

# Microanastomoses assistées par laser diode 1,9 µm en chirurgie reconstructrice : d'un modèle animal aux patients

## Outcomes after 1.9-microm diode laser-assisted anastomosis in reconstructive microsurgery: from animal model to patients

F.M.P Leclère \* \*\*, M. Schoofs \*, B. Buys \*\*, M. Germain \*\*\*, S. Mordon \*\*

\* Département de chirurgie plastique, SOS Mains de l'Université de Lille, 96 rue Gustave Delory, 59810 Lille-Lesquin, France / \*\* Univ Lille Nord de France, F-59000 Lille, France ; INSERM, U703, F-59120 Lille-Loos, France ; CHU Lille, F-59000 Lille, France / \*\*\* Département de Chirurgie, Institut Gustave Roussy

### Mots clés

- ◆ Laser diode
- ◆ Microanastomose
- ◆ Microchirurgie
- ◆ Coefficient d'extinction.

### Résumé

**Introduction :** Le succès des lambeaux libres et des replantations dépend largement de la qualité des microanastomoses vasculaires. Au cours de l'histoire, de nombreuses alternatives à la microsuture par fils ont été tentées pour aider le microchirurgien et réduire le taux de complications. Dans ce contexte, nous présentons notre expérience clinique à propos des microanastomoses assistées par laser diode 1,9 µm et revenons sur le passage de l'animal à la clinique et sur les possibilités futures de la technique.

**Méthode :** La série comprend 27 patients, 14 femmes et 13 hommes, opérés entre janvier 2005 et décembre 2007. L'âge moyen est de 31 ans (extrêmes de 2 à 59 ans). La technique assistée par laser est utilisée pour des replantations digitales (n=2) ou des lambeaux libres (n=27). Pour deux patientes, l'acte microchirurgical est bilatéral. Les étiologies sont traumatiques (n=14), tumorales (n=9), congénitales (n=2), dégénératives (n=1), liées à des brûlures (n=1), une infection (n=1), ou une morsure de chien (n=1). Les microanastomoses sont réalisées par un laser diode 1,9µm après placement de 3-4 points de rapprochement. Les paramètres suivants sont utilisés : taille du spot 400µm, puissance 125mW, temps d'application suivant le diamètre du vaisseau (0,8 mm à 1,8 mm) : la fluence varie de 70 à 200 J/cm<sup>2</sup>. Le mécanisme impliqué est un effet thermique sur le collagène de la media et de l'adventice conduisant à une soudure de la paroi du vaisseau.

**Résultats :** On dénombre trois révisions dues à un hématome et une nécrose de lambeau qui portent le taux de succès total à 96,6%.

**Conclusion :** Cette étude souligne les nombreux avantages de la technique: anastomose facilitée en cas d'accès difficile, diminution du saignement après lâchage des clamps, taux de succès amélioré des procédures et finalement courbe d'apprentissage aisée de la technique.

### Keywords

- ◆ diode laser
- ◆ microanastomosis
- ◆ microsurgery
- ◆ extinction coefficient.

### Abstract

**Background :** The most important factor for successful free flap transfer and replantations is a well executed vascular microanastomosis. During the history many alternatives were tried to help the microsurgeon and to reduce the complications. In this context, after many studies in animals, we introduce our experience with 1.9 µm diode laser in clinical microsurgery and the successful transfer from an animal model to the patients and the future possibilities of the technique.

**Methods :** Between January 2005 and December 2007, 27 patients underwent microsurgery with 1.9 µm diode laser at our institute. The patients had a mean age of 31 years (range 2 to 59 years), fourteen were women and thirteen were men. This technique was utilized for digital replantations (n=2) and for free flap transfer (n=27). Etiologies of the defect were trauma (n=14), tumor (n=9), congenital (n=2), burn (n=1) infection (n=1), arthritis (n=1), and dog bite (n=1). Laser assisted microvascular anastomosis (LAMA) were performed with a 1.9µm diode laser after placement of equidistant stitches. The following parameters were used: spot size 400 µm, power 125 mW, time depending on vessel size (0.8 mm to 1.8 mm) : fluence varying from 70 to 200 J/cm<sup>2</sup>.

**Results :** Three surgical revisions following hematoma and one rupture of the arterial anastomosis leading to a free DIEP-flap necrosis resulting from high-dose radiotherapy prior to surgery, occurred after LAMA, accounting for a overall success rate of 96.6 %.

**Conclusions :** This study underlines the numerous benefits of the technique: easier performance of vascular anastomosis with difficult access, decrease of reperfusion bleeding and complications and, finally, an easy learning curve.

