

Année 2020

N° 3603

**APPORTS DU LASER DANS LES
THÉRAPEUTIQUES DE COIFFAGE PULPAIRE
DIRECT DE LA DENT PERMANENTE MATURE**

THÈSE POUR LE DIPLOME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée
et soutenue publiquement par

de COURTILLOLES d'ANGLEVILLE Fanny
née le 22/03/1994

le jeudi 30 janvier 2020 devant le jury ci-dessous :

Président : Madame le Professeur Fabienne PEREZ

Assesseur : Monsieur le Docteur Alexis GAUDIN

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Davy AUBEUX

Co-directeur de thèse : Monsieur le Professeur Zahi BADRAN

UNIVERSITE DE NANTES	
<u>Président</u> Pr LABOUX Olivier	
 <small>UNIVERSITY OF NANTES</small>	
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
<u>Doyen</u> Pr GIUMELLI Bernard	
 <small>Faculté de Chirurgie Dentaire UNIVERSITE DE NANTES</small>	
<u>Assesseurs</u> Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte M. AMOURIQ Yves M. BADRAN Zahi M. GIUMELLI Bernard M. LE GUEHENNEC Laurent	M. LESCLOUS Philippe Mme PEREZ Fabienne M. SOUEIDAN Assem M. WEISS Pierre
PROFESSEURS DES UNIVERSITES	
M. BOULER Jean-Michel	
MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES	
Mme VINATIER Claire	
PROFESSEURS EMERITES	
M. BOHNE Wolf	M. JEAN Alain
ENSEIGNANTS ASSOCIES	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)
MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.
M. AMADOR DEL VALLE Gilles M. ARMENGOL Valérie Mme BLERY Pauline M. BODIC François Mme CLOITRE Alexandra Mme DAJEAN-TRUDAUD Sylvie M. DENIS Frédéric Mme ENKEL Bénédicte M. GAUDIN Alexis M. HOORNAERT Alain Mme HOUCHMAND-CUNY Madline Mme JORDANA Fabienne M. KIMAKHE Saïd M. LE BARS Pierre Mme LOPES-CAZAUX Serena M. NIVET Marc-Henri M. PRUD'HOMME Tony Mme RENARD Emmanuelle M. RENAUDIN Stéphane Mme ROY Elisabeth M. STRUILLOU Xavier M. VERNER Christian	M. ALLIOT Charles M. AUBEUX Davy Mme ARRONDEAU Mathilde Mme BARON Charlotte Mme BEURAIN-ASQUIER Mathilde M. BOUCHET Xavier M. FREUCHET Erwan M. GUIAS Charles Mme HASCOET Emilie M. HIBON Charles M. HUGUET Grégoire M. KERIBIN Pierre M. OUVRARD Pierre M. RETHORE Gildas M. SARKISSIAN Louis-Emmanuel M. SERISIER Samuel
PRATICIENS HOSPITALIERS	
Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Mme BRAY Estelle (Praticien Hospitalier Attaché) Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier Attaché)	Mme QUINSAT Victoire (Praticien Hospitalier Attaché) Mme RICHARD Catherine (Praticien Hospitalier Attaché) Mme HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel)

Mise à jour le 12/12/2019

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur
donner aucune approbation, ni improbation.**

A Madame le Professeur Fabienne PEREZ

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des Centres de Soins d’Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l’Université de Toulouse 3

Habilité à Diriger les Recherches

Chef du département d’Odontologie Conservatrice – Endodontie

Chef du Service d’Odontologie Conservatrice et Pédiatrique

- NANTES -

Pour m’avoir fait l’honneur de présider ce jury,

Pour la qualité de vos enseignements en odontologie conservatrice et endodontie,

Pour votre exigence,

Veillez trouver ici l’expression de mon plus grand respect et de toute ma reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Davy AUBEUX

Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires
Département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie

- NANTES -

*Pour avoir accepté de diriger cette thèse,
Pour être l'initiateur de ce sujet,
Pour votre investissement, votre réactivité et votre écoute,
Pour votre pédagogie et vos enseignements en odontologie conservatrice et endodontie,
Vous trouverez ici le témoignage de ma sincère reconnaissance.*

A Monsieur le Professeur Zahi BADRAN

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des Centres de Soins d’Enseignement et de
Recherche Dentaires

Docteur de l’Université de Nantes

Habilité à Diriger les Recherches

Département de Parodontologie

- NANTES -

Pour avoir accepté de co-diriger cette thèse,

Pour votre disponibilité, votre dynamisme et votre gentillesse,

Pour vos enseignements en parodontologie,

Veillez trouver ici l’expression de mes sincères remerciements et le témoignage de mon amitié.

A Monsieur le Docteur Alexis GAUDIN

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des Centres de Soins d’Enseignement
et de Recherche Dentaires
Docteur de l’Université de Nantes
Ancien Interne des Hôpitaux de Toulouse
Département Odontologie Conservatrice – Endodontie

- NANTES -

*Pour avoir accepté de siéger au sein de ce jury de thèse,
Pour vos enseignements en odontologie conservatrice et endodontie,
Pour votre disponibilité,
Veuillez trouver ici mes sincères remerciements.*

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	11
1. LE LASER	12
1.1. Historique	12
1.2. Bases physiques	12
1.2.1. La lumière	12
1.2.2. Le rayonnement laser	12
1.2.3. Puissance et énergie.....	13
1.2.4. La fluence.....	14
1.3. Principes du LASER	14
1.3.1. 3 éléments de base.....	14
1.3.1.1. Milieu actif	14
1.3.1.2. Cavité résonnante	14
1.3.1.3. Pompage	14
1.3.2. Conditions de survenue d'une émission stimulée.....	14
1.3.3. L'amplification lumineuse.....	15
1.3.3.1. Mode continu	15
1.3.3.2. Mode pulsé	15
1.3.4. Mode de transmission	15
1.3.5. Interactions tissus – rayonnement laser.....	15
1.3.5.1. Réflexion	16
1.3.5.2. Transmission.....	16
1.3.5.3. Diffusion.....	16
1.3.5.4. Absorption	16
1.4. Effets tissulaires de l'absorption du faisceau laser	17
1.4.1. Effet photo-ablatif	17
1.4.2. Effet photo-thermique	17
1.4.2.1. La vasodilatation.....	17
1.4.2.2. La coagulation	17
1.4.2.3. La carbonisation.....	17
1.4.3. Effet photochimique	18
1.4.4. Effet de photo-stimulation	18
1.4.5. Effet mécanique	18
1.5. Classification des lasers	18
1.6. Normes de sécurité	19
1.6.1. Risques	19
1.6.2. Réglementation.....	19
2. LES THERAPEUTIQUES DE COIFFAGE	21
2.1. Le complexe dentino-pulpaire	21
2.1.1. La dentine.....	21
2.1.1.1. Description générale.....	21
2.1.1.2. Les différents types de dentine	22
2.1.1.2.1. La dentine primaire	22
2.1.1.2.2. La dentine secondaire.....	22
2.1.1.2.3. La dentine tertiaire.....	22
2.1.2. La pulpe	23
2.1.2.1. Description générale.....	23
2.1.2.2. Structure	23
2.1.2.2.1. La couche odontoblastique	23
2.1.2.2.2. La couche acellulaire de Weil.....	23
2.1.2.2.3. La couche de Höhl ou zone riche en cellules	24
2.1.2.2.4. La pulpe proprement dite	24

