

Le laser Er:YAG dans le domaine de la chirurgie dento-alvéolaire

Stefan Stübinger^{1,2}, Oliver Seitz², Constantin Landes²,
Christoph Bornand¹, Robert Sader² und
Hans-Florian Zeilhofer¹

¹ Universitätsklinik für Wiederherstellende Chirurgie,
Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie
Universitätsklinik Basel

² Klinik für Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie,
Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt

Mots clés: Laser solide, ablation thermomécanique,
carbonisation, chirurgie buccale

Correspondance:
Dr Stefan Stübinger
Universitätsklinik für Wiederherstellende Chirurgie
Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie
Kantonsspital/Universitätskliniken – Universität Basel
Spitalstr. 21, CH-4031 Bâle/Suisse
Tél. 0041 61 265 25 25
E-mail: sstuebinge@uhbs.ch

Par son action ablatrice, le laser Er:YAG à impulsions se révèle être une alternative possible aux méthodes conventionnelles de la chirurgie dento-alvéolaire. L'élimination thermomécanique des tissus durs par le laser Er:YAG avec une longueur d'onde de 2,94 μm , qui correspond au maximum d'absorption par l'eau, est une méthode parfaitement adaptée et aussi conservatrice que possible. Un laser Er:YAG à impulsions (énergie de l'impulsion: 500 mJ, durée de l'impulsion: 250 μs , fréquence: 12 Hz, spot: 600–1000 μm) a été employé pour 30 interventions en chirurgie buccale (8 augmentations, 20 extractions de dents, 2 résections apicales).

Dans tous les cas, l'os a été ôté de manière préservatrice et efficace. Grâce au refroidissement constant à l'eau, ni l'os, ni le tissu périphérique ne présentent de lésions thermiques visibles. La cicatrisation postopératoire n'a présenté de complication dans aucun des cas et n'a pas été retardée par rapport à celle des méthodes conventionnelles. Le laser Er:YAG convient non seulement au traitement des tissus dentaires durs, mais aussi, et surtout, au traitement sans contact, donc pratiquement sans vibration, des os. Toutefois, sa faible vitesse d'ablation représente encore un facteur limitatif pour un emploi de routine.

(Illustrations et bibliographie voir texte allemand, page 1139)

Introduction

Contexte

Le laser erbium est employé depuis longtemps pour le traitement de l'émail et de la dentine dans le cadre de la préparation de la cavité et le conditionnement de l'émail (KELLER & HIBST 1997, KIM et al. 2006). En effet, les longueurs d'onde $\lambda = 2,94 \mu\text{m}$ du laser Erbium Yttrium-Aluminium-Garnet (Er:YAG) ou $\lambda = 2,79 \mu\text{m}$ du laser Erbium Yttrium Scandium Gallium Garnet (laser Er:YSGG) correspondent à celles d'une très forte absorption par l'eau, et les

deux lasers possèdent ainsi une très bonne capacité ablatrice des tissus dentaires durs (HARASHIMA et al. 2005). L'énergie des lasers solides dotés d'erbium est directement absorbée à la surface irradiée, il en résulte une très faible profondeur de pénétration dans les tissus hydratés.

L'os, tissu minéralisé, présente une composition tissulaire analogue à celle des tissus dentaires (eau, hydroxylapatite). Non seulement de nombreuses publications scientifiques et expérimentales (POURZARANDIAN et al. 2004, SASAKI et al. 2002a, IVANENKO et al. 2002, SALINA et al. 2006), mais aussi des travaux

cliniques publiés dans la littérature internationale (LEE 2005, ABU-SERRIAH et al. 2004) montrent la forte tendance à vouloir remplacer les méthodes mécaniques conventionnelles d'ablation d'os, telle que la scie ou la fraise, par une ostéotomie au laser sans contact, qui est un traitement conservateur et fin.

