

508 / 805

1987

p. 486 → 491

# Les lasers et leurs applications médicales

Jean-Pierre GIRARDEAU-MONTAUT

et

René LAMBERT

Coordonnateurs

————— |————— | ( p 486 - 491 )



**Editions Médicales Internationales**  
62, rue des Mathurins, 75008 Paris

### 5.3 - L'HOLOGRAPHIE LASER EN DENTISTERIE

Laissons à part la mise en évidence du développement bactérien dans un bouillon de culture ensemencé par des pièces à main à usage dentaire, grâce à la spectrographie au laser<sup>151</sup> et abordons l'utilisation de l'holographie dans la spécialité odontologique.

#### 5.3.1 - Matériaux

- Les chercheurs suédois ont permis par photos successives de visualiser les déformations provoquées par la soudure de deux éléments en or en prothèse fixée<sup>152</sup>, ou la soudure de barres de jonction en prothèse mobile<sup>153</sup>.

- C. PIREL<sup>154</sup>, de son côté a consacré une partie de sa recherche à l'interférométrie en lumière naturelle et au laser, pour mesurer la déformation linéaire (reprise en trois dimensions par les chercheurs de BAYER), dans le temps d'une empreinte à l'élastomère silicone. Ses travaux ont eu lieu dans le laboratoire du Professeur VIENOT à Besançon.

#### 5.3.2 - Mobilité dentaire

Il y a plus de dix ans déjà, les suédois, encore eux<sup>155, 156</sup>, ont pu mettre en évidence la mobilité, si minime soit-elle, des dents d'ancrage grâce à ce procédé aux résultats plus fins et plus objectivement imagés que ceux obtenus par les palpeurs mécaniques de MULHEMANN (Zürich) et pneumatiques de DOURY (Lyon).

### 5.4 - LE LASER ET L'EMPREINTE OPTIQUE EN PROTHESE

(François DURET)

#### 5.4.1 - Introduction

Il existe en odontologie un certain nombre d'actes thérapeutiques reposant exclusivement sur le résultat de l'interaction du rayonnement laser avec les tissus. En prothèse dentaire, ce sera plutôt le rendement énergétique de ce puissant faisceau qui sera recherché. Pourtant, il existe aujourd'hui une nouvelle application cherchant surtout à exploiter sa cohérence spatio-temporelle et sa polarisation ; il s'agit de CFAO en prothèse dentaire ou plus exactement la fabrication des pièces prothétiques à l'aide d'une chaîne informatique et robotique.

- d'une caméra de lecture tridimensionnelle
- d'un système de traitement de l'image
- d'un logiciel de conception 3-D
- d'une machine-outil à commande numérique.

L'ensemble de ces éléments est conçu pour fabriquer en temps réel une prothèse sous assistance d'un micro-ordinateur.

Le rayonnement laser représente un excellent moyen de travailler avec une onde très cohérente, d'une bonne intensité spectrale par rapport à l'énergie disponible en cabinet dentaire et d'une monochromaticité exemplaire pour optimiser la fonction de transfert de modulation des dents par rapport aux caractéristiques de réponse des DTC (dispositifs à transfert de charges) de la caméra de lecture utilisée.

Le rôle du laser est aussi de permettre un codage correct dans une technique optique proche du moiré et d'assurer au système de traitement de l'information le maximum d'efficacité dans le décryptage spatial de la forme de l'objet.

C'est en 1971 que le concept de CFAO en odontologie a été découvert mais ce n'est qu'en 1986 qu'il a pu être concrétisé par la réalisation d'un ensemble compact utilisant un laser à He-Ne.

#### 5.4.2 - Matériels et méthodes

Pour optimiser le choix de la source, nous avons dû effectuer nos manipulations en utilisant différents rayonnements, différents capteurs et plusieurs montages. Nous présentons ici les éléments essentiels de cette analyse.

