

## Note sur les effets du laser CO<sub>2</sub> sur la dentine et le ciment humains

PIACENTINI, C., MENGHINI, P.

*Clinica Odontoiatrica dell'Università di Pavia, I.R.C.C. S. Polinclinico S. Matteo di Pavia (Italia)*

### RÉSUMÉ

Ont été étudiés les effets des radiations d'un laser CO<sub>2</sub> spécifiquement conçu pour une utilisation en odontologie, sur la dentine et le ciment de dents humaines permanentes saines, au moyen de la microscopie classique en lumière polarisée, de la microscopie électronique à balayage et de la diffraction X.

Les lésions induites dans le ciment et la dentine, très caractéristiques, diffèrent seulement légèrement en fonction de la composition différente des deux tissus. Elles ont un aspect en forme de cratère. Les altérations structurales diminuent d'importance au fur et à mesure que l'on s'éloigne du centre focal du rayon laser.

L'étude morphologique suggère que ces lésions sont la conséquence d'un surchauffement rapide, suivi d'un refroidissement tout aussi rapide des tissus qui, par suite de la combustion, perdent leur composante organique.

L'analyse en diffraction X révèle que l'hydroxyapatite des tissus intéressés par le stress thermique ne change pas de phase et que, par conséquent, les températures atteintes sont inférieures à 1200° C.

### MOTS-CLÉS:

Laser CO<sub>2</sub> - Dentine - Ciment - Morphologie - Diffraction X

### SUMMARY

Polarizing microscopy, scanning electron microscopy and X-ray diffraction analysis have been used to study the effects of the radiations of a CO<sub>2</sub> laser equipment on the dentine and cementum of sound human permanent teeth.

The typical lesions induced in dentine and cementum differ only lightly because of the different composition of the tissues. They assume a crater-like aspect and show structural alterations, less and less severe when moving away from the beam focal center.

The morphological analysis of the tissues, which lose their organic components through combustion, suggests that such lesions are the consequences of a very fast overheating followed by a fast cooling.

X-ray diffraction analysis shows that the hydroxyapatite of the tissues submitted to the thermic stress does not undergo phase transformation, which means that the temperatures remain lower than 1200° C.

### KEY-WORDS:

CO<sub>2</sub> laser - Dentine - Cementum - Morphology - X-ray diffraction



Fig. 1: Dentine traitée par rayon laser. Lumière polarisée, grossissement initial  $\times 25$ .

*Fig. 1: Dentine treated with laser beam. Polarized light, initial magnification  $\times 25$ .*

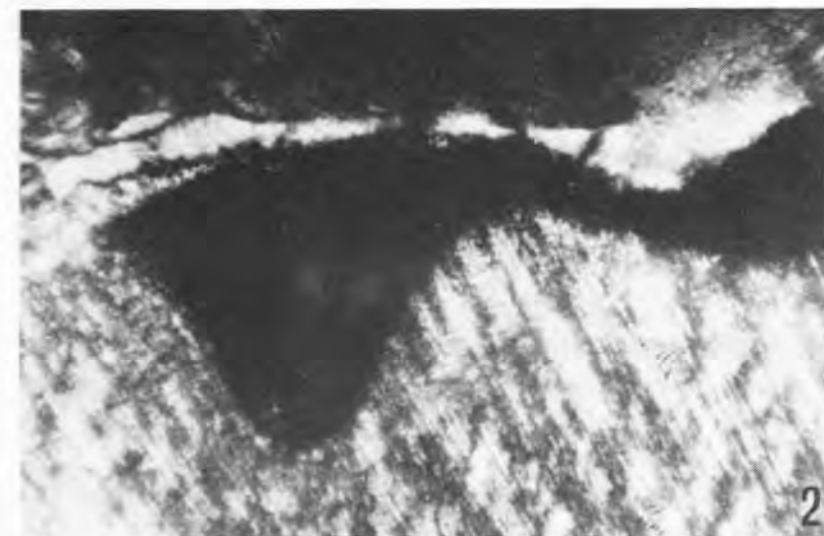


Fig. 2: Dentine traitée par rayon laser. Lumière polarisée, Nicols croisés, grossissement initial  $\times 25$ .

