



Caractérisation de l'ablation de l'émail et de la dentine par une nouvelle source laser picoseconde

Clément Hucbourg

► To cite this version:

Clément Hucbourg. Caractérisation de l'ablation de l'émail et de la dentine par une nouvelle source laser picoseconde. Chirurgie. 2017. dumas-01561766

HAL Id: dumas-01561766

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01561766>

Submitted on 13 Jul 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université de Bordeaux
Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques

Année 2017

N° 44

Thèse pour l'obtention du
DIPLOME D'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par Clément, Jules, HUCBOURG

Né le 22-03-1990 à Châlons en Champagne

Le 30 mai 2017

**Caractérisation de l'ablation de l'émail et de la dentine
par une nouvelle source laser picoseconde**

Directeur de thèse :

Docteur Raphaël DEVILLARD

Membres du Jury

Président	Mme C. BERTRAND	Professeur des Universités
Directeur	M. R. DEVILLARD	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	M. C. RIVES	Assistant Hospitalo-Universitaire
Assesseur	M. C. SEDARAT	Maître de Conférences des Universités

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

Président

M. Manuel TUNON de LARA

Directeur de Collège des Sciences de la Santé

M. Jean-Luc PELLEGRIN

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice	Mme BERTRAND Caroline	58-02
Directrice Adjointe – Chargée de la Formation initiale	Mme Dominique ORIEZ-PONS	58-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. FRICAIN Jean-Christophe	57-02
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales	M. LASSERRE Jean-François	58-02

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-02
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux	58-03
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Sylvain	CATROS	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Stéphane	CHAPENOIRE	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Jean-Christophe	COUTANT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Raphael	DEVILLARD	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-02
M.	Dominique	GILLET	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Adrien	NAVEAU	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Dominique	ORIEZ	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Jean-François	PELI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Sciences biologiques	57-03
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-03
M.	Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

ASSISTANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Wallid	BOUJEMAA AZZI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Melle	Camille	BOULE-MONTPEZAT	Odontologie pédiatrique	56-01
Melle	Anaïs	CAVARÉ	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Hubert	CHAUVEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Mathieu	CONTREPOIS	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Baptiste	CULOT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme	Clarisse	DE OLIVEIRA	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme	Agathe	GREMARE	Sciences biologiques	57-03
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Adrien	LASTRADE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Alexandre	MARILLAS	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Emmanuel	MASSON-REGNAULT	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Marie	MEDIO	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Meriem	MESFIOUI	Parodontologie	57-01
Mme	Darrène	NGUYEN	Sciences biologiques	57-03
M.	Ali	NOURREDINE	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Chloé	PELOURDE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Antoine	PEPELUT	Parodontologie	57-01
Mme	Charlotte	RAGUENEAU	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Noëlla	RAJONSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Clément	RIVES	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Thibaut	ROULLAND	Prothèse dentaire	58-02
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Audrey	SAY LIANG FAT	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03

À notre Président de thèse :

Madame le Professeur Caroline BERTRAND

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-section Prothèse 58-02

Vous me faites l'honneur de présider cette thèse. Veuillez trouver ici, Madame le Professeur, le témoignage de mes sentiments les plus respectueux.

À notre Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Raphaël DEVILLARD

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Odontologie conservatrice – Endodontie 58-01

Merci pour toute l'aide, la disponibilité et la bonne humeur que vous m'avez apportées durant l'élaboration de cette thèse. Merci d'avoir dirigé l'ensemble de ce travail et d'avoir pu me permettre d'entrevoir un monde que je ne connaissais pas, celui de la recherche.

À notre Rapporteur de thèse :

Monsieur le Docteur Clément RIVES

Assistant Hospitalo-Universitaire

Sous-section Odontologie conservatrice – Endodontie 58-01

Merci de m'avoir fait l'honneur d'être le rapporteur de cette thèse. Puissiez-vous trouver ici l'expression de mes sentiments les plus respectueux et de ma profonde reconnaissance.

À notre Assesseur :

Monsieur le Docteur Cyril SEDARAT

Maître de Conférences des Universités

Sous-section Parodontologie 57-01

Merci pour tout ce que vous m'avez apporté, que ce soit en clinique et en cours. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mes plus vifs remerciements.

À mes parents,
À Théo, Marie, Tahis
À mes grands-parents
Aux familles Hucbourg, Rondet, et toutes celles associées
À Sophio, mon double féminin
À mes chers colocataires et amis de toujours, Momo, Zaco et Pedro
À tous mes amis, d'ici et d'ailleurs
À Mécanique

Je suis ce que je suis grâce à vous, et je vous dédie cette thèse.

Un grand merci également au Centre technologique Optique et Lasers
ALPhANOV, ainsi qu'à Spark Lasers®, qui ont rendu ce travail
possible.

Table des matières

INTRODUCTION	8
PARTIE I : REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	10
1.1 LES LASERS.....	10
1.2 LES INTERACTIONS LASER - MATIERE	12
1.2.1 Interaction thermique.....	13
1.2.2 Ablation par induction de plasma et photodisruption	16
PARTIE II : ÉTUDE EXPERIMENTALE	21
2.1 MATERIELS ET METHODES	21
2.1.1 Échantillons.....	21
2.1.2 Le laser.....	22
2.1.3 Montage optique, microscope et platines.....	23
2.1.4 Codage des trajets et séquence de tirs.....	23
2.1.5 Microscope	24
2.1.6 Profilométrie	24
2.2 RESULTATS	25
2.2.1 Influence de la vitesse et de l'énergie.....	25
2.2.2 Influence de l'énergie et du nombre de passages.....	29
2.3 DISCUSSION	36
2.4 CONCLUSION.....	42
2.5 BIBLIOGRAPHIE	43

Table des illustrations

• Figure 1 - Fonctionnement schématique d'un laser	10
• Graphique 1 - Cartographie graphique des interactions laser-matière, entre la densité de puissance et le temps d'exposition, d'après Niemz	12
• Figure 2 - Email vaporisé par 20 pulses de 90 μ s par un laser ER:YAG (100mJ, 1Hz) d'après Niemz.	14
• Tableau 1 - Types d'effets biologiques en fonction de la température appliquée, d'après Niemz.	15
• Figure 3 - Initiation d'une ionisation et son « avalanche » d'électrons associée, selon Puliafito et Steinert (1984)	16
• Graphique 2 - Distinction entre l'ablation par induction de plasma et la photodisruption selon la fluence et la durée d'impulsion	19
• Tableau 2 - Tableau résumant les différentes interactions laser-matière	20
• Figure 4 - Enrobeuse SimpliMet™ 3000, de BUELHER, permettant l'inclusion dans la résine	21
• Figure 5 - Polisseuse AutoMet™ 300 Pro (BUELHER) (A), Émail poli, microscopie optique x20 (B), inclusions des échantillons dans un bloc de résine circulaire (C)	22
• Figure 6 - Le laser Sirius et son circuit d'alignement	23
• Figure 7 - Ablation de la dentine à des vitesses de 0,5 à 5 mm/s par palier de 0,5 mm/s, pour des énergies allant de 2 μ J à 10 μ J.	26
• Figure 8 - Ablation de l'émail à des vitesses de 0,5 à 5 mm/s par palier de 0,5 mm/s, pour des énergies allant de 2 μ J à 10 μ J.	27
• Graphique 3 - Graphique représentant la vitesse minimum requise pour éviter l'apparition d'effet thermique	27
• Figure 9 - Ablation de la dentine avec des énergies de 1 μ J, 2 μ J et 3,2 μ J, à une vitesse de 5 mm/s (microscopies optiques, grossissement x20).	30
• Figure 10 - Microscopies électroniques à balayage représentant l'ablation dans la dentine avec des énergies de 1 μ J, 2 μ J et 3,2 μ J, une vitesse de 5 mm/s, en faisant varier le nombre de passages.	31
• Figure 11 - Exemples de profilométries représentatives et vues 3D dans la dentine pour les tirs de 2 à 30 passages, avec toujours ces énergies de 1, 2 et 3,2 μ J.	31
• Figure 12 - Ablation de l'émail avec des énergies de 1 μ J, 2 μ J et 3,2 μ J, à une vitesse de 5 mm/s. Le nombre de passages augmente de gauche à droite, de 2 à 30 passages.	33
• Figure 13 - Exemples de profilométries, vues 3D (de 2 à 30 passages du faisceau sur l'émail), et MEB pour les énergies concernées.	33
• Graphique 4 - Profondeur d'ablation en fonction du nombre de passage dans la dentine	35
• Graphique 5 - Profondeur d'ablation en fonction du nombre de passage dans l'émail	35
• Figure 14 - À 3,2 μ J dans la dentine, on retrouve ce « cône inversé » (à gauche) en profilométrie et vue 3D (à droite)	39

Introduction

Récemment, l'ablation d'émail et de dentine, cariés ou non, a été rendue possible à l'aide d'un laser à impulsions femtosecondes, sans effets thermiques et mécaniques collatéraux, au travers du processus d'ablation par induction de plasma, ou effet électromagnétique¹.

Face aux méthodes de traitements traditionnels par fraisage, le laser présente une meilleure précision, pas de vibrations, peu de bruit, le tout sans nécessiter forcément d'injections anesthésiques grâce notamment à l'absence d'élévation de température². De nombreuses indications en odontologie sont théoriquement proposées : la préparation de sillons, la préparation de cavités de caries, la préparation de congé en prothèse, le retrait de restaurations composites, la séparation de racine en chirurgie, la résection apicale, ou encore l'assistance robotisée dans la préparation de couronne, repoussant encore plus loin les limites de la CFAO³.

Mais l'utilisation quotidienne, en cabinet d'omnipratique, du laser femtoseconde reste actuellement limitée, principalement à cause de son coût. Une alternative pourrait être le laser à impulsions picosecondes, qui possède des propriétés optiques et physiques proches et pourrait représenter une solution économiquement envisageable en Médecine Bucco-dentaire.

Historiquement la possibilité de soigner une carie sans douleur a été une motivation première. Cependant bien que les vibrations puissent être éliminées dans cette technique sans contact, il s'est vite avéré que tous les types de laser ne peuvent pas remplir cette fonction, et que l'élévation de la température représentait un problème majeur. Cet objectif, démarré en 1960 avec le laser à rubis, n'a pu être approché que lors de l'émergence dans les années 1990 des lasers à impulsions ultra courtes (pico et femtosecondes)⁴.

Le laser femtoseconde, inventé au début des années 80 et commercialisé dès 1990, utilise des impulsions très brèves de l'ordre de la femtoseconde, soit 10^{-15} secondes. Cette durée d'impulsion permet d'éviter les effets thermiques par un effet d'ionisation des atomes ainsi que la formation d'un plasma.

Le laser picoseconde (correspondant à 10^{-12} secondes) quant à lui opérerait dans un régime proche.

Le but de cette thèse est d'étudier l'interaction entre un laser picoseconde et la surface d'émail et de dentine sains, ainsi que de définir des valeurs pour lesquelles

l'ablation serait nette, efficace et sans élévation de température de plus de 5,5°C engendrant des dommages pulpaire⁵.

Dans un premier temps nous réaliserons une revue de la littérature, puis développerons notre étude expérimentale, pour enfin discuter les résultats obtenus.

Partie I : Revue de la littérature

1.1 Les Lasers

Dans les années 60, une nouvelle technologie, le LASER, de l'acronyme « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation », a vu le jour⁶.

Rapidement des applications dans les domaines de la santé, notamment la médecine et l'odontologie, ont été développées⁷.

L'effet laser est obtenu à l'aide d'un milieu actif (contenant un gaz, un solide ou un liquide) possédant des atomes qui vont être amenés à un niveau d'énergie supérieur. Pour cela, ce milieu actif est plongé dans une cavité résonnante constituée de deux miroirs, et est excité par un système de pompage (optique, chimique, ou électrique).

Les atomes absorbent des photons et se retrouvent « excités », à un niveau d'énergie supérieur. Pour revenir à son état stable, un atome devra restituer cette énergie sous la forme d'un photon (c'est une émission spontanée). Les atomes peuvent également être soumis à une émission que l'on nomme stimulée : un photon interagissant avec un atome excité va redescendre celui-ci à un niveau d'énergie inférieur et induire la création d'un deuxième photon, identique au premier en fréquence, polarisation et direction. Il s'en suit donc une réaction en chaîne avec les atomes collatéraux et l'obtention d'un faisceau de lumière d'une même longueur d'onde (monochromatique), unidirectionnel et en phase : c'est le rayonnement laser.

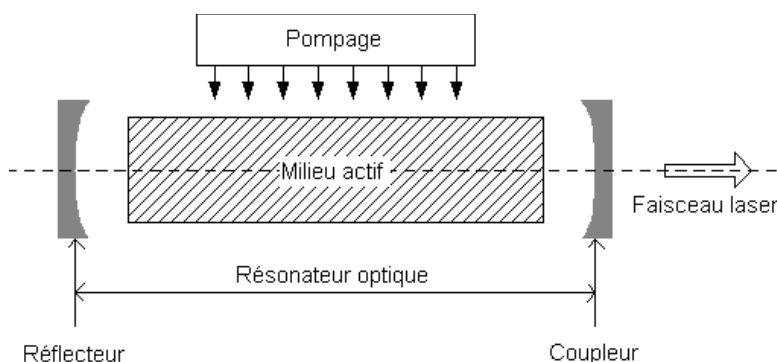


Figure 1 - Fonctionnement schématique d'un laser⁸

Ce faisceau peut alors être émis selon deux modes, basé sur le mode de fonctionnement de la source de pompage : le mode continu et le mode pulsé.

