

Chirurgie des tissus mous au laser à diode – aspects théoriques et cliniques

Stefan Stübinger^{1,2}, Belma Saldamli^{1,2}, Philipp Jürgens^{1,2},
Georges Ghazal², Hans-Florian Zeilhofer^{1,2}

¹ Clinique de chirurgie reconstructrice, Département de chirurgie maxillo-faciale, Hôpital universitaire de Bâle

² Département de chirurgie maxillo-faciale, Hôpital cantonal d'Aarau

Mots-clés: laser à diode, chirurgie des tissus mous, interaction laser-tissu, carbonisation, mode contact

Adresse pour la correspondance:

D^r Stefan Stübinger

Universitätsklinik für Wiederherstellende Chirurgie

Abteilung für Kiefer- und Gesichtschirurgie

Kantonsspital/Universitätskliniken

Universität Basel, Spitalstrasse 21, CH-4031 Bâle/Suisse

Tél. 0041 61 265 25 25, e-mail: sstuebinge@uhbs.ch

(Illustrations et bibliographie voir texte allemand, page 813)

Introduction

Informations générales

En 1960, Theodore H. Maiman a réussi pour la première fois à obtenir un effet de «*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*» (laser) au moyen d'un cristal de rubis (MAIMAN 1960). Depuis lors, les quanta de lumière ainsi générés ont démontré leur intérêt thérapeutique dans de nombreuses indications médicales et se caractérisent par un large spectre d'applications. Le rayonnement laser est obtenu à partir de corps solides, liquides, gazeux, de semi-conducteurs et d'électrons libres, dont la stimulation produit l'émission d'un rayonnement monochrome, cohérent et orienté avec précision (STRATIGOS et coll. 1998). Fondamen-

Les systèmes laser utilisés actuellement en chirurgie intraorale des tissus mous sont nombreux et très divers. Dans ce domaine, l'effet propre du rayon laser est basé d'une part sur les paramètres physiques du laser et, d'autre part, sur les propriétés particulières du tissu cible. C'est surtout le laser à diode transmis par fibre optique, avec sa longueur d'onde dans la plage de la lumière visible, qui convient particulièrement bien au traitement des lésions intraorales de taille relativement petite. Sur la base de 40 interventions chirurgicales réalisées en ambulatoire avec le laser à diode, il a été possible de mettre en évidence l'efficacité et la qualité de coupe de cette technique, l'excellence de la coagulation obtenue et l'atteinte minime des structures avoisinantes. En postopératoire, la guérison des plaies a été obtenue en l'absence de toute complication. Grâce à l'effet de coagulation et à la finesse de coupe obtenue par les fibres optiques flexibles en mode contact, le laser à diode convient particulièrement à la chirurgie atraumatique des tissus mous, car dans de nombreux cas, il est souvent possible, par rapport aux interventions réalisées avec un scalpel, de renoncer à suturer les lésions. De plus, la finesse de la fibre optique autorise un accès aisé, même dans les localisations anatomiques difficiles.

talement, on distingue selon le type de l'excitation et respectivement le type de lumière émise les lasers à émission continue (cw) et les lasers à impulsions ou lasers pulsés (DEDERICH & BUSHICK 2004). Les lasers en mode cw fournissent un rayonnement lumineux continu de puissance modérée, qui reste constante, alors que le mode pulsé permet d'obtenir des pics d'impulsion de courte durée, mais dont la puissance est de l'ordre du gigawatt. Seules les données relatives aux paramètres comme la durée des impulsions, leur fréquence, la surface de focalisation et la puissance maximale des impulsions – paramètres qui représentent les bases du calcul de l'énergie appliquée, des performances et de l'énergie des impulsions –, ainsi que la longueur d'onde du rayonnement laser utilisé, permettent d'expliquer les différen-

tes interactions laser-tissu et de les utiliser dans différentes options thérapeutiques (WELCH 1984 & COLUZZI 2004).

Interaction laser-tissu

Lorsque les photons rencontrent la surface tissulaire, il peut se produire, selon la longueur d'onde et la nature du tissu, une absorption, une réflexion, une dispersion ou une transmission des quanta de lumière (MEISTER et coll. 2004a). En fait, seuls les photons absorbés sont importants du point de vue des effets biophysiques entre le rayonnement laser et le tissu, en relation avec les propriétés tissulaires caractéristiques telles que la capacité à conduire la chaleur et la capacité calorifique (WALSH 2003). Les photons absorbés caractérisent la densité énergétique appliquée localement et entraînent, selon la durée d'action, des effets photochimiques, photothermiques ou des effets non linéaires (NIEMZ 2003). Le traitement au laser à basse énergie (*Low-Level Laser Therapy*) ou la biostimulation (réactions photochimiques) ainsi que la coagulation et la vaporisation (réactions photothermiques) jouent un rôle déterminant lors du traitement des tissus mous et des tissus durs présents dans la bouche (MEISTER et coll. 2004b). Dans le domaine de la médecine dentaire et de la stomatologie, de nombreux systèmes laser peuvent être utilisés; cependant, le laser à diode est l'un des rares types de laser qui convient particulièrement bien aux traitements photochimiques (KHADRA et coll. 2004) ainsi qu'aux traitements photothermiques (ADAMS & PANG 2004). En conséquence, la suite de cet article présente quelques cas exemplaires illustrant les possibilités d'utilisation du laser à diode, en fonction des bases théoriques correspondantes.