##### Sources d'études :

- une lampe conventionnelle à vapeur de mercure, de longueur d'onde 546 nm, d'une puissance de 100 W et d'un angle solide d'émission de  $2\pi$  sr.
- une diode laser de 800 nm, 200 mW et 1,18 sr.
- un laser à He-Ne de 632,8 nm, 50 mW et  $10^{-6}$  sr.
- un laser à Ge-Cd de 442 nm et 40 mW
- un laser à Argon de 540 nm refroidi par air (50 mW) et par eau (1400 mW).

##### Capteurs DTC :

- trois CCD Thomson n° 7808 et 7815
- un CCD Fairchild 122/142
- un CCD Sony (caméra IVC 500)

- de la fonction de transfert de la chaîne opto-électronique
- du dimensionnement du speckle.

### 5.4.3 - Résultats

#### Puissance optique commercialement disponible

En étudiant comparativement la luminance spectrale de la lampe à vapeur de mercure, la diode et le laser à He-Ne, on notera la très grande qualité de ce dernier pour l'application envisagée.

Tout laser dont le rayonnement a une longueur d'onde située entre 0,4 et 1 nm peut convenir à l'application.

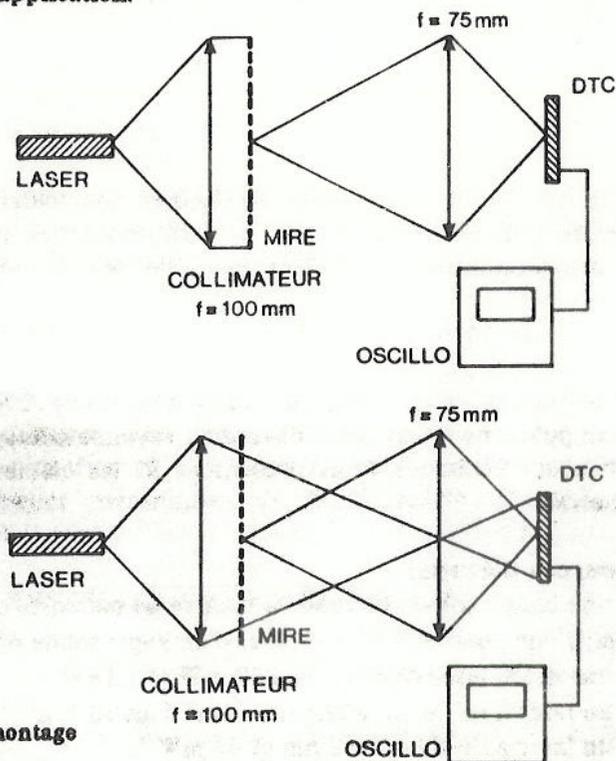


Figure 16.9 - Schémas de montage

	L. Mercure	Diode laser	Laser à He-Ne
Longueur d'onde	546 nm	800nm	632,8 nm
Puissance	100 W	200 mW	40 mW
Bande spectrale	10 nm	2 nm	0.002 nm

#### Bilan photométrique du montage optique

Le bilan photométrique prend en compte les paramètres optiques suivants :

- les transmissions diverses
- sensibilité
- albédo de la dent...

En tenant compte de ces différents facteurs, il est possible de connaître le flux reçu correspondant à l'exposition à saturation et l'éclairement du détecteur. Il ressort que les détecteurs DTC Sony et Thomson n'ont pas la même sensibilité spectrale maximale (530 et 800 nm) et qu'une puissance de 500 mW est suffisante pour le montage considéré.

#### Fonction de transfert de la chaîne opto-électronique

Si les optiques de projection et de reprise ainsi que les capteurs peuvent influencer la valeur d'une image, la source reste l'élément essentiel de sa qualité. La modulation résultant de l'utilisation d'une diode est inférieure à celle obtenue avec le laser à He-Ne (en % : 67 contre 75). L'utilisation d'un coating semble encore être une nécessité, à des puissances de 100 mW, sur des dents naturelles (en % : 70 contre 10).