Le laser erbium en chirurgie osseuse

Malgré les résultats parfois très prometteurs, le laser Er:YAG ne s'est pas encore imposé comme méthode d'ostéotomie dans le domaine de la chirurgie osseuse buccale (LEWANDROWSKI et al. 1996, GONZALEZ et al. 1990). Outre les obstacles matériels, résultant d'une part de la taille du laser prédéfinie par la physique du laser et d'autre part par la flexibilité limitée des différents systèmes de conducteurs de lumière, l'action biologique des rayons laser en particulier présente encore dans le quotidien clinique quelques problèmes touchant le tissu minéralisé ciblé mais aussi les zones périphériques (SASAKI et al. 2002b). Des lésions thermiques en bordure de la plaie de l'ostéotomie peuvent se produire si le choix des paramètres du laser (énergie, fréquence des impulsions et grandeur du point focal) n'est pas optimal et si le refroidissement à l'eau est insuffisant (EL MONTASER et al. 1997). Ceci a pour conséquence une élimination éventuellement insuffisante des tissus, une durée d'ostéotomie prolongée et une cicatrisation altérée avec parfois des complications postopératoires aggravées par les produits de carbonisation (NELSON et al. 1989, WALSH & DEUTSCH 1989, WALSH et al. 1989).

Avec un bon choix des paramètres, l'ostéotomie par laser n'en possède pas moins des avantages essentiels par rapport à toutes les méthodes d'ostéotomie mécaniques comme la scie, le burin ou l'ultrason. Parmi ces avantages, on compte non seulement le mode de travail sans contact et pratiquement sans vibrations, sans usure métallique, sans casse instrumentale, sans débris osseux et sans lésion des tissus mous par les pointes rotatives des instruments mais aussi les géométries de coupe propres et définies selon les c. L'objectif du présent article basé sur la pratique est donc de présenter à l'aide d'exemples les possibilités actuelles de l'ostéotomie par laser Er:YAG en clinique.

Matériel et méthode

Système laser

Un système laser combiné Er:YAG et CO₂ (OpusDuo ECTM, Lumenis GmbH, D-Dreieich) a été employé pour toutes les ostéotomies. Le laser Er:YAG fournit une énergie maximale d'impulsion de 1000 mJ et une puissance maximale de 12 W.

La longueur d'onde du faisceau laser Er:YAG se monte à 2,94 µm, le faisceau est émis par une pointe saphir conique HPX, d'un diamètre de 0,6 mm, 0,8 mm ou 1 mm. Les valeurs des paramètres du laser employées sont celles recommandées et préétablies par le fabricant pour les ostéotomies: énergie d'impulsion: 500 mJ, durée de l'impulsion: 250 µs et fréquence: 12 Hz. Les fibres, de différents diamètres, sont guidées, sans contact avec l'os, à 1–2 mm environ au-dessus de la surface.

Procédure clinique

La procédure chirurgicale par laser, équivalente pour toutes les interventions, s'est déroulée selon le schéma suivant: 30 interventions au total (18 femmes, 12 hommes) ont été effectuées au laser. Dans 20 cas, des dents de sagesse et molaires inférieures (18) ainsi que deux canines supérieures ont été extraites, les tissus périphériques ayant été préservés (fig. 1). Pendant l'ostéotomie, les fibres laser (0,6 mm et 1 mm) ont été dirigées circulairement autour de la dent afin que l'ablation des tissus osseux ait

lieu par couche, vers l'apex. La partie latérale et non coupante des fibres laser a été approchée de la dent en fonction de la situation, de manière à ce que la perte de tissu soit minimale. Dans le cas d'une position défavorable de l'axe, la dent a été détachée avec le laser Er:YAG et les arêtes vives de l'os éliminées au laser.

Une procédure analogue a été utilisée pour les 8 augmentations (fig. 2) et les deux résections apicales (fig. 3) des canines supérieures, les résections ayant été effectuées uniquement avec la fibre de 0,6 mm. Dans le cas du prélèvement des greffons osseux, la fibre (1 mm) a été guidée régulièrement, sans marquage préalable de la ligne d'ostéotomie par point de fraisage, ni interruption le long du contour du greffon. Un traitement antibiotique n'a été administré par mesure prophylactique postopératoire dans aucun des cas.

