focal la formation d'une cavité remplie d'un gaz ou plasma. La dynamique de cette bulle de gaz a été étudiée et montre que la bulle de gaz en expansion rapide atteint son diamètre maximum en un temps très bref (Figure 2). La formation d'une bulle de gaz au sein du tissu permet donc d'obtenir un effet de dilacération du tissu sans autres dommages, les structures environnantes étant parfaitement préservées.

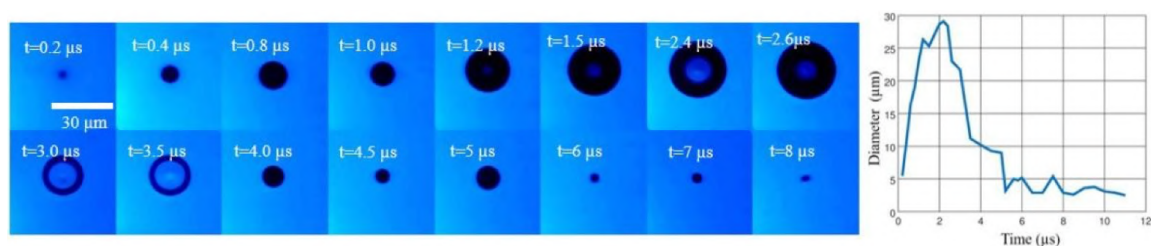


Figure 2 : Évolution du diamètre de la bulle de gaz en fonction du temps, formée au point focal du faisceau de laser femtoseconde (D'après Aguilar *et al.* 2021)



Le principe du « bistouri optique » est né de cette constatation et d'une idée supplémentaire : si on conçoit un système capable de produire une grande quantité de bulles de gaz adjacentes, dans un même plan, et si les cavités de dilacération sont suffisamment proches les unes des autres, on peut potentiellement obtenir un plan de clivage, et donc un effet comparable à celui d'une lame de bistouri. C'est la base aussi du principe du timbre-poste où une ligne de perforations contiguës permet d'obtenir une ligne de découpe.

D'un point de vue technique, l'idée n'était pas dénuée d'obstacles importants. Un principe relativement simple a été à l'origine de la première réalisation en chirurgie ophtalmique. Un laser produit un faisceau dont les impulsions sont toujours identiques. La fréquence des impulsions est réglable, mais est assez élevée, un laser femtoseconde étant capable de produire plusieurs dizaines de milliers d'impulsions à la seconde (les fréquences vont aujourd'hui de 50 kHz à environ 2 MHz). Afin que les impacts soient adjacents et non superposés, et se trouvent tous dans un même plan, il était nécessaire de déplacer le faisceau entre deux impulsions. Ce déplacement est obtenu avec deux miroirs fonctionnant alternativement (le mécanisme électromécanique est nommé un « scanner »), l'un déplaçant le faisceau selon une trajectoire horizontale, l'autre selon une trajectoire verticale (Figure 3). Comme si l'on traçait des points sur un graphique où les impacts s'alignent suivant des abscisses et des ordonnées croissantes.

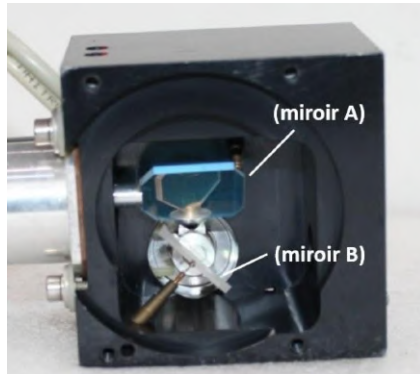


Figure 3 : intérieur du composant appelé « scanner » placé sur la trajectoire du faisceau laser, permettant de déplacer le faisceau selon un motif de points adjacents formant des lignes et de lignes adjacentes constituant des plans. Les deux miroirs ont des axes de rotation perpendiculaires.

Ainsi, lorsque le miroir A fonctionne, le miroir B étant immobile, les différents impacts obtenus à cadence élevée forment une ligne. Au bout de la ligne ayant permis d'aligner plusieurs milliers d'impacts, le miroir A s'immobilise, le miroir B permet de changer de ligne, le miroir A se remet alors en mouvement dans le sens opposé et une nouvelle ligne d'impacts laser est obtenue, juste au-dessus de la précédente. On obtient ainsi un motif d'impacts homogène et ligne après ligne, un plan de clivage est obtenu, les dizaines de milliers de cavités microscopiques ayant dilacéré le tissu dans un même plan (Figures 4 e 5), comme si un bistouri invisible l'avait découpé.

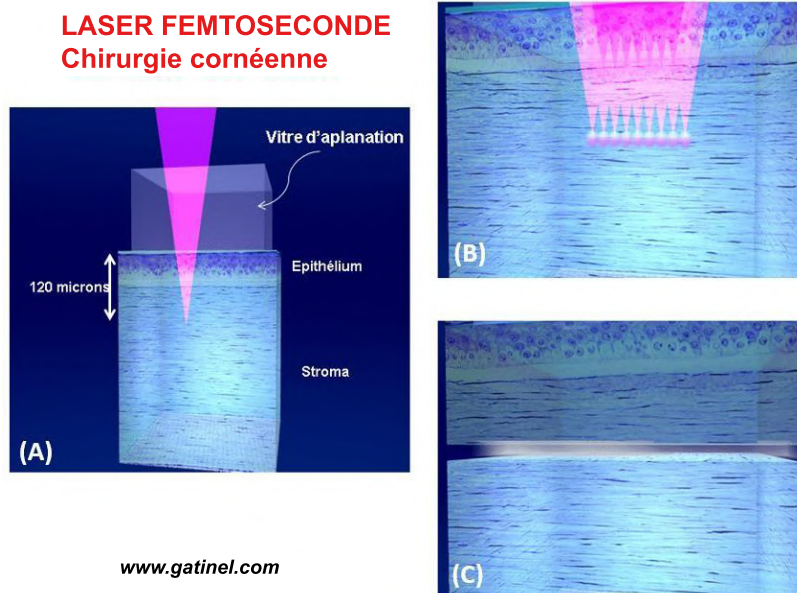
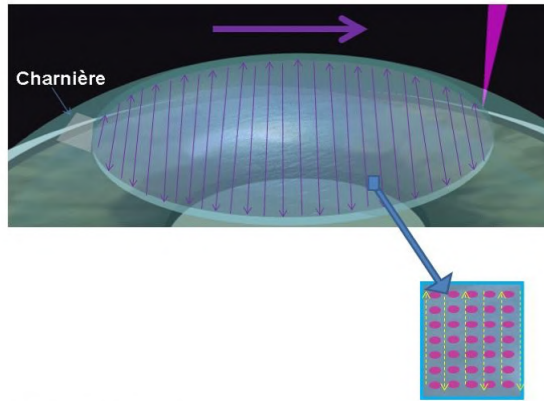