*Fig. 2: Dentine treated with laser beam. Polarized light, crossed polars, initial magnification  $\times 25$ .*

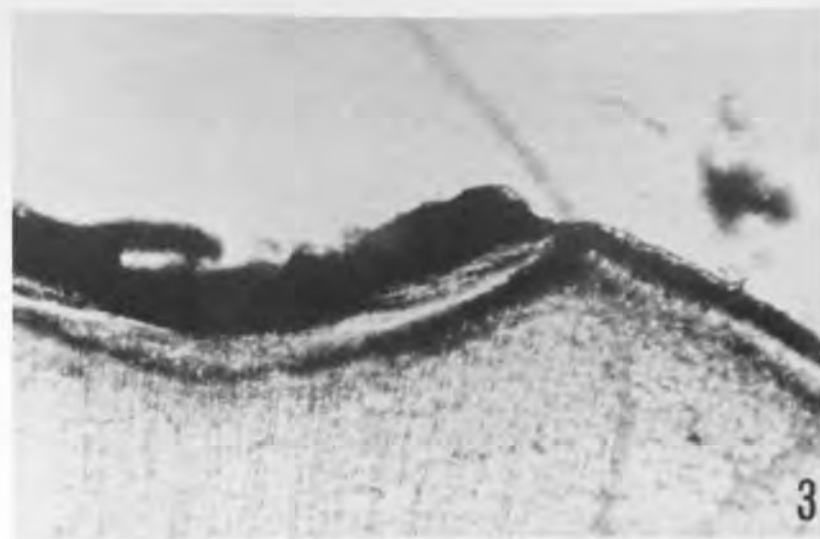


Fig. 3: Cément traité par rayon laser. Lumière polarisée, grossissement initial  $\times 25$ .

*Fig. 3: Cementum treated with laser beam. Polarized light, initial magnification  $\times 25$ .*

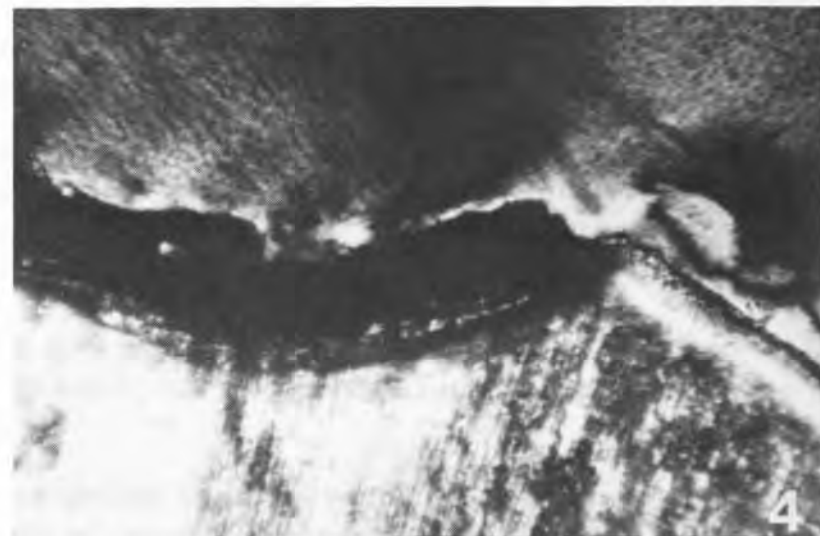


Fig. 4: Cément traité par rayon laser. Lumière polarisée, Nicols croisés, grossissement initial  $\times 25$ .

*Fig. 4: Cementum treated with laser beam. Polarized light, crossed polars, initial magnification  $\times 25$ .*

## INTRODUCTION

Les effets produits sur les tissus dentaires par l'application de rayons laser  $\text{CO}_2$  ont été décrits et étudiés depuis longtemps en ce qui concerne l'émail et la dentine, en microscopie photonique, microradiographie et microanalyse. Ces études ont mis en évidence des altérations morphologiques et structurales de degré variable (Scheinin et Kantola, 1969a et b; Kantola, 1972).

Depuis, les recherches sur les possibilités d'applications cliniques de ces types de laser en odontologie se sont développées, aussi bien du point de vue technique que du point de vue expérimental. En effet, l'emploi d'un laser  $\text{CO}_2$  dans le traitement de la carie dentinaire, sur dent vivante, pourrait constituer un

progrès par rapport aux systèmes traditionnels (Melcer et Melcer, 1982; Melcer et coll., 1983). Toutefois, avant de parvenir à une évaluation fiable des effets biologiques d'un tel traitement, il a fallu établir de façon précise les caractéristiques de puissance, de fréquence etc... de l'application du laser. Ceci a conduit à la mise au point d'appareils spécifiques au domaine odontologique et, en même temps, de méthodologies appropriées (Melcer et Dejardin, 1982).

Il existe aujourd'hui de nombreux travaux relatifs aux effets induits par de tels systèmes d'application spécifique, surtout en ce qui concerne l'émail et la dentine (Dorigo et coll., 1984a et b, 1985; Deraad et coll., 1988; Piacentini et De Risky, 1988), alors que les travaux relatifs au cément sont encore peu nombreux.

Le but du présent travail est d'étudier, au moyen de différentes méthodologies, les effets de l'utilisation d'appareils laser CO<sub>2</sub> destinés spécialement au traitement des tissus calcifiés en odontologie, selon les méthodes standardisées, sur la dentine et sur le ciment de dents humaines permanentes saines.