### Correspondance :

Dr Franck M. P. Leclère - Département de chirurgie plastique, SOS Mains de l'Université de Lille, 96 rue Gustave Delory, 59810 Lille-Lesquin, France  
franckleclere@yahoo.fr

## Introduction

En 1960, Jacobson et Suarez rapportaient les premières microanastomoses vasculaires. Ils utilisaient du fil de soie 7/0 pour réaliser des anastomoses carotidiennes chez le chien [1]. Depuis lors, la technique n'a cessé de se développer et s'est ainsi largement répandue en pratique clinique. Le succès des actes microchirurgicaux reste largement dépendant de la qualité des microanastomoses vasculaires [2]. Celles-ci sont le corollaire des aptitudes du microchirurgien, de la taille des vaisseaux et du type de technique utilisée. Pour améliorer la viabilité des anastomoses, simplifier la procédure, réduire le temps opératoire et la durée de la courbe d'apprentissage, des alternatives à la technique classique [3] comme le laser [4] ont été recherchées. Dans ce contexte, différentes longueurs d'ondes ont été testées incluant les lasers CO<sub>2</sub> [5-7], lasers Nd : YAG [8], lasers Argon [9-11] et lasers diode [12,13]. De nombreuses études animales ont mis en évidence les bénéfices de la technique laser: elle est plus rapide que la microanastomose conventionnelle, les traumatismes vasculaires sont moins importants et la réaction inflammatoire est fortement réduite. De ces nombreux travaux de recherche, réalisés sur l'animal, seulement quatre équipes ont pu jusqu'à maintenant développer cette technique en clinique [14-17]. Dans ce contexte nous présentons une série d'actes microchirurgicaux réalisés à l'aide de la technique laser 1,9 µm. Nous revenons sur le passage de l'animal à la clinique et sur les possibilités futures de la technique.

## Matériel et méthodes

Il s'agit d'une étude rétrospective de 29 actes microchirurgicaux laser (LAMA) approuvés par le comité d'éthique de l'IN-

SERM (Institut national de la santé et de la recherche médicale, protocole 96-203) et réalisés entre Janvier 2005 et décembre 2007 sur 27 patients. La procédure LAMA fut effectuée lors de replantations digitales (n=2), ou de lambeaux libres (n=27) (Tableau 1). Pour deux patients, l'acte microchirurgical était bilatéral (Patients 23 & 24).

29 anastomoses artérielles et 29 anastomoses veineuses furent effectuées chez 27 patients. Tous les patients furent opérés après consentement éclairé et accord du comité d'éthique. Les paramètres suivants étaient pris en compte: âge, sexe, tabagisme, étiologie de la perte de substance, taille et type de vaisseaux utilisés pour la reconstruction et paramètres laser.

## Laser

Le laser utilisé dans cette étude était un laser diode 1,9 µm de modèle 6432-P2 (SDL, San Jose, USA) (Fig. 1). Le boîtier laser était de taille identique à une source d'énergie bipolaire. La transmission d'énergie était effectuée par une fibre optique de 400 µm. Le diamètre de cette dernière était choisi pour correspondre au diamètre des vaisseaux à opérer (0,8 à 1,8 mm). Le crayon optique du laser était tenu à environ 1mm du vaisseau résultant en un spot de 400 µm. Le vaisseau opéré était fréquemment humidifié avec une solution saline à température ambiante pour éviter son dessèchement. Cependant lors de l'application de l'énergie lumineuse, la paroi vasculaire était séchée à l'aide de mini compresses. Les paramètres laser suivants furent utilisés :  $\lambda=1,9\mu\text{m}$ ,  $\varnothing=400\mu\text{m}$ ,  $P=125\text{mW}$ ,  $t=0,7-2\text{s}$ , afin que la fluence résultante  $F=P \times t / S$  ( $\text{J}/\text{cm}^2$ ) puisse correspondre à une photocoagulation optimale de la paroi vasculaire quelques soient les différents calibres artériels et veineux. A l'oeil, l'apparition d'une couleur chamois de la paroi traitée était considérée comme l'objectif à atteindre.

N	Type de reconstruction D= droit, G= gauche	Type d'anastomose Artère/ Veine	Nombre de microsutures Artère/ Veine	Nombre de spots Artère/ Veine	Fluence Artère/ Veine (J/cm <sup>2</sup> )	test de perméabilité	Spots laser complémentaires (125mW, 1s)
1	Transf ung péd court G	TT/ TT	3/ 3	6/ 4	100/ 70	bon	0
2	LL brach ext D	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 100	bon	0
3	Transf IPP péd court G	TT/ TT	3/ 3	8/ 6	100/ 70	bon	0
4	LL brach ext D	TT/ TT	3/ 3	8/ 6	100/ 100	saignement	2
5	LL brach ext G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 100	bon	0
6	Transf 4ème O G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 70	bon	0
7	LL fibulaire D	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 100	saignement	3
8	LL unguinal G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 100	saignement	2
9	LL gastrocn lat D	TL/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 100	bon	0
10	LL DIEP D	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	200/ 150	bon	0
11	LL brach ext D	TT/ TT	3/ 3	8/ 8	100/ 100	bon	0
12	LL DIEP D	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	200/ 150	bon	0
13	LL plant int R	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	170/ 150	bon	0
14	Transf pulp péd court G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 70	bon	0
15	LL Gracilis G	TL/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 100	bon	0
16	Transf pulp péd court G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 70	bon	0
17	LL glutéal inf R	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	170/ 150	bon	0
18	LL crête il G	TL/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 70	bon	0
19	Transf IPP péd court G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 70	bon	0
20	LL gd dentelé D	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	200/ 150	bon	0
21	Transf ung péd court G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 70	bon	0
22	Transf GO G	TL/ TT	4/ 3	8/ 6	170/ 100	bon	0
23	LL DIEP Flap D	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	200/ 150	bon	0
24	LL DIEP Flap G	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	200/ 150	bon	0
25	LL SIEP Flap L	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	200/ 150	bon	0
26	LL DIEP Flap D	TT/ TT	4/ 4	8/ 8	200/ 150	bon	0
27	LL d'anthélix G	TT/ TT	3/ 3	6/ 6	100/ 70	bon	0
28	Replantation pouce D	TT/ TT	2/ 3	6/ 6	100/ 100	bon	0
29	Replantation index D	TT/ TT	2/ 3	8/ 6	100/ 100	saignement	2