Figure 4 : (A) : le faisceau laser est focalisé au sein de la matière, ici dans le stroma cornéen, 120 μm sous la surface, la cornée étant aplatie avec un système d'aplanation. (B) Le point focal est déplacé grâce au scanner et plusieurs impacts adjacents forment une ligne. (C) lorsque plusieurs lignes adjacentes sont réalisées, elles forment un plan de clivage et le tissu peut être séparé le long du plan (D'après <https://www.gatinel.com/recherche-formation/laser/laser-femtoseconde/>).



LASER FEMTOSECONDE : DECOUPE « RASTER »



www.gatinel.com

Figure 5 : Le faisceau laser effectue des lignes adjacentes (chaque ligne étant constituée de plusieurs milliers d'impacts contigus) réalisées dans un sens puis dans le sens opposé et ainsi de suite. Pour donner au plan de découpe une géométrie circulaire suivant la forme de la cornée, les lignes proches du bord droit et du bord gauche sont plus courtes que les lignes du centre de la zone (image extraite de <https://www.gatinel.com/recherche-formation/laser/laser-femtoseconde/>)

Les images ci-dessous montrent ce principe appliqué à la découpe d'une lamelle de cornée lors d'une chirurgie réfractive pour correction de la myopie (Figures 6 et 7).

Avec comme résultat remarquable une découpe d'épaisseur constante, de diamètre parfaitement calibré (et programmable en fonction des particularités anatomiques de chaque patient), obtenue en quelques secondes. Le globe oculaire étant fermement maintenu par un anneau de succion ventosé au limbe appliquant une vitre plane sur le dôme cornéen ainsi aplati. Une fois la découpe laser terminée, l'anneau de succion est retiré et le chirurgien peut récliner le volet cornéen (Figure 7) afin d'exposer le stroma ainsi mis à nu au deuxième laser, le laser excimer, qui va modifier la géométrie de la cornée pour corriger son défaut optique. Une très légère traction est nécessaire pour décoller la lamelle de cornée du stroma sous-jacent, car la découpe laser laisse entre chaque cavité un pont tissulaire microscopique.

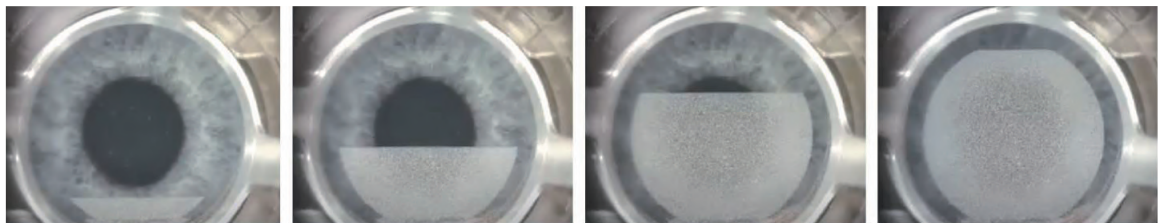


Figure 6 : on observe ici, sur une cornée d'un patient humain, la progression de la découpe au laser femtoseconde. Les dizaines de milliers d'impacts, trop petits pour être distingués individuellement, forment des lignes horizontales adjacentes, qui forment elles-mêmes un plan de clivage à 120 µm sous la surface cornéenne. Temps de réalisation < 30 secondes. (images extraites de LASIK Flap Made with Femtosecond Laser Eye Center of Northern Colorado, Youtube)

Figure 7 : Une fois la découpe laser femtoseconde terminée, la cornée du patient est libérée du système d'aplanation et d'immobilisation, et le chirurgien peut récliner le volet cornéen ainsi découpé, pour exposer le stroma cornéen profond au second laser (laser à excimères) qui va sculpter le stroma pour corriger l'amétropie du patient (images extraites de <https://laserlasiksurgery.com/femto-lasik/>).



Ainsi, cette méthode permettant de réaliser en quelques secondes une lamelle de cornée d'épaisseur constante, de géométrie parfaitement calibrée, sans que le chirurgien utilise un quelconque instrument, s'est rapidement imposée comme la méthode de référence en chirurgie réfractive (Lubatschowski *et al.* 2000). Malgré le coût élevé des machines, ce fut un succès commercial remarquable. Les microkératomes à lames utilisés jusqu'alors, bien moins chers, étant totalement délaissés par la plupart des chirurgiens. Le laser femtoseconde a commencé à faire partie du langage courant des ophtalmologistes, comme un synonyme de « chirurgie du futur ». Beaucoup y ont alors vu un avenir avec bien des applications au-delà de la seule chirurgie réfractive.

C'est pour cette raison que plusieurs ingénieurs ayant travaillé à la mise au point du premier laser femtoseconde ophtalmique de la société Intralase ont quitté la société et commencé à réfléchir dès le début des années 2000 à d'autres applications possibles. Toutes étant assez envisageables à partir du moment où le faisceau laser était censé traverser des milieux transparents. Les principaux axes envisagés ont été alors la chirurgie de la rétine, la chirurgie du glaucome, avec en particulier comme objectif la reperméabilisation du trabéculum, la restauration de l'accommodation chez le patient presbyte et, enfin, la chirurgie de la cataracte.

Toutes ces pistes ont été explorées. Seule l'application à la chirurgie de la cataracte a débouché sur des applications commerciales.

APPLICATION À LA CHIRURGIE DE LA CATARACTE

Pourquoi ces ingénieurs ont-ils pensé à la chirurgie de la cataracte ? Les raisons sont multiples et nous allons citer les principales.