2.1.2.3.	Fonctions	24
2.1.2.4.	Diminution du potentiel réparateur	24
2.1.3.	Classification des pathologies pulpaire	24
2.1.4.	Intérêt de conserver la vitalité pulpaire	25
2.2.	Le coiffage pulpaire direct	25
2.2.1.	Principe	26
2.2.2.	Indications / contre-indications du coiffage pulpaire direct	26
2.2.3.	Matériaux habituellement utilisés	26
2.2.3.1.	Hydroxyde de calcium	27
2.2.3.1.1.	Généralités	27
2.2.3.1.2.	Propriétés	27
2.2.3.2.	Les ciments tricalciques	28
2.2.3.2.1.	Le Mineral Trioxide Aggregate (MTA)	28
2.2.3.2.1.1.	Généralités	28
2.2.3.2.1.2.	Propriétés	28
2.2.3.2.2.	La Biodentine™	29
2.2.3.2.2.1.	Généralités	29
2.2.3.2.2.2.	Propriétés	29
3.	LASER ET COIFFAGE PULPAIRE	31
3.1.	Analyse critique de la littérature	31
3.1.1.	Matériel et Méthode	31
3.1.2.	Analyse descriptive des articles	32
3.2.	Discussion	34
3.2.1.	Les différents lasers utilisés en coiffage pulpaire	34
3.2.1.1.	Laser CO ₂	34
3.2.1.2.	Laser Er :YAG	35
3.2.1.3.	Laser Er, Cr :YSGG	35
3.2.1.4.	Laser Nd :YAG	35
3.2.1.5.	Laser diode	36
3.2.1.6.	Tableau récapitulatif des lasers utilisés en coiffage pulpaire direct	37
3.2.2.	Protocole opératoire du coiffage pulpaire direct assisté par LASER	37
3.2.3.	Présentation d'un cas clinique de coiffage pulpaire direct assisté par laser Er, Cr :YSGG (88)	40
3.2.4.	Effets du laser sur la pulpe	41
3.2.4.1.	Décontamination	41
3.2.4.2.	Hémostase et coagulation	42
3.2.4.3.	Biostimulation	43
3.2.5.	Épidémiologie et taux de succès des thérapeutiques de coiffage pulpaire direct assistées par LASER	44
3.2.5.1.	Laser et hydroxyde de calcium	44
3.2.5.1.1.	Études chez l'Homme	44
3.2.5.1.2.	Études chez l'animal	44
3.2.5.1.3.	Études histologiques	45
3.2.5.2.	Laser et MTA	45
3.2.5.2.1.	Études chez l'Homme	45
3.2.5.2.2.	Études chez l'animal	45
3.2.5.2.3.	Études histologiques	46
3.2.5.3.	Laser et CVI MAR	46
3.2.5.3.1.	Études chez l'Homme	46
3.2.5.3.2.	Études chez l'animal	46
3.2.5.3.3.	Études histologiques	46
3.2.5.4.	Laser et système adhésif	46
3.2.5.4.1.	Études chez l'Homme	46
3.2.5.4.2.	Études chez l'animal	46
3.2.5.4.3.	Études histologiques	47
3.2.5.5.	Laser et absence de matériau de coiffage	47
3.2.5.5.1.	Études chez l'Homme	47
3.2.5.5.2.	Études chez l'animal	47
3.2.5.5.3.	Études histologiques	48

3.2.6. Limites.....	48
CONCLUSION	50
LISTE DES ABREVIATIONS.....	51
BIBLIOGRAPHIE	52
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	61
ANNEXES.....	63

INTRODUCTION

Les lasers sont de plus en plus présents et utilisés aujourd'hui dans les cabinets dentaires. Toutefois ils ne sont pas pour autant récents. En effet, les premières études *in vitro* étudiant les effets du LASER en odontologie remontent aux années 1960. Les premières études cliniques remontent quant à elles aux années 1980 (1). Malgré tout, aux yeux du patient, ils apportent toujours une certaine modernité au cabinet.

De nos jours, les lasers trouvent leurs indications en parodontologie, orthodontie, implantologie, endodontie et odontologie conservatrice. Cependant, l'analyse de la littérature révèle encore que leur efficacité et leur utilité restent fortement discutées.

Pour certains auteurs, le coiffage pulpaire, direct ou indirect, marque la limite entre les traitements conservateurs et endodontiques. Cette thérapeutique a été introduite pour la première fois en 1975 par Philip PFAFF et a connu son lot de succès et d'échecs suivant l'indication, le protocole et les matériaux utilisés. Toutefois, différents matériaux ont été développés au fil du temps (hydroxyde de calcium, MTA, Biodentine) afin de permettre une meilleure cicatrisation pulpaire et préserver au mieux la vitalité de la dent (2).

Certains auteurs ont essayé de coupler les propriétés du LASER à cette thérapeutique bio-conservatrice afin d'en améliorer les résultats.

Ce travail de thèse a pour objectif, dans un premier temps, de rappeler les grands principes physiques du laser. Nous aborderons ensuite quelques notions histo-physiologiques du complexe dentino-pulpaire ainsi que les conséquences générales des thérapeutiques de coiffage pulpaire direct sur ce complexe.

Dans un second temps, à partir d'une analyse de la littérature, nous étudierons les différents effets des lasers sur la pulpe et tenterons de déterminer si les lasers permettent d'améliorer les résultats des thérapeutiques de coiffage pulpaire direct sur les dents permanentes matures.

1. LE LASER

1.1. Historique

Les lasers que nous connaissons et utilisons au sein de nos cabinets dentaires sont le résultat de décennies de recherche. Le mot LASER est un acronyme de l'anglais *light amplification by stimulated emission of radiation*, « amplification de la lumière par l'émission stimulée de rayonnement » (3). Leur conception est basée sur des théories de la mécanique quantique du physicien Nils BOHR datant du début des années 1900. De plus, les théories atomiques de Albert EINSTEIN publiées en 1917 peuvent être considérées comme le fondement de la technologie Laser (4). Il aura ensuite fallu attendre 1960 pour que le physicien américain Theodore MAIMAN crée le premier laser à rubis (5). En 1961, JAVAN et BENNETT présentent le premier laser à gaz (hélium et néon). 1964 voit la naissance du laser dioxyde de carbone par Kumar PATEL et du laser à Argon par le laboratoire de recherches Hughes (6,7). Le laser à excimère voit le jour en 1982, suivi en 1991 par le laser Erbium : YAG. Historiquement, le premier laser à avoir été commercialisé pour une utilisation intra-orale était le laser au dioxyde de carbone. Dans les années 1990, la FDA (Food and Drug Administration) autorise l'utilisation du laser Nd :YAG développé par MYERS & MYERS pour une utilisation intra-buccale. Celui-ci sera reconnu comme le premier laser conçu spécifiquement pour la dentisterie (8–10).

1.2. Bases physiques

1.2.1. La lumière

La lumière est une onde électromagnétique à spectre visible par l'œil humain. Elle se situe entre 380 nm et 780 nm. La lumière ordinaire est incohérente, multi-chromatique et multi-directionnelle (3,9,11–13).

1.2.2. Le rayonnement laser

Le rayonnement laser émet dans le domaine des rayonnements optiques : ultra-violet, visible ou infrarouge. La lumière laser appartient donc au spectre visible ou invisible et se déplace à la manière d'une onde (14). Une onde de photon est définie par deux propriétés de base : l'amplitude qui donne la mesure de la quantité d'énergie, et la longueur d'onde qui est la distance entre deux points correspondants sur l'onde (3,9).

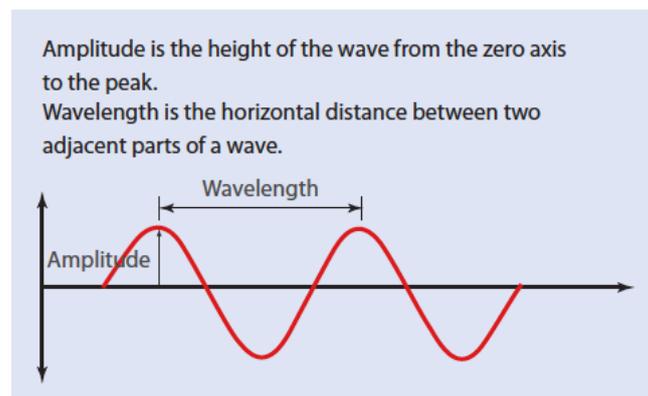


Figure 1 : Représentation d'une onde électromagnétique montrant l'amplitude et la longueur d'onde(15)

Le faisceau laser est la transformation d'une énergie électrique en énergie lumineuse particulière caractérisée par :

- sa mono-chromaticité : le rayonnement laser a une longueur d'onde unique définie.
- une cohérence spatiale : les ondes vont dans la même direction et sont de faible divergence. Le faisceau émis a une taille et une forme constante.
- une cohérence temporelle : toutes les ondes émises sont en phase. Les ondes lasers produites sont physiquement identiques. Elles ont une amplitude et une fréquence identiques.

Ce rayonnement cohérent électromagnétique, non ionisant, est une forme d'énergie intense qui, dirigée sur des tissus cibles, peut être partiellement ou totalement absorbée (9,11).