Table 1: paramètres lasers pour chacune des procédures de la série

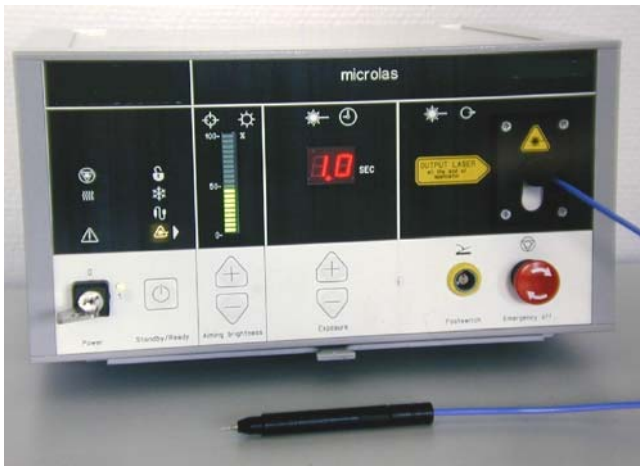


Fig. 1 : Laser diode 1,9  $\mu$ m utilisé dans notre étude. Le boîtier laser est de taille identique à une source d'énergie bipolaire.

## Technique chirurgicale

Le diamètre des vaisseaux était mesuré à l'aide d'une pièce à main à un grossissement de  $\times 40$ . 2 à 4 microsutures venaient rapprocher les parois vasculaires. L'anastomose était complétée par 4 à 8 spots laser sur chaque face, suivant le calibre du vaisseau (Fig. 2). La juxtaposition des spots permettait la fusion des parois. Un délai de 30 secondes était alors respecté avant ouverture des clamps pour permettre une fusion complète. Chaque anastomose était ensuite évaluée par le test d'Obrian. En cas de fuite résiduelle, des spots laser complémentaires venaient compléter l'anastomose.

## Anticoagulation

Au moment du déclampage, chaque patient recevait un bolus intraveineux d'Héparine (100 unités par kilo). Chacun d'eux recevait ensuite de l'aspirine pour une durée de 1 mois (150 mg par jour).



Fig. 3 : Microanastomose artérielle effectuée avec la technique laser lors d'une replantation digitale

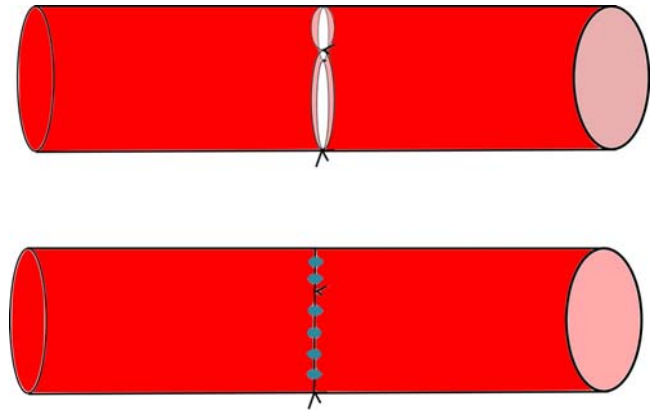


Fig. 2 : Microanastomose assistée par laser 1,95  $\mu$ m après mise en place de 2 à 4 microsutures de rapprochement