Matériel et méthode

Au cours d'une année, 40 interventions chirurgicales intraorales ambulatoires au laser ont été réalisées dans deux cliniques, au niveau de la langue, des gencives et de la muqueuse jugale. Ces interventions ont été réalisées au moyen d'un ORA-LASER 01 I.S.T (fig. 1) et d'un ORA-LASER JET (fig. 2), (Oralia, Konstanz, Allemagne). Les lasers diodes GaAlAs utilisés avaient une longueur d'onde de 810 nm et ont été utilisés aussi bien en mode pulsé (ORA-LASER JET, impulsions de 10 µs à 50 ms) qu'en mode continu (ORA-LASER I.S.T). L'ORA-LASER JET a été utilisé avec des impulsions dont la puissance de sortie était de 5 W, la fréquence de 10 Hz, et avec des fibres laser de 200 à 600 µm. La relation impulsion-pause indiquée par le constructeur est de 1:1. L'ORA-LASER 01 I.S.T a été utilisé à une puissance de sortie de 4 W et avec des fibres de 400 et 600 µm. La pointe des faisceaux de fibres de verre flexibles a été mise en contact direct contrôlé avec le tissu cible. La procédure de l'intervention chirurgicale au laser a été à peu près semblable pour toutes les opérations, qui se sont déroulées selon le schéma suivant: après avoir posé l'indication opératoire, expliqué l'intervention au patient et avoir obtenu sa déclaration de consentement éclairé, une anesthésie locale avec adjonction d'adrénaline a été réalisée dans la zone d'intervention. Pour des raisons de sécurité, tous les patients portaient des lunettes protectrices pendant l'intervention. Lors de ces interventions au laser, il s'agissait principalement d'enlever de petites lésions muqueuses bénignes au niveau des joues, de la langue et du bord alvéolaire des maxillaires (fig. 3-8). Il a été renoncé dans tous les cas à des mesures hémostatiques supplémentaires. A la fin de l'intervention au laser, les plaies opératoires ont été lavées soigneusement avec une solution saline physiologique et, en fonction de la localisation et de la taille de la plaie, une couche superficielle de Solcoseryl® a été appliquée. L'intervention a été suivie de contrôles postopératoires rapprochés.

Résultats

Lors de toutes les interventions, les réglages préprogrammés se sont révélés appropriés et ont permis de réaliser une ablation tissulaire relativement rapide et efficace, avec une tendance minimale aux saignements. Dans l'ensemble, le mode pulsé (ORA-LASER JET) a cependant fourni de meilleures performances de coupe que le mode cw (ORA-LASER 01 I.S.T). En fonction de l'indication, les différentes fibres laser ont permis d'obtenir différentes largeurs de coupe, ou une ablation tissulaire superficielle réalisée avec précision et avec une efficacité relativement bonne en profondeur. En mode pulsé, il est cependant possible d'obtenir des coupes plus franches, à bords lisses. Ce mode a permis non seulement de diriger plus facilement la fibre laser, mais surtout de réduire les traumatismes tissulaires. L'efficacité de la coagulation a été comparable pour les deux modes de fonction. Dans un seul cas, un patient sous anticoagulation orale a présenté une légère hémorragie postopératoire, qui a pu être arrêtée par compression à l'aide d'un tampon. Dans tous les autres cas, la guérison de la plaie a été obtenue sans complications, et les douleurs ont été relativement faibles selon l'appréciation subjective des patients. Grâce au faible diamètre de la fibre optique, permettant d'obtenir des coupes minces, la formation de tissu cicatriciel a été minimale au niveau buccal et n'a pas entraîné de problèmes en phase postopératoire, ni sur le plan fonctionnel, ni sur le plan esthétique.

Discussion

Construction et fonction du laser à diode

Le laser à diodes fait partie des lasers à semi-conducteurs à longueur d'onde visible, largement répandus (JESSE 1999). Contrairement aux lasers à corps solides, pour lesquels seuls les atomes à activité laser inclus dans le cristal hôte sont importants lors de l'émission du rayonnement lumineux, tous les atomes du laser à diodes jouent un rôle décisif lors de l'activité laser et des changements de niveaux d'énergie. Fondamentalement, le laser à diode présente une construction semblable aux diodes semi-conductrices. Le renforcement du rayonnement lumineux résulte des passages par deux couches adjacentes à l'état de semi-conducteur, appelées bande de conduction et bande de valence; l'une des bandes présente un excès d'électrons (dopage de type n), et l'autre un déficit d'électrons (dopage de type p). La distance entre les bandes d'énergie et leur largeur sont déterminées par le cristal choisi. Lors d'une excitation lumineuse adéquate, un électron peut alors passer de la bande de valence à la bande de conduction, avec absorption simultanée d'un photon. Lorsqu'une tension électrique est appliquée en outre au cristal, un électron voisin peut prendre la place «libre», ce qui permet l'installation d'un courant électrique dans les deux bandes. Le retour d'un électron dans la bande d'énergie plus basse provoque l'émission spontanée de lumière.