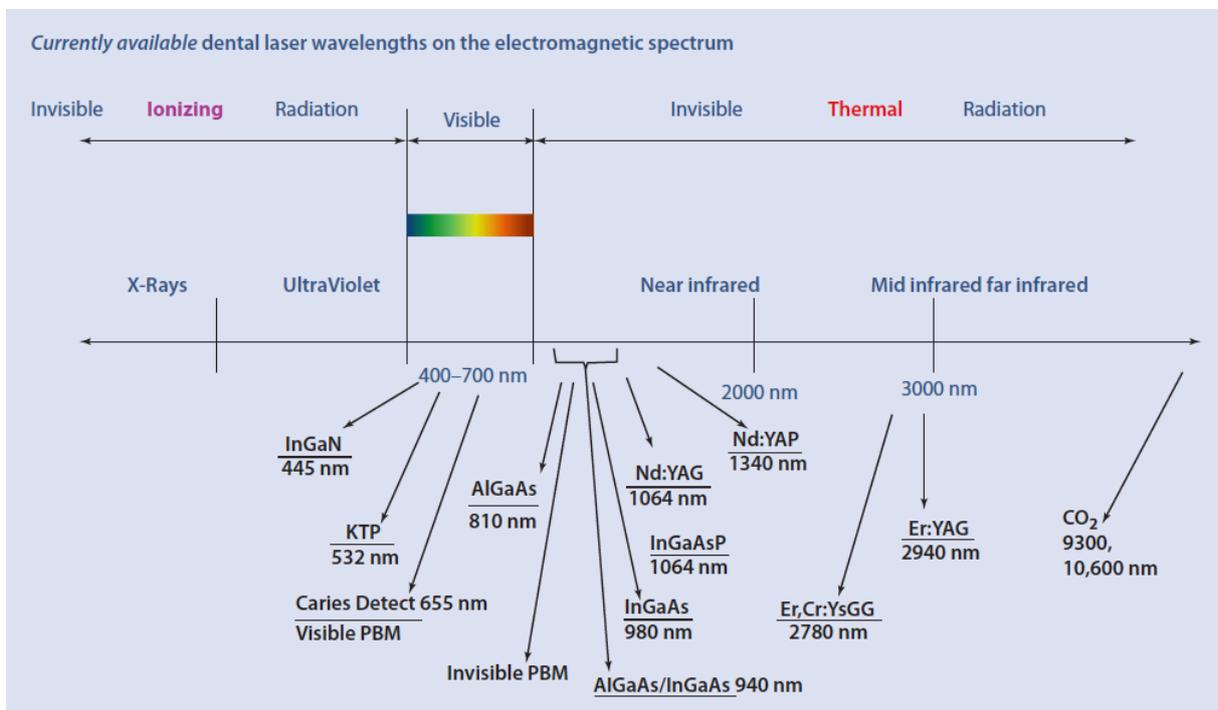


Figure 2 : Longueurs d'ondes des différents lasers dentaires actuellement disponibles sur le spectre électromagnétique (15)

1.2.3. Puissance et énergie

La puissance P est exprimée en Watt (W), « c'est le quotient de l'énergie échangée par un corps avec d'autres corps, par le temps que dure cette puissance. » (16). L'énergie (en Joules) est la quantité de photons cédée aux tissus cibles. Les lasers ont une excellente concentration d'énergie et ont donc un effet de ciblage tissulaire (9).

La puissance et l'énergie sont liées par la notion de temps d'application : $1W=1J/seconde$. Que l'on utilise le mode continu, découpé ou pulsé, à puissance égale et temps d'application identique, la quantité d'énergie cédée aux tissus cibles peut être très différente (8).

Le réglage de la puissance du laser conditionne une énergie plus ou moins forte reçue par les tissus.

Deux autres paramètres découlent de cette notion de puissance :

- La densité de puissance : puissance appliquée à une surface et donc à la capacité du système à transmettre de l'énergie à un volume donné. Elle s'exprime en Watt/cm².
- La puissance de crête : puissance instantanée lors d'une impulsion. Elle se calcule en divisant l'énergie (J) par la durée de l'impulsion (11,15).

1.2.4. La fluence

La fluence est la mesure de l'énergie reçue par unité de surface de tissu cible en un temps donné. Elle est exprimée en Joules par cm^2 . Elle détermine l'effet du faisceau laser sur les tissus cibles. Elle est également appelée énergie de densité (11,15).

1.3.Principes du LASER

1.3.1. 3 éléments de base

1.3.1.1. Milieu actif

Le milieu actif du laser peut être : gazeux, solide, liquide ou semi-conducteur. Ce milieu contient des atomes, des ions ou des molécules, qui, une fois excités par la source de pompage vont produire une inversion de population pour créer l'émission stimulée des photons dans la cavité résonnante (9,11).

1.3.1.2. Cavité résonnante

La cavité résonnante, aussi appelée résonateur optique, amplifie l'énergie lumineuse du laser en permettant aux photons de faire de nombreux allers retours entre les miroirs qui la constituent. Le miroir avant laissera sortir les photons strictement parallèles qui seront ensuite envoyés vers une lentille de focalisation afin d'être concentrés dans un système de transmission. L'orifice de sortie peut être ouvert ou fermé par un obturateur de faisceau (9,11).

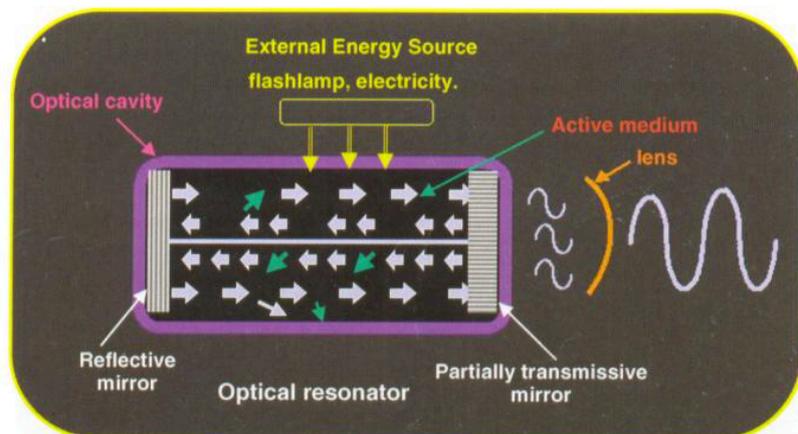


Figure 3 : Cavité résonnante d'un laser (9)

1.3.1.3. Pompage

Le système de pompage constitue un apport d'énergie, électrique ou lumineux, continu permettant de stimuler le milieu actif. L'énergie apportée doit être suffisante en quantité et en durée pour créer une inversion de population (9,11).

1.3.2. Conditions de survenue d'une émission stimulée

Le principe d'émission stimulée a été découvert par EINSTEIN en 1917. Le système de pompage stimule le milieu actif, ce qui excite les éléments qui le constituent et fait passer les atomes d'un état stable à un état excité. Lorsque le nombre d'électrons à l'état de forte énergie est supérieur au nombre d'électrons à l'état de faible énergie, il se crée le phénomène d'inversion de population (4). On observe une amplification du phénomène au sein de la cavité résonnante et le faisceau est ensuite collimaté par la lentille de focalisation (11). Etant donné que le processus n'est pas

efficace à 100% et qu'une partie de l'énergie est convertie en chaleur, il est nécessaire de disposer d'un système de refroidissement (9).

1.3.3. L'amplification lumineuse

1.3.3.1. Mode continu

L'émission d'ondes continues signifie que l'énergie laser est émise continuellement lorsque le laser est allumé. Ces lasers ont un système de pompage continu constant. Les tissus cibles reçoivent donc une énergie constante pouvant conduire à une augmentation thermique plus ou moins importante suivant la puissance initiale du faisceau laser (11,15).

Le faisceau peut aussi être découpé avec la présence d'un obturateur mécanique. La source de pompage excite alors en continu le milieu actif mais l'énergie est ensuite découpée avec des temps de repos plus ou moins longs selon les réglages de l'obturateur. Le faisceau découpé permet une relaxation thermique des tissus (11).