## MATÉRIEL ET MÉTHODES

### Microscopie photonique en lumière polarisée

Nous avons utilisé 10 dents permanentes saines. Les surfaces radiculaires et la dentine exposée ont été traitées par laser CO<sub>2</sub> avec une puissance variable de 4 à 8 Watts et une durée comprise entre 100 et 200 millisecondes. Les échantillons ont été inclus dans du méthacrylate puis débités à l'aide d'une scie diamantée de type ISOMET.

L'appareil laser utilisé était le LASERSAT CO<sub>2</sub> de la maison SATELEC, commercialisé par NOVAXA de Milan.

### Microscopie électronique à balayage

Nous avons utilisé 20 dents permanentes saines qui, après le traitement laser décrit plus haut, ont été fixées, déshydratées et préparées suivant les méthodes classiques.

### Diffraction aux rayons X

Nous avons effectué des coupes transversales de 1 mm d'épaisseur sur 10 prémolaires permanentes saines. Pour chaque dent, une coupe a servi de témoin, les autres ont été traitées par laser CO<sub>2</sub>, suivant les modalités décrites, sur toute la surface, afin d'obtenir une quantité suffisante de matériel à analyser.

L'analyse a été conduite selon les techniques habituelles de la diffraction aux rayons X, avec la méthode des poussières, sur le matériel obtenu par pulvérisation des échantillons dans un mortier en agathe.

L'appareil utilisé était un diffractomètre PHILIPS PW 1800. Les résultats ont été traités sur MICROVAX 2000 à l'aide du software spécifique PHILIPS APD 1700.

Les paramètres étaient les suivants:

- radiation Cu K
- monochromateur en graphite
- 40 KV et 20 mA
- représentation graphique de 20 à 65 degrés 2 theta
- standard de référence interne: NaF

## RÉSULTATS

### Microscopie photonique en lumière polarisée

A l'examen en lumière polarisée, les échantillons de dentine soumis à l'action du rayon laser présentent,

en surface, une zone de densité homogène, nettement définie. En descendant dans le tissu, on retrouve, de façon constante, une bande moins dense séparée du tissu normal par une ligne plus marquée et bien définie (Fig. 1).

Entre nicols croisés, toutes ces zones et les secteurs de dentine environnants, qui ne sont pas intéressés par le traitement, ne présentent pas d'altérations des caractéristiques optiques, confirmant de la sorte leur structure amorphe (Fig. 2). Le ciment traité avec le rayon laser se présente en une masse amorphe, qui s'étend dans toute son épaisseur lorsqu'on utilise les basses tensions, alors qu'il est englobé dans la structure dentinaire altérée lorsque l'on utilise des tensions plus élevées (Fig. 3). Dans tous les cas, la bande à densité moindre sous-jacente persiste, séparée du tissu normal par une ligne plus marquée (Fig. 4).

### Microscopie électronique à balayage

Une fois enlevée la partie carbonisée, les zones de dentine traitées par rayons laser se présentent comme des dépressions centrifformes, dont le fond montre des altérations morphologiques, plus importantes de la périphérie vers le centre (Fig. 5).

Dans la zone périphérique, la dentine, qui suit un contour nettement distinct du tissu normal, présente des orifices de tubuli mis à nu, bien visibles (Fig. 6).

Dans les zones plus altérées, le tissu se présente comme une succession de « bulles » dont certaines ont explosé, créant une surface irrégulière (Fig. 7).

Sur le fond du cratère, mais aussi à la périphérie et dans les espaces de tissu morphologiquement normal, la dentine est parcourue par des craquelures nettes et profondes (Fig. 8).

A faible grossissement, le ciment soumis à l'action du rayon laser présente des dépressions nettement marquées (Fig. 9).

En se déplaçant vers l'extérieur des zones traitées, on observe la présence de craquelures, qui ne dépassent pas les bords externes des zones altérées (Fig. 10).

De l'extérieur vers le centre, au contraire, on peut voir des microstructures, qui tendent à fusionner (Fig. 11,12).

### Diffraction aux rayons X

L'analyse en diffraction aux rayons X confirme que l'échantillon témoin non traité est constitué d'hydroxyapatite (Fig. 13).