## Résultats

Entre Janvier 2005 et Décembre 2007, 27 patients furent opérés pour reconstruction microchirurgicale assistée par laser diode 1,9  $\mu$ m. Il s'agissait de 14 femmes et de 13 hommes, dont l'âge moyen était de 31 ans (extrêmes de 2 à 59 ans). 4 patients étaient fumeurs. 25 patients avaient un index de masse corporel inférieur à 30 et pour les deux derniers, il était de 32 et 33. La technique assistée par laser est utilisée pour des replantations digitales (n=2) ou des lambeaux libres (n=27). Pour deux patientes, l'acte microchirurgical était bilatéral. Les replantations (Fig. 3) impliquaient le pouce (n=1) et l'index (n=1). Les étiologies étaient traumatiques (n=14), tumorales (n=9), congénitales (n=2), dégénératives (n=1), liées à des brûlures (n=1), une infection (n=1), ou une morsure de chien (n=1). Les pertes de substance au membre supérieur (n=16) furent reconstruites par un lambeau libre de crête iliaque (n=1), un lambeau libre fibulaire (n=1), un lambeau libre inguinal (n=1), un lambeau libre de muscle gracilis (n=1), un lambeau libre brachial externe (n=4), un transfert libre d'orteil à pédicule court (n=2), un transfert libre d'articulation interphalangienne proximale à pédicule court (n=2), un transfert libre pulpaire ou pulpounguéale d'orteil à pédicule court (n=4). Les pertes de substance au membre inférieur (n=3) furent couvertes par un lambeau libre du muscle grand dentelé (n=1), un lambeau libre du muscle gastrocnemius latéral (n=1) ou un lambeau libre plantaire interne (n=1). Les reconstructions mammaires (n=7) furent réalisées par lambeau libre DIEP (n=5) (Fig. 4), SIEP (n=1), ou un lambeau libre glutéal inférieur (n=1). L'aile du nez (n=1) fut reconstruite à l'aide d'un lambeau libre d'anthélix (n=1).

29 microanastomoses artérielles et 29 microanastomoses veineuses furent réalisées chez 27 patients. Les microanastomoses artérielles étaient termino-terminales dans 25 cas et latéro-terminales pour 4 autres. Les microanastomoses veineuses étaient toutes termino-terminales. La taille des veines variait entre 0,8 mm et 1,5 mm. Les calibres artériels se distribuaient entre 1,0 mm à 1,8 mm. La fluence requise était comprise entre 70 et 200 J/cm<sup>2</sup>. 4 microanastomoses artérielles présentèrent un léger saignement après retrait des microclamps et un complément de spots laser y fut appliqué. Le type de reconstruction et les paramètres laser sont reportés au tableau 1. Bien que le temps d'anastomose ne fut pas décompté précisément, les anastomoses étaient toujours effectuées plus rapidement que pour la technique conventionnelle, moins de dix minutes à chaque fois. Le gain de temps était de 20 à 40 % environ lorsque comparé à la technique conventionnelle. Il était dû à la technique et ses corollaires : anastomose aisée même en cas de localisation confinée des vaisseaux et suppression du saignement lors de la reperfusion. Le suivi moyen était de 2,5 ans (1,5 à 4 ans). On dénombra

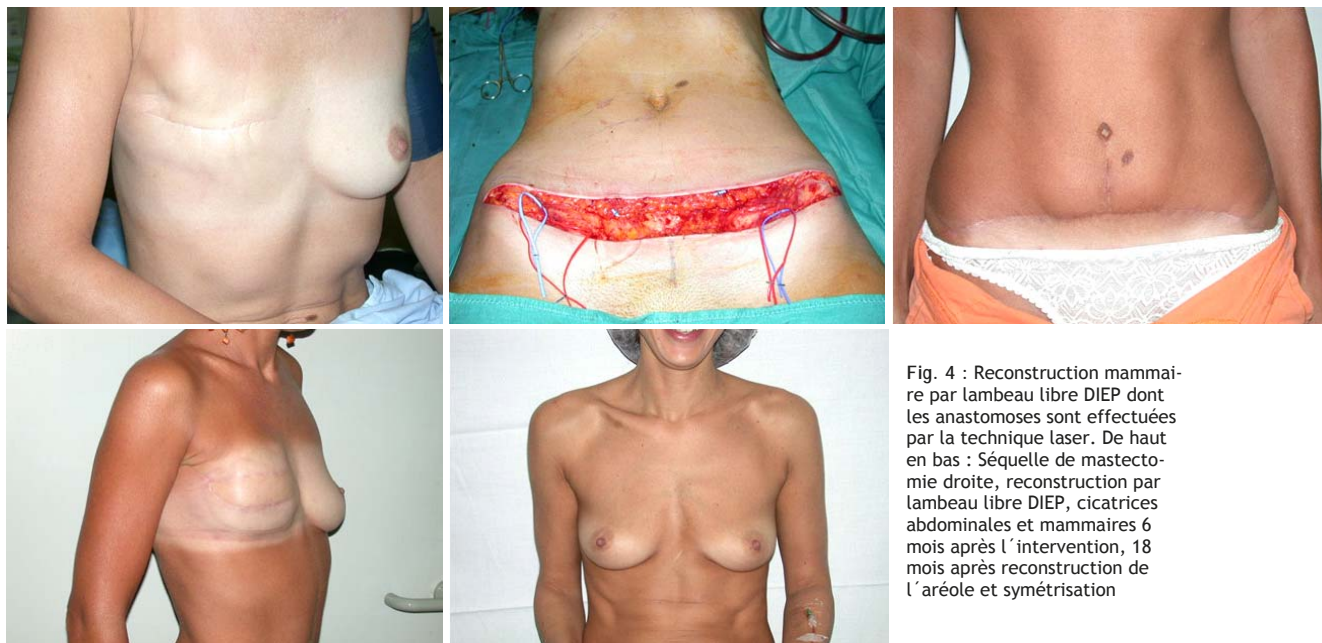


Fig. 4 : Reconstruction mammaire par lambeau libre DIEP dont les anastomoses sont effectuées par la technique laser. De haut en bas : Séquelle de mastectomie droite, reconstruction par lambeau libre DIEP, cicatrices abdominales et mammaires 6 mois après l'intervention, 18 mois après reconstruction de l'aréole et symétrisation