1.3.3.2. Mode pulsé

Le système de pompage excite le milieu actif par impulsions et non en continu. La création de l'émission stimulée se fait directement par mode pulsé. Le système de transmission reçoit donc un faisceau pulsé. La fréquence des impulsions ainsi que le temps de repos entre celles-ci vont influencer l'augmentation thermique des tissus cibles et l'effet obtenu sur ces tissus (11).

1.3.4. Mode de transmission

La transmission du faisceau laser peut se faire :

- Par bras articulé : tube creux flexible, doté d'une succession de miroirs et relié à une pièce à main. Il n'y a pas de contact direct entre la pièce à main et le tissu cible. Le praticien a la possibilité d'ajouter un embout accessoire afin d'utiliser le laser au contact des tissus. C'est un système encombrant et fragile (9,11).
- Par fibre optique : il s'agit d'un câble de fibre optique en verre de différents diamètres allant de 200 à 1000 μm . Cette fibre s'articule à une pièce à main avec ou sans embout. Elle peut donc être utilisée avec ou sans contact des tissus cibles. Ce système est plus ergonomique (9,11).

1.3.5. Interactions tissus – rayonnement laser

Les propriétés optiques des éléments tissulaires déterminent la nature et l'étendue de la réponse tissulaire à travers les processus d'absorption, de transmission, de réflexion et de diffusion du faisceau laser. L'étendue de l'interaction sera proportionnelle au niveau d'absorption de la longueur d'onde par le tissu (17).

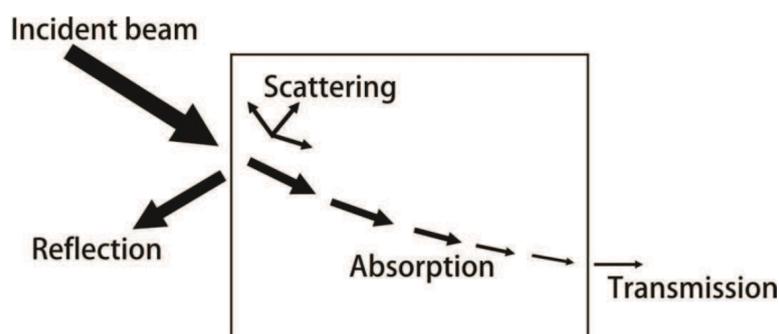


Figure 4 : Schéma montrant les interactions laser – tissu possibles (18)

1.3.5.1. Réflexion

Le rayonnement incident peut être plus ou moins réfléchi au contact des tissus cibles. Le changement de direction de l'onde reste dans le milieu de propagation initial. La réflexion diminue la transmission d'énergie aux tissus et donc la densité de l'énergie absorbée. Le phénomène de réflexion explique l'importance de se protéger les yeux lors de l'utilisation d'un laser (9,11,13).

1.3.5.2. Transmission

Le rayonnement laser pénètre dans les tissus, avec ou sans changement de direction, sans interaction avec le milieu traversé (9,11,13).

1.3.5.3. Diffusion

La direction du rayonnement incident est modifiée par des hétérogénéités au sein du tissu cible. Il pourra donc partir dans toutes les directions (11,13).

1.3.5.4. Absorption

L'absorption du rayonnement laser par un tissu cible dépend de la longueur d'onde utilisée ainsi que de l'eau et des chromophores constituant les tissus visés. En effet, il faut que la longueur d'onde du laser corresponde au spectre d'absorption des molécules constituant le tissu cible afin d'avoir une interaction tissulaire sélective. L'absorption est le principal effet recherché. En effet, le faisceau laser n'agira sur les tissus cibles que s'il est absorbé par ces derniers (9,11,13).

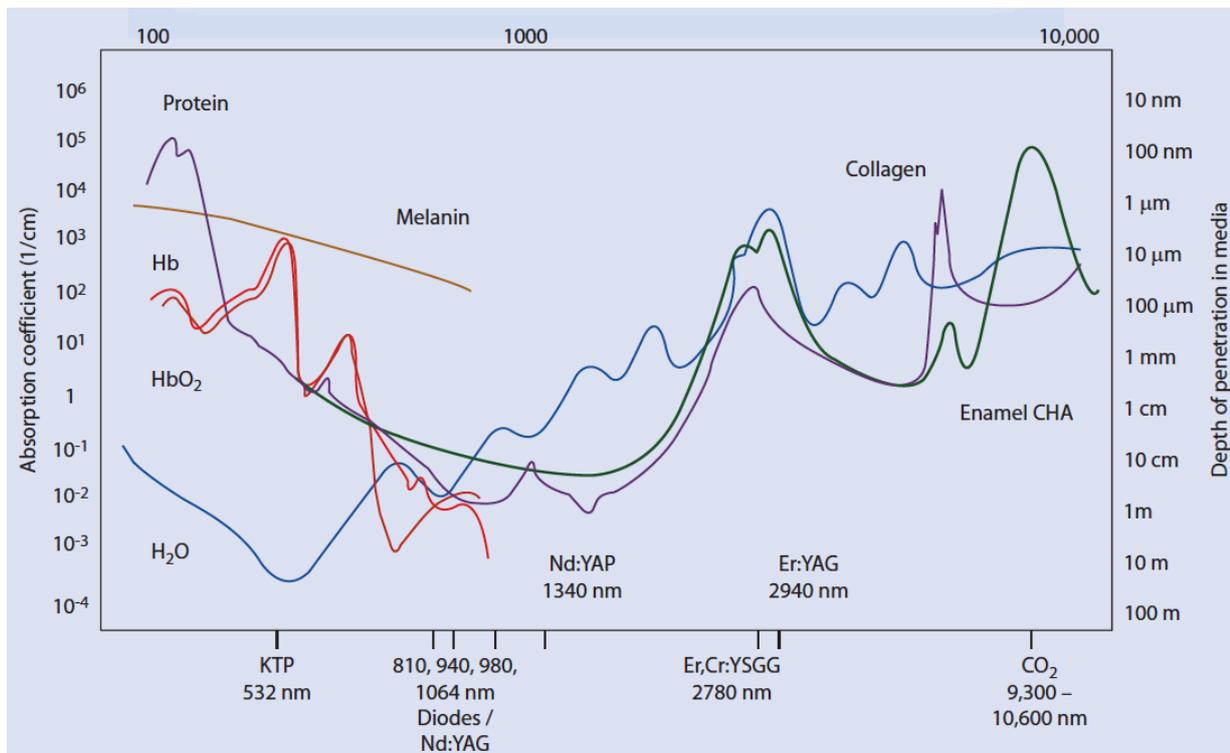


Figure 5 : Coefficients d'absorption des chromophores des tissus biologiques et leur relation avec les principaux lasers utilisés en dentisterie (15)

Les principales cibles biologiques des lasers en odontologie sont les protéines, le collagène, la mélanine, l'hémoglobine, l'hydroxyapatite et l'eau (19). En effet, les tissus oraux contiennent des

composants biologiques formés d'atomes capables de capter une longueur d'onde particulière et d'absorber sélectivement l'énergie photonique. Ce niveau d'absorption d'énergie par un chromophore est appelé coefficient d'absorption. Il faut savoir que la profondeur de pénétration des photons pour un chromophore diminue à mesure que le coefficient d'absorption augmente (15). D'après le graphique, nous pouvons voir que les lasers Er:YAG et CO₂ sont très absorbés par l'eau et l'hydroxyapatite. Leur pouvoir de pénétration sera donc faible en présence de ces chromophores. Ils sont dits « peu pénétrants ». Le laser Nd:YAG, quant à lui est très peu absorbé par l'eau ce qui le rend très pénétrant dans les tissus mous et son absorption par l'hémoglobine le rend plus hémostatique que le laser CO₂ par exemple (11,20).

L'absorption du faisceau laser par le tissu cible est à l'origine des effets électromécaniques, photo-ablatifs, photo-thermiques, photochimiques, et de biostimulation (19).

1.4.Effets tissulaires de l'absorption du faisceau laser

L'absorption du faisceau laser et les effets tissulaires associés vont dépendre de la longueur d'onde du faisceau incident, de la nature du tissu cible, de son hétérogénéité et de l'angle du faisceau incident à la surface du tissu (la réflexion ayant des effets prédominants) (9,11).