Résultats

Avec les paramètres choisis du laser, il a été possible de réaliser une ostéotomie, de manière efficace et la plus conservatrice possible. Le traitement sans contact par le laser à impulsions Er:YAG a permis de choisir la direction de l'ablation en fonction de la situation. Il a été ainsi possible non seulement de minimiser la perte de tissu osseux, mais aussi de réduire le risque d'une lésion iatrogène de tissus périphériques vivants grâce à l'absence de glissement de la pointe de l'instrument sur l'os. Un autre avantage important à prendre en compte est l'absence d'une pointe rotative, en particulier lors d'un contact étroit avec les tissus mous.

L'utilisation de fibres de différents diamètres a permis d'adapter la largeur de la coupe en fonction de la situation, comme avec une fraise conventionnelle. En effet, la puissance de coupe proprement dite ne provient que de la lumière émise à la pointe de l'instrument. La zone latérale de la fibre n'a donc aucune action ablative, ce qui est un grand avantage pour les ostéotomies fines; en effet, la fibre peut être appuyée, «à la manière d'un endoscope» sans entraîner de traumatisme mécanique du tissu. Dans certains cas, c'est l'épaisseur de la pointe de la fibre qui a été le facteur limitatif de la profondeur de coupe des ostéotomies fines.

Grâce au refroidissement à l'eau, constant et absolument nécessaire, aucun tissu, qu'il soit osseux ou périphérique, ne présentait de lésions thermiques ni de traces de carbonisation. Même la pièce à main du laser, qui ne présentait aucun échauffement malgré le long temps d'application, n'a provoqué aucune zone nécrotique thermique lors de contacts directs avec les tissus. Il ne s'est produit aucune rupture d'instrument, ni usure mécanique.

Les contrôles effectués 2 et 10–14 jours après l'opération n'ont révélé aucune augmentation de la sensation de douleur postopératoire par le patient, ni de tendance à la tuméfaction. Aucun des patients n'a ressenti comme désagréable l'intervention assistée par laser, sauf le bruit typique d'ablation et l'odeur piquante de l'ablation résultant d'une aspiration insuffisante. En particulier, les patients souffrant de douleurs inflammatoires ont ressenti l'intervention au laser, sans pression de contact, ni vibration, comme moins gênante et relativement peu douloureuse.

D'un point de vue général, le temps nécessaire à l'ostéotomie a toujours été nettement plus long que dans le cas des méthodes mécaniques conventionnelles, la durée de l'intervention résulte toutefois fortement du choix d'une faible énergie appliquée, de 500 mJ, pour des raisons de sécurité clinique.

Discussion

Ablation d'os par laser infrarouge

Outre le laser Excimer qui émet dans le spectre des UV (SARKAR et al. 1989, OBARA et al. 2005, HAFFNER et al. 2004), le laser CO₂ et surtout le laser erbium (EYRICH 2005, STANISLAWSKI et al. 2000) sont des lasers émettant dans le spectre infrarouge, adaptés pour le traitement des os. Le laser Er:YAG est un laser solide à impulsions par lampe éclair, émettant une lumière infrarouge d'une longueur d'onde de 2940 nm. La longueur d'onde correspond à une absorption maximale par l'eau. Une longueur d'impulsions très courte permet de plus de rapidement chauffer de petits volumes de tissu. Les lasers infrarouge sont utilisés pour l'ablation thermomécanique des tissus durs minéralisés (NIEMZ 2003). La quantité de tissus durs ôtés par le laser Er:YAG dépend essentiellement de la composition des tissus (SPENCER et al. 1999). La teneur en eau interstitielle des tissus durs dentaires joue apparemment un rôle plus faible que l'eau apportée de l'extérieur par le laser (MEISTER et al. 2006) – ce qui n'est pas le cas des os «hydratés» pour d'autres longueurs d'onde dans le spectre infrarouge (PEAVY et al. 1999). En raison de l'accumulation du rayonnement à haute énergie dans le tissu ciblé, les photons absorbés se transforment en énergie thermique et entraînent un fort échauffement local sans carbonisation. Il faut toutefois que les impulsions du laser soient plus rapides que le temps de relaxation thermique du tissu (FRIED & FRIED 2001). Le rapide échauffement provoque en conséquence une rapide évaporation des molécules d'eau et une ablation mécanique par «explosion» des cristaux d'apatite (HIBST 1992). L'os est ainsi ôté ou coupé par couches. Dans ce contexte, il faut toutefois prendre en compte que, lors de la coupe de l'os et des dents, un refroidissement supplémentaire à l'eau est nécessaire. Il pourrait sinon en résulter des lésions thermiques importantes (BURKES et al. 1992).