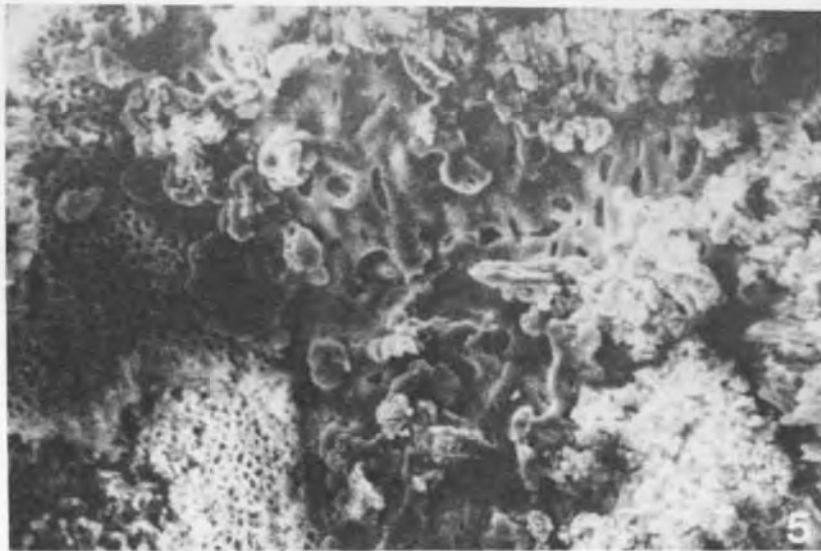


Fig. 5: Dentine traitée par rayon laser. Lésion en cratère. MEB, grossissement initial  $\times 400$ .  
 Fig. 5: Dentine treated with laser beam. Crater-shaped lesion. SEM, initial magnification  $\times 400$ .



Fig. 8: Dentine traitée par rayon laser. Craquelures du tissu dur. MEB, grossissement initial  $\times 400$ .  
 Fig. 8: Dentine treated with laser beam. Small cracks in the hard tissue. SEM, initial magnification  $\times 400$ .

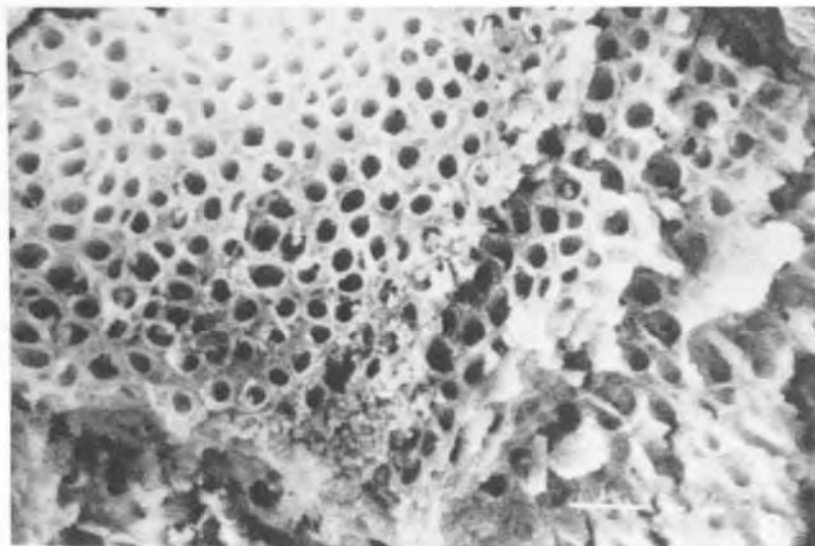


Fig. 6: Dentine traitée par rayon laser. Zone périphérique du cratère. MEB, grossissement initial  $\times 1200$ .  
 Fig. 6: Dentine treated with laser beam. Periphery of the crater. SEM, initial magnification  $\times 1200$ .



Fig. 9: Cément traité par rayon laser. Nombreuses lésions en cratère. MEB, grossissement initial  $\times 100$ .  
 Fig. 9: Cementum treated with laser beam. Numerous crater-shaped cracks. SEM, initial magnification  $\times 100$ .

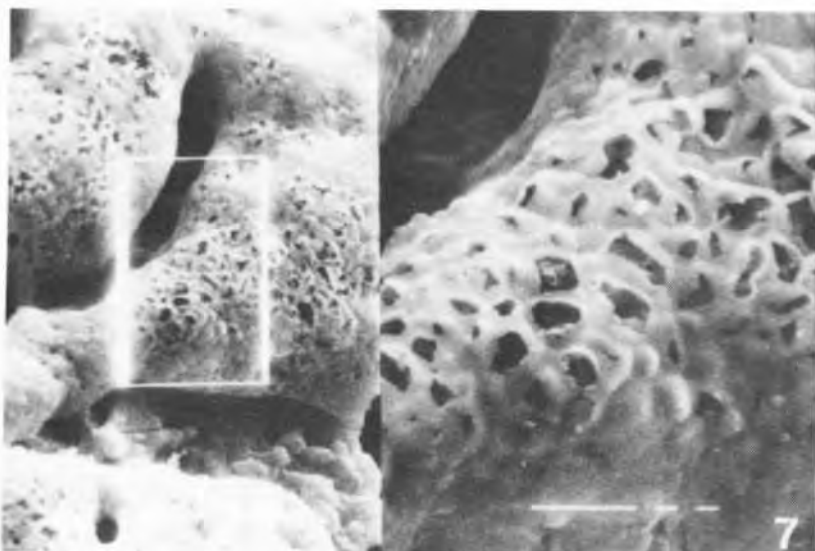


Fig. 7: Dentine traitée par rayon laser. Centre du cratère. MEB, grossissement initial  $\times 1500$  et  $4500$ .  
 Fig. 7: Dentine treated with laser beam. Centre of the crater. SEM, initial magnifications  $\times 1500$  and  $4500$ .