1.4.1. Effet photo-ablatif

L'effet photo-ablatif se produit par vaporisation de l'eau interstitielle. Il permet au laser de se comporter comme un scalpel. Cet effet est dépendant de l'absorption du rayonnement laser par l'eau et permet l'exérèse de tissus sans dommage thermique sur les berges du site. L'action reste très superficielle et se produit à une température supérieure ou égale à 100°C avec des temps d'application courts (11,13,15,21).

1.4.2. Effet photo-thermique

Il existe 3 effets photo-thermiques différents : la vasodilatation, la coagulation et la carbonisation. Lors d'un effet photo-thermique, il se produit :(13)

- une conversion de la lumière en chaleur
- un transfert de chaleur dans le tissu
- une réaction tissulaire dépendante de la température

1.4.2.1. La vasodilatation

La vasodilatation se produit lors d'une élévation de température ne dépassant pas 50°C. Ce phénomène entraîne un saignement dans un site nécessitant un apport de sang (11,13,21).

1.4.2.2. La coagulation

La coagulation correspond à une nécrose tissulaire faisant suite à la dénaturation irréversible des protéines et du collagène. Une fois les tissus morts éliminés, il se produira un processus de cicatrisation. La coagulation se produit lors d'une élévation de température allant de 55°C à 70°C pendant quelques secondes. La chaleur entraîne alors des modifications structurelles et permet une désactivation des bactéries. Les tissus irradiés ne doivent pas être considérés comme stériles, bien qu'il y ait une réduction significative des agents pathogènes sur le site d'irradiation (11,13,21).

1.4.2.3. La carbonisation

La carbonisation se produit aux alentours de 80°C, lorsqu'une dose élevée inappropriée ou qu'un temps d'application trop long est appliqué. Cet effet est irréversible et indésirable. Le signe clinique

caractéristique de la carbonisation est la formation d'un résidu noir associé à l'incision des tissus mous (11,13,21).

1.4.3. Effet photochimique

L'effet photochimique est retrouvé également sous le terme de photothérapie dynamique (Photodynamic Therapy : PDT). Il consiste en l'activation d'un photosensibilisant par un rayonnement laser, entraînant ainsi la décontamination des tissus infectés ou la destruction d'une tumeur. Dans la PDT, les temps d'application sont en général longs et de faible énergie. Il se produit des réactions cytotoxiques d'oxydo-réduction (13,21).

1.4.4. Effet de photo-stimulation

La photo-biostimulation, photo-biomodulation (PBM) ou Low Level Laser Therapy (LLLT) utilise des lasers de basse énergie, de lumière rouge et infrarouge, avec des temps d'application longs (22).

La photo-biomodulation consiste à modifier le comportement cellulaire à l'aide de sources lumineuses de faible intensité pour induire une réponse biologique par transfert d'énergie. L'énergie est incorporée dans une molécule pour augmenter son énergie cinétique, activer ou désactiver les enzymes ou modifier ses propriétés chimiques ou physiques. Ces modifications entraîneront : (23–25)

- Une optimisation de la cicatrisation des tissus
- Une restauration de l'homéostasie des tissus lésés
- Un effet anti-inflammatoire et anti-oedémateux
- Une réduction de la douleur

1.4.5. Effet mécanique

Quand la puissance de crête est très importante, il est possible d'observer la production d'ondes acoustiques et d'ondes de chocs. Le tissu cible reçoit alors une énorme quantité d'énergie qui n'a pas le temps de diffuser. Cela entraîne une accumulation de chaleur et une modification du volume de la cible avec formation d'ondes de chocs. Cet effet mécanique se produit avec les lasers de forte puissance à impulsions brèves (9,11,13,15,21).

1.5. Classification des lasers

Les lasers peuvent être classés : (9,26)

- Selon la composition du milieu actif :
 - Gazeux : laser excimère, laser Argon, Hélium-Néon et CO₂
 - Solide : lasers Er :YAG, Nd :YAG, Nd :YAP, Er-Cr :YSGG, KTP,..
 - Liquide : lasers à colorants
 - Semi-conducteur : lasers diodes
- Selon leur longueur d'onde, on distinguera les lasers:
 - à spectre infrarouge $\lambda > 700$ nm
 - à spectre UV avec des longueurs d'ondes comprises entre 140 et 400 nm
 - à lumière visible λ comprises entre 400 et 700 nm
- Selon la procédure de sécurité

La première classification des lasers date de 2002. Les lasers étaient classés de 1 à 4 allant du moins dangereux au plus dangereux. De nouvelles sous-classifications sont apparues. La dernière norme en vigueur est la NF EN 60825-1 de 2014, établie par la Commission Electrotechnique Internationale (IEC) (13).

Il s'agit d'une classification des lasers basée sur leur niveau de dangerosité et dont les longueurs d'ondes varient de 180 nm à 1 mm. Le but de cette classification est d'avertir les utilisateurs des dangers associés aux limites d'émission accessibles (AEL) des lasers. Ces limites sont basées sur la longueur d'onde du laser, sa puissance ainsi que la section du faisceau utilisé (13). Elle organise les lasers en 4 classes et sous-classes différentes, allant des imprimantes lasers aux lasers médicaux.

Les classes de lasers	Description	Exemples
Classe 3B	Lasers de puissance modérée allant de 300 nm à l'infrarouge. Lasers dangereux pour une exposition de courte durée en vision directe pour les yeux. Port de lunettes de protection obligatoire	Lasers utilisés en physiothérapie (LLT)
Classe 4	Lasers à haute puissance. Lasers les plus dangereux, ils peuvent brûler la peau et/ou causer des dommages oculaires irréversibles à la suite d'une vision directe, diffuse ou indirecte. Ces lasers présentent un danger d'incendie. Port de lunettes de protection obligatoire	Lasers chirurgicaux et majorité des lasers médicaux

Tableau 1 : Résumé de la classe 3B et 4 de la nouvelle classification des lasers selon la norme NF-EN 60825-1 de 2014 (14,27)

Les lasers utilisés dans le cadre de l'odontologie appartiennent à la classe 3B et surtout à la classe 4. Par conséquent, ils font partie des lasers les plus dangereux. Il est impératif de respecter des normes de sécurité, d'être formé à leurs utilisations et de connaître les mesures préventives nécessaires (26,27).

1.6. Normes de sécurité

1.6.1. Risques

Les risques corporels liés à l'utilisation des lasers concernent principalement les yeux et la peau non protégés. Les lasers peuvent également présenter un risque d'incendie électromagnétique, chimique ou électrique. Ces risques sont fonction de la classe du laser ainsi que de la longueur d'onde utilisée. De plus, l'utilisation d'une énergie inappropriée et/ou de l'irradiation d'un tissu non ciblé représente un risque (9,13,14).

1.6.2. Réglementation

Tout personnel utilisant un laser à visée thérapeutique doit recevoir une formation suffisante sur l'utilisation de ce dernier ainsi que les informations concernant les risques liés à son usage. Les normes de sécurité des lasers sont dictées par la norme NF EN 60825-1 de janvier 2008. Le laser doit être entretenu régulièrement conformément aux recommandations du fabricant et par un personnel qualifié.

La pièce dans laquelle est stocké le laser et où celui-ci est utilisé est appelée « zone contrôlée ». Cette zone doit avoir à son entrée le symbole de danger laser (triangle laser) visible. Le dispositif doit porter une plaque indicatrice mentionnant la classe du laser, rédigée en français, ainsi que la description des risques inhérents à l'utilisation du laser.

Ce local doit être exempt de toutes surfaces réfléchissantes afin d'éviter la réflexion du faisceau. Cette zone contrôlée est aussi appelée « zone de danger oculaire nominale » (13,14).



Figure 6 : Pictogramme danger rayonnement laser (14)

Il faut désigner un conseiller en protection laser et/ou un responsable de la sécurité laser qui forme les employés à son utilisation, vérifie le bon fonctionnement du laser et connaît les risques liés à l'utilisation de ce dernier (14).

Toute personne étant dans la zone contrôlée doit porter des protections oculaires adaptées. Les lunettes de protection doivent couvrir toute la région péri-orbitale, ne doivent pas être rayées, ni fissurées, et doivent être munies de panneaux latéraux appropriés afin d'éviter le passage du rayonnement sur les côtés. Elles doivent être fabriquées dans un matériau spécifique à la longueur d'onde utilisée. Le niveau de protection est appelé densité optique, elle doit être égale ou supérieure à « 5.0 » pour une protection adéquate.