Comme nous l'avons mentionné plus haut, la chirurgie de la cataracte par phacoémulsification a rendu d'immenses services aux chirurgiens et aux patients, aussi bien humains qu'animaux. Elle est depuis presque 40 ans la seule technologie employée en routine par les chirurgiens, médecins ou vétérinaires, pour extraire le cristallin cataracté. Mais cela est aussi dû à l'absence d'alternative. Aucune autre technologie n'a permis d'extraire le cristallin à travers une très petite incision de manière aussi efficace. Cependant, il suffit de poser la question aux chirurgiens pour s'en convaincre. Si une technologie différente existait et pouvait se comparer favorablement à la phacoémulsification, alors on observerait sans doute un changement de pratique.

Les ex-ingénieurs d'Intralase qui ont commencé à travailler sur le sujet l'avaient bien compris. Le marché de la chirurgie de la cataracte en ophtalmologie humaine est de loin le plus important (Market Scope 2022) et la phacoémulsification devenait une technique archaïque au regard des technologies très sophistiquées arrivant au bloc opératoire (robotique, laser, intelligence artificielle, chirurgie assistée par ordinateur, ...). Ils ont alors, en collaboration avec plusieurs chirurgiens, commencé à imaginer de quelle manière le laser femtoseconde, technologie qu'ils maîtrisaient désormais grâce à l'invention du laser pour chirurgie réfractive, pouvait agir au niveau du cristallin cataracté pour révolutionner la chirurgie de la cataracte. Après avoir évalué les possibilités de la technologie, ils ont défini les contours d'une méthode possible.

Ils se sont heurtés à plusieurs problèmes. La chirurgie réfractive met en jeu le laser femtoseconde sur un seul plan. La profondeur des impacts est constante. La durée de la découpe est rapide mais on ne couvre qu'une surface réduite. L'enjeu technique était infiniment plus simple que de travailler sur le cristallin. En effet, pour agir sur celui-ci, on passe d'une méthode 2D à une méthode 3D, où le laser doit agir non pas sur un seul plan, mais à des profondeurs variables. Et pour guider le laser à ces profondeurs, il devenait nécessaire d'adjoindre au système une fonction d'imagerie, afin de cartographier le globe oculaire et tracer les contours des structures intraoculaires pour identifier la cible (le noyau cristallinien), sa géométrie, sa position, les distances, les profondeurs, les structures environnantes (cornée, iris, chambre antérieure, chambre postérieure, cortex cristallinien), ... Il a fallu ajouter au laser une imagerie incorporée de type OCT (Tomographie par Cohérence Optique). Il fallut aussi développer tous les algorithmes capables d'analyser ces images pour programmer la séquence de tir. Autant dire que la tâche était colossale.

D'autre part, si une découpe d'une lamelle de cornée prend 20 secondes en ne réalisant qu'un seul plan de découpe, traiter tout un cristallin sur un grand nombre de plans répartis sur toute son épaisseur conduirait à réaliser un traitement qui aurait pu durer plusieurs minutes. Or il paraissait inenvisageable de laisser le patient, sous anesthésie locale, fermement immobilisé sous le laser avec une ventouse, pendant plus de 2 minutes, temps de paramétrage compris. Malgré tout, certaines équipes, et notamment celle qui a donné naissance à la société LensX (Californie, USA), ont poursuivi et ont fini par mettre au point le premier laser femtoseconde pour cataracte. Ce fut la naissance des FLACS, pour *Femtosecond Assisted Cataract Surgery* (Palanker *et al.* 2010). Un mot est très important, le mot « Assisted ». En effet, conscients des limites de la technologie, les ingénieurs de LensX ont revendiqué non pas un système de chirurgie de la cataracte mais un système d'assistance à la chirurgie, ce qui sous-entendait que la chirurgie classique allait continuer à devoir utiliser un phacoémulsificateur mais que le laser allait « simplifier » la procédure



(Abell *et al.* 2013 ; Dick & Schultz 2013 ; Crozafon *et al.* 2021). Ils ont donc, de manière assez intelligente, imaginé un système laser capable, non pas de fragmenter le cristallin, mais de le prédécouper, selon un certain nombre de motifs de découpe, en quartiers (sous l'acronyme de « *pizza cut* »), en bâtonnets (sous l'acronyme de « *french fries* »), ou en segments de cylindres. Ainsi, après l'utilisation de ce laser, le chirurgien n'avait plus un cristallin monobloc à fragmenter avec son phacoémulsificateur, mais un cristallin prédécoupé. On a effectivement constaté une réduction significative du temps d'ultrasons, en moyenne de 30%, mais sans que cela soit considéré comme réellement utile, et sans que la promesse d'une chirurgie véritablement nouvelle soit tenue.

Sachant que ces limitations n'allaient pas rendre ces machines très attractives, les ingénieurs ont cependant réussi à ajouter d'autres fonctions à ces machines. La plus intéressante fut la fonction de capsulotomie. L'autre fonction associée permet de réaliser également les incisions cornéennes, mais ce geste ne présente aucune difficulté majeure à être réalisé manuellement. Par contre la capsulotomie est un moment assez crucial dans la chirurgie de la cataracte. Chez l'humain, la capsulotomie doit être parfaitement calibrée, circulaire et centrée. Ceci afin de maximiser les chances pour le patient de retrouver une bonne acuité visuelle, durable, facteur essentiel à la conservation des facultés intellectuelles des patients âgés, avec une espérance de vie bien plus importante que chez l'animal de compagnie opéré de cataracte. En cas de capsulotomie décentrée, ovale ou de taille inadaptée, les conséquences sur la vision peuvent parfois être désastreuses, surtout avec l'utilisation croissante des implants multifocaux (mises au point de près et de loin) et/ou toriques (correction de l'astigmatisme), qui sont extrêmement sensibles au décentrement. La qualité d'une capsulotomie manuelle est totalement opérateur-dépendante. Et un même opérateur, quelle que soit sa dextérité, ne fait jamais exactement le même geste. Donc, les capsulotomies manuelles ne sont quasiment jamais tout à fait idéalement reproductibles. Le laser femtoseconde permet de réaliser quasiment toujours des capsulotomies dénuées de défaut en à peine plus d'une seconde. Cette fonction est devenue de manière inattendue peut-être aussi importante que la prédécoupe du cristallin, qui n'a pas eu le succès espéré.