#### Dimensionnement du speckle

Lié aux paramètres physiques et géométriques, le speckle est le résultat d'interférences parasites se superposant au phénomène physique mis en jeu.

Pourtant, dans notre cas, quelle que soit la source laser utilisée, le diamètre des grains ( $\Sigma = 1,22 \lambda \cdot L/D$ ) est identique et négligeable par rapport aux dimensions des pixels des capteurs DTC (34 par PEL en moyenne). Il n'en reste pas moins vrai que leur suppression est nécessaire pour avoir une bonne qualité de la modulation.

### 5.4.4 - Avantages et inconvénients

La supériorité de la lecture optique des objets complexes comme la dent sur le micropalpage ou l'empreinte à l'aide de pâte n'est plus à démontrer aujourd'hui. Elle est fondamentalement plus exacte et le sera de plus en plus. Pourtant, il nous a paru intéressant de nous arrêter sur quelques unes des sources laser utilisées dans la CFAO en prothèse dentaire.

**Les diodes laser :** remarquablement compactes, elles peuvent, de par leurs dimensions, s'intégrer parfaitement à la sonde de saisie tridimensionnelle. Leur faible durée de vie leur est un reproche courant, mais il ne faut pas oublier que l'adjonction d'un Pelletier peut la multiplier

**Le laser à Argon** : très puissant, refroidi par eau ou par air, c'est la source par excellence pour ce type d'application. D'un remarquable compromis entre la puissance et la largeur des raies spectrales, son comportement sur la dent assure un transfert correct de la modulation. Nous pouvons lui reprocher sa consommation électrique (35 A pour 208 Volts) et en eau (8 l/h) et son encombrement.

**Le Laser à He-Ne** : laser très intéressant pour toute application dans le domaine de la vision artificielle, il fut intégré dès 1984 dans les sondes expérimentales. Pourtant, sa faible puissance par rapport à son encombrement nous oblige à beaucoup plus de réserve pour son utilisation dans l'avenir.

#### 5.4.5 - Conclusion et prospective

Technique de pointe, la CFAO en prothèse dentaire reste un bon exemple d'utilisation d'un raisonnement heuristique appliqué à la médecine. Plus qu'un simple moyen de diagnostic comme l'est la résonance magnétique nucléaire (IRM) ou le scanner, elle est la première automatisation globale connue de l'acte médical puisqu'elle assure le diagnostic et la thérapeutique. Un double intérêt doit être porté sur la source de codage laser. En particulier, la vulgarisation des diodes et leur augmentation en puissance les rendra plus efficaces. Les lasers à excimères, travaillant dans la zone des UV permettra de s'affranchir d'un certain nombre de difficultés connues au niveau de la dent.

L'usinage laser et les interactifs, évitant l'usure des outils, seront certainement très utilisés dans un avenir plus ou moins lointain. Mais il reste à maîtriser bien des éléments comme l'usinage 3-D, la puissance, l'encombrement et... le prix.

Née du laser, cette méthode en suivra l'évolution. Ce rayonnement en reste un des maillons essentiels et ce ne fut pas un hasard si cette théorie conceptuelle eut comme premier nom "Empreinte Optique".

## 6 - PRECAUTIONS SPECIALES LORS DE L'UTILISATION DU LASER EN ODONTO-STOMATOLOGIE 163, 164

### 6.1 - Au niveau du patient

- Après le choix du mode continu ou pulsé, puissance et durée de tir devront être bien calculées pour éviter :

sur la dent une atteinte irréversible de la pulpe même à distance

- Par ailleurs, les risques restent les mêmes que dans les autres disciplines au niveau de la peau et surtout des yeux (se reporter au chapitre spécialisé).

### 6.2 - Au niveau du praticien

Mêmes précautions que pour tout utilisateur (voir chapitre 6).