Afin d'obtenir l'émission souhaitée du rayonnement laser – comme pour les lasers à gaz ou à corps solides –, il est nécessaire de disposer d'un système correspondant de miroirs et de mécanismes de couplage par rétroaction, en plus de la recombinaison des électrons dans la couche de contact p-n (KNAPPE 2003).

Comparaison avec les systèmes laser au CO₂

Le laser à diode se caractérise essentiellement par son degré d'efficacité élevé, qui résulte de la transformation directe de l'énergie électrique en énergie optique, et par ses dimensions externes modestes. Les dispositifs de réfrigération externe cou-

teux, indispensables pour d'autres types de lasers (p.ex. laser CO₂), ne sont pas nécessaires. Grâce à la coagulation efficace, au bon contrôle visuel de l'interaction laser-tissu, aux douleurs relativement faibles (HOPP et coll. 2004b), à la réduction à un minimum des instruments nécessaires à l'intervention ainsi qu'aux traumatismes limités des tissus avoisinants (ROMANOS & NENTWIG 1999), le laser à diode se prête à une utilisation simple et universelle. A cet égard, au niveau tissulaire, c'est surtout l'étroitesse de la bande lésionnelle thermique qui est remarquable, même lors de coupes profondes. L'extension verticale du traumatisme tissulaire, de même que son extension horizontale, n'est pas dépendante du diamètre de la fibre optique utilisée ni du mode d'utilisation (cw ou pulsé), (GOHARKHAY et coll. 1999). Cette propriété du laser à diode le distingue des résultats cliniques obtenus avec le laser au CO₂ et le laser Nd:YAG. En effet, pour ces deux types de laser, les lésions thermiques au niveau des tissus mous avoisinants, notamment en mode cw, sont nettement plus marquées qu'en mode pulsé (FITZPATRICK et coll. 1991). Lors de l'excision de tissus mous par laser au CO₂, une carbonisation superficielle de l'os alvéolaire profond a déjà été rapportée. Pour cette raison, lors de toute intervention par laser au CO₂ impliquant le remodelage d'une gencive mince, il faut veiller à ménager l'os et à réduire à un minimum la durée d'exposition au faisceau laser, pour éviter une nécrose osseuse avec formation ultérieure de séquestre. Certes, le laser à diode en mode pulsé, à puissance correspondante, peut également provoquer en principe des lésions thermiques analogues au niveau des tissus durs (KREISLER et coll. 2001). Toutefois, le risque accidentel d'une telle lésion lors d'une intervention sur les tissus mous est nettement plus faible, car le feed-back sensoriel lors du maniement de la fibre, comparé à celui du scalpel, rend beaucoup plus exceptionnel le contact direct avec l'os. Lors de grandes lésions superficielles telles que les altérations lichénoïdes ou leucoplasiques de la muqueuse buccale (BORNSTEIN et coll. 2003) ou lors de dépigmentation de la gencive (ESEN et coll. 2004), le

laser à diode est cependant inférieur au laser CO₂: en raison de la finesse des fibres optiques utilisées, la vaporisation laser efficace et régulière de grandes surfaces nécessite en effet beaucoup de temps (HOPP & SCHLÄR 2003, HOPP et coll. 2004a).

Ainsi, l'indication principale du laser à diode lors d'interventions au niveau des tissus mous est essentiellement l'ablation thermique ciblée, analogue à une coupe. L'ablation punctiforme par fibres fines (NEWMAN & ANAND 2002) dans le domaine de la chirurgie intraorale des tissus mous permet de réaliser non seulement des coupes de géométrie particulière, mais aussi des interventions spéciales minimalement invasives qui seraient difficiles à réaliser avec un scalpel.

Conclusion

Le laser à diode est devenu un instrument pratique et de haute valeur en chirurgie orale des tissus mous, non seulement par le fait qu'il ménage les structures avoisinantes, mais aussi en raison de ses performances dans l'obtention efficace de coupes tissulaires propres. Cet instrument permet de traiter presque toutes les lésions des tissus mous de taille petite à moyenne et de réaliser les corrections tissulaires nécessaires, avec un excellent résultat postopératoire. Cette méthode minimalement invasive, qui ne nécessite pas de suture, permet de raccourcir la durée du traitement, ce qui représente un avantage décisif pour le patient également. Pour les lésions de plus grande surface, il est recommandé d'utiliser d'autres systèmes laser ou de recourir aux méthodes conventionnelles.

Remerciements

Les auteurs remercient la société Oralial (Konstanz-Dettingen, Allemagne) de son aimable soutien et de la mise à disposition de l'ORA-LASER JET. Ces remerciements s'adressent également à M. Stefan De Maddalena pour le traitement des images.