L'étiquetage des lunettes de protection donne la densité optique pour la gamme de longueurs d'ondes couvertes, ainsi que leur certification par le marquage CE. Pour les praticiens utilisant des loupes, celles-ci peuvent être placées sur des verres protecteurs avec des filtres adaptés aux longueurs d'ondes utilisées. Pour les praticiens utilisant un microscope, il existe des filtres appropriés (14).

2. LES THERAPEUTIQUES DE COIFFAGE

2.1. Le complexe dentino-pulpaire

2.1.1. La dentine

2.1.1.1. Description générale

La dentine est un tissu tubulaire, minéralisé, avasculaire, qui sert de couche protectrice à la pulpe, de support à l'émail au niveau coronaire et au cément au niveau radiculaire (28). La dentine est un tissu extrêmement poreux et perméable du fait de la présence, dans toute son épaisseur, de canalicules ou tubuli dentinaires. Cette structure lui confère un rôle d'amortisseur des contraintes (29).

Ces tubuli sont nombreux. Leur densité ainsi que leur diamètre augmentent dans la région juxta-pulpaire (30). En effet, on retrouve environ 40 000 tubuli/mm² en périphérie pulpaire et 20 000 tubuli/mm² au niveau de la couche externe de la dentine (31). De plus le diamètre des canalicules passe d'environ 0,6 à 0,8 µm près de la jonction émail-dentine à environ 3 µm au niveau de la pulpe (32). Par conséquent, en présence d'une cavité profonde, il y aura plus de tubuli exposés et donc un passage facilité des toxines vers la pulpe (31).

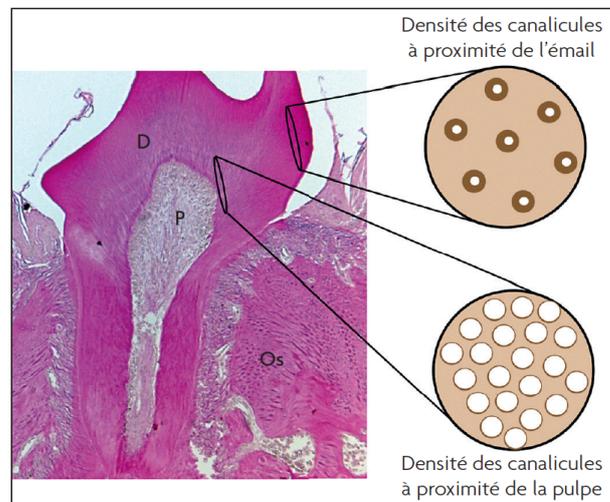


Figure 7 : La densité des tubuli dentinaires varie en fonction de la profondeur de la dentine et de la proximité pulpaire (29,33)

La dentine est constituée : (28–30,32)

- à 70% d'une composante minérale : principalement des cristaux d'hydroxyapatites
- à 20% d'une composante organique :
 - 90% de collagène dont majoritairement du collagène de type I
 - 10% de protéines non collagéniques : protéines phosphorylées (SIBLINGs) et protéines non phosphorylées
- à 10% d'eau.

La matrice extracellulaire dentinaire est un réservoir de facteurs de croissance et de cytokines, séquestrés au cours de la dentinogenèse (34). La dentine est sécrétée par les odontoblastes. Il s'agit de cellules polarisées, agencées en palissade en périphérie pulpaire (32). On parle de complexe dentino-pulpaire ou dentino-odontoblastique du fait de l'étroite relation de ces deux tissus. Les odontoblastes vont synthétiser trois types de dentine tout au long de la vie.

2.1.1.2. Les différents types de dentine

2.1.1.2.1. La dentine primaire

Il s'agit de la première dentine synthétisée par les odontoblastes. Elle est formée pendant le développement de la dent et ce jusqu'à son éruption. Elle donne la forme générale de la couronne et de la racine (35–37).

2.1.1.2.2. La dentine secondaire

Pour certains, la formation de la dentine secondaire commence lorsque le développement des racines dentaires est terminé. Pour d'autres, celle-ci débute après éruption dentaire dans la cavité buccale (28,30). Cette dentine est sécrétée de façon physiologique et est synthétisée tant que la pulpe reste vitale. Elle est constituée de dentine inter- et péri-tubulaire (28–30).

2.1.1.2.3. La dentine tertiaire

La dentine tertiaire est formée à la suite de stimuli nocifs, dans le but de protéger la pulpe sous-jacente. C'est la manifestation du potentiel réparateur pulpo-dentinaire (28,30). Sa production sera localisée à la zone irritée. Le dépôt se fera le long de la jonction pulpo-dentinaire au niveau des tubuli les plus proches de la lésion (38,39). Cette dentine tertiaire peut être de deux types :

- Dentine tertiaire réactionnelle : lors d'agressions, cette dentine sera sécrétée par les odontoblastes en réponse à la stimulation pathologique (28,30,34). Cette dentine présente de nombreuses similitudes anatomiques, biochimiques et fonctionnelles avec la dentine primaire et secondaire (39,40).
- Dentine tertiaire réparatrice : c'est une dentine irrégulière, atubulaire, peu minéralisée qui peut contenir des inclusions cellulaires (29). Elle est déposée, lorsque la palissade odontoblastique est détruite, par des cellules issues de précurseurs pulpaire se différenciant en *odontoblast-like* (24,25). En cas d'effraction pulpaire, cette dentine réparatrice donnera lieu à l'élaboration d'un pont dentinaire (36,39,42,43).

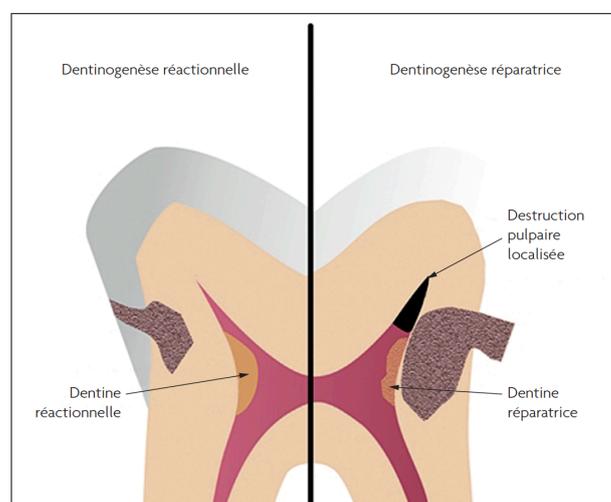


Figure 8 : Les deux types de dentine tertiaire (29,33)

2.1.2. La pulpe

2.1.2.1. Description générale

La pulpe est un tissu conjonctif lâche constitué à 75% d'eau et à 25% de matière organique. La pulpe est confinée dans un environnement minéralisé inextensible comprenant : la dentine, l'émail et le cément (44). Le tissu pulpaire comprend la pulpe camérale (corne(s) pulpaire(s) et chambre pulpaire) et la pulpe radiculaire. Le volume et la forme de la pulpe dépendent du type de dent, de l'âge du patient, des agressions et des restaurations que la dent a pu subir (45).

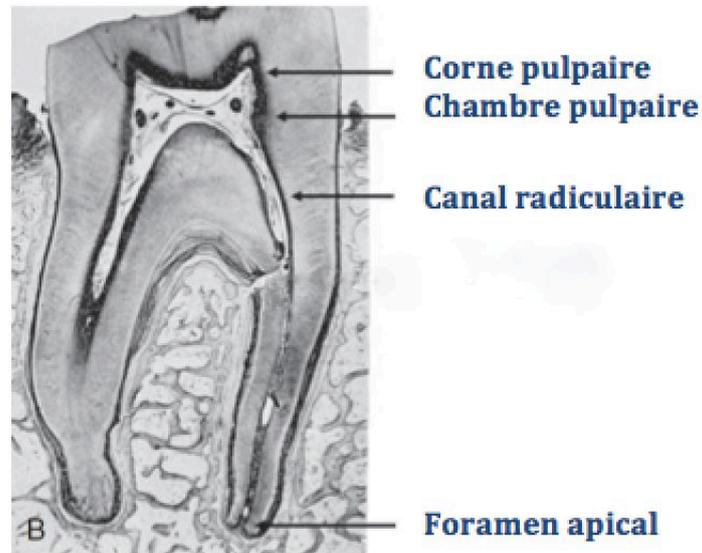


Figure 9 : Les éléments anatomiques majeurs de la pulpe (32)

2.1.2.2. Structure

La pulpe dentaire est constituée de quatre couches distinctes. De la périphérie vers le centre nous retrouvons : (31)

- la couche odontoblastique
- la couche acellulaire de Weil
- une zone riche en cellules
- la pulpe proprement dite

2.1.2.2.1. La couche odontoblastique

L'odontoblaste est la cellule responsable, d'une part, de la synthèse et la sécrétion de prédentine, d'autre part de sa minéralisation (32). Ce sont des cellules terminales qui ne subissent pas de division cellulaire supplémentaire (45).