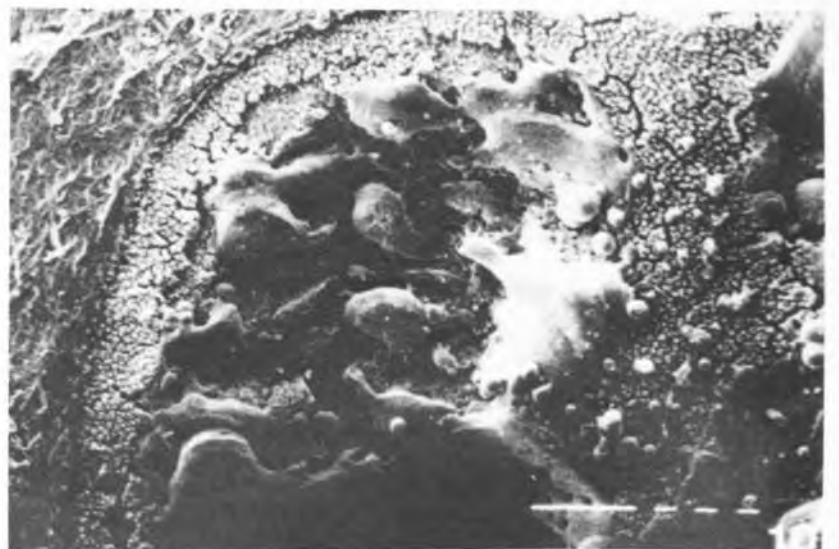


Fig. 10: Cément traité par rayon laser. Craquelures qui traversent les lésions en cratère. MEB, grossissement initial  $\times 200$ .  
 Fig. 10: Cementum treated with laser beam. Small cracks are visible throughout the crater-shaped lesions. SEM, initial magnification  $\times 200$ .

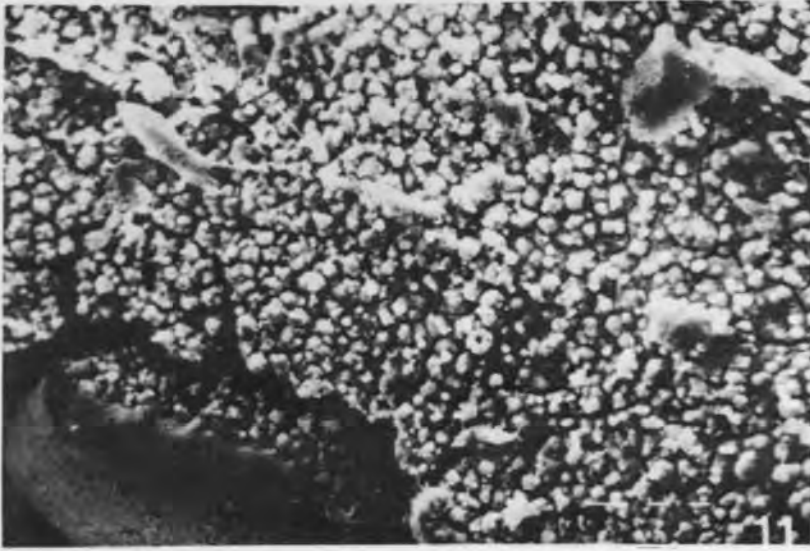


Fig. 11: Cément traité par rayon laser. Granules à la périphérie du cratère. MEB, grossissement initial  $\times 600$ .  
 Fig. 11: Cementum treated with laser beam. Granular structures at the periphery of the crater. SEM, initial magnification  $\times 600$ .



Fig. 12: Cément traité par rayon laser. Microstructures partiellement fusionnées, au centre du cratère. MEB, grossissement initial  $\times 1600$ .  
 Fig. 12: Cementum treated with laser beam. Microstructures with have partially coalesced in the centre of the crater. SEM, initial magnification  $\times 1600$ .

