Peau et lasers

Traitement par laser : raisonner en fonction de l'histologie

T. FUSADE[1], H. CARTIER[2], B. PUSEL[3]
[1] Cabinet de Dermatologie, PARIS.
[2] Centre médical Saint-Jean, ARRAS.
[3] Cabinet de Dermatologie, SAINT-PAUL-DE-VENCE.

Les articles portant sur le traitement par laser d'affections cutanées s'enrichissent régulièrement de nouvelles publications. Il arrive cependant que, pour certaines affections, les limites des traitements dits "classiques" nous confrontent à des patients qui soit sont attirés par le côté magique du mot "laser", soit nous sont adressés par leur médecin en désespoir de cause. Le laser constituant un dernier recours, aiguillonnés par ce challenge, nous pouvons alors être tentés de chercher une réponse qui au final est absente ou apparaît incomplète dans nos recherches bibliographiques. Outre une indispensable connaissance de la physique des lasers, notre intérêt pour l'histologie lésionnelle va nous aider dans cette quête de solutions. C'est en comparant les propriétés de nos machines aux caractéristiques histologiques des lésions à traiter que nous pourrons trouver nos angles d'attaque.

Raisonner en termes de profondeur lésionnelle

Selon sa localisation, une lésion est plus ou moins accessible aux matériels à émission photonique (MEP). En se superposant, les couches cutanées constituent autant d'obstacles pour un photon qui, compte tenu de son cheminement de l'extérieur vers l'intérieur, peut interagir avec l'épiderme, le derme ou l'hypoderme. Si l'on prend en compte l'amortissement du faisceau au cours de la traversée de ces différentes couches, il apparaît que plus la lésion visée est profonde, plus la quantité d'énergie délivrée nécessaire à sa destruction doit être importante et, corollaire, plus le MEP émetteur doit être suffisamment puissant pour pouvoir la fournir.

En fait, l'apport d'énergie peut se faire de deux façons :
– en utilisant un laser qui permette, par destruction tissulaire non spécifique, de supprimer les couches cutanées s'interposant entre la cible et la surface en la rendant ainsi directement accessible : c'est la méthode la plus simple mais elle a pour inconvénient l'absence de spécificité et donc un risque plus important de cicatrice ;
– en utilisant une longueur d'onde qui n'interagit que peu ou pas avec les premières couches cutanées traversées pour mieux être absorbée par la lésion visée tout en ayant suffisamment de potentiel de pénétration en profondeur. Notre réflexion s'inscrit alors dans le choix de cette longueur d'onde qui doit pouvoir interagir avec un composant tissulaire de la lésion que l'on ne retrouvera pas dans la peau adjacente. C'est notre deuxième angle d'attaque.

Raisonner en termes de chromophore

Atteindre notre cible sans léser la peau sus-jacente nous oblige à raisonner en termes d'absorption différenciée entre cette cible profonde et les structures normales situées tout autour et que l'on veut préserver.

Ainsi, une lésion à forte densité vasculaire située dans le derme moyen aura une capacité d'absorption plus importante que le tissu dermique normal périphérique, moins riche en vaisseaux, et surtout que l'épiderme sus-jacent qui n'en contient pas. C'est l'exemple classique de l'angiome plan constitué de lumières vasculaires contenant de l'oxyhémoglobine en grande quantité interagissant avec des longueurs d'onde absorbées par ce chromophore (532 nm avec le Yag:KTP et 585, 590 et 595 nm avec le laser à colorant pulsé).

Une autre solution consiste à apporter à la lésion un chromophore exogène, soit directement, soit *via* l'un de ses précurseurs ayant une affinité accrue pour la cible que l'on souhaite détruire. Une illumination par un MEP émettant une longueur d'onde spécifique interagissant de façon connue avec ce chromophore exogène va ainsi conduire à la destruction de cette lésion. Actuellement, ce principe est utilisé dans la photothérapie dynamique qui est une autre façon élégante d'utiliser le concept d'absorption différenciée. Gageons que le développement de nouveaux chromophores exogènes dans le futur élargira le champ de son utilisation.

Comme nous venons de le montrer, tant qu'un chromophore est présent

Peau et lasers

en grande quantité naturellement ou de façon induite dans le tissu visé, les choses sont assez simples. Prenons maintenant une lésion dont aucun composant principal ne peut (par absence d'affinité ou par impossibilité d'utiliser un chromophore exogène) interagir avec l'énergie photonique. On peut, dans cette situation, provoquer cette destruction en favorisant la diffusion thermique à partir de composants tissulaires de proximité ayant cette capacité d'absorption d'énergie lumineuse, ce qui nous offre un troisième angle d'attaque.

Raisonner en termes de diffusion thermique

Le phénomène de diffusion thermique permet d'envisager l'utilisation d'un chromophore minoritaire pour détruire notre cible. L'objectif est de chauffer un chromophore présent en petites quantités dans une partie de la lésion ou à proximité immédiate pendant un temps suffisamment long pour que cette chaleur se diffuse à l'ensemble de la lésion. C'est le principe de la tasse de thé : la tasse à température ambiante voit sa chaleur augmenter au contact de l'eau bouillante que l'on y verse.

L'exploitation la plus commune de ce principe physique est celle du laser épilatoire 755 nm dont la cible est la mélanine. Celle-ci est absente des structures folliculaires devant être détruites pour obtenir une épilation. Elle est en revanche présente en grande quantité dans le poil qui va se comporter comme notre thé vis-à-vis du follicule qui fait office de tasse. C'est en raisonnant de façon analogue que l'hypervascularisation du granulome de Lever ou des carcinomes basocellulaires permet d'envisager une destruction lésionnelle par diffusion de chaleur à partir des vaisseaux visés par des lasers vasculaires. Mais pour chauffer à une température suffisamment élevée et dans son ensemble le volume tumoral, le temps de chauffage devra être prolongé, ce qui nous ouvre un quatrième angle d'attaque.

Raisonner en termes de temps d'impulsion

D'une microstructure tel un pigment intra-fibroblastique de tatouage de 100 nanomètres de diamètre à une varicosité du membre inférieur d'un millimètre de section, le volume de matière à "chauffer" se situe dans des proportions très différentes. C'est un peu comme si l'on rapportait le volume d'un moucheron à celui d'un cachalot ! Et pour atteindre des températures critiques conduisant à une destruction du volume visé, les durées d'impulsion laser seront bien différentes pour ces deux structures. Chauffer par diffusion thermique une cible sans pour autant laisser la chaleur diffuser autour de celle-ci pourrait se calculer d'après une modélisation théorique. Dans la pratique, il nous faut plutôt nous référer à notre propre sens clinique en augmentant progressivement les temps d'impulsion de nos machines jusqu'à l'obtention de l'effet désiré.

Tout au long de cet exposé, nous avons pris le parti de rester schématiques sans introduire d'autres notions comme le temps de relaxation thermique d'un tissu ou le diamètre du spot laser qui complexifieraient un peu plus le discours. Toutefois, le choix réfléchi des différents paramètres qui viennent d'être décrits constitue en soi une "*guideline*" permettant de s'affranchir de paramètres constructeurs souvent largement sous-évalués avec une trop grande marge de sécurité évitant tout effet indésirable au prix d'une efficacité relative.

La visualisation de l'architecture macro- et microscopique de la lésion que nous souhaitons traiter est importante pour faire coïncider au mieux les caractéristiques que nous choisirons pour notre traitement avec l'affection à traiter. Une stratégie de terrain en quelque sorte.

Les auteurs ont déclaré ne pas avoir de conflits d'intérêts concernant les données publiées dans cet article.