Ainsi les FLACS ne se sont pas imposés comme la nouvelle méthode de référence. Les chirurgiens n'y ont pas trouvé la solution plus simple et efficace à laquelle ils s'attendaient. Au contraire, au lieu de n'utiliser qu'une machine, leur phacoémulsificateur, les chirurgiens devaient désormais en utiliser deux et en plus déplacer le patient. Il recevait son traitement laser dans une salle et son traitement par phacoémulsification au bloc opératoire. Autant dire que, contrairement à ce qui s'était passé avec le laser pour Lasik, les FLACS n'ont pas connu le succès attendu et, encore aujourd'hui, plus de 12 ans après la sortie du premier laser FLACS, on estime à moins de 4 % le nombre de cataractes dans le monde traitées avec un FLACS (Dick & Schultz 2013).

Cette situation dure désormais depuis une douzaine d'années et il ne semblait pas y avoir d'alternative crédible aux lasers FLACS du marché, pour faire de cette technologie femtoseconde la remplaçante potentielle de la phacoémulsification.

Jusqu'au jour où de brillants chercheurs du Laboratoire Hubert Curien de Saint Etienne (unité CNRS optique, laser et photonique) et du Laboratoire BiiGC (ingénierie de la cornée) du CHU Nord de Saint Etienne mettent au point une technologie permettant d'accélérer d'un facteur de 10 à 20 la rapidité d'exécution d'un plan de découpe laser. Ainsi, réaliser une découpe de lamelle de cornée, comme celles réalisées lors d'un Lasik, ne prenait plus 20 secondes, mais une seconde ! Au vu de ces résultats expérimentaux stupéfiants, nous imaginons alors un laser femtoseconde pour la chirurgie de la cataracte, capable pour la première fois non pas seulement de prédécouper un cristallin mais de le fragmenter totalement. Nous inventons la **photoémulsification** et l'intégrons dans un laser femtoseconde de nouvelle génération : le FemtoMatrix®, fabriqué par Keranova (Saint Etienne, France).



Figure 8 : Appareil FemtoMatrix en position de traitement



La promesse était simple : en un temps acceptable, moins d'une minute, ce nouveau laser était capable de réaliser suffisamment de plans de découpe horizontaux et verticaux perpendiculaires, espacés de 200 μm dans le noyau du cristallin, de manière à réduire celui-ci en un volume constitué de dizaines de milliers de petits cubes de 200 μm . Ces petits cubes étant suffisamment petits pour être ensuite aspirés par une canule droite, sans recourir aux ultrasons et à travers une incision étroite de 2,2 mm (Figure 9).

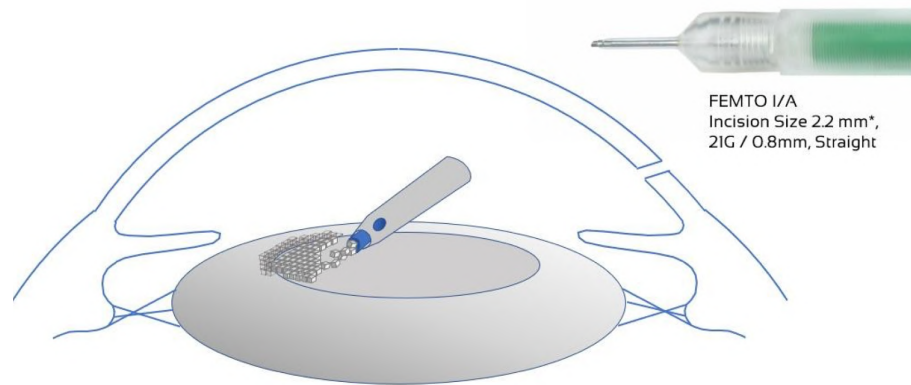


Figure 9 : la photoémulsification permet de réduire le cristallin en particules suffisamment petites pour être aspirées par une canule droite sans ultrasons.

La technologie employée pour la première fois dans un laser chirurgical est basée sur l'utilisation de la science photonique qui agit sur les photons en modifiant leur comportement.

La science photonique est par exemple celle qui est utilisée dans les grands télescopes, qui aujourd'hui arrivent à produire des images nettes, même à travers une atmosphère trouble, grâce à des miroirs déformables.

C'est un composant photonique appelé SLM (pour *Spatial Light Modulator*) qui est interposé ici sur le trajet du faisceau laser. Ce composant programmable comporte un miroir électronique affichant une image, constituée de motifs en dégradés de gris. Cette image est appelée un masque de phase. Ce masque de phase modifie le front d'onde du faisceau de manière calculée, afin de créer des sortes d'interférences, qui vont se traduire au plan focal par la multiplication des points focaux. Le laser n'est plus mono-spot, mais devient multi-spot (Figure 10). Le nombre de spots voulu, leur position en 3D, la distance entre chaque spot et la répartition d'énergie sont programmables et obtenus avec des masques de phase précalculés (Figure 11). Ainsi, au lieu de produire un seul spot, puis un autre et ainsi de suite avec un FLACS traditionnel, FemtoMatrix devient capable de produire simultanément plusieurs spots, accélérant ainsi considérablement le processus de découpe laser.

Bien entendu, la présence de plusieurs spots simultanés devient un facteur à prendre en compte lors du déplacement du faisceau entre deux tirs laser. Les géométries des matrices de points sont donc calculées pour que les impacts obtenus ne se superposent pas, mais s'entrelacent de manière homogène (Figure 12).