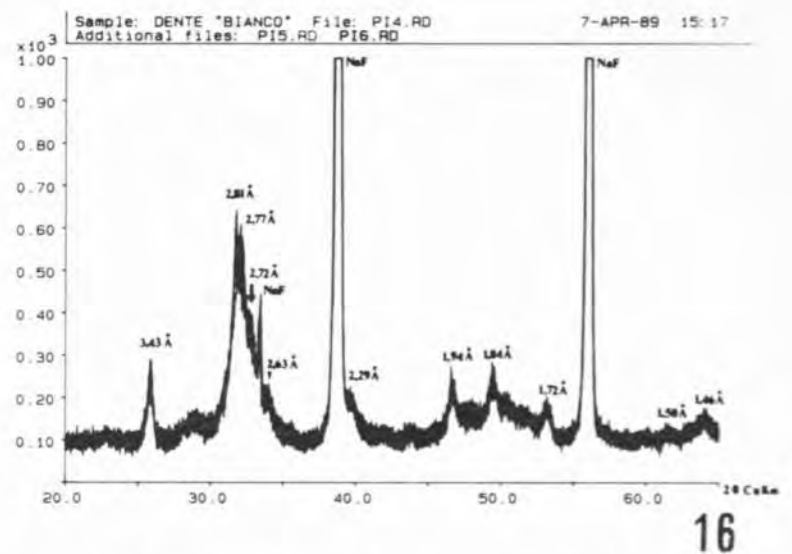
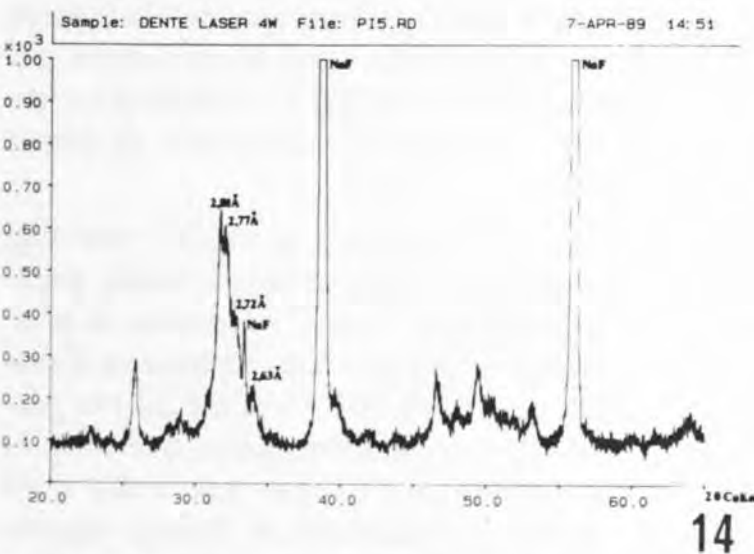
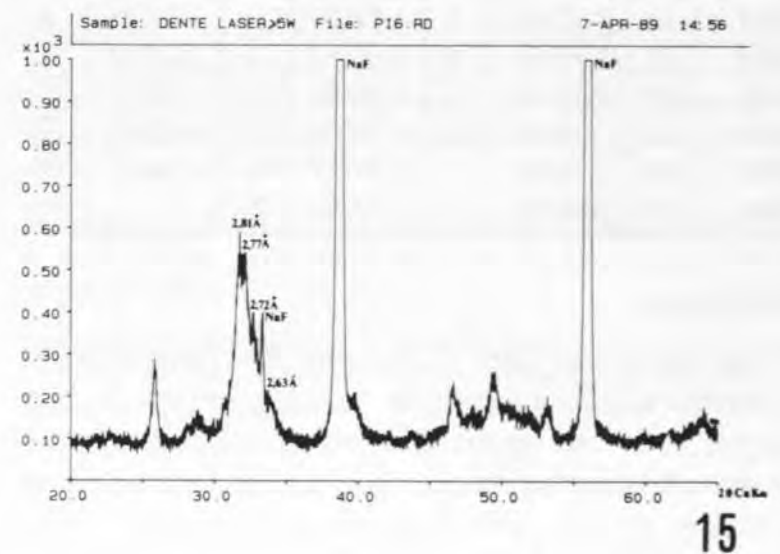
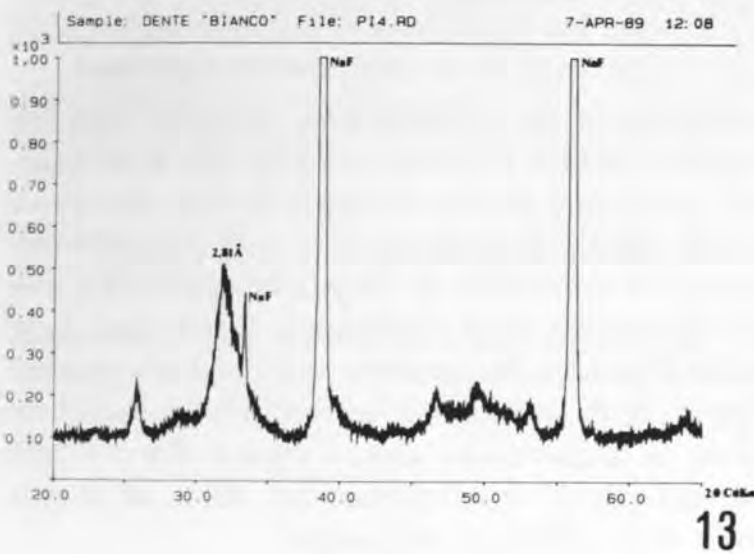


Fig. 13: Diffraction X de l'échantillon témoin.  
 Fig. 13: X-ray diffraction of the control sample.  
 Fig. 14: Diffraction X des échantillons traités par rayon laser (4 watt).  
 Fig. 14: X-ray diffraction of samples treated with laser beam (4 watt).

Fig. 15: Diffraction X des échantillons traités par rayon laser (au-dessus de 5 watt).  
 Fig. 15: X-ray diffraction of samples treated with laser beam (over 5 watt).  
 Fig. 16: Diffraction X superposées, à titre de comparaison.  
 Fig. 16: X-ray diffraction, superimposition for comparison.

Les examens successifs, effectués sur des échantillons traités au laser, ont confirmé que la composition du tissu restait inchangée, comme sa structure (Figs. 14, 15). En effet, les pics théoriques avec les valeurs 2,81 - 2,77 - 2,72 et 2,73 Å, qui apparaissent rassemblés en une bande unique dans l'échantillon de contrôle et, par conséquent, ne sont pas observables, peuvent être détectés dans les échantillons traités avec laser: il y a donc une amélioration de la résolution dans la zone comprise entre 30 et 35 degrés 2 théta.

## TABLEAU

Valeurs théoriques de référence pour l'hydroxyapatite.

Diffraction X.

*Theoretical values for hydroxyapatite. X-ray diffraction.*

d Å	I	d Å	I	d Å	I	d Å	I
8.16555	12	2.77768	60	2.03960	2	1.68388	4
5.25888	6	2.71950	60	2.00002	6	1.64432	10
4.71852	4	2.63161	25	1.94271	30	1.61071	8
4.06867	10	2.52745	6	1.89058	16	1.58688	4
3.88092	10	2.29656	8	1.87153	6	1.54204	6
3.43885	40	2.22741	2	1.80625	20	1.50305	10
3.16964	12	2.14825	10	1.78004	12	1.47353	12
3.07930	18	2.13333	4	1.75417	16	1.46475	4
2.81486	100	2.06556	8	1.72202	20		

## DISCUSSION

Le traitement par laser CO<sub>2</sub>, avec des puissances et des temps d'administration correspondant à ceux indiqués pour une application en odontologie, induisent des altérations typiques décrites de façon précise par Melcer et coll. (1981), Melcer et Dejardin (1982), Melcer et Melcer (1982), Melcer et coll. (1983) et confirmées par nos données. L'aspect de la zone focale suggère, sans aucun doute, l'effet d'une brusque élévation de température, qui cause la combustion brutale de la composante organique, induisant une contraction du tissu sous une couche plus ou moins épaisse de matériel carbonisé amorphe. Au dessous de ce dernier et sur une épaisseur suffisamment homogène, qui dépend de la puissance du rayon utilisé, l'aspect de la composante inorganique résiduelle suggère les conséquences d'un surchauffement, suivi d'un aussi brusque refroidissement. Ces événements semblent être d'intensité décroissante à mesure que l'on s'éloigne du point focal d'application du rayon laser, aussi bien latéralement, en surface de l'échantillon, qu'en profondeur. De même, les craquelures bien visibles qui partent en rayon du centre des cratères vers la périphérie et qui s'étendent dans la dentine et dans le tissu sain qui l'entoure, sont, semble-t-il, la conséquence de ces variations volumétriques.

Nos observations correspondent à celles des altérations de surface décrites par Sheinin et Kantola (1969a et b) et par Kantola (1972) en ce qui concerne l'émail et la dentine, avec des méthodes différentes des nôtres. Pour ces auteurs, ces altérations correspondent à une fusion des tissus calcifiés et à une combustion avec, en conséquence, une augmentation du contenu en Ca et P.

La différence de comportement morphologique entre la dentine et le ciment est, à notre avis, à attribuer simplement à la différence de structure de ces deux tissus. Notre interprétation, qui découle des études sur la nature de la lumière laser (Merard, 1983), est en accord avec les données de la littérature.

L'analyse par diffraction aux rayons X confirme l'hypothèse suggérée par les observations morphologiques. En effet, à partir des résultats obtenus par cette méthode, on peut conclure que le traitement par laser ne produit aucune modification du minéral, même lorsque les températures atteintes permettent la destruction totale de la composante organique.

L'amélioration de la résolution des pics dans les échantillons traités pourrait indiquer que le réchauffement provoqué par les énergies élevées du rayon laser et le refroidissement qui suit, induisent une restructuration cristalline de l'hydroxyapatite en une forme légèrement mieux ordonnée. En ce sens, il est possible d'avancer l'hypothèse que cette réorganisation partielle de structure correspond à des modifications de la disposition dans l'espace des cristaux d'hydroxyapatite, conséquence des effets de la destruction de la substance organique.