L'odontoblaste est constitué de deux composants principaux :(45)

- un corps cellulaire, situé en périphérie pulpaire, responsable de la fonction sécrétrice de l'odontoblaste.
- un prolongement odontoblastique situé dans les tubuli dentinaires.

Les corps cellulaires sont reliés entre eux par des jonctions membranaires formant ainsi une véritable palissade odontoblastique (31,45).

2.1.2.2.2. La couche acellulaire de Weil

Elle est composée de processus cytoplasmiques, de fibroblastes, de vaisseaux et de fibres nerveuses formant le plexus de Rashkow (31,45).

2.1.2.2.3. La couche de Höhl ou zone riche en cellules

Cette couche est riche en fibroblastes et cellules immunitaires parmi lesquelles on retrouve : des cellules dendritiques, des macrophages, des polynucléaires neutrophiles et des lymphocytes T (31,32).

2.1.2.2.4. La pulpe proprement dite

Il s'agit de la zone centrale de la pulpe. Elle est constituée : de fibroblastes, d'une matrice extracellulaire, de vaisseaux sanguins et de fibres nerveuses (31).

La matrice extracellulaire de la pulpe contient du collagène de type I, III, V et VI, de la fibronectine ainsi que des glycosaminoglycanes (29,46).

2.1.2.3. Fonctions

La fonction première de la pulpe est la production de dentine, que ce soit la dentine primaire, secondaire ou tertiaire (34). En stimulant la production de dentine tertiaire, la pulpe acquiert un pouvoir d'auto-réparation. De plus la pulpe dentaire étant un tissu hautement vascularisé et innervé, elle remplit des fonctions nutritives, sensorielles et défensives (34,36,45).

2.1.2.4. Diminution du potentiel réparateur

La pulpe dentaire possède un potentiel « d'auto-réparation » par sa capacité à synthétiser la dentine secondaire et tertiaire permettant à celle-ci de se protéger derrière une barrière minéralisée (32). Mais une pulpe ayant déjà subi différents types d'agression voit son potentiel réparateur diminuer avec le temps, menant inéluctablement à la nécrose (34,47,48).

Par conséquent, la dent d'un sujet âgé, ayant subi des traumatismes antérieurs (des restaurations par exemple) aura une capacité de réparation moindre qu'une dent jeune exempte de toute agression.

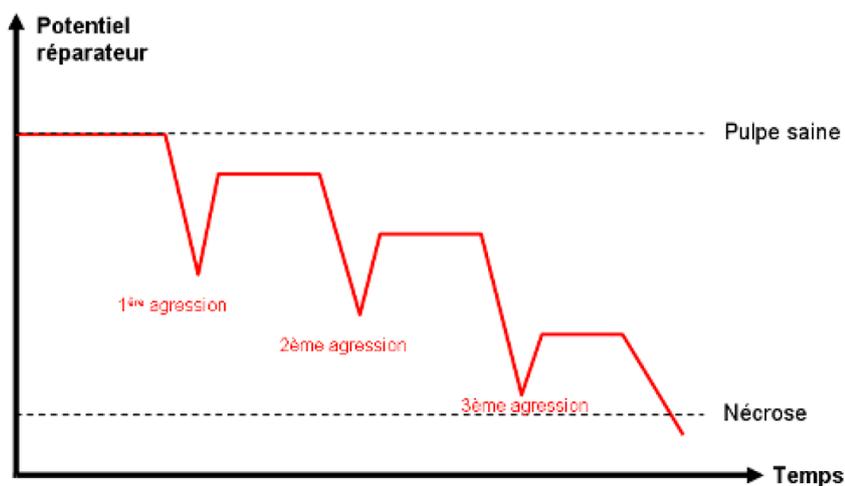


Figure 10 : Schéma de BENICE représentant le potentiel réparateur de la pulpe face à l'accumulation des agressions dans le temps (47)

2.1.3. Classification des pathologies pulpaires

L'établissement du diagnostic pulpaire sera réalisé après analyse des antécédents médicaux, de

l'examen clinique et radiographique du patient (49).

Selon l'American Association of Endodontists on distingue :(45,50)

- La pulpe saine : La dent ne présente aucune symptomatologie clinique et radiographique. On retrouve une réponse positive aux tests thermiques de sensibilité pulpaire sans persistance de la perception de froid.
- La pulpite réversible : Cette appellation est retrouvée dans la littérature sous les termes d'hyperhémie pulpaire, de pulpite subaiguë ou de pré-pulpite. Par définition il s'agit d'une inflammation pulpaire réversible dont les signes cliniques subjectifs et objectifs montrent que l'inflammation doit pouvoir se résoudre, avec un retour à la normale de l'état de santé pulpaire, si une prise en charge appropriée de l'étiologie est réalisée.
- La pulpite irréversible : par définition, il s'agit d'une inflammation pulpaire irréversible dont les signes cliniques subjectifs et objectifs montrent que la pulpe vivante enflammée est incapable de revenir à un état normal.
- La nécrose pulpaire : elle survient suite à une inflammation irréversible (ou un traumatisme) qui a conduit à la mortification du tissu pulpaire.

2.1.4. Intérêt de conserver la vitalité pulpaire

La vitalité pulpaire est indispensable pour assurer la viabilité de la dent sur arcade. La pulpe fournit à la dent ses besoins nutritifs, permet la détection des stimuli pathogènes et permet ainsi d'induire une réponse inflammatoire (34).

La vascularisation permet de maintenir les apports nécessaires aux tissus. En effet la perte de la vitalité pulpaire entraîne la disparition de la fonction proprioceptive, de la propriété d'amortissement et de la sensibilité dentaire (51).

Une dent ayant perdu sa vitalité devient donc plus vulnérable aux agressions. De plus, elle peut subir une modification de sa translucidité et de sa couleur (34).

Tous ces éléments montrent l'importance de conserver la pulpe vitale afin de garantir au mieux le maintien de la dent sur l'arcade.

2.2. Le coiffage pulpaire direct

Le coiffage pulpaire est une thérapeutique qui consiste à appliquer un matériau, si possible bioactif, en regard de la pulpe dentaire exposée ou non (coiffage pulpaire direct ou indirect), afin de stimuler la formation de dentine tertiaire et de maintenir la vitalité pulpaire (42,52,53).

Les thérapeutiques dites bio-conservatrices de la dent vivante sont de deux types : (54)

- le coiffage pulpaire indirect : lorsqu'il n'y a pas d'effraction pulpaire
- le coiffage pulpaire direct et la pulpotomie (partielle ou totale) : lorsque la pulpe est exposée.

Les thérapeutiques de coiffage pulpaire direct ont pour objectifs : l'arrêt de la progression des lésions carieuses actives, la stimulation des cellules de la pulpe afin de favoriser la dentine tertiaire et la création d'un scellement biocompatible durable protégeant le complexe dentino-pulpaire (2,34).

Ces thérapeutiques permettent de traiter les dents permanentes ou immatures asymptomatiques ou

présentant des symptômes de pulpite réversible, afin de maintenir la vitalité pulpaire et ses fonctions (49,54,55). Le coiffage pulpaire direct est indiqué en cas d'effraction pulpaire pouvant survenir lors d'un curetage carieux profond ou d'un traumatisme (2,45,54,56).

2.2.1. Principe

Le coiffage pulpaire direct consiste à décontaminer les tissus, contrôler l'hémorragie pulpaire, puis à recouvrir et sceller la pulpe exposée avec un matériau de coiffage et une restauration définitive, directe ou indirecte. Le but étant de préserver la santé pulpaire, sa viabilité, ses fonctions et de la protéger de toute autre lésion (2,34,54,56–58).