trois révisions dû à un hématome et une nécrose de lambeau DIEP suite à une rupture de l'artère mammaire interne, probablement liée à la radiothérapie préopératoire, qui portèrent le taux de succès total à 96,6%. Les 3 révisions furent dues à un léger saignement du site receveur dans un cas et du site donneur dans deux cas, mais aucune révision des anastomoses elles-mêmes ne fut nécessaire dans ces trois cas.

## Discussion

Depuis les premières microanastomoses vasculaires de Jacobson et Suarez réalisées sur le chien [1], la microchirurgie a considérablement évolué et celle-ci s'est étendue à toutes les disciplines chirurgicales. Elle permet entre autre la reconstruction des pertes de substance d'origines traumatiques, cancéreuses ou après brûlures. Son succès reste largement dépendant des microanastomoses vasculaires [2]. Celles-ci sont parfois longues à réaliser et leur taux d'échec non négligeable malgré le haut niveau d'expérience de l'opérateur. Pour pallier à ces écueils, nombreux auteurs ont imaginé, au cours de l'histoire, diverses alternatives afin de simplifier la technique conventionnelle par fils [2,3]. En particulier notre équipe s'est très tôt intéressée au laser diode 1,95  $\mu\text{m}$  pour ses résultats excellents sur la perméabilité et la qualité histologique des microanastomoses [12]. Sur un modèle animal, deux microsutures diamétralement opposées permettent de rapprocher les parois et le faisceau laser est ensuite appliqué sur les faces antérieure et postérieure du vaisseau pour compléter l'anastomose. Basé sur notre expérience animale, le laser diode 1,9  $\mu\text{m}$  est parfaitement adapté aux vaisseaux retrouvés en microchirurgie: (i) la pénétration de la longueur d'onde, de l'ordre de 150  $\mu\text{m}$  est semblable à l'épaisseur de l'adventice et de la média des vaisseaux [14]. Cela permet la soudure sans avoir recours à des chromophores exogènes [14,15]. (ii) La résistance de l'anastomose est de l'ordre de  $4 \times 10^6$  dynes/cm<sup>2</sup>, comparable à celle de la microsuture conventionnelle ( $5-6 \times 10^6$  dynes/cm<sup>2</sup>). (iii) Le taux d'anévrysme est minimal pour cette longueur contrairement aux lasers CO<sub>2</sub> et Argon. (iv) Le système est extrêmement compact et facilement utilisable dans un bloc opératoire. Une première étude clinique réalisée sur des vaisseaux isolés en marge de replantations digitales, revascularisations et de lambeaux libres a permis de souligner les atouts de la technique [17]. Les résultats obtenus dans cette nouvelle série entièrement

réalisée par la technique laser sont excellents malgré les difficultés inhérentes au passage du modèle animal à la clinique. Ces dernières ont considérablement retardé la diffusion de la technique au bloc opératoire et doivent maintenant être analysées. La première difficulté a été la pression de reperfusion. Celle-ci, minimale dans le modèle animal utilisé, pouvait entraîner une modification brutale de la contrainte pariétale et une rupture de l'anastomose dans une situation clinique. Pour rappel, la tension pariétale est définie comme la force circconférentielle par unité de longueur. La loi de Laplace lie la tension et la pression et s'exprime par:  $T = P \times r$ , où T est la tension pariétale, P la pression sanguine et r le rayon du vaisseau. Dans cette série réalisée entièrement avec la technique laser, vu les pressions plus importantes, le principe de précaution a été largement suivi. Nous avons ainsi augmenté le nombre de microsutures de rapprochement afin d'éviter une rupture spontanée des anastomoses lors de la reperfusion. Pour diminuer le nombre de ces microsutures et réaliser pourquoi pas une microanastomose uniquement par laser, des études animales complémentaires sont nécessaires. Elles devraient permettre de quantifier la pression maximale que peuvent supporter ces microanastomoses.