Nos résultats, ainsi que l'analyse de la courbe thermique caractéristique de l'hydroxyapatite, indiquent que le stress thermique induit par le traitement par laser CO<sub>2</sub> reste inférieur à 1200° C, température au-delà de laquelle le composé changerait de phase (Driessens, 1982).

On pourrait supposer aussi qu'il se produit une augmentation des mesures des cristaux mais, pour démontrer ce phénomène, il serait nécessaire de pouvoir mesurer la largeur des pics à mi-hauteur et d'évaluer ainsi l'index de cristallinité. Ceci n'était pas possible dans notre expérimentation, parce que les pics que nous avons obtenus n'étaient pas isolés mais subissaient une forte interférence et étaient rassemblés en une même bande. Pour pouvoir quantifier l'indice de cristallinité, il serait nécessaire de faire une étude détaillée, en utilisant une série de standards d'hydroxyapatite avec des degrés de cristallinité variables, étude qui n'a pas été faite parce qu'elle ne concernait pas directement le présent travail.

## REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient, pour leur précieuse collaboration, Madame Carla Zangrandi, technicienne histologiste de la Clinique Odontostomatologique et Monsieur le Docteur Massimo Setti, chercheur de l'Institut des Sciences de la Terre de l'Université de Pavie.

## RÉFÉRENCES

Dearaad, M., Paschoud, Y., Holz, J. — Effets du laser CO<sub>2</sub> sur les tissus dentaires. *J. Biol. Buccale*, 16: 137-150, 1988.

Dorigo, E., Baratti, M., Telesca, G. — Il laser CO<sub>2</sub> in regime non continuo e i tessuti duri dentari. *Gior. Stom. Orthogn.*, 3: 485-487, 1984 a.

Dorigo, E., Baratti, M., Telesca, G. — Il laser CO<sub>2</sub> in regime continuo e i tessuti duri dentari. *Odontostom. e Implantoprotesi*, 6: 33-36, 1984 b.

Dorigo, E., Baratti, M., Telesca, G. — Laser e tessuti duri dentali: dal vivo ed in vitro. *Odontostom. e Implantoprotesi I*: 82-83, 1985.

Driessens, F.C.M. — Mineral aspects of dentistry. Basel-New York, 1982, Karger ed.

Kantola, S. — Laser induced effects on tooth structure. A study of changes in the calcium and phosphorus contents in dentine by electron probe microanalysis. *Acta Odontol. Scand.* 30: 463-474, 1972.

Melcer, F., Melcer, J. — Résultats à court et moyen termes de l'utilisation du laser CO<sub>2</sub> en Odontologie. *Inform. Dent.* 64: 2147-2151, 1982.

Melcer, J., Dejardin, J. — Laser en Odontologie, St-Quentin en Yvelines, 1982, CNEH ed.

Melcer, J., Melcer, F., Merard, R., Hasson, R., Frece, C., Gautier, V. — Utilisation du laser en Odontologie. *Innov. Techn. Biol. Med.* 2: 66-87, 1981.

Melcer, J., Melcer, F., Hasson, R., Merard, R., Lancret, P., Gautier, V., Dejardin, J. — The use of the CO<sub>2</sub> laser beam in dentistry. In: *New Frontiers in laser Medicine and Surgery*. Amsterdam, *Atsumi ed.*, 225-232, 1983.

Melcer, J., Chaumette, M.T., Melcer, F., Zeboulon, S., Hasson, R., Merard, R., Pinaudeau, Y., Dejardin, J., Weill, R. — Preliminary report on the effect of the CO<sub>2</sub> laser beam on the dental pulp of the Macaca Mulatta Primate and the Beagle Dog. *J. Endodont.* II: 1-5, 1985.

Merard, R. — Propagation thermique dans les tissus biologiques sous flux laser CO<sub>2</sub> et applications en Chirurgie Générale et Odontologie en particulier. *Commissariat à l'Energie Atomique - Service des Techniques avancées*, 401: 1-30, 1983.

Piacentini, C., De Rysky, C. — Osservazioni al S.E.M. sugli effetti della mordenzatura della dentina trattata con laser CO<sub>2</sub>. In: Agresti, A., Tesauro, B. *Cultura e Chirurgia: Terapie ea confronto*. Prospettive anni 90; Napoli, Mondussi Ed., pp 399-405, 1988.

Scheinin, A., Kantola, S. — Laser-induced effects on tooth structure. I: Crater production with a CO<sub>2</sub>-laser. *Acta Odontol. Scand.* 27: 173-178, 1969 a.

Scheinin, A., Kantola, S. — Laser-induced effects on tooth structure. II: Microradiography and polarized light microscopy of dental enamel and dentin. *Acta Odontol. Scand.* 27: 181-192, 1969 b.