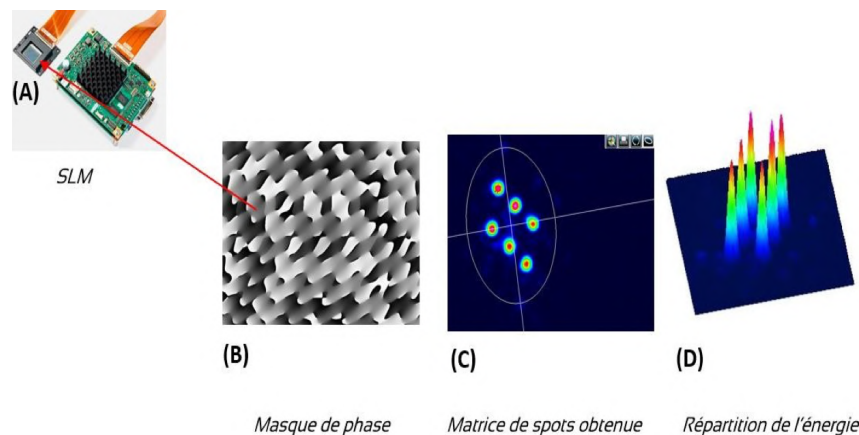


Figure 10 : le SLM (*Spatial Light Modulator*) (A) programmable, affiche le masque de phase ; (B) réfléchit la lumière du laser en modifiant son front d'onde ; (C) au plan focal, au lieu de voir apparaître un seul spot, on en voit apparaître N (N étant programmable et pouvant changer en quelques millisecondes), d'énergie quasi identique (D)



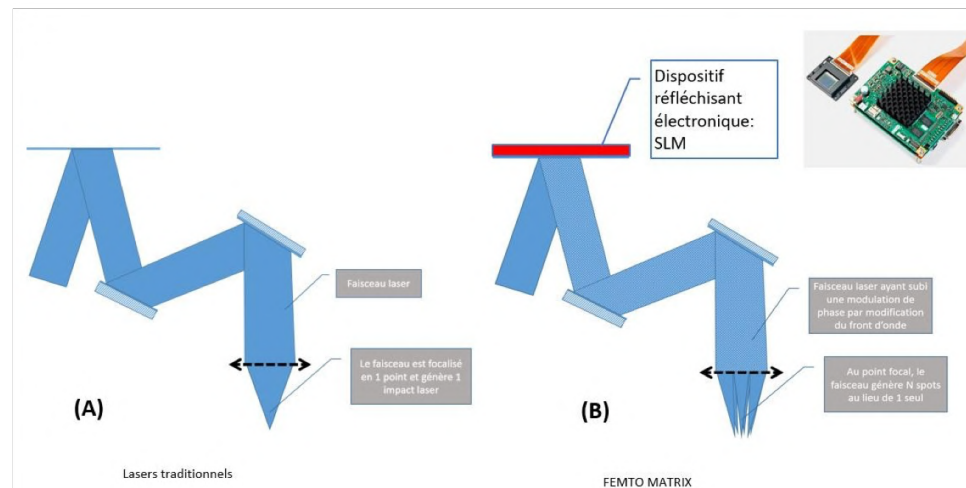


Figure 11 : Comparaison des chemins optiques des faisceaux lasers et effet au point focal ; à gauche (A) un laser traditionnel focalise en un seul point, à droite (B) le laser du Femtomatrix focalise en plusieurs points.

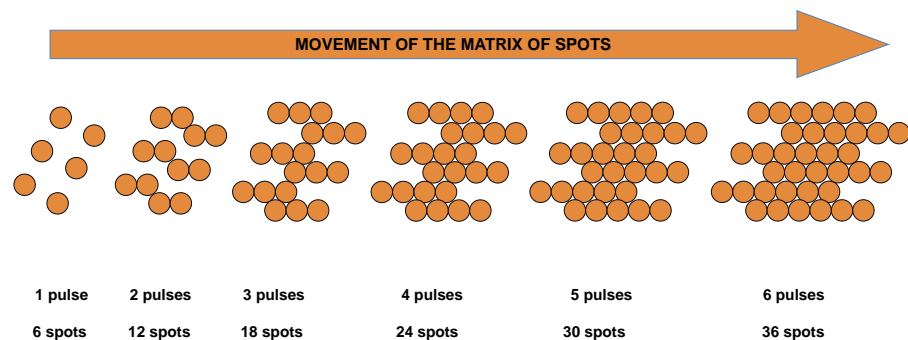


Figure 12 : la géométrie de la matrice de spots est calculée de manière à ce que l'impulsion suivante, légèrement décalée par rapport à la précédente, produise des spots non superposés aux précédents. Résultat : le plan de découpe est réalisé en un temps beaucoup plus bref qu'avec la technique traditionnelle.

Grâce à cette technologie unique et brevetée, Keranova, avec son nouveau laser Femtomatrix®, semble détenir une innovation majeure. Elle devrait apporter aux chirurgiens un changement profond de leur pratique, capable de détrôner la phacoémulsification. Cette méthode de référence depuis bien longtemps est désormais sans doute dépassée en performances par les technologies modernes, le laser et toute l'intelligence et les automatismes présents dans la machine.

Femtomatrix® est également équipé d'un bras robotisé, qui permet au patient de rester dans sa position initiale jusqu'à la fin de la chirurgie ; le bras robot apporte au moment opportun la tête laser au-dessus du patient, le traitement laser se déroule, puis le bras robot retourne en position parking et libère la place au-dessus du patient, afin d'y placer le microscope opératoire pour effectuer la suite de la procédure (Figure 13) : extraction de la capsule antérieure découpée par le laser, hydro-dissection, introduction de la canule droite d'Irrigation/Aspiration, aspiration du cortex superficiel, puis aspiration des fragments du noyau cristallinien, changement de canule, aspiration du cortex périphérique, polissage du sac capsulaire et implantation cristallinienne (Figure 14).

Une étude prospective multicentrique randomisée réalisée en 2022, dont les résultats ont été publiés (Saint Jean *et al.* 2023), a démontré que, sur quasiment 9 patients sur 10 ayant reçu cette procédure laser, l'utilisation des ultrasons n'avait pas été nécessaire. D'autre part, cette étude a confirmé un résultat obtenu sur modèle animal *in vivo* lors des essais précliniques : ce laser n'induit pas d'effets secondaires indésirables, notamment pas d'inflammation sévère, pas d'impact sur l'endothélium cornéen et aucune baisse d'acuité visuelle.

Ceci laisse présager que, lorsque la technique d'extraction aura été décrite de multiples fois par de nombreux chirurgiens, cette technologie pourrait devenir la nouvelle technique de référence de la chirurgie de la cataracte.