Le second obstacle fut la taille plus importante des vaisseaux et par là, de leurs parois, mais notre première étude clinique réalisée sur des vaisseaux isolés avait bien montré que la résistance obtenue avec cette longueur d'onde était suffisante pour ces diamètres. Cette résistance de la soudure est directement liée à l'effet thermique local, lui-même dépendant du coefficient de pénétration de la longueur d'onde et de la fluence appliquée. Il est intéressant de comparer cette dernière pour les différentes longueurs d'onde. Dans notre première série, la fluence utilisée est de 110 J/cm<sup>2</sup> [17]. On note que pour le laser Argon, une fluence de 950 J/cm<sup>2</sup> [18] est nécessaire pour réaliser des anastomoses viables. Avec une longueur d'onde de 805 nm, Tang et al ont utilisé la fluence de 3150 J/cm<sup>2</sup> pour réaliser des anastomoses carotidiennes viables [19]. Pour les mêmes expériences avec la longueur d'onde 1,32  $\mu\text{m}$  (Nd : YAG), une fluence de 3980 J/cm<sup>2</sup> est indiquée [8]. Avec le laser CO<sub>2</sub> cependant (10,6  $\mu\text{m}$ ), Quigley utilise une fluence moindre de 40 J/cm<sup>2</sup> [7] et Epstein rapporte une fluence optimale de 38 J/cm<sup>2</sup> [20]. A partir de ces valeurs tirées de la littérature, il est possible de déduire le ratio de fluence entre les lasers 1,9  $\mu\text{m}$  et 10,6  $\mu\text{m}$ : il apparaît proche de 3. Il est aussi possible de retrouver ces valeurs à partir du coefficient d'extinction dans l'eau pour ces deux longueurs d'onde puisque l'eau est le chromophore

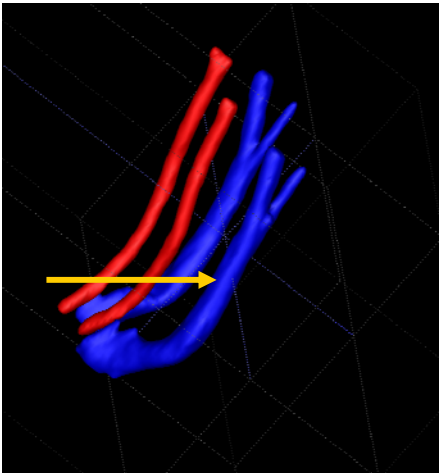


Fig. 5 : Reconstruction IRM 3D des vaisseaux du cou chez un rat opéré : La flèche indique le niveau de l'anastomose veineuse (jugulaire) réalisée avec la technique laser : le flux est très peu diminué par rapport au côté contrôlatéral.

le plus important pour les longueurs d'onde situées au dessus de  $1,4 \mu\text{m}$ . Pour la longueur d'onde  $1,9 \mu\text{m}$  il est de  $0,15 \text{ mm}$  et pour celle de  $10,6 \mu\text{m}$ , il est de  $0,05 \text{ mm}$ , donnant un ratio de  $0,33$ . Comme la longueur d'onde est inversement proportionnelle au coefficient d'extinction, le ratio est alors proche de  $3$  et vient confirmer les valeurs déduites de la littérature. La longueur d'onde  $1,9 \mu\text{m}$  est parfaitement adaptée aux vaisseaux utilisés en microchirurgie : la résistance de la soudure est de  $4 \times 10^6 \text{ dynes/cm}^2$  comparable à celle de la microsuture classique ( $5-6 \times 10^6 \text{ dynes/cm}^2$ ) et près de trois fois supérieure à celle du laser CO<sub>2</sub> ( $1-2 \times 10^6 \text{ dynes/cm}^2$ ) [21]. Ce raisonnement est le même que celui proposé précédemment par Stewart et al. [22] qui considéraient que le coefficient d'absorption de la longueur d'onde  $1,9 \mu\text{m}$  était  $100 \text{ cm}^{-1}$ , associé à une pénétration dans les tissus ( $1/e$ ) de  $0,1 \text{ mm}$  comparable à la taille de la paroi vasculaire en microchirurgie clinique. La dernière grande difficulté éprouvée lors du passage au stade clinique a été la congruence moindre des parois vasculaires. Les premières séries animales ont bien mis en évidence le nécessité d'adapter parfaitement les parois vasculaires afin d'éviter les formations anévrysmales futures [12]. Sur le modèle animal il a été démontré que cette longueur d'onde ne générait pas d'anévrysme contrairement aux lasers argon et CO<sub>2</sub>. En clinique, la congruence fut obtenue grâce à une tension maximale sur les points de suture. En cas de calibre de tailles différentes, comme lors de certains lambeaux libres, une incision en biseau permettait d'adapter parfaitement les extrémités.

Malgré ces difficultés, nos résultats, obtenus sur un petit nombre de procédures, apparaissent excellents, lorsque comparés à ceux de la littérature. Irons et al. [23], Canales et al. [24], l'étude multicentrique de Davies [25], et Hildago et Jones [26], dans leur expérience respective à propos de 100, 106, 825 et 150 lambeaux libres, rapportent un taux de succès compris entre 85% et 90%. Percival et al [27], Khouri [28], Miller et al [29] et Oliva et al. [30] soulignent un taux de succès compris entre 91% et 93, 8% pour 200, 304, 191, et 972 procédures. Le taux de succès de Tsai et al. [31], Melissinos et al. [32], Evans et al. [33], Kroll et al. [34], Germain et al. [35] et les grandes études multicentriques de Salemark et de Khouri et al. [36,37] est encore meilleur, avoisinant les 96%. Khouri [37], dans une étude multicentrique incluant 9 centres et 644 procédures rapporte même des résultats proches de 99%. Dans notre série, incluant 29 procédures, le seul échec, fut dû à une rupture de l'artère mammaire. Celle-ci était probablement liée à la radiothérapie pré-opératoire.