Le laser Er:YAG fonctionne uniquement par impulsions, la chaleur n'est donc pratiquement pas diffusée dans les zones périphériques. La haute fréquence des impulsions, ainsi que l'absorption de la lumière par l'eau, 15 fois plus élevée que celle du laser CO₂, engendre ainsi une nécrose thermique résiduelle minimale (SCHWARZ et al. 2002).

Avantages du laser Er:YAG par rapport aux méthodes conventionnelles et au laser CO₂

L'ostéotomie au laser possède de nombreux avantages par rapport à la majorité des outils de coupe mécaniques dans la chirurgie osseuse. Grâce au travail sans contact et donc également sans vibration, le traumatisme des tissus est réduit (STÜBINGER et al. 2006). De plus, il ne se produit lors de la coupe au laser aucune usure métallique et la formation de petits débris osseux peut être exclue. Un couplage à des systèmes spéciaux de conducteurs

de lumière ou à des systèmes feedback (RUPPRECHT et al. 2004, RUPPRECHT et al. 2005) permet de réaliser des interventions très précises et très peu invasives, pour lesquelles il ne se produit aucun traumatisme des tissus ni par la pièce à main du laser, ni par la casse des embouts instrumentaux.

Un système laser CO₂ à impulsions moderne, piloté par un scanner 3D assisté par ordinateur, permet d'obtenir des coupes extrêmement fines et autostabilisantes, d'une largeur de 200 µm et d'une profondeur allant jusqu'à 1 cm avec un contour spécifique dans les structures osseuses. Des géométries de ce type ne peuvent actuellement être obtenues avec aucune autre méthode d'ostéotomie (FRENTZEN et al. 2004, IVANENKO et al. 2005). Un inconvénient essentiel du laser CO₂ est toutefois que ce système ne peut être actuellement utilisé, pour des raisons de la physique du laser et de l'interaction laser-tissu, qu'avec un guidage instrumental. Un guidage manuel n'est ainsi pas possible, ce qui limite fortement son emploi, en particulier en chirurgie buccale. On est donc revenu dans le cas présent au laser Er:YAG, qui peut être guidé aussi bien manuellement que mécaniquement.

Conclusion

Actuellement, le laser Er:YAG est adapté dans le domaine de la chirurgie dento-alvéolaire surtout pour les ostéotomies pour lesquelles un mode de travail défini, sans pression et avec peu de vibrations, est nécessaire. L'ablation a lieu par couches et est très précise. La durée opératoire plus longue limite toutefois l'application pour les petites ostéotomies. L'ostéotomie par laser, comme la chirurgie piézoélectrique, ne présente donc pas encore d'avantages décisifs quant à la vitesse de coupe par rapport aux instruments rotatifs. A partir de nos données non encore publiées, des vitesses de coupe équivalentes à celles des méthodes d'ostéotomie actuelles pourront être obtenues en appliquant une plus grande énergie du laser ou une fréquence d'impulsions plus élevée et une forme d'impulsion particulière. Les avantages de l'ostéotomie par laser résident donc actuellement dans la méthode de travail sans contact et pratiquement sans vibration, sans usure métallique, sans casse des instruments et sans accumulation de débris osseux d'une part et dans la géométrie de coupe fine et définie en fonction des conditions d'autre part.

Remerciements

Des parties de cette étude ont été financées par le NCCR COME du Fonds national suisse. Les auteurs remercient la société Polymed. Medical Center, Glattbrugg, Suisse, pour son soutien et la mise à disposition du laser Opus Duo. Tous nos remerciements vont également à Monsieur Stefan De Maddalena pour le traitement des images.