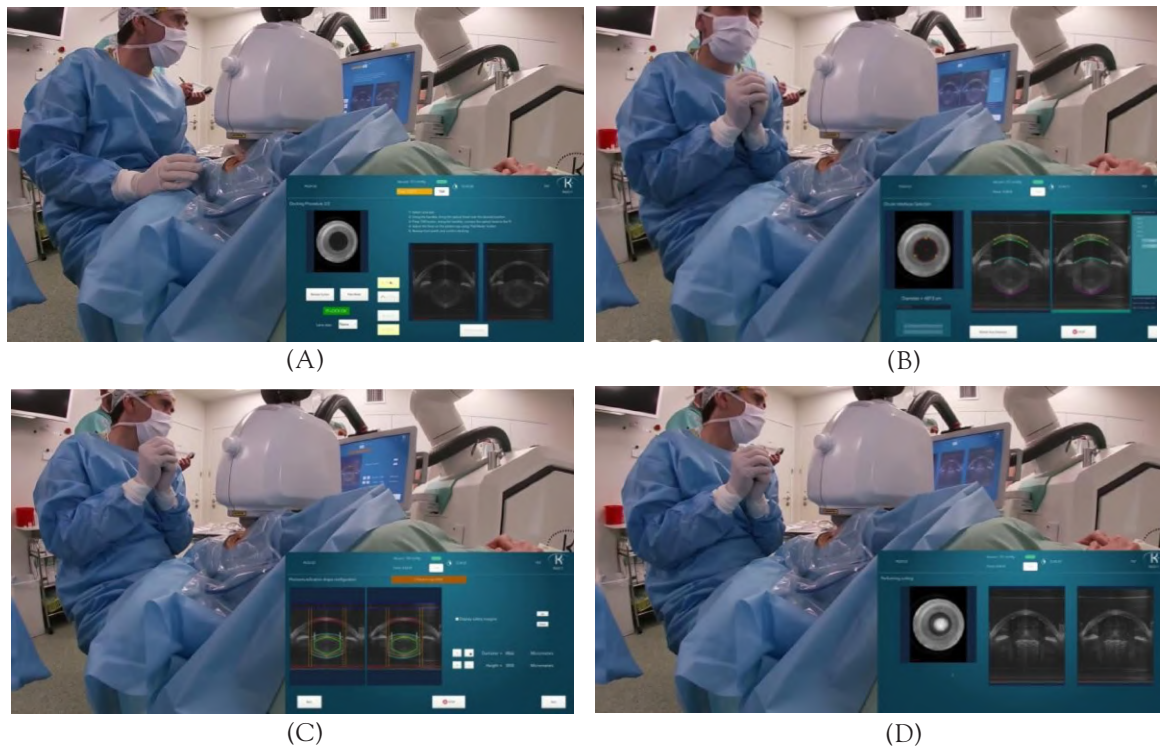


Figure 13 : (A) la tête laser mobile attachée au bras robotisé est appliquée sur le globe oculaire du patient immobilisé à l'aide d'un anneau de succion à usage unique, l'imagerie démarre et affiche 3 images, une vue de face par caméra infrarouge avec pupille, iris et sclère, deux vues sagittales OCT perpendiculaires depuis l'extérieur de la cornée jusqu'à la capsule postérieure du sac capsulaire.

(B) l'intelligence de la machine reconnaît les structures (iris, cornée antérieure, cornée postérieure, capsule antérieure, capsule postérieure, limbe, angles irido-cornéens), mesure les diamètres, les épaisseurs et les distances.

(C) un autre algorithme permet de positionner très précisément la cible de la fragmentation laser (polygone vert au centre) en tenant compte des paramètres spécifiques de l'anatomie particulière de chaque patient.

(D) la fragmentation laser démarre environ 50 secondes après le ventousage de l'anneau de succion et dure environ 30 à 45 secondes. Le déventousage est immédiatement obtenu dès la fin de la procédure laser, le bras robot quitte le champ opératoire automatiquement. Le chirurgien peut enchaîner la suite sans perdre de temps (Images extraites de la vidéo consultable sur <https://youtu.be/GNc3SwwSy-E?si=hwMSrbKNg3PduxMT>)

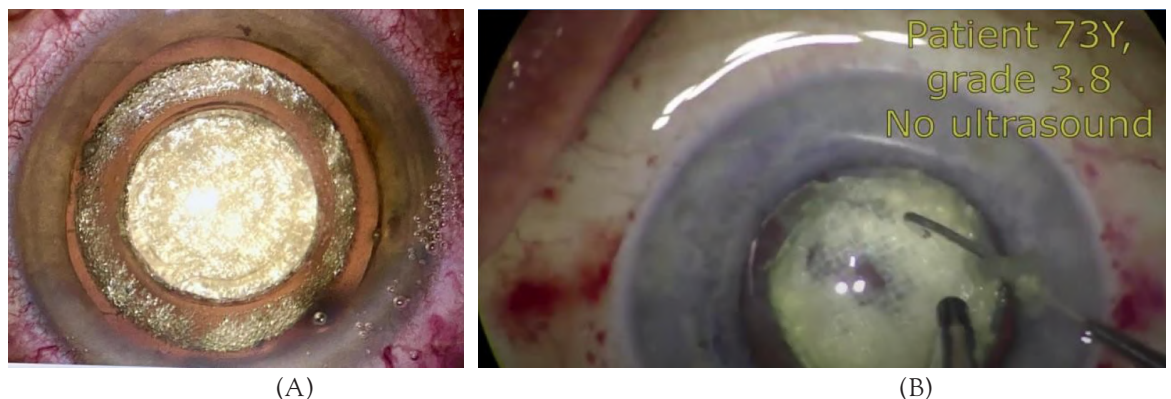


Figure 14 : (A) aspect du cristallin après photoémulsification. Les fragments sont très petits mais restent confinés au sac capsulaire et attachés les uns aux autres.

(B) une sonde droite d'irrigation/aspiration (ouverture 800 µm) est utilisée pour extraire les fragments du noyau. Les zones sombres correspondent aux endroits où une quantité importante de fragments a été déjà extraite par le chirurgien. Une canule classique sera utilisée pour extraire le cortex périphérique et procéder au polissage capsulaire.



DISCUSSION

Cette nouvelle technique ayant désormais été décrite pour son usage chez l'humain, nous pouvons à présent nous poser la question de son utilité potentielle en chirurgie vétérinaire et des perspectives d'utilisation d'une telle technologie.

Comme la phacoémulsification dans les années 90, qui s'est largement imposée en chirurgie vétérinaire, est-ce qu'un laser de type Femtomatrix apporterait un confort, une sécurité et une efficacité supplémentaires ? Probablement oui, mais à condition d'évaluer les limites suivantes.

Le coût de l'investissement dans une telle machine est sans commune mesure avec celui d'un appareil de phacoémulsification, et qui plus est de seconde main. Cela réserverait *de facto* ce type de machine aux praticiens vétérinaires pratiquant exclusivement cette spécialité et ayant un volume de patientèle suffisant pour réaliser plusieurs centaines de chirurgies par an.

Les limites anatomiques et physiologiques sont aussi à prendre en compte. En effet, un cristallin humain a des caractéristiques qui le rendent plus facilement accessible à une telle machine : volume plus petit, cataractes moins avancées (il est extrêmement rare désormais qu'un patient humain attende d'avoir une vision très dégradée avant de bénéficier d'une chirurgie de la cataracte) et donc un cristallin plus transparent au faisceau laser. En ophtalmologie vétérinaire, il est très fréquent d'observer des cataractes très avancées, avec des animaux aveugles, et, dans ces cas-là, si le cristallin est tellement cataracté qu'il devient totalement opaque, le laser sera beaucoup moins efficace. *A contrario*, la découpe manuelle de la capsule antérieure est beaucoup plus délicate chez l'animal que chez l'Homme en raison de son épaisseur bien plus importante (3 à 4 fois plus), et ici le laser pourrait vraiment représenter un avantage majeur, d'autant que les essais réalisés sur des globes porcins *ex vivo*, dont l'épaisseur de la capsule antérieure est comparable à celle du chien, n'ont mis en évidence aucune difficulté pour que le laser réalise cette découpe circulaire. Ceci s'explique par le fait que la découpe circulaire est en réalité obtenue par la réalisation d'une découpe en spirale (l'espacement entre chaque spire étant de seulement 5 µm) d'une hauteur de 1 000 µm centrée sur l'axe vertical, permettant de s'affranchir d'une position du cristallin non parfaitement horizontale, cette hauteur de découpe étant très supérieure à l'épaisseur de la capsule antérieure de l'humain et aussi des animaux de compagnie.

Un autre facteur de vigilance sur la future utilisation possible de ce type de laser se rapporte à la variabilité anatomique beaucoup moins importante entre patients humains qu'entre différentes races de chiens ou de chats, cette variabilité posant un problème de compatibilité avec l'anneau de succion dont beaucoup plus de tailles différentes devraient être disponibles et de compatibilité avec les algorithmes de reconnaissance automatique. Enfin, le positionnement du globe oculaire, dont l'axe doit être parfaitement vertical, ce qui est obtenu facilement chez l'humain car sous anesthésie locale et donc collaborant avec le chirurgien, alors que chez l'animal le globe est latéralisé sur la face et potentiellement en position non optimale en raison de l'anesthésie générale.

Toutefois, si ces limites sont à prendre en compte, l'utilisation de ce type de laser en chirurgie vétérinaire, le jour où la technologie aura évolué vers des coûts plus réduits, des algorithmes plus puissants et un consommable adapté, et à condition de pratiquer cette chirurgie sur des yeux présentant une cataracte modérément évoluée, apportera certainement une plus grande sécurité et une reproductibilité de certaines étapes clés (capsulotomie et fragmentation du cristallin), réduisant ainsi la fréquence des complications post-opératoires.

Avec donc quelques années d'avance, nous pouvons certainement affirmer aujourd'hui qu'il est fort probable qu'un jour prochain les vétérinaires puissent aussi faire bénéficier les animaux de compagnie de cette avancée technologique.

CONCLUSION

Comme la phacoémulsification dans les années '90, la technologie laser femtoseconde désormais très utilisée en chirurgie réfractive chez l'Homme et depuis peu en chirurgie de la cataracte, arrive désormais à un stade de maturité suffisant pour bientôt s'imposer dans ce domaine comme une nouvelle méthode de référence. Il est tout à fait probable qu'une fois de plus, cette évolution technique et technologique se propage à la chirurgie vétérinaire à condition d'y trouver un intérêt tant clinique qu'économique, ce qui nécessite encore quelques ajustements de la technologie.



REMERCIEMENTS

L'auteur souhaite remercier à titre posthume le Professeur Bernard Clerc, qui lui a appris les bases de l'ophtalmologie vétérinaire, le Dr. Jacques Gaiddon, qui a été un pionnier de la phacoémulsification vétérinaire dans le monde et qui l'a toujours accueilli avec amitié, le Dr. Serge Rosolen pour son enseignement des techniques microchirurgicales en ophtalmologie vétérinaire, le Dr. Jean-Pierre Jégou, pour avoir été parmi les brillants vétérinaires ophtalmologistes un de ceux qui a le plus inspiré l'auteur, qui lui a donné l'envie et l'impulsion de raconter l'histoire du laser femtoseconde en ophtalmologie humaine et ses possibles applications en ophtalmologie vétérinaire, et enfin les Professeurs Philippe Gain, et son adjoint Gilles Thuret, tous deux PUPH, médecins, chirurgiens et chercheurs, dirigeant le Service d'Ophtalmologie du CHU Nord de Saint Etienne, et le laboratoire de recherche BiiO, avec lesquels par sérendipité a eu lieu la découverte ayant mené Fabrice Romano à concevoir le FemtoMatrix.

CONFLITS D'INTÉRÊTS

L'auteur est le Fondateur de Keranova et l'inventeur du FemtoMatrix®.

MINI LEXIQUE

Phacoémulsification : méthode de fragmentation du cristallin cataracté au moyen d'une pièce à main à ultrasons et à travers une incision cornéenne de petite taille. Les vibrations de haute fréquence de la pointe creuse de la pièce à main permettent de fragmenter le cristallin et en même temps d'aspirer les fragments à travers la lumière de la pointe, connectée à un aspirateur chirurgical.

Hydrodissection : méthode appliquée au cristallin, consistant à séparer le sac capsulaire périphérique de son contenu, en injectant une solution de chlorure de sodium isotonique sous pression entre le sac capsulaire et son contenu en passant l'extrémité de la canule d'injection sous la berge de l'ouverture du sac capsulaire ou capsulotomie. Le liquide progresse sur tout le pourtour du sac et effectue une véritable dissection.

Capsulotomie : incision circulaire du sac capsulaire cristallinien au niveau de la capsule antérieure, permettant de retirer un disque central de cette capsule antérieure (capsulectomie) ménageant ainsi une porte d'entrée au contenu du sac et permettant d'en extraire son contenu. Une fois le sac vidé et nettoyé, l'implant intraoculaire est inséré au travers de cette capsulectomie et trouve une position stable dans le sac.

Lasik : méthode de correction de certaines amétropies (défauts optiques de l'œil, comme la myopie) au moyen d'un laser à excimères agissant sur l'épaisseur du tissu stromal (cornée profonde), sous un feuillet cornéen superficiel préservé et préalablement découpé (capot ou flap).

Réfraction : Un trouble de la réfraction se manifeste quand la cornée et le cristallin ne permettent pas une parfaite focalisation des images sur la rétine (image floue) et conduisent le patient à recourir à des dispositifs de correction optique (lunettes, lentilles) pour corriger cette réfraction défailante.

Chirurgie réfractive : La chirurgie réfractive comprend l'ensemble des opérations, notamment au laser, permettant de ne plus porter de lunettes ou de lentilles.

RÉFÉRENCES

- Abell RG, Kerr NM, Vote BJ. Toward zero effective phacoemulsification time using femtosecond laser pretreatment. *Ophthalmology*. 2013; 120(5): 942-8. doi: [10.1016/j.ophtha.2012.11.045](https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2012.11.045)
- Aguilar A, Bernard A, De Saint-Jean A, Baubeau E, Bertail A, Mauclair C. Astigmatism and spherical aberrations as main causes for degradation of ultrafast laser-induced cavitation in water. *OSA Continuum* 2021; 4(11): 2905-17. doi: [10.1364/OSAC.439331](https://doi.org/10.1364/OSAC.439331)
- Charles Crozafon P, Bouchet C, Zignani M, Griner



R, Foster SD, Zou M *et al.* Comparison of real-world treatment outcomes of femtosecond laser-assisted cataract surgery and phacoemulsification cataract surgery: a retrospective, observational study from an outpatient clinic in France. *Eur J Ophthalmol.* 2021; 31(4): 1809-16. doi: [10.1177/1120672120925766](https://doi.org/10.1177/1120672120925766)

• Dick HB, Schultz T. On the way to zero phaco. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39(9):1442-4. doi: [10.1016/j.jcrs.2013.07.002](https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.07.002)

• Gaiddon J, Rosolen SG, Lallement PE, Le Gargasson JF. New intraocular lens (IOL) for dogs: the foldable cani 15S. Preliminary results of surgical technique. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1997; 38: S179.

• Gaiddon J, Rosolen SG, Steru D. Étude de biométrie, kératométrie et calcul de la puissance de l'implant chez le chien. *Pratique Médicale et Chirurgicale de l'Animal de Compagnie.* 1989; 24(6): 683-91.

• Gaiddon J, Rosolen SG, Steru L, Cook CS, Peiffer Jr R. Use of biometry and keratometry for determining optimal power for intraocular lens implants in dogs. *Am J Vet Res.* 1991; 52(5): 781-3. PMID: 1854106

• Holst A, Rolfsen W, Svensson B, Ollinger K, Lundgren B. Formation of free radicals during phacoemulsification. *Cur Eye Res.* 1993; 12(4): 359-65. doi: [10.3109/02713689308999460](https://doi.org/10.3109/02713689308999460)

• Kelman CD. Phaco-emulsification and aspiration. A new technique of cataract removal. A preliminary report. *Am J Ophthalmol.* 1967; 64(1): 23-35. PMID: 6028631

• Lubatschowski H, Maatz G, Heisterkamp A, Hetzel U, Drommer W, Welling H *et al.* Application of ultrashort laser pulses for intrastromal refractive surgery *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2000; 238(1): 33-9. doi: [10.1007/s004170050006](https://doi.org/10.1007/s004170050006)

• Market Scope 2022 cataract surgical equipment mar-

ket report - Global analysis for 2021 to 2027 July 2022. <https://www.market-scope.com/pages/reports/391/2023-cataract-surgical-equipment-market-report-global-analysis-for-2022-to-2028-july-2023>

• Momma C, Nolte S, Chichkov BN, von Alvensleben F, Tünnermann A. Precise laser ablation with ultrashort pulses. *Applied Surface Science.* 1997; 109: 15-9. doi: [10.1016/s0169-4332\(96\)00613-7](https://doi.org/10.1016/s0169-4332(96)00613-7)

• Palanker DV, Blumenkranz MS, Andersen D, Wiltberger M, Marcellino G, Gooding P *et al.* Femtosecond laser-assisted cataract surgery with integrated optical coherence tomography. *Sci Transl Med.* 2010; 2(58): 58ra85. doi: [10.1126/scitranslmed.3001305](https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3001305)

• Ratkay-Traub I, Juhasz T, Horvath C, Suarez C, Kiss K, Ferincz I *et al.* Ultra-short pulse (femtosecond) laser surgery: initial use in LASIK flap creation. *Ophthalmol Clin North Am.* 2001; 14(2): 347-55, viii-ix. PMID: 11406430

• Romano F. La phacoémulsification en ophtalmologie vétérinaire : compréhension et maîtrise du fonctionnement de l'appareil et des gestes chirurgicaux. Thèse Méd. Vét. Lyon. 1995; 12, 223 p.

• Saint Jean A, Dufournel D, Stodulka P, Romano F, Bernard A. Comparison of ultrasound phacoemulsification and FemtoMatrix® PhotoEmulsification® cataract surgery. *Front Med (Lausanne).* 2023; 10: 1157486. doi: [10.3389/fmed.2023.1157486](https://doi.org/10.3389/fmed.2023.1157486)

• Strickland D, Mourou G. Compression of amplified chirped optical pulses. *Optics Communications.* 1985; 56(3): 219-21. doi: [10.1016/0030-4018\(85\)90120-8](https://doi.org/10.1016/0030-4018(85)90120-8)

• Valette S. Effets thermiques dus à l'interaction laser-matière dans les métaux en régime femtoseconde. *Physique Atomique [physics.atom-ph].* Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2003. ffnnt : ff. fftel-00004642)