Ce taux de succès s'explique par plusieurs raisons : premièrement, le nombre réduit de microsutures entraîne à la fois une réduction des corps étrangers et un moindre traumatisme de

l'intima. Une étude immunohistochimique de Puca et al. [38] a montré une réduction de l'inflammation, une meilleure réépithélialisation de l'endothélium et des dommages moindres des fibres élastiques lorsque les vaisseaux sont opérés par la technique laser. Deuxièmement, la microanastomose est imperméable: le risque de saignement post-opératoire et donc de compression externe de l'anastomose est pratiquement inexistant. Troisièmement, le temps nécessaire à l'anastomose est fortement réduit, de l'ordre de 25% dans cette série, ce qui entraîne une réduction du temps d'ischémie du lambeau. Quatrièmement des études comparatives du débit sanguin après anastomose, effectuées par imagerie résonance magnétique de flux, ont bien montré (Fig. 5) que ce dernier était bien meilleur lorsque la technique laser était utilisée pour l'anastomose [39]. Finalement, en cas de localisation difficile de l'anastomose, la maniabilité du crayon laser permet un bien meilleur accès à la paroi vasculaire et ainsi une congruence accrue des parois. Vu la faible puissance nécessaire, le temps d'application réduit et le bon rendement énergétique du système diode, des recherches sont en cours pour obtenir un laser de poche de la taille d'un stylo et fonctionnant sur simple batterie. Cette miniaturisation devrait favoriser la pratique du laser et son utilisation progressive au bloc opératoire.

## Conclusion

Cette série clinique plus large comprenant 29 actes microchirurgicaux chez 27 patients confirme nos premières conclusions : le laser diode  $1,9 \mu\text{m}$  apparait comme la prémisse d'une évolution microchirurgicale future.

## Références

- Jacobson HH, Suarez EL. Microsurgery in anastomosis of small vessels. Surg Forum 1960;11:243-51.
- Germain MA, Legagneux J. La microchirurgie vasculaire et l'essor des transplants libres. Ann Chir 2001;126:960-8.
- Leclère FMP, Schoofs M, Mordon S. Revue historique et orientations futures des alternatives à la microsuture vasculaire conventionnelle. Ann Chir Plast Esthét Epub 2010.
- Jain KK, Gorisch W. Repair of small blood vessels with the Neodymium-Yag laser: a preliminary report. Surg 1979;85:684-8.
- Vale BH, Frenkel A, Trenka-Benthin S, Matlaga BF. Microsurgical anastomosis of rat carotid arteries with the CO<sub>2</sub> laser. Plast Reconstr Surg 1986;77:759-66.
- Sorensen EM, Thomsen S, Welch AJ, Badeau AF. Morphological and surface temperature changes in femoral arteries following laser irradiation. Lasers Surg Med 1987;7:249-57.
- Quigley MR, Bailes JE, Kwaan HC, Cerullo LJ, Brown JT, Lastra C et al. Microvascular anastomoses using the milliwatt CO<sub>2</sub> laser. Lasers Surg Med 1985;5:357-65.
- Ulrich F, Schober R. Long-term investigation of laser-assisted microvascular anastomoses with the 1,318 nm Nd:Yag laser. Lasers Surg Med 1988;8:104-7.
- Godlewski C, Pradal P, Rouy S. Microvascular carotid end-to-end anastomoses with the argon laser. World J Surg 1986;10:829-33.
- Kuroyanagi Y, Taguchi M, Yano T, Jones DN, Shionoya S. Argon laser-assisted anastomoses in medium-size vessels: one-year follow-up. Lasers Surg Med 1991;11:223-31.
- Chuck RS, Oz MC, Delehory TM, Johnson JP, Bass LS, Nowygrod R et al. Dye-enhanced laser tissue welding. Lasers Surg Med 1989;9:471-7.
- Mordon S, Martinot V, Mitchell V. End-to-end anastomoses with a  $1,9 \mu\text{m}$  Diode Laser. J Clinical Laser Med Surg 1995;13:357-61.
- Unno N, Sakaguchi S, Koyano K. Microvascular anastomosis using a new diode laser system with a contact probe. Lasers Surg Med 1989;9:160-8.
- Jain KK. Sutureless extra-intracranial anastomosis by laser. Lancet 1984;8406:816-7.
- Okada M, Shimizu K, Ikuta H, Horii H, Nakamura K. An alternative method of vascular anastomosis by laser: experimental and clinical study. Lasers Surg Med 1987;3:240-8.
- White RA, White GH, Fujitani RM, Vlasak JW, Donayre CE, Kop-