Le matériau de coiffage ne doit pas uniquement offrir au complexe dentino-pulpaire un environnement stable en formant une barrière physique, mais aussi favoriser sa régénération en induisant la différenciation des odontoblastes. Ce matériau a pour but de favoriser la formation d'un pont dentinaire sur le site de la zone lésée (34).

2.2.2. Indications / contre-indications du coiffage pulpaire direct

Indications		<ul style="list-style-type: none"> - Pulpe vitale asymptomatique ou décrivant les symptômes d'une pulpite réversible - Effraction pulpaire d'origine iatrogène, traumatique ou faisant suite à l'excavation d'une lésion carieuse - Mise en place d'un champ opératoire possible - Contrôle de l'hémorragie sur le site de l'effraction - Absence de pathologie apicale - Bonne hygiène bucco-dentaire - Patient motivé et suivi possible - Dent pouvant être restaurée de manière étanche et durable - Reconstitution ne nécessitant pas d'ancrage radiculaire
Contre-indications	Générales	<ul style="list-style-type: none"> - Patients à haut risque d'endocardite infectieuse - Patients immunodéprimés sans antibioprophylaxie préalable - Certaines coagulopathies - Contre-indications liées aux anesthésiques - Hygiène défavorable - Suivi du patient impossible
	Locales	<ul style="list-style-type: none"> - Pulpe exposée pendant plus de 24 heures - Pulpite irréversible - Nécrose pulpaire - Impossibilité de poser la digue - Saignement pulpaire important et intarissable - Ancrage radiculaire nécessaire à la restauration de la dent - Reconstitution coronaire hermétique impossible

Tableau 2 : Indications et contre-indications du coiffage pulpaire direct
(32,34,42,45,47,50,51,55,59–61)

Le succès des thérapeutiques de coiffage pulpaire dépend avant tout de l'état de santé pulpaire de la dent mais également de facteurs tels que : l'âge du patient, le stade d'édification radiculaire, l'historique pathologique de la dent, le contexte d'effraction pulpaire, le contrôle de l'hémostase, le choix du matériau de coiffage ainsi que l'étanchéité de la reconstitution (2,32,47,51,56).

2.2.3. Matériaux habituellement utilisés

Une multitude de matériaux destinés au coiffage pulpaire a été utilisée au cours du siècle dernier afin de favoriser la formation d'un pont dentinaire et de préserver la pulpe vivante (54).

Les matériaux de coiffage doivent remplir un cahier des charges bien précis : (45,47,57)

- biocompatibilité : le matériau ne doit pas entraîner de réponse cytotoxique, irritante, inflammatoire, allergique ou cancérogène des tissus.
- insolubilité et inaltérabilité dans les fluides : permettant une étanchéité marginale parfaite et de former un joint étanche, empêchant ainsi les bactéries et leurs toxines de pénétrer dans la pulpe.
- bioactivité
- radio-opacité
- ne pas induire de colorations dentaires inesthétiques
- utilisation aisée

2.2.3.1. Hydroxyde de calcium

2.2.3.1.1. Généralités

L'hydroxyde de calcium a été développé en tant que matériau de coiffage par HERMANN en 1930 et a été considéré comme le «gold standard» des matériaux de coiffage pulpaire direct pendant plusieurs décennies (2,32,42,56). Ses nombreuses propriétés permettent une protection de la pulpe face aux stimuli thermiques, mécaniques et microbiologiques (57).

2.2.3.1.2. Propriétés

Les propriétés de l'hydroxyde de calcium sont dues à sa capacité à se dissocier en ions calciums et hydroxydes et à son pH alcalin élevé 12,5 (2,36,60).

Son pH alcalin procure : (2,36,44,46,54,60)

- un effet tampon à l'acidose observée lors de la réaction inflammatoire
- une action bactéricide en détruisant les membranes cellulaires. Cette activité antibactérienne diminue à mesure que les ions hydroxydes diffusent.
- un effet solubilisant sur la matrice dentinaire permettant la libération de molécules telles que le TGF- β 1, les BMPs et d'autres molécules bioactives.

La capacité hémostatique du $\text{Ca}(\text{OH})_2$ est liée à son pH alcalin qui provoque une nécrose de coagulation au contact de la pulpe et à la présence du calcium qui est un facteur de la coagulation sanguine (2,57,60).

Cette nécrose de coagulation provoque une inflammation superficielle du tissu pulpaire périphérique. Histologiquement, l'hydroxyde de calcium présente une cytotoxicité dans des cultures cellulaires et induit l'apoptose des cellules pulpaires (32). Mais sa faible solubilité dans l'eau et les fluides biologiques s'oppose à sa diffusion alcaline toxique dans les tissus (62).

L'instabilité dimensionnelle de l'hydroxyde de calcium dans le temps et l'absence de propriétés adhésives à la dentine induit de ce fait une mauvaise étanchéité du matériau rendant le pont dentinaire perméable et induisant le passage de micro-organismes dans la pulpe (2,54,56,57,60,63,64).

Avantages	Inconvénients
Antibactérien	Dégradation et dissolution dans le temps
Anti-inflammatoire	Pas de propriété adhésive inhérente à la dentine
Biocompatible	Faible capacité de scellement sur le long terme
Organolytique	Action antibactérienne limitée
Ostéoinducteur	Radio-opacité proche de celle de la dentine
Anti exsudatif	Ne peut pas être utilisé comme matériau de reconstitution coronaire
Isolant thermique (dépend de son épaisseur)	
Antihémorragique	
Facilité d'emploi	
Coût faible	

Tableau 3 : Tableau résumant les avantages et inconvénients de l'hydroxyde de calcium en tant de matériau de coiffage pulpaire direct (2,42,44,46,54,56,57,60,63,64)

Bien que l'hydroxyde de calcium présente de nombreuses propriétés avantageuses, ce matériau présente de faibles propriétés physiques ainsi que des résultats inconstants en coiffage pulpaire direct. Il ne peut plus être considéré de nos jours comme le matériau de coiffage pulpaire direct idéal (2,54). DAMMAKASHE en 2010, montre un taux de succès de 80,2% à 6,1 ans et 76,3% à 9 ans après des coiffages pulpaires directs sur 248 dents à l'hydroxyde de calcium. WILLERSHAUSEN en 2010, retrouve un taux de succès des coiffages pulpaires directs de 68% à 5 ans et 58,7% à 9 ans (65,66).

2.2.3.2. Les ciments tricalciques

2.2.3.2.1. Le Mineral Trioxide Aggregate (MTA)

2.2.3.2.1.1. Généralités

Le MTA est un ciment à base de silicates tricalciques développé au milieu des années 90 par le Dr. TORABINEJAB. C'est un dérivé du ciment de Portland dont la première forme commerciale a été distribuée sous le nom de ProRoot MTA® (Dentsply Maillefer) (30,32).

Il existe deux types de MTA : le MTA gris (GMTA) et le MTA blanc (WMTA). La principale différence entre les deux réside dans l'ajout de fer pour la version grise (46,56,67,68).

Le MTA est principalement constitué d'oxyde de calcium sous forme de silicate tricalcique, de silicate dicalcique et d'aluminate tricalcique. De l'oxyde de bismuth Bi_2O_3 est ajouté afin de rendre le matériau radio-opaque (56).

Il est mélangé avec de l'eau stérile selon un rapport poudre/liquide de 3 pour 1, afin d'obtenir une pâte « granuleuse ». Cette consistance rend sa manipulation délicate (2,67,68).

2.2.3.2.1.2. Propriétés

Le MTA possède un pH alcalin de 10,2 après mélange qui passe à 12,5 dans les 3 heures qui suivent (67). L'un des produits de réaction du MTA exposé à l'eau est l'hydroxyde de calcium (46,56). Par conséquent, le MTA possède des mécanismes d'action et des propriétés similaires à celui-ci comme une action antibactérienne ou l'induction de dentine tertiaire par solubilisation de protéines bioactives de la matrice dentinaire (30,56,67,69–71). Contrairement au $\text{Ca}(\text{OH})_2$, ce ciment tricalcique induit la formation d'un pont dentinaire de meilleure qualité et étanche. De plus, le MTA est non résorbable, hydrophile et possède une adhérence à la dentine créant un meilleur