Dans le mode continu la puissance du rayonnement est censée être constante dans le temps, délivrant une puissance moyenne au tissu cible, sans relaxation temporelle.

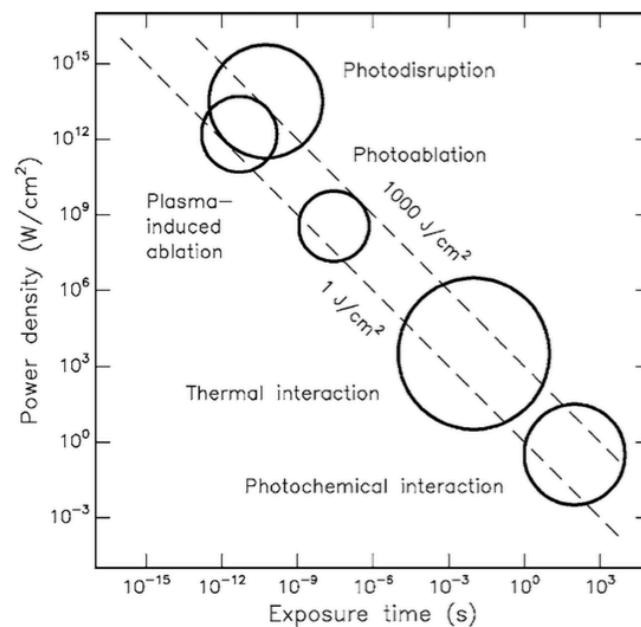
Le mode pulsé correspond à des pics de libération de rayonnement laser sur une brève période. Il donne trois types de puissance : la puissance crête (puissance instantanée maximale), la puissance impulsionnelle (puissance moyenne d'une impulsion) et la puissance moyenne au cours du temps. Ce mode engendre des notions importantes telles que la fréquence des pulses et leur durée d'impulsion, qui vont avoir une incidence directe dans l'interaction entre le rayonnement laser et le tissu cible. Nous retrouverons dans ce mode pulsé deux techniques essentielles : le blocage de mode (« mode-locked » en anglais), et la commutation-Q (« Q-switched » en anglais), pouvant donner des pulses de l'ordre de la femtoseconde et la picoseconde pour le mode-locked, et de la nanoseconde pour le Q-switched.

Autre principe capital, la fluence est fréquemment utilisée pour décrire l'énergie délivrée au tissu par unité de surface (en J/cm²).

1.2 Les Interactions laser - matière

Pour pouvoir comprendre ou imaginer la cinématique d'interaction entre un laser picoseconde et la surface d'émail ou de dentine, il convient de passer en revue les différents types d'interactions pouvant survenir entre le laser et les composants constitutifs d'une dent.

Niemz⁹ résume schématiquement les interactions laser-matière en fonction de la puissance (en W/cm^2) et du temps d'exposition (en seconde) (Graphique 1) :



Graphique 1 - Cartographie graphique des interactions laser-matière, entre la densité de puissance et le temps d'exposition, d'après Niemz¹⁰

Les cercles représentent une relative estimation de la zone d'activité d'une interaction.

Le temps d'exposition va diviser cinq principales sections : les *interactions photochimiques* pour les temps d'exposition supérieurs à 1s ou pour les lasers en mode continu, les *interactions thermiques* de 1 min à 1 μs , les *interactions photo-ablatives* de 1 μs à 1 ns, puis pour finir *l'ablation par induction de plasma* et la *photodisruption* en dessous de 1 ns.

Si les interactions semblent séparées sur ce schéma, ce n'est que pour mieux illustrer leurs zones d'activités prépondérantes. En effet celles-ci sont intrinsèquement liées en elles, et les effets thermiques pourront être retrouvés dans toutes les autres situations, même avec des impulsions picosecondes nous concernant par exemple¹¹.

Les interactions photo-chimiques et photo-ablatives ne s'appliquant pas dans le contexte de cette étude, elles ne seront que brièvement décrites dans le Tableau 2, page 20¹².

1.2.1 *Interaction thermique*

Le concept d'interaction thermique va s'étendre à un grand panel d'interactions, avec comme point central une élévation de la température locale, initiée par un rayonnement laser continu ou pulsé¹³. La fluence ainsi que le spectre d'absorption des différents tissus en fonction de la longueur d'onde vont guider le pourcentage d'énergie absorbée et donc l'élévation de la chaleur. Dans notre application les effets thermiques jouent un rôle considérable : il faut éviter une élévation de plus de 5,5°C de la pulpe pour ne pas engendrer de dommages pulpaire¹⁴.

Sur les tissus biologiques, trois phénomènes distincts pourront être rapportés : une conversion de lumière en chaleur, un transfert de chaleur, et une réaction tissulaire liée à la température et à la durée d'échauffement. Selon ce pic de température et sa durée, plusieurs effets comme la coagulation, la vaporisation, la carbonisation et la fonte sont à distinguer¹⁵.

▪ Coagulation

La coagulation est un processus lié aux tissus mous qui correspond à une nécrose sans destruction tissulaire immédiate. Les tissus coagulés subissent une dessiccation et une rétraction des tissus par dénaturation des protéines et du collagène, et apparaissent soit plus sombres, soit plus blancs. Par la suite on observera un phénomène de détersion (élimination des tissus) et un phénomène de cicatrisation. C'est l'élévation de la température atteignant de 60°C à 100°C qui provoque cette dénaturation. En chirurgie on peut être amené à utiliser la coagulation pour la destruction de petits processus tumoraux ou pour réaliser une hémostase¹⁶.

▪ Vaporisation

La vaporisation ou volatilisation correspond à une perte de substance par rapide évaporation, avec une température dépassant les 100°C. On peut observer une zone de nécrose de coagulation aux berges de la zone vaporisée par propagation de la chaleur. Grâce à cette nécrose de coagulation et son effet hémostatique, de plus volumineux phénomènes tumoraux peuvent être détruits.

Dans la Figure 2, l'émail d'une dent est exposé à 20 pulses d'un laser Er:YAG. Des « couches » d'émail semblent avoir été éjectées, reflétant l'existence des stries de Retzius dans l'émail. L'eau absorbe fortement le rayonnement du Er:YAG, ce qui produit une vaporisation, une expansion de celle-ci menant alors à des micro-explosions par augmentation de la pression. Or les stries de Retzius ont une plus forte teneur en eau que le reste de l'émail, ce qui expliquerait ce phénomène d'ablation « par couche »¹⁷.

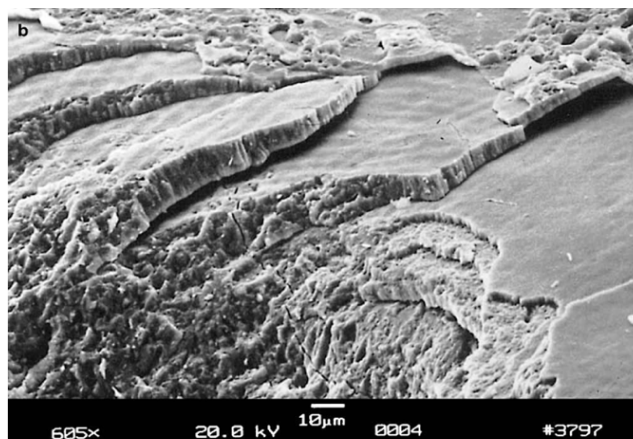


Figure 2 - Email vaporisé par 20 pulses de 90 µs par un laser ER:YAG (100mJ, 1Hz)¹⁸ d'après Niemz¹⁹.

▪ Carbonisation

La carbonisation va également opérer dans un contexte où la température dépasse les 100°C. Le tissu commence alors à carboniser, la concentration en carbone augmente, le tissu noircit. La carbonisation est un effet à éviter car les tissus nécrosent déjà à des températures plus basses et réduisent la visibilité en chirurgie. Dans notre étude il sera la preuve que la température au point d'impact du tir a été bien trop élevée pour un respect de la pulpe²⁰.

▪ Fonte

C'est un dernier effet thermique à éviter dans notre situation. La température la plus proche du faisceau va pouvoir atteindre 300°C et plus, conduisant à une fonte du tissu solide, ainsi qu'à sa resolidification qui donne un aspect de « lave refroidie ». En périphérie des craquements induits par le stress thermique peuvent être retrouvés²¹.

Température	Effet Biologique
37°C	Normal
42°C	Hyperthermie
60°C	Coagulation, rétraction des fibres de collagène
> 100°C	Vaporisation, évaporation de l'eau tissulaire et carbonisation
> 300°C	Fonte, fusion (tissu dur)

Tableau 1 - Types d'effets biologiques en fonction de la température appliquée, d'après Niemz²².

Le volume interactif dans lequel se produit la dégradation thermique est fonction de la profondeur de pénétration du rayonnement et de la profondeur de la dénaturation. Ceci signifie que selon la diffusion de la chaleur au sein du tissu, plusieurs effets peuvent être retrouvés.

1.2.2 Ablation par induction de plasma et photodisruption

Ces deux interactions se différencient principalement par la densité d'énergie attribuée.

▪ Ablation par induction de plasma

Lorsque l'on commence à atteindre des densités de puissance de l'ordre de 10^{11} W/cm² dans les solides et les fluides, ou 10^{14} W/cm² dans l'air, un phénomène appelé claquage optique peut alors se produire. On observe une brillante étincelle de plasma et un bruit de crépitement associé²³.

En effet, à ces densités de puissance, l'intensité du champ électrique local induit par le rayonnement laser atteint environ 10^7 V/cm, valeur qui correspond au champ électrique atomique ou intra-moléculaire. Le rayonnement laser peut par conséquent venir « arracher » des électrons à sa cible, et induire une formation de plasma par ionisation : c'est ce qu'on appelle *l'ablation par induction de plasma*.

Un électron, libéré, va absorber un photon et accélérer. Cette accélération va lui faire percuter un autre atome et ioniser celui-ci, donnant alors deux électrons ayant une énergie cinétique individuelle plus faible que l'électron initial. Cependant ceux-ci continuent d'absorber des photons venant du faisceau laser, accélèrent à nouveau, rencontrent d'autres atomes, et ainsi de suite. En quelques centaines de picosecondes, une densité d'électrons de l'ordre de 10^{18} /cm³ voit le jour dans le faisceau.

Cet effet « avalanche » est résumé dans la figure 3 :

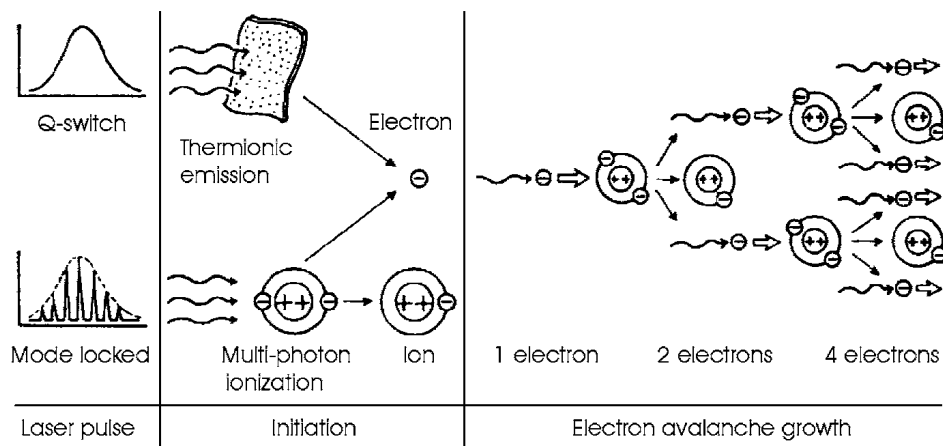


Figure 3 - Initiation d'une ionisation et son « avalanche » d'électrons associée, selon Puliafito et Steinert (1984)²⁴

Puliafito et Steinert ont décrit deux mécanismes menant à une formation de plasma. Le 1^{er}, venant d'un laser Q-switched émettant des pulses de l'ordre de la nanoseconde, initie l'émission d'électrons libres par émission thermoionique tandis que le 2^{ème}, mode-locked et émettant dans la picoseconde ou la femtoseconde, répond au principe d'ionisation multi-photonique due au champ électrique intense, vu précédemment. Bien que les pulses du laser Q-switched, de l'ordre de la nanoseconde, peuvent générer un plasma, ils possèdent un seuil d'énergie pour la formation de celui-ci bien plus élevé que pour les pulses picoseconde ou femtoseconde, menant à une énergie et une température de plasma bien plus hautes. Ils génèrent alors des effets non-ionisants que nous verrons dans la section suivante.

Si les paramètres choisis du laser sont appropriés, l'ablation par induction de plasma peut permettre la suppression précise de tissu sans effets thermiques ou mécaniques collatéraux associés²⁵.

De plus, le claquage optique autorise le dépôt d'énergie non seulement sur les tissus pigmentés mais aussi dans ceux ayant une très faible absorption. Ceci est dû à l'augmentation du coefficient d'absorption du plasma créé, et permet de nombreuses applications médicales, notamment en ophtalmologie pour les chirurgies de la cornée, qui est un tissu transparent²⁶.

Dans ce cas, malgré l'utilisation d'un laser pouvant traverser les tissus environnants et potentiellement les dégrader, la cornée est protégée par deux mécanismes. Pour que la formation de plasma ait lieu, la densité d'énergie doit atteindre un seuil, obtenu en faisant converger le faisceau. Si le seuil n'est pas atteint, le faisceau arrive sur la rétine avec une densité d'énergie trop basse pour être néfaste. Et une fois formé, le plasma va protéger également la rétine car celui-ci absorbe la lumière incidente. Ce « bouclier de plasma » a été découvert et décrit par Steinert et al. (1983)²⁷ ainsi que Puliafito and Steinert (1985)²⁸.

C'est cette ablation par formation de plasma que nous allons rechercher particulièrement au cours de notre étude.

▪ Photodisruption

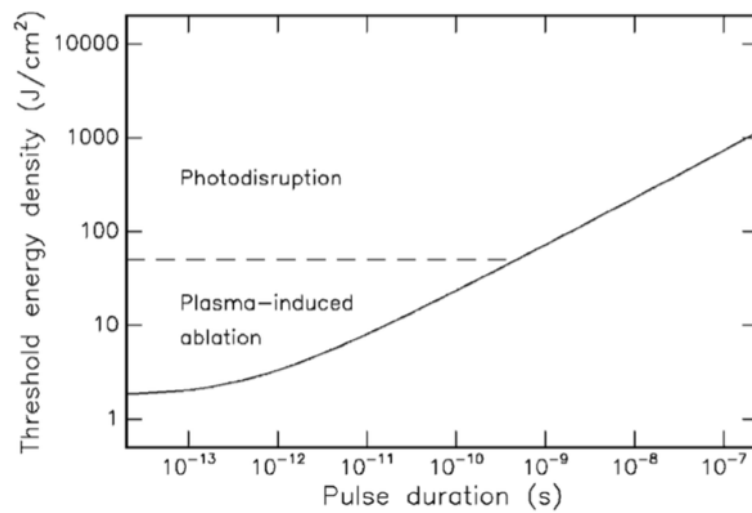
La photodisruption découle des effets physiques pouvant avoir lieu avec le claquage optique et la formation de plasma. En effet la photodisruption est un effet secondaire de l'ablation par induction de plasma. Pour les impulsions de grandes énergies engendrant des plasmas de haute fluence, des ondes de chocs et d'autres effets mécaniques, comme la cavitation et la formation de jets, prennent place et peuvent avoir un impact décisif sur l'effet final du laser. Les ondes de chocs sont liées à l'apparition d'un gradient de pression entre le milieu ionisé et milieu externe. La propagation de cette onde choc va avoir un effet mécanique destructeur. La cavitation et la formation de jet sont réservés aux tissus mous ainsi qu'aux liquides²⁹.

Les effets mécaniques augmentent de façon linéaire avec l'énergie absorbée. Ainsi pour les pulses de l'ordre de la nanoseconde, des effets mécaniques de l'ordre du millimètre sont toujours attendus à peine le seuil de claquage optique atteint. Pour les impulsions de l'ordre de la picoseconde et femtoseconde cependant, l'énergie de pulse requise pour atteindre le seuil est bien plus faible et permet la génération d'un plasma moins énergétique, ce qui diminue fortement les effets mécaniques.

La photodisruption s'est vue notamment être appliquée dans la capsulotomie de la lentille en ophtalmologie, acte pouvant être réalisé durant une chirurgie de la cataracte.

C'est également ce qui se produit lors du détatouage avec le laser Nd:YAG Q-switched. Les grosses molécules de pigment (bien tolérées par la peau) explosent et donnent naissance à des molécules plus petites qui seront résorbées par la peau.

Les seuils d'énergie nécessaires pour initier une ablation par induction de plasma et une photodisruption sont donc dépendant de la durée d'impulsion et d'un effet seuil de la fluence (Figure 2).



Graphique 2 - Distinction entre l'ablation par induction de plasma et la photodisruption selon la fluence et la durée d'impulsion

L'ablation par induction de plasma est réservée à des durées d'impulsions allant jusqu'à 500 picosecondes. Si la longueur des impulsions vient à augmenter, l'énergie nécessaire pour atteindre le claquage optique provoque alors les effets mécaniques précédemment décrits.

▪ Résumé

Les interactions entre le laser et la matière sont de nature complexes et multifactorielles.

	Interaction photochimique	Effets Thermiques	Interaction Photo-ablative	Ablation par induction de plasma	Photodisruption
Principe général	Cicatrisation, effet anti-inflammatoire (biostimulation), activation d'une substance par le laser (PDT ⁱ , PAD ⁱⁱ)	Élévation de la température locale	Dissociation de molécules par des photons d'énergie supérieure à leur énergie de liaison	Ablation par la formation d'un plasma ionisant	Fragmentation/coupe de tissu par des forces mécaniques
Observations	/	Coagulation, vaporisation, carbonisation ou fonte	Ablation nette, bruit caractéristique et fluorescence visible	Ablation très nette et bien définie, étincelle de plasma bleutée	Génération d'ondes de chocs, cavitation, jet, bruit d'étincelle lié au plasma
Durées de pulse typiques	1 s au mode continu	1 μ s à 1min	10 ns à 100ns	100 fs à 500 ps	100 fs à 100 ns
Densités de puissance typiques	0.01 à 50 W/cm ²	10 à 10 ⁶ W/cm ²	10 ⁷ à 10 ¹⁰ W/cm ²	10 ¹¹ à 10 ¹³ W/cm ²	10 ¹¹ à 10 ¹⁶ W/cm ²
Applications notables	Biostimulation, PDT, PAD	LITT ⁱⁱⁱ , coagulation, Ophtalmologie	Ophtalmologie (chirurgie de la cornée)	Ophtalmologie, Odontologie Conservatrice (caries)	Ophtalmologie, Détatouage, fragmentation de calculs urinaires (est supplanté par les ultrasons maintenant)

Tableau 2 - Tableau résumant les différentes interactions laser-matière

De façon schématique, nous pourrions dire que l'interaction photochimique et thermique agissent à un niveau macroscopique, l'interaction photo-ablative au niveau moléculaire, et l'ablation par induction de plasma ainsi que la photo-disruption à un niveau atomique.

ⁱ Photo Dynamic Therapy

ⁱⁱ Photo Activated Disinfection

ⁱⁱⁱ Laser-Induced Interstitial Thermoherapy

Partie II : Étude Expérimentale

2.1 Matériels et méthodes

2.1.1 Échantillons

Des molaires, récemment extraites et conservées dans du sérum physiologique, ont été découpées de façon à supprimer la racine, puis des coupes longitudinales ont permis d'obtenir des échantillons de 2 à 3 mm d'épaisseur, avec de la dentine au centre et de l'émail en périphérie.

Dix échantillons ont été alignés et placés dans une presse électro-hydraulique, (enrobeuse SimpliMet™ 3000, BUEHLER) afin de les inclure dans un bloc de résine circulaire.



Figure 4 - Enrobeuse SimpliMet™ 3000, de BUEHLER, permettant l'inclusion dans la résine

Pour limiter les biais de réfraction due à un état de surface inhomogène de la dentine et l'émail ou de l'inclinaison de la pièce, et permettre une analyse profilométrique, l'échantillon ainsi inclu dans la résine a suivi des cycles de polissage avec des disques de carbure de silicium de 100 à 5 μm , pour finir avec des draps de polissage tissés (polisseuse AutoMet™ 300 Pro, BUEHLER). L'échantillon était ensuite placé 5 minutes dans un bac à ultrasons pour éliminer la poussière résidente en surface.

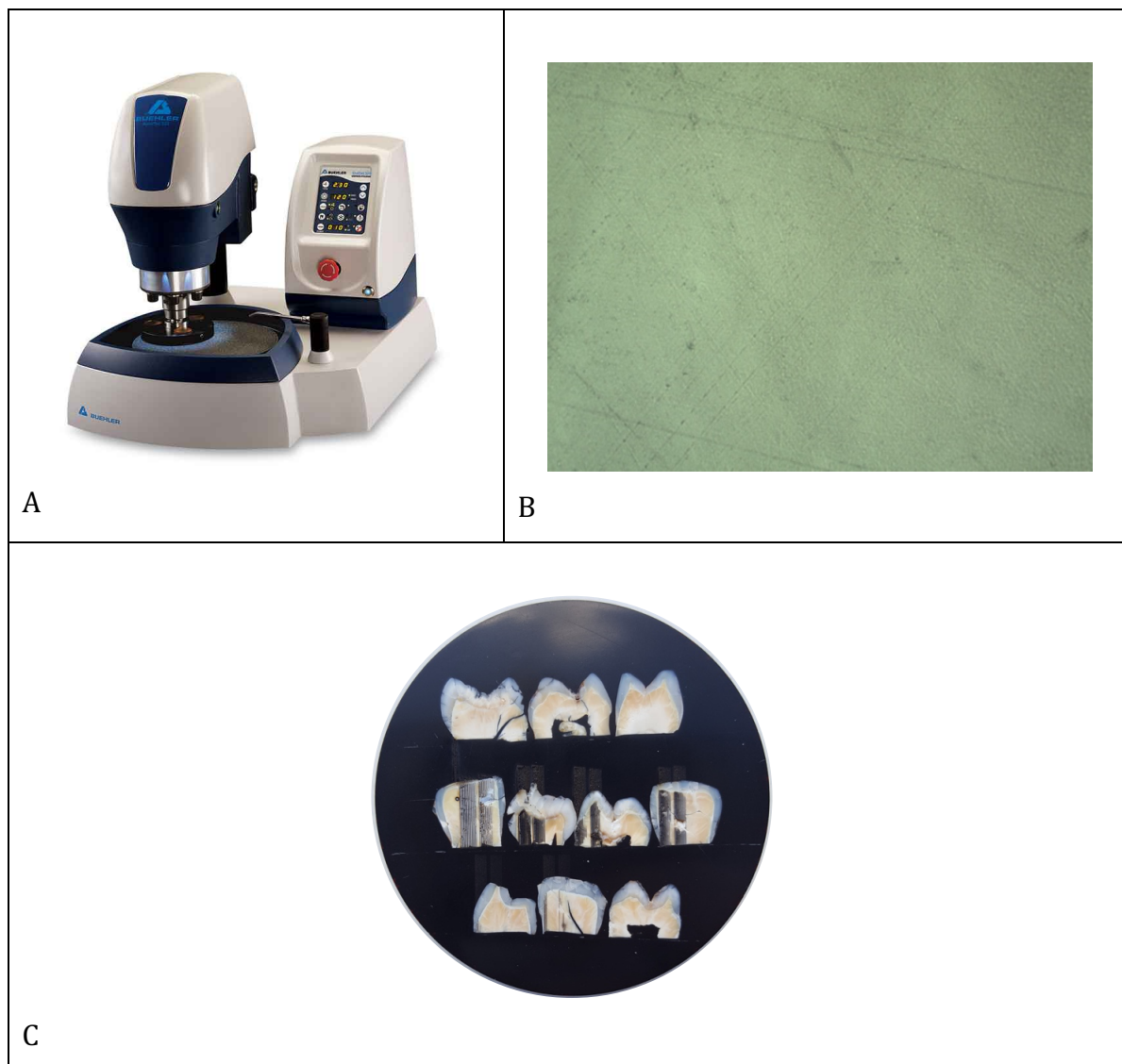


Figure 5 – Polisseuse AutoMet™ 300 Pro (BUEHLER) (A), Émail poli, microscopie optique x20 (B), inclusions des échantillons dans un bloc de résine circulaire (C)

2.1.2 Le laser

Un laser Sirius, laser solide de l'entreprise Spark Lasers® a été utilisé pour toutes les expérimentations. Celui-ci présente une longueur d'onde initiale de 1064 nm (infrarouge), mais a été doublé dans le visible, à 532nm (vert), pour faciliter les manipulations. Il peut délivrer des impulsions d'une durée comprise entre 5 et 10 picosecondes, avec une énergie par impulsion pouvant atteindre 50 μ J, et une fréquence allant jusqu'à 1 MHz. La durée d'impulsion la plus courte, soit 5 picosecondes, a été retenue, permettant une plus faible quantité d'énergie nécessaire pour atteindre le claquage optique. La fréquence a été fixée à 50 kHz, sur les conseils du personnel de Spark Lasers®.

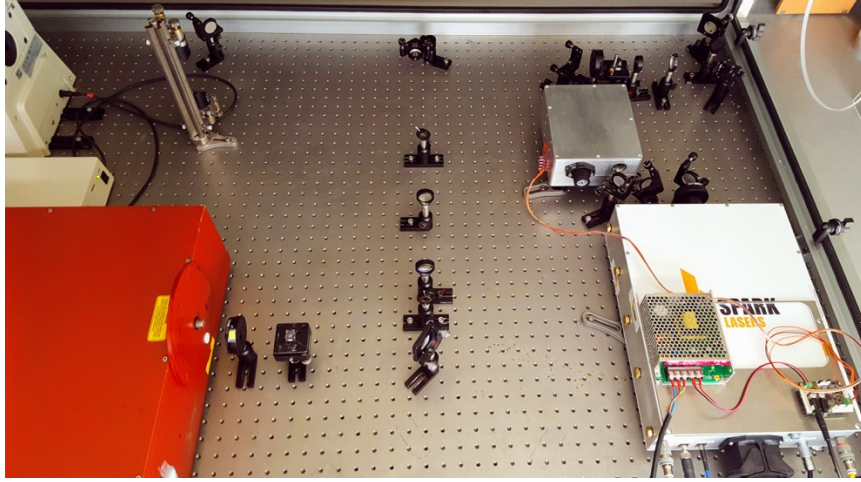


Figure 6 - Le laser Sirius et son circuit d'alignement

2.1.3 Montage optique, microscope et platines

Le montage optique comprenait un microscope associé à un objectif 20x ainsi qu'une caméra numérique permettant de visualiser l'emplacement de la gravure sur ordinateur, et de valider le point de focalisation.

La transmission, correspondant à la puissance avec l'objectif divisée par la puissance sans l'objectif, a été mesurée à 82%, en positionnant un puissance-mètre à l'entrée du microscope puis en sortie d'objectif.

Le spot obtenu avait une taille approximative, mesurée au microscope après usinage au point de focalisation d'une feuille d'aluminium, de 3 μm .

L'échantillon, placé sur des platines, pouvait alors être déplacé par ordinateur selon les axes X, Y et Z avec une précision de 1 μm , à une vitesse comprise entre 0,5 et 5 mm.s^{-1} .

2.1.4 Codage des trajets et séquence de tirs

La séquence de tests retenue comprenait un trait vertical (vers le haut) de 5mm à une vitesse définie, traversant à la fois la dentine et l'émail. Après un arrêt et un retour à la position initiale, le même processus pouvait être répété afin d'assurer plusieurs passages à la même position.

Par la suite les platines opéraient une translation de 200 μm vers la droite pour commencer une nouvelle séquence de tirs.

Les vitesses retenues, jusqu'à 5mm.s^{-1} , correspondaient à une utilisation manuelle du laser.

2.1.5 *Microscope*

Les échantillons ont été analysés par microscopie optique sur un microscope Mitutoyo®, avec un objectif 20x.

Pour les résultats les plus représentatifs, une étude par microscopie électronique à balayage était réalisée.

2.1.6 *Profilométrie*

Le profilomètre (Leica DCM8®), associé aux logiciels Leica Scan® et Leica Map® a permis d'analyser l'état de surface, la profondeur et la largeur de gravure en fonction des différentes séquences, et de construire des graphiques récapitulatifs du processus d'ablation.

Les valeurs moyennes de profondeurs d'ablation pour chaque nombre de passages sur la dentine ou l'émail ainsi que leurs écarts-types, ont été calculées grâce à un minimum de trois profilométries pour chaque énergie, réalisées sur différentes zones des échantillons puis reportées en graphiques (Graphique 4, Graphique 5).

2.2 Résultats

2.2.1 Influence de la vitesse et de l'énergie

Les premiers tests et essais nous ont permis de faire varier la vitesse de balayage (de 0,5 mm/s à 5mm/s, par palier de 0,5 mm/s) et l'énergie (respectivement 2 - 3,2 - 5,2 - 6,2 - 7,6 et 10 μ J), en un seul passage, puis d'analyser les zones affectées thermiquement. Chaque passage possédait la même énergie dans la séquence, la vitesse augmentant au cours de la séquence, et l'énergie variant d'une séquence à l'autre. Les résultats sont décrits en microscopie optique, profilométrie et vue 3D, Figure 7 et Figure 8.

Chaque séquence de tirs a été réalisée deux fois, sur deux dents différentes.

- ⇒ Les énergies de 5,2 à 10 μ J ont provoqué, dans la dentine, de la fonte pour toutes les vitesses étudiées. Plus l'énergie augmente (ou plus la vitesse diminue), et plus la dentine est sujette à des craquements ainsi que de la fonte.
- ⇒ Dans la dentine, à mesure que l'on s'éloigne de la pulpe, on observe moins d'effet thermique (Figure 7). On notera également la diminution de l'apparition de fonte, craquements, et carbonisation à mesure que la vitesse augmente et que l'énergie appliquée diminue.
- ⇒ Dans l'émail, nous n'avons pas obtenu de carbonisation, mais sûrement de la fonte, moins visible en microscopie. On voit que les traits résultant des tirs à 2 μ J (Figure 8, image C) ne sont pas mesurables du fait de la trop faible profondeur et de l'hétérogénéité de surface.

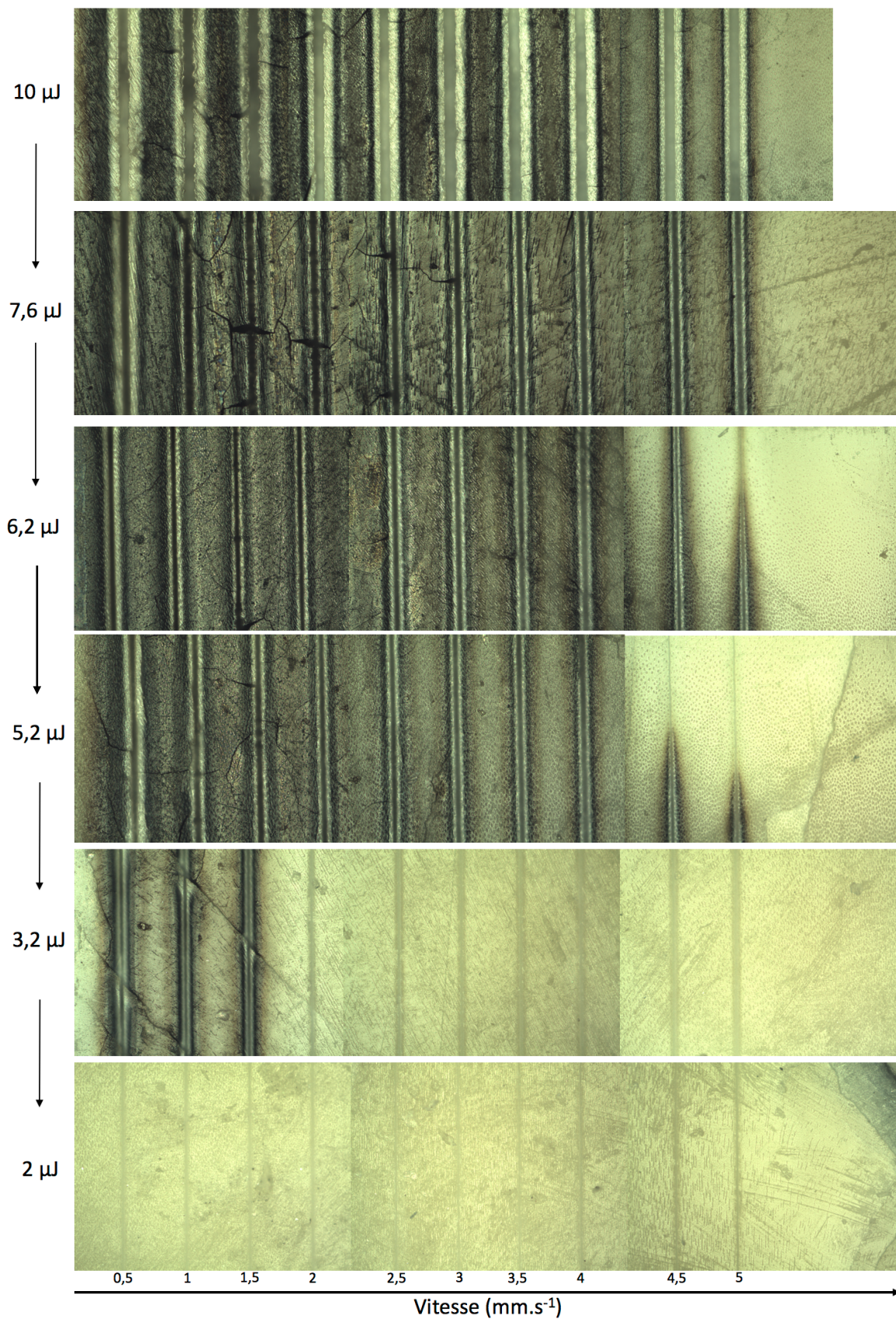


Figure 7 - Ablation de la dentine à des vitesses de 0,5 à 5 mm/s par palier de 0,5 mm/s, pour des énergies allant de 2 μJ à 10 μJ .

(microscopies optiques, grossissement x20).

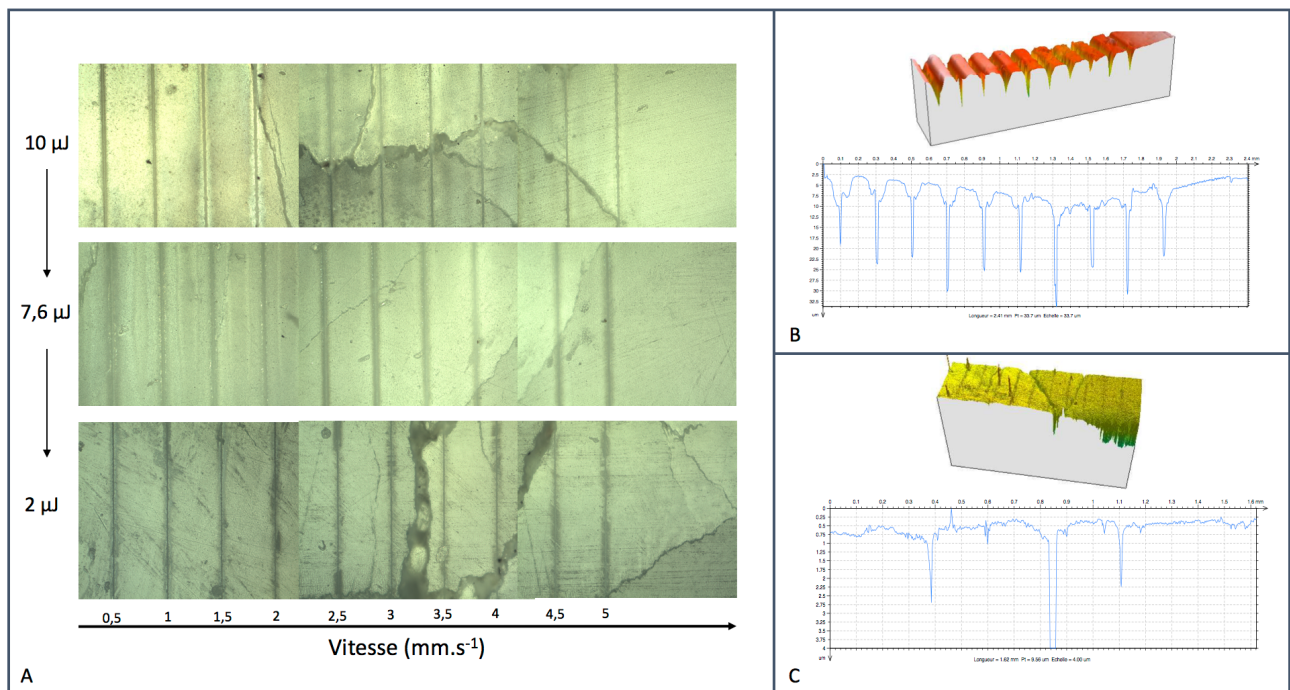


Figure 8 - Ablation de l'émail à des vitesses de 0,5 à 5 mm/s par palier de 0,5 mm/s, pour des énergies allant de 2 μJ à 10 μJ

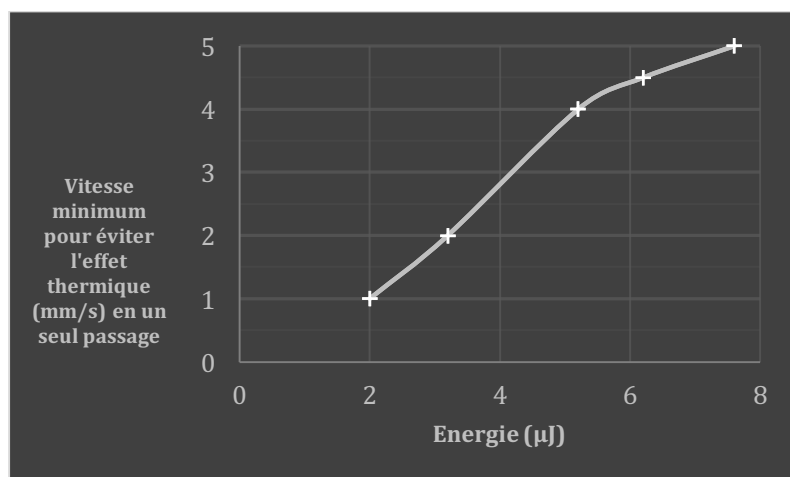
A : Microscopies optiques, grossissement x20

B : Vue 3D et profilométrie pour 7,6 μJ dans la dentine

C : Vue 3D et profilométrie pour 2 μJ dans l'émail

Une « zone de confort » a ainsi été définie là où le laser n'a pas provoqué d'effet thermique (Graphique 3).

La zone au-dessus de la courbe correspondant à cette zone de confort nous a permis d'obtenir une estimation des vitesses et des énergies à conserver pour éviter l'apparition d'effets thermiques.



Graphique 3 - Graphique représentant la vitesse minimum requise pour éviter l'apparition d'effet thermique
La zone au-dessus de la courbe représente « la zone de confort », où aucun effet thermique notable n'est apparu.

Bien que visibles macroscopiquement et microscopiquement, les profondeurs de gravure sont trop faibles notamment dans l'émail avec des énergies situées dans la zone de confort, pour pouvoir contraster avec la zone non affectée de la dent en profilométrie.

Il a été alors décidé pour les tests suivants :

- ⇒ D'effectuer un « multi-passage » sur la dentine et l'email, pour obtenir une meilleure résolution en profilométrie.
- ⇒ De se placer à distance de l'effet thermique, dans la zone de confort : de 1 à 5 μJ pour une vitesse constante de 5 mm/s.

2.2.2 Influence de l'énergie et du nombre de passages

Pour les essais suivants, trois énergies, **1 μ J**, **2 μ J**, **3,2 μ J**, avec un nombre de passages allant de **2 à 30**, à une vitesse constante de 5 mm/s, ont été retenues.

Ceci a permis l'analyse de la profondeur d'ablation et de l'apparition d'effets thermiques en fonction du nombre de passages, pour chaque énergie.

Les résultats sont disponibles en Figure 9, Figure 10, Figure 11, Figure 12, Figure 13, Graphique 4 et Graphique 5.

2.2.2.1 Dans la dentine

▪ 1 μ J

À 1 μ J, la coupe est très nette, précise, sans présence d'effet thermique ou de zone de fonte (cf. Figure 9, Figure 10).

En profilométrie, la gravure est peu profonde, n'excédant pas 6,5 μ m (moyenne maximale : 4,5 μ m, écart-type : 3 μ m).

▪ 2 μ J

À 2 μ J on ne voit pas de trace de carbonisation. La coupe est nette, très bien définie (cf. Figure 9, Figure 10).

On constate en profilométrie une légère dépose sur le côté droit des tirs, surtout après 20 passages. La profondeur d'ablation est plus grande et passe à 15,8 μ m pour le maximum (moyenne maximale : 14 μ m, écart-type : 1 μ m).

▪ 3,2 μ J

À 3,2 μ J, on constate une ablation plus efficace en terme de profondeur, jusqu'à 28,5 μ m (moyenne maximale : 25,5 μ m, écart-type : 3 μ m).

Les conséquences des effets thermiques sont très présentes, avec une carbonisation des tissus environnants, de la fonte au cœur du faisceau et des craquements, dès l'application de deux passages (cf Figure 9, Figure 10).

La zone d'ablation possède également un diamètre plus épais en surface (pouvant atteindre jusqu'à 100 μ m) que pour les énergies plus basses, rappelant la forme

conique, « conical shape », décrit par Niemz et Strassl³⁰ lorsque le faisceau ne balaye pas suffisamment la zone. L'énergie déposée sur les murs de la gravure est alors plus faible qu'au centre, donnant cette forme conique.

La coupe y est irrégulière.

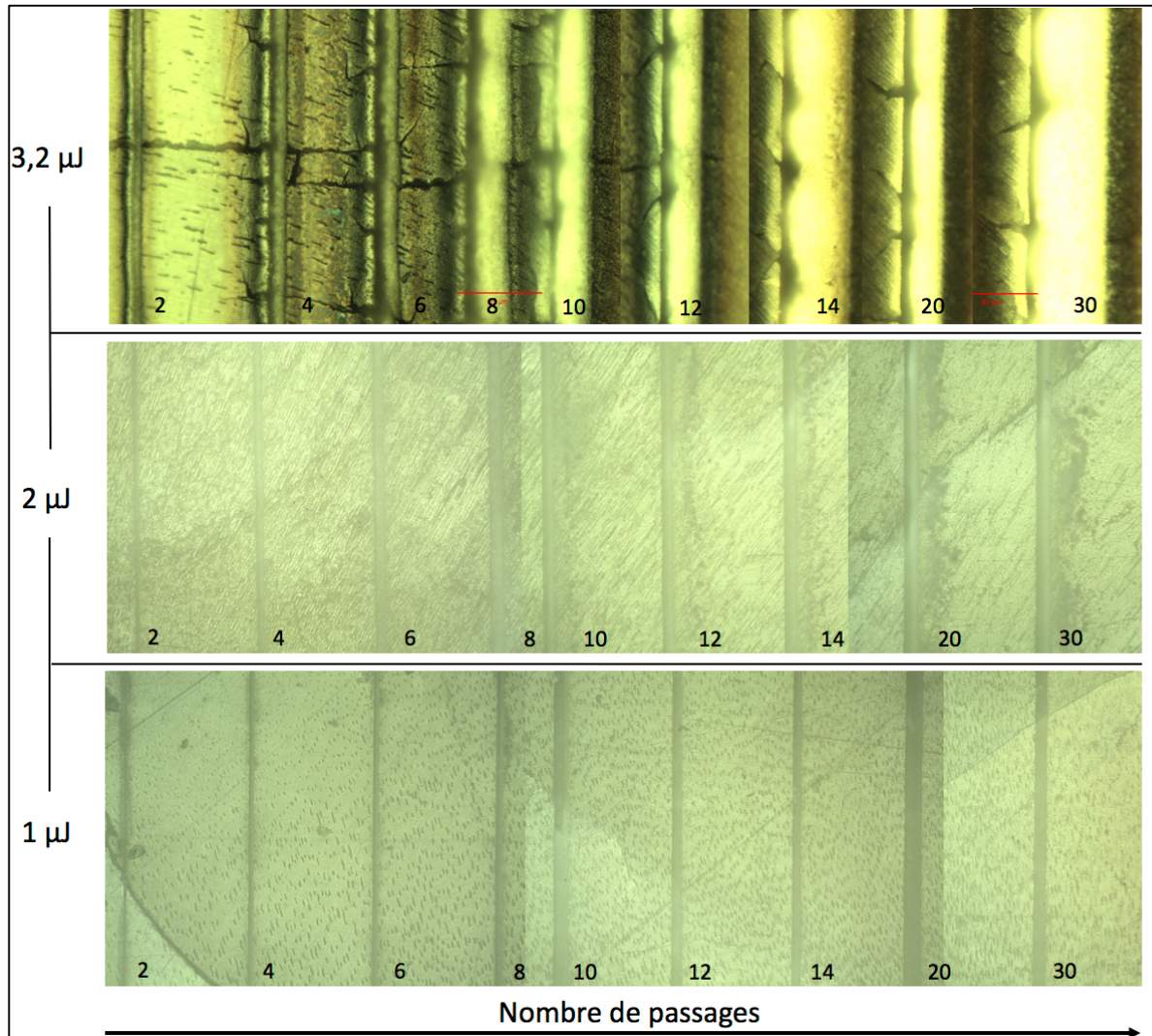


Figure 9 – Ablation de la dentine avec des énergies de 1 μ J, 2 μ J et 3,2 μ J, à une vitesse de 5 mm/s (microscopies optiques, grossissement x20).

Le nombre de passages consécutifs augmente, de 2 à 30.

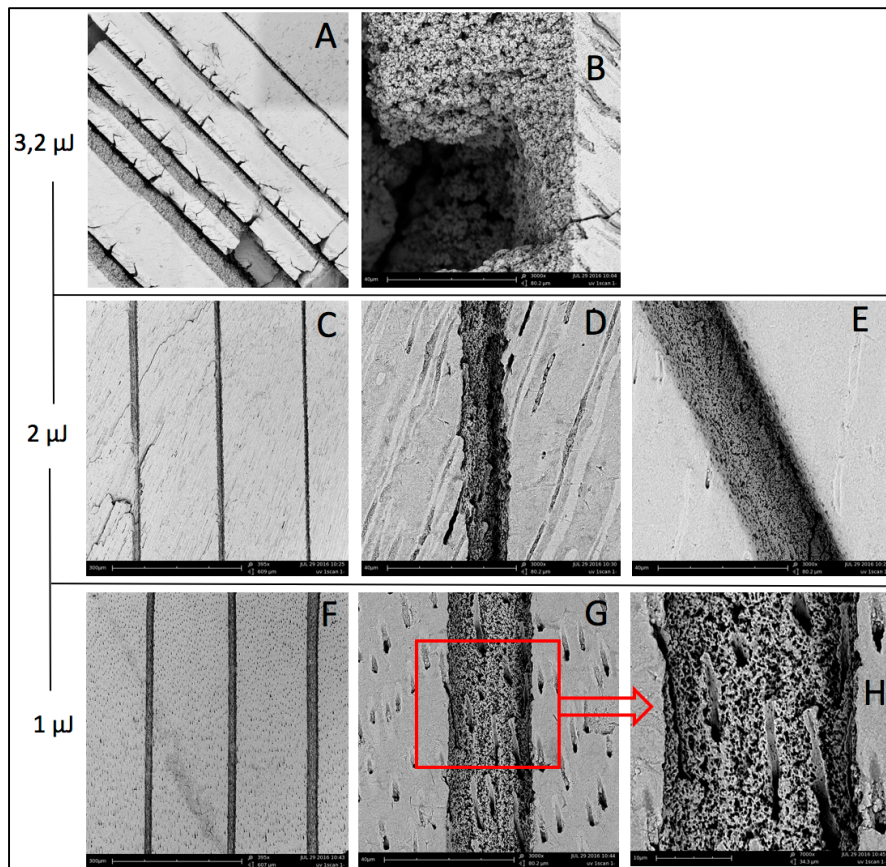


Figure 10 – Microscopies électroniques à balayage représentant l'ablation dans la dentine avec des énergies de 1 μ J, 2 μ J et 3,2 μ J, une vitesse de 5 mm/s, en faisant varier le nombre de passages.

A : vue générale à 3,2 μ J, x395 B : 12 passages à 3,2 μ J, x3000
 C : vue générale à 2 μ J, x395 D : 4 passages à 2 μ J, x3000 E : 30 passages à 2 μ J, x3000
 F : vue générale à 1 μ J, x395 G : 12 passages à 1 μ J, x3000 H : 12 passages à 1 μ J, x7000

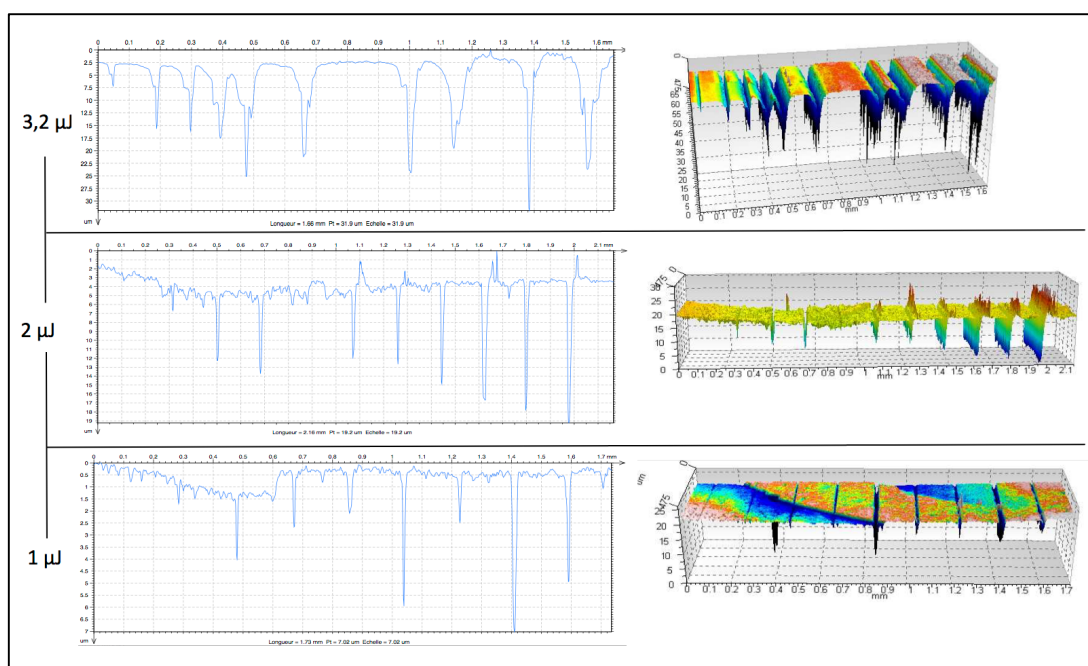


Figure 11 - Exemples de profilométries représentatives et vues 3D dans la dentine pour les tirs de 2 à 30 passages, avec toujours ces énergies de 1, 2 et 3,2 μ J.

2.2.2.2 Dans l'émail

▪ 1 μ J

À 1 μ J, la coupe est nette avec la présence de fonte au centre de la zone d'ablation.

Les contours de la tranchée du tir décrivent des trainées perpendiculaires pouvant résulter de l'éjection centrifuge de matière (cf. Figure 12, Figure 13).

La profondeur maximale atteinte est de 4,2 μ m (moyenne maximale : 4,1 μ m, écart-type : 0,3 μ m).

▪ 2 μ J

Pour 2 μ J dans l'émail, on constate une coupe nette et franche ainsi qu'une fonte au cœur du tir plus marquée. Au fil des passages de petites bulles ou irrégularités peuvent apparaître sur les parois de la zone d'ablation, témoignant d'un phénomène de cavitation ou d'un remodelage dû à la fonte de l'émail. La microscopie électronique en Figure 13 (image D) montre des zones de fontes.

La profondeur maximale atteinte est étonnamment de 3,4 μ m (moyenne maximale : 2,9 μ m, écart-type : 0,5 μ m), ce qui est moins que pour l'énergie précédente de 1 μ J.

▪ 3,2 μ J

À 3,2 μ J l'ablation est toujours régulière et bien définie, mais la fonte est encore plus présente à mesure que le nombre de passages augmentent, sous la forme d'émail nacré.

On observe une importante dépose de la matière sur le côté droit avec une resolidification, comme vu à 2 μ J dans la dentine (cf. Figure 13). La profondeur maximale atteinte est de 11,2 μ m (moyenne maximale : 9,6 μ m, écart-type : 1,6 μ m).

L'ablation dans l'émail s'est déroulée de façon très nette, les murs de la zone ablatée étant bien définis. Cependant, on retrouve en profondeur la présence d'émail fondu ainsi que des profondeurs d'ablation plus faibles que dans la dentine.

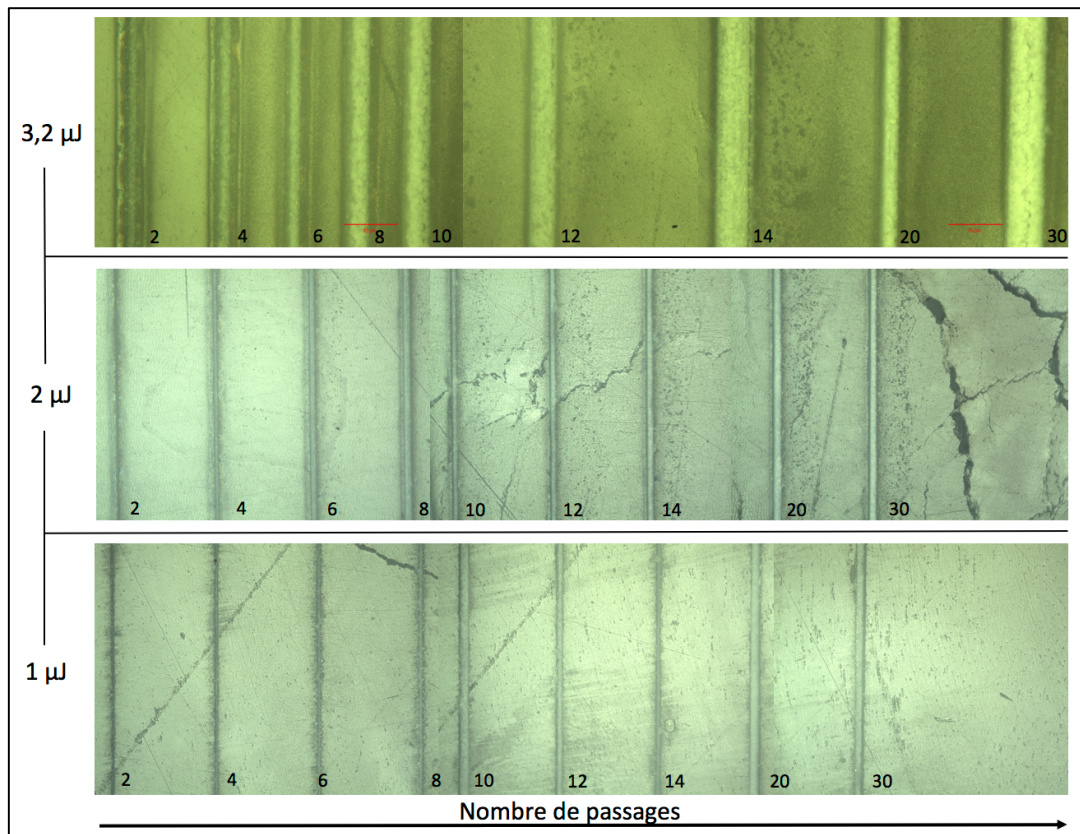


Figure 12 - Ablation de l'émail avec des énergies de 1 μ J, 2 μ J et 3,2 μ J, à une vitesse de 5 mm/s. Le nombre de passages augmente de gauche à droite, de 2 à 30 passages.

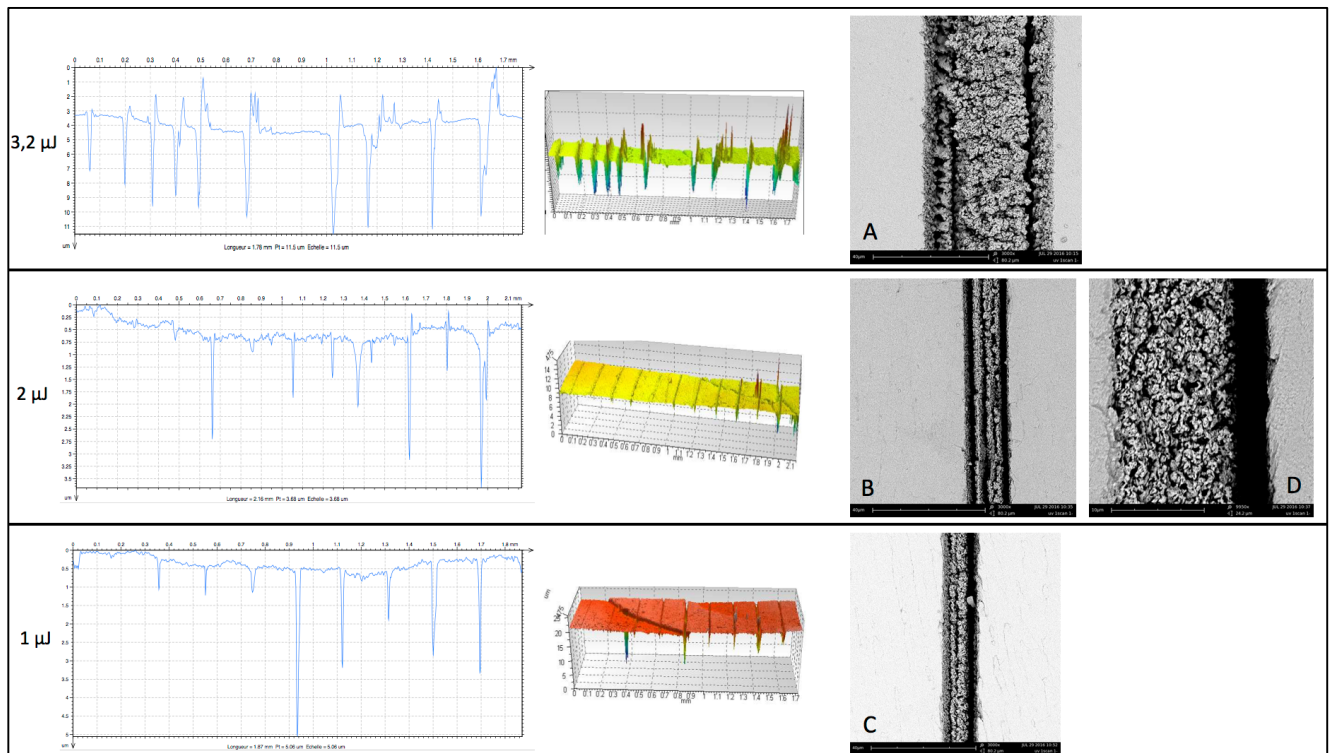


Figure 13 – Exemples de profilométries, vues 3D (de 2 à 30 passages du faisceau sur l'émail), et MEB pour les énergies concernées.

A, B et C correspondent chacune à 10 passages dans l'émail (grossissement x3000), tandis que D correspond à 20 passages (grossissement x9950).

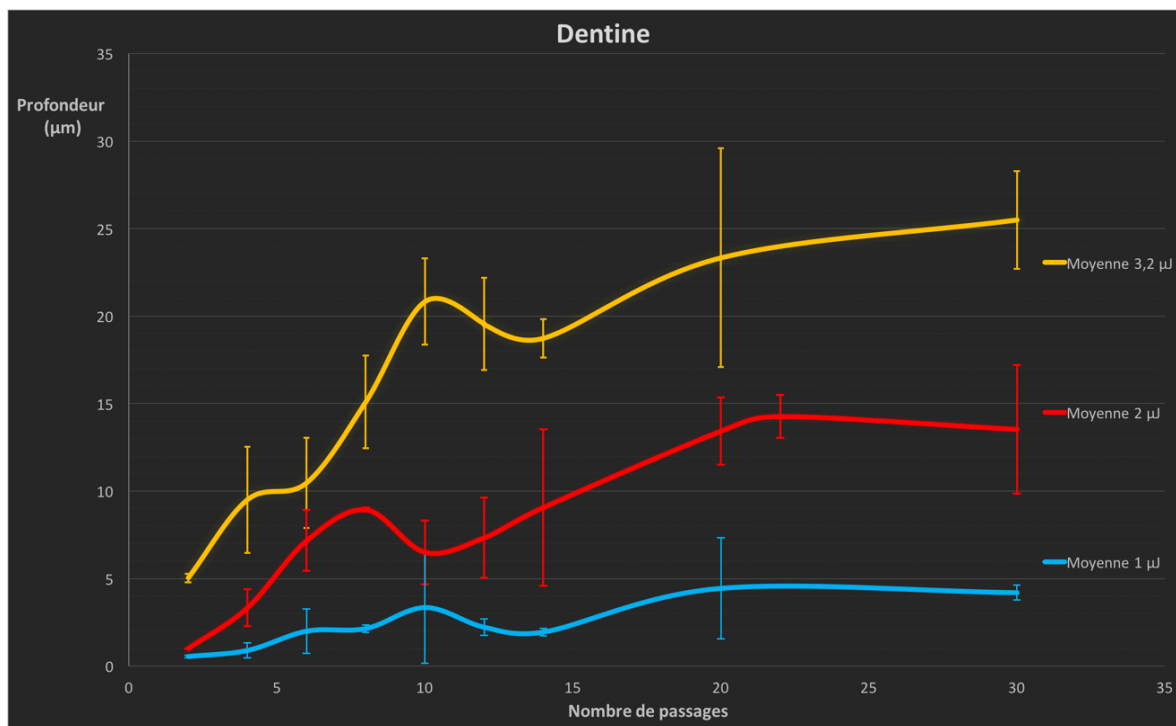
Dans la dentine, les courbes représentant les valeurs moyennes de profondeurs d'ablation pour chaque nombre de passages peuvent être séparées en quatre zones distinctes (Graphique 4) :

- ⇒ La 1^{ère}, à partir de 2 passages décrit une évolution linéaire de la profondeur, jusqu'à 10 passages à 1 μJ (3,5 μm), 8 passages à 2 μJ (9 μm), et 10 passages à 3,2 μJ (21 μm).
- ⇒ La 2^{ème} décrit une baisse soudaine de la profondeur d'ablation, jusqu'à 14 passages à 1 μJ (2 μm), 10 passages à 2 μJ (6,5 μm), et 14 passages à 3,2 μJ (19 μm).
- ⇒ La 3^{ème} montre une reprise lente de la croissance de la profondeur jusqu'à 20 passages à 1 μJ (4,5 μm), 22 passages à 2 μJ (14 μm) et 20 passages à 3,2 μJ (23 μm)
- ⇒ Enfin, la dernière zone jusqu'à 30 passages décrit une stagnation (pour 3,2 μJ , 25,5 μm) voire une légère inversion de la profondeur d'ablation pour 1 μJ (4 μm) et 2 μJ (13,5 μm).

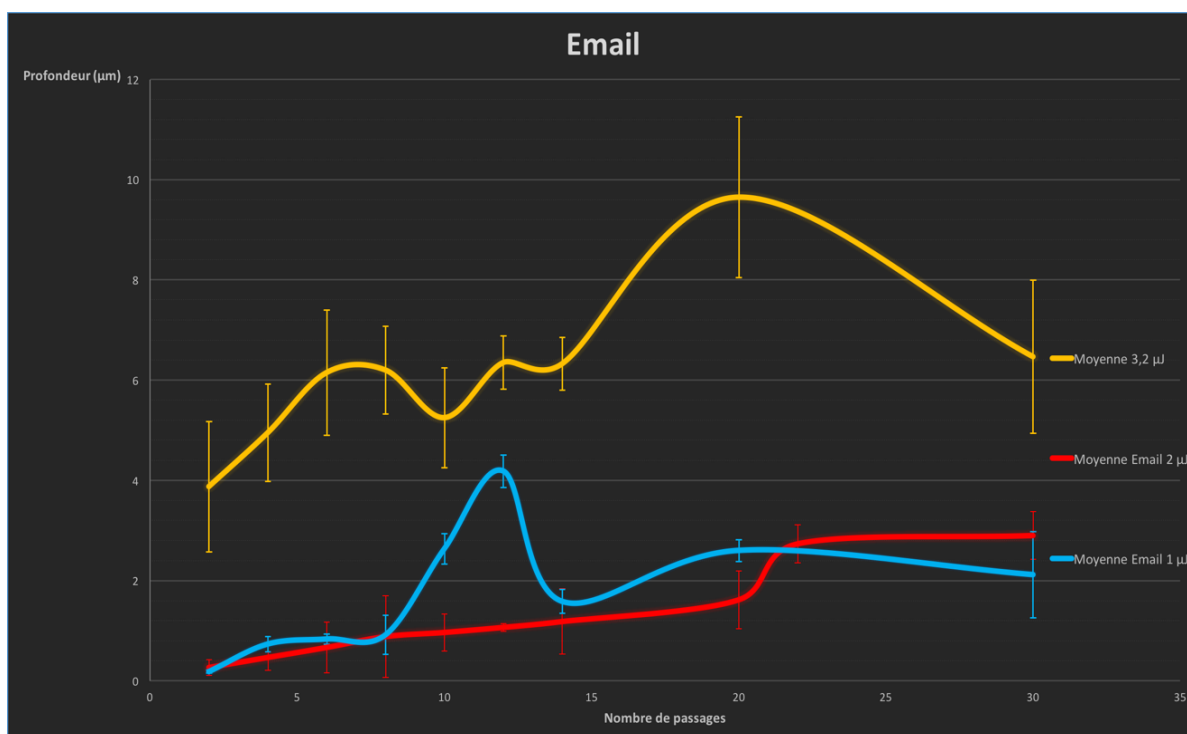
Dans l'émail, les courbes peuvent être séparées en deux zones (Graphique 5) :

- ⇒ La 1^{ère} avec une croissance lente de la profondeur, de 2 passages :
 - à 20 pour 1 μJ (2,6 μm),
 - à 22 pour 2 μJ (2,8 μm)
 - à 20 pour 3,2 μJ (9,6 μm)
- ⇒ La 2^{ème}, jusqu'à 30 passages, avec une stagnation de la profondeur pour 1 et 2 μJ , ainsi qu'une décroissance pour 3,2 μJ (qui passe 9,6 μm à 6,4 μm).

On notera également un sursaut à 1 μJ , pour 12 passages, amenant temporairement la profondeur à 4,2 μm pour chuter à 1,6 μm à 14 passages.



Graphique 4 - Profondeur d'ablation en fonction du nombre de passage dans la dentine



Graphique 5 - Profondeur d'ablation en fonction du nombre de passage dans l'émail

2.3 Discussion

Les essais réalisés en « multi-passage » ont permis d'obtenir une ablation nette et exempt d'effets thermiques (carbonisation, craquements, fonte) uniquement dans la dentine, pour des énergies de 1 et 2 μJ . Dans l'émail, de la fonte est présente à chaque tir. La fonte, se formant à des températures dépassant les 300°C (cf. Tableau 1), compromet fortement le respect de la pulpe, en rapport au seuil théorique de dépassement de 5,5°C³¹.

Le volume global de dentine ablatée a été supérieur à celui de l'émail, la profondeur d'ablation maximale étant de 28,5 μm dans la dentine et de 11,2 μm dans l'émail.

Ces résultats sont cohérents avec ceux obtenus par Lizarelli et al., qui décrivent un taux d'ablation huit fois plus grand dans la dentine que dans l'émail³². Une des raisons serait la proportion en collagène bien plus grande dans la dentine, comparé à l'aspect plus minéral de l'émail³³.

Concernant la profondeur d'ablation en fonction du nombre de passages, on constate également un effet de saturation présent sur toutes les courbes : ainsi, si la profondeur évolue de façon linéaire dans les premiers passages, les courbes ont tendance à voir leur vitesse d'ablation décroître au fil des passages (et donc du temps d'exposition), pour parfois même s'inverser, comme dans l'émail à partir de 20 passages, où la profondeur passe de 9,6 μm à 6,4 μm (cf. Graphique 5).

▪ Thermique et effets collatéraux

Les aspects micro-morphologiques de l'interaction entre le laser et le tissu dentaire ont montré que les effets collatéraux thermiques sont plus présents dans l'émail que dans la dentine à la vue de la fonte présente pour toutes les énergies dans l'émail. Cette augmentation de chaleur ainsi que sa diffusion semblent être dues à la constitution plus minérale de l'émail par rapport à la dentine³⁴.

La dentine, quant à elle, a une constitution plus organique engendrant une absorption plus rapide du laser et l'éjection de matière à des températures plus basses³⁵.

En tenant compte des observations en microscopies optiques, seuls les tirs dans la dentine à 1 μJ et 2 μJ n'ont pas provoqué d'effets thermiques notables comme la carbonisation, la fonte ou l'apparition de craquements.

On notera la différence entre la découpe nette et la bonne visibilité des tubulis dentinaires pour les ablations à 1 et 2 μJ , et l'aspect fondu, carbonisé et craquelé de la dentine à 3,2 μJ (Figure 10, images A et B).

Toujours dans la dentine, à mesure que l'on s'éloigne de la pulpe, on observe moins d'effet thermique (cf. Figure 7). Ceci peut s'expliquer par le fait que les tubulis dentinaires deviennent de plus en plus fins en se rapprochant de l'émail.

L'application de ce laser est par conséquent plus adaptée à l'ablation de dentine par induction de plasma sans effets collatéraux qu'à celle de l'émail dans les conditions de cette étude, en restant dans la limite de 2 μJ .

Comme le décrit Strassl dans « Ultrashort Laser Pulses in Dentistry »³⁶, l'énergie supplémentaire peut être déposée uniquement dans la couche mince de plasma par réflexion et donc augmenter la chaleur et ses effets. Cela se traduit visuellement dans la dentine en effet thermique, à savoir de façon graduelle : de la carbonisation, des craquements puis enfin de la fonte. Celle-ci a été retrouvée dans l'émail pour toutes les énergies utilisées, comme le démontre l'aspect blanc nacré au cœur du passage du faisceau en microscopie optique (cf. Figure 12) ou cet aspect de « lave refroidie » en microscopie électronique à balayage, bien visible dans la Figure 13, image D.

Pour une énergie de 2 μJ dans la dentine et de 3,2 μJ dans l'émail, nous avons constaté un dépôt de matière sur le côté droit avec une resolidification. Il semble que lorsque l'on augmente l'énergie appliquée, menant à de plus hautes températures, la quantité de matière resolidifiée près de la zone d'ablation augmente. Ceci pourrait être lié à l'effet bouclier du plasma créé, qui empêche la matière de quitter la zone d'ablation³⁷.

Par ailleurs dans l'émail, pour 1 μJ , la zone périphérique de la tranchée du tir décrit des trainées perpendiculaires qui semblent résulter de l'éjection centrifuge de matière. Ceci n'est pas retrouvé pour les énergies plus grandes, ce qui est cohérent avec cette théorie.

▪ Profondeur et vitesse d'ablation

À la manière d'un passage répété d'une fraise sur la surface d'une dent, nous pourrions être amenés à penser que la profondeur d'ablation liée au passage du laser devrait augmenter de façon linéaire en fonction du temps d'application ou du nombre de passages.

Pourtant, à la vue des courbes des graphiques, on constate une tendance générale à la diminution du taux d'ablation, un effet de saturation s'installant au fil des passages du faisceau laser sur la dent, aplanissant les courbes. Cette particularité est retrouvée dans de nombreuses études^{38,39,40}.

Cet effet de saturation peut être lié à de nombreux mécanismes :

- ⇒ Le plasma résultant de l'ablation bloquant la matière éjectée, celle-ci retourne au niveau de la surface irradiée, engendrant des grains visibles de matière resolidifiée et déposée. Ces petites sphères causées par les produits de l'ablation couvrant la surface induisent un angle d'interaction altéré avec le faisceau et par conséquent une baisse de l'absorption et de l'efficacité d'ablation⁴¹
- ⇒ Lizarelli et al.⁴² ont décrit une augmentation du ratio calcium-phosphate sur la surface irradiée de la dent au cours de l'ablation. Ce changement de constitution pourrait être à l'origine d'une perturbation dans le processus d'ablation.
- ⇒ Que ce soit au fil des passages avec un décalage infime de la platine (et donc du point d'impact du laser) pendant son trajet sur la surface de la dent, ou au sein d'un même passage à cause de l'hétérogénéité de la dent, l'effet d'ablation est inégal. En ajoutant à cela le fait que le faisceau possède une densité d'énergie plus faible à sa périphérie qu'au centre, l'ablation d'émail ou de dentine peut donner à la cavité une forme de cône inversé⁴³. Les pulses suivants vont donc rencontrer les parois de la cavité avec un angle très faible, diminuant ainsi l'énergie absorbée et la formation de plasma. Cette forme d'ablation est particulièrement retrouvée dans les interactions sans balayage spatial associé (cf. Figure 14).

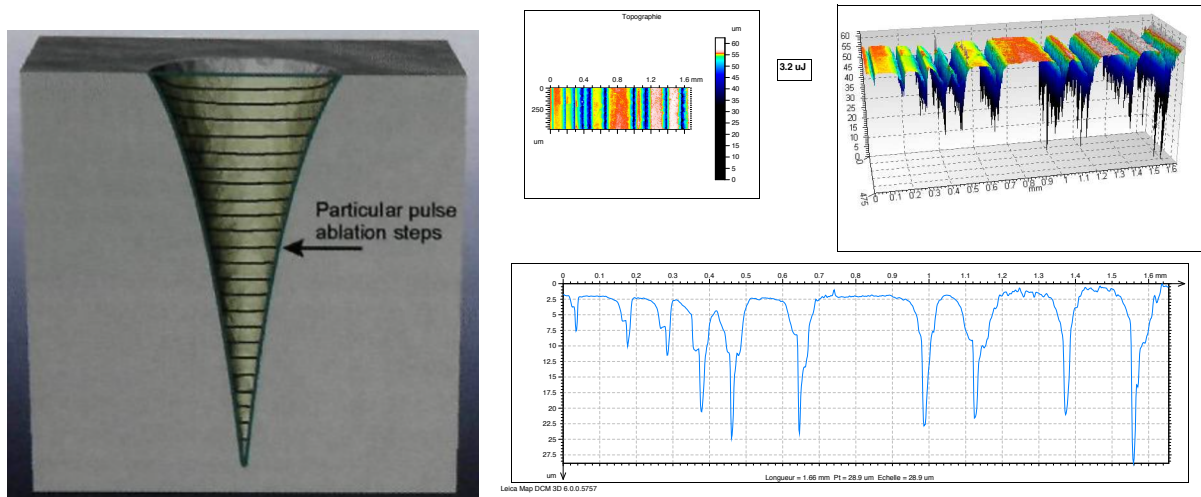


Figure 14 – À 3,2 μJ dans la dentine, on retrouve ce « cône inversé » (à gauche) en profilométrie et vue 3D (à droite)

- ⇒ Les tranchées générées de cette manière provoquent un autre phénomène physique : plus les cavités sont profondes, et plus elles agissent comme des guides d'ondes creux, ce qui donne lieu à la réflexion et à l'absorption de fractions de l'énergie d'impulsion sur les parois de la cavité.⁴⁴
- ⇒ Un autre mécanisme peut également être à l'origine de cette perte de vitesse d'ablation : l'abaissement du plan focal lors de l'ablation. En effet à mesure que la surface de la dent est éliminée, sa distance avec le plan focal augmente, augmentant en conséquence la taille du spot et donc diminuant la fluence. Ce principe a déjà été évoqué⁴⁵. Le fait d'incrémenter le plan focal par paliers (définis à l'avance) au fil des passages du laser permet d'obtenir une relation plus linéaire entre l'ablation et le nombre de passages ainsi qu'un pourcentage d'erreur très faible.

Les paramètres étudiés soulèvent le point négatif de l'ablation de dentine ou d'émail avec ce laser picoseconde dans notre étude. Comparé à l'ablation avec une fraise conventionnelle, il s'avère être la vitesse d'ablation. Connaissant la profondeur, la largeur ablatée grâce la profilométrie, ainsi que la longueur du tir (5 mm) à la vitesse de balayage choisie (5 mm/s), une approximation de la vitesse d'ablation peut être faite :

$$V = \frac{v}{t} = \frac{P \times L \times l}{t}$$

V : vitesse d'ablation

v : volume ablaté

t : temps de tir

P : profondeur

L : longueur du tir

l : largeur du tir

Cette formule reste une forte approximation, sous-entendant que la profondeur atteinte a été la même tout le long du tir, et donnant une forme de parallélépipède rectangle à la gravure.

Ainsi dans les configurations optimales n'ayant pas entraîné d'effets thermiques notoires (1 et 2 μJ dans la dentine), la vitesse d'ablation a été au maximum de 0,005 mm^3/min .

Avec un faisceau de 3,2 μJ , dans la dentine la vitesse a atteint 0,06 mm^3/min , et dans l'émail 0,0075 mm^3/min , avec toutes les manifestations des effets thermiques associés.

Ceci reste pour l'instant trop lent pour envisager une utilisation clinique manuelle.

Toutefois plusieurs autres paramètres pourraient être étudiés pour espérer une amélioration de cette vitesse :

- ⇒ L'utilisation de dentine ou d'émail cariés au lieu d'un tissu dentaire sain. La vitesse d'ablation serait dix fois plus grande dans un émail carié que dans un émail sain⁴⁶.
- ⇒ La vitesse de balayage. Le balayage est d'une grande importance. Ici à 5 mm/s, une augmentation de la vitesse de balayage implique une meilleure interaction avec la matière, ainsi qu'une phase réduite d'élévation de la température⁴⁷. Un tir laser répété au même spot mène à une mauvaise distribution de la chaleur et une forme de la cavité inadéquate⁴⁸.
- ⇒ L'utilisation d'un spray réfrigérant⁴⁹. Dans cette étude nous n'avons pas associé le faisceau laser à un spray d'air ou d'eau⁵⁰, utilisé en système réfrigérant pour contrôler l'élévation de la température. Il serait intéressant

de voir l'évolution de l'ablation en fonction du temps d'exposition et l'apparition d'effet thermique lors de l'application d'un spray. Le spray d'air serait d'ailleurs plutôt recommandé car selon Kohns, Zhou et Stormann⁵¹, l'utilisation d'un spray d'eau provoque l'absorption du rayonnement dans un mince filet d'eau à la surface de la dent.

⇒ L'abaissement de la durée d'impulsion.

⇒ L'abaissement du plan focal au fil de l'ablation.

⇒ La fréquence. Bien que bloquée dans cette étude à 50 kHz, la fréquence pourrait également être un paramètre clé. Son ralentissement permettrait théoriquement une meilleure relaxation thermique mais aussi, sûrement, une efficacité plus faible.

2.4 Conclusion

La technologie Laser et ses évolutions sont devenues omniprésentes : ordinateurs, systèmes de communication, de l'industrie à la recherche en passant par la médecine ou même l'art. Les progrès technologiques considérables de ces dernières décennies ont pu faire baisser la durée d'impulsion pour obtenir des faisceaux capables de découper la matière sans émission de chaleur.

Dans cette étude, nous avons caractérisé l'ablation d'émail et de dentine sains par une source laser à impulsions picosecondes. Avec un balayage à 5 mm/s et une fréquence à 50 kHz, les résultats dans la dentine ont montré une ablation nette, bien définie, reproductible et sans effet thermique pour des énergies inférieures ou égales à 2 μ J. Au-delà, de la carbonisation, des craquements, et de la fonte se sont révélés à la surface de la dent.

Dans l'émail, malgré l'absence de craquements et une découpe précise, le passage du laser a provoqué un constant phénomène de fonte, témoignant d'une élévation de la température, ainsi que des profondeurs d'ablation plus faibles que dans la dentine.

Globalement, avec les paramètres utilisés dans cette étude, l'ablation est encore trop lente, même dans la dentine, pour être adaptée en clinique et envisager, par exemple, son utilisation en odontologie conservatrice dans le traitement de caries et de sillons ou en prothèse dans la préparation de congés. De nouvelles recherches modulant d'autres paramètres, comme la fréquence, la vitesse de balayage, l'utilisation d'un spray réfrigérant ou l'utilisation d'émail ou de dentine cariés se doivent d'être réalisées pour pouvoir imaginer remplacer définitivement nos traditionnelles fraises par un faisceau laser.

2.5 Bibliographie

- ¹ Peter Kohns, Ping Zhou, and Reinhard Störmann, 'Effective Laser Ablation of Enamel and Dentine without Thermal Side Effects', *Journal of Laser Applications* 9, no. 3 (1997): 171, doi:10.2351/1.4745457.
- ² Rosane de F.Z. Lizarelli, Lilian T. Moriyama, and Vanderlei S. Bagnato, 'Ablation Rate and Micromorphological Aspects with Nd:YAG Picosecond Pulsed Laser on Primary Teeth', *Lasers in Surgery and Medicine* 31, no. 3 (September 2002): 177–85, doi:10.1002/lsm.10092.
- ³ Lei Wang et al., 'An Automatic Robotic System for Three-Dimensional Tooth Crown Preparation Using a Picosecond Laser', *Lasers in Surgery and Medicine* 46, no. 7 (September 2014): 573–81, doi:10.1002/lsm.22274.
- ⁴ Julien KUHN, 'LES INDICATIONS DES LASERS EN MEDECINE DENTAIRE', Avril 2010.
- ⁵ MORITZ, A., 'Advantages of a Pulsed CO2 Laser in Direct Pulp Capping: A Long-Term in Vivo Study. *Lasers Surg. Med.*, 1998, 22', n.d., p288–93.
- ⁶ Mario Bertolotti, *The History of the Laser*, IoP, 2004.
- ⁷ Mario Bertolotti, *The History of the Laser*, IoP, 2004.
- ⁸ MORITZ, A., 'Advantages of a Pulsed CO2 Laser in Direct Pulp Capping: A Long-Term in Vivo Study. *Lasers Surg. Med.*, 1998, 22'.
- ⁹ Markolf H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*, 3rd, enlarged ed, Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering (Berlin ; New York: Springer, 2004).
- ¹⁰ Ibid.
- ¹¹ Ibid.
- ¹² Ibid.
- ¹³ 'Les Quatre Mécanismes D'interaction Laser - Tissus Vivants, J. M. Brunetaud', n.d.
- ¹⁴ MORITZ, A., 'Advantages of a Pulsed CO2 Laser in Direct Pulp Capping: A Long-Term in Vivo Study. *Lasers Surg. Med.*, 1998, 22'.
- ¹⁵ Niemz, *Laser-Tissue Interactions* (2004).
- ¹⁶ 'Les Quatre Mécanismes D'interaction Laser - Tissus Vivants, J. M. Brunetaud'.
- ¹⁷ Niemz, *Laser-Tissue Interactions* (2004).

¹⁸ *Ibid.*

¹⁹ *Ibid.*

²⁰ Wang et al., 'An Automatic Robotic System for Three-Dimensional Tooth Crown Preparation Using a Picosecond Laser'.

²¹ Niemz, *Laser-Tissue Interactions* (2004).

²² *Ibid.*

²³ *Ibid.*

²⁴ M.L. Wolbarsht, *Laser Applications in Medicine and Biology, Volume 5* (Springer Science & Business Media, n.d.).

²⁵ Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli and Vanderlei Salvador Bagnato, 'Class V Micropreparation Using Picosecond Nd: YAG Pulsed Laser: Micromorphological and Chemical Evaluation.', *Journal of Oral Laser Applications* 2, no. 2 (2002).

²⁶ Stern, D. et al., 'Corneal Ablation by Nanosecond, Picosecond, and Femtosecond Lasers at 532 and 625 Nm. *Arch. Ophthalmol.* 107, 587–592 (1989).', n.d.

²⁷ Steinert RF, Puliafito CA, Kittrell C., 'Plasma Shielding by Q-Switched and Mode-Locked Nd-YAG Lasers, 1983', n.d.

²⁸ Roger F. Steinert, Carmen A. Puliafito, *The Nd-YAG Laser in Ophthalmology.* (1985), n.d.

²⁹ 'Les Quatre Mécanismes D'interaction Laser - Tissus Vivants, J. M. Brunetaud'.

³⁰ Martin Strassl, Anton Kasenbacher, and Ernst Wintner, 'Ultrashort Laser Pulses in Dentistry.', *Journal of Oral Laser Applications* 2, no. 4 (2002)

³¹ MORITZ, A., 'Advantages of a Pulsed CO2 Laser in Direct Pulp Capping: A Long-Term in Vivo Study. *Lasers Surg. Med.*, 1998, 22'.

³² R. F. Lizarelli et al., 'Characterization of Enamel and Dentin Response to Nd:YAG Picosecond Laser Ablation', *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 17, no. 3 (June 1999): 127–31, doi:10.1089/clm.1999.17.127.

³³ Yuchun Sun et al., 'Method to Control Depth Error When Ablating Human Dentin with Numerically Controlled Picosecond Laser: A Preliminary Study', *Lasers in Medical Science* 30, no. 5 (July 2015): 1435–41, doi:10.1007/s10103-014-1596-2.

³⁴ Lizarelli, Moriyama, and Bagnato, 'Ablation Rate and Micromorphological Aspects with Nd'.

³⁵ *Ibid.*

³⁶ Strassl, Kasenbacher, and Wintner, 'Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. (2002)'.

³⁷ Lizarelli, Moriyama, and Bagnato, 'Ablation Rate and Micromorphological Aspects with Nd'.

³⁸ *Ibid.*

³⁹ Sun et al., 'Method to Control Depth Error When Ablating Human Dentin with Numerically Controlled Picosecond Laser'.

⁴⁰ Strassl, Kasenbacher, and Wintner, 'Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. (2002)'.

⁴¹ Lizarelli, Moriyama, and Bagnato, 'Ablation Rate and Micromorphological Aspects with Nd'.

⁴² de Fátima Zanirato Lizarelli and Bagnato, 'Class V Micropreparation Using Picosecond Nd'.

⁴³ Strassl, Kasenbacher, and Wintner, 'Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. (2002)'.

⁴⁴ *Ibid.*

⁴⁵ Sun et al., 'Method to Control Depth Error When Ablating Human Dentin with Numerically Controlled Picosecond Laser'.

⁴⁶ M. H. Niemz, 'Cavity Preparation with the Nd: YLF Picosecond Laser', *Journal of Dental Research* 74, no. 5 (1995): 1194–99.

⁴⁷ Marina Stella Bello-Silva et al., 'Precise Ablation of Dental Hard Tissues with Ultra-Short Pulsed Lasers. Preliminary Exploratory Investigation on Adequate Laser Parameters', *Lasers in Medical Science* 28, no. 1 (January 2013): 171–84, doi:10.1007/s10103-012-1107-2.

⁴⁸ Strassl, Kasenbacher, and Wintner, 'Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. (2002)'.

⁴⁹ Michele Sozzi et al., 'Dental Ablation with 1064 Nm, 500 Ps, Diode Pumped Solid State Laser: A Preliminary Study', *Laser Therapy* 22, no. 3 (2013): 195.

⁵⁰ *Ibid.*

⁵¹ Kohns, Zhou, and Störmann, 'Effective Laser Ablation of Enamel and Dentine without Thermal Side Effects'.

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Clément Hucbourg, le 30/05/2017

Thèse pour l'obtention du DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE 2017 – n°44

Odontologie - Conservatrice - Endodontie

Caractérisation de l'ablation de l'émail et de la dentine par une nouvelle source laser picoseconde

Résumé :

Les lasers à impulsions femtosecondes permettent aujourd'hui l'ablation d'émail et de dentine, sans effets thermiques et mécaniques associés, grâce au processus d'ablation par induction de plasma. Mais qu'en est-il des lasers à impulsions picosecondes, qui possèdent des propriétés optiques et physiques proches, ainsi qu'un coût bien moins élevé ?

Dans cette étude, des impulsions de 5 picosecondes ont été appliquées à la surface d'émail et de dentine sains, avec une fréquence de 50 kHz, pour une longueur d'onde de 532 nm. L'énergie, la vitesse de balayage ainsi que le nombre de passages sur la surface dentaire ont été modulés.

Par le biais de microscopies optiques, profilométries et microscopies électroniques à balayage, les résultats dans la dentine ont montré une ablation nette, bien définie, reproductible et sans effets thermiques pour des énergies inférieures ou égales à 2 μ J, avec un balayage de 5 mm/s. Dans l'émail, de la fonte fut toujours retrouvée, témoignant d'une trop importante élévation de la température.

De nouvelles recherches modulant d'autres paramètres comme la fréquence, l'utilisation d'un spray réfrigérant ou l'utilisation d'émail et de dentine cariés, pourraient améliorer l'efficacité d'ablation, et permettre d'envisager l'ajout de ce laser dans l'arsenal thérapeutique du dentiste.

Mots-clés : laser ; picoseconde ; femtoseconde ; émail ; dentine ; ablation ; effet thermique

Abstract :

Nowadays, femtosecond lasers allow enamel and dentin removal without any thermal or mechanical effects, thanks to the plasma-induced ablation process. But what about picosecond lasers, which possess close optical and physical properties, as well as a much lower cost?

In this study, 5 ps pulses were applied on healthy enamel and dentin at a frequency of 50 kHz and a wavelength of 532 nm. Energy, scanning speed and number of repeated passages on the dental surface were modulated.

Through optical microscopy, profilometry and scanning electron microscopy, the results in dentin showed a clear, well defined, reproducible and non-thermal ablation for energies less than or equal to 2 μ J with a scanning of 5 mm/s. In enamel, melting has always been found, proving an excessively increase of temperature.

New research that modulates other parameters such as frequency, use of a refrigerant spray, or use of decayed enamel and dentin, could improve ablation efficiency and help consider using this laser in dentistry.

Key-words : laser ; picosecond ; femtosecond ; enamel ; dentin ; ablation ; thermal effect

Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

16 – 20 Cours de la Marne,

33082 BORDEAUX CEDEX