- chok GE et al. Initial human evaluation of argon laser assisted anastomoses. *J Vasc Surg* 1989;4:542-7.
17. Mordon S, Schoofs M, Martinot V, Buys B, Patenotre P, Lesage JC et al. 1.9  $\mu\text{m}$  diode laser assisted anastomoses in reconstructive microsurgery: preliminary results in 12 patients. In: Delacretaz G. *Laser-Tissue Interaction, Tissue Optics & Laser Welding*, SPIE, Bellingham 2001;3195:2-8.
  18. Martinot V, Mordon S, Mitchell V, Pellerin P, Brunetaud JM. Determination of optimal parameters for argon laser assisted anastomosis in rats: Macroscopic, thermal and histological evaluation. *Lasers Surg Med* 1994;15:168-75.
  19. Tang J, Godlewski G, Rouy S, Dauzat M, Juan JM, Chambetta F et al. Microarterial anastomosis using a noncontact diode laser versus a control study. *Lasers Surg Med* 1994;14:229-37.
  20. Epstein M, Cooley BC. Electron microscopic study of laser dosimetry for microvascular welding. *Lasers Surg Med* 1986;2:202-7.
  21. Nakata S, Campbell CD, Pick R, Replage RL. End-to-side and end-to-end vascular anastomoses with a carbon dioxide laser. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1989;98:57-62.
  22. Stewart RB, Zelt DT, La Muraglia GM, Kung RTV. Vascular anastomosis using a 1.9  $\mu\text{m}$  laser, in: *Lasers in Otolaryngology, Dermatology and Tissue welding*. Anderson RR, Bass LS, Shapshay SM, White JV, White RA. SPIE, Bellingham, USA ;195-202.
  23. Irons GB, Wood MB, Schmitt EH 3rd Experience with one hundred consecutive free flaps. *Ann Plast Surg* 1987;18:17-23.
  24. Canales F, Lineaweaver WC, Furnas H, Whitney TM, Siko PP, Alpert BS, Buncke GM, Buncke HJ Microvascular tissue transfer in paediatric patients: analysis of 106 cases. *Br J Plast Surg* 1991;44:423-7.
  25. Davies DM. Plastic and reconstructive surgery. *Microvascular surgery*. *Br Med J (Clin Res Ed)* 1985;290:910-2.
  26. Hidalgo DA, Jones CS. The role of emergent exploration in free-tissue transfer: a review of 150 consecutive cases. *Plast Reconstr Surg* 1990;86:492-8; discussion 499-501.
  27. Percival NJ, Sykes PJ, Earley MJ. Free flap surgery: the Welsh Regional Unit experience. *Br J Plast Surg* 1989;42:435-40.
  28. Khouri RK. Avoiding free flap failure. *Clin Plast Surg* 1992;19:773-85.
  29. Miller MJ, Schusterman MA, Reece GP, Kroll SS. Interposition vein grafting in head and neck reconstructive micro-surgery. *J Reconstr Microsurg* 1993;9:245-52.
  30. Oliva A, Lineaweaver WC, Buncke HJ. Salvage of wounds following failed tissue transplantation. *J Reconstr Microsurg* 1993;9:257-62.
  31. Tsai TM, Bennett DL, Pederson WC, Matiko J. Complications and vascular salvage of free-tissue transfers to the extremities. *Plast Reconstr Surg* 1988;82:1022-6.
  32. Melissinos EG, Parks DH. Post-trauma reconstruction with free tissue transfer--analysis of 442 consecutive cases. *J Trauma* 1989;29:1095-102; discussion 1102-3.
  33. Evans GRD, Schusterman MA, Kroll SS. The radial forearm free flap for head and neck reconstruction: a review. *Am J Surg* 1994;16:446-57.
  34. Kroll SS, Miller MJ, Reece GP, Baldwin BJ, Robb GL, Bengtson BP, Phillips MD, Kim D, Schusterman MA. Anticoagulants and hematomas in free flap surgery. *Plast Reconstr Surg* 1995;96:643-7.
  35. Germain MA, Clavier A, Julieron M, Ttotox J, Marandas P, Luboinski B. Le transplant libre de jéjunum en chirurgie cervicofaciale pour cancer, 309 cas. *Rev Soc Fr ORL* 2001;66:15-21.
  36. Salemark L. International survey of current microvascular practices in free tissue transfer and replantation surgery. *Microsurgery* 1991;12:308-11.
  37. Khouri RK, Cooley BC, Kunselman AR, Landis JR, Yeramian P, Ingram D, Natarajan N, Benes CO, Wallemark C. A prospective study of microvascular free-flap surgery and outcome. *Plast Reconstr Surg* 1998;102:711-21.
  38. Puca A, Albanese A, Esposito G, Maira G, Tirpakova B, Rossi G et al. Diode laser-assisted carotid bypass surgery: an experimental study with morphological and immunohistochemical evaluations. *Neurosurgery* 2006;59:1286-94; discussion 1294-5.
  39. Leclère FMP, Schoofs M, Auger F, Buys B, Mordon SR. Blood Flow Assessment with Magnetic Resonance Imaging after 1.9  $\mu\text{m}$  Diode Laser Assisted Microvascular Anastomosis. *Lasers Surg Med* 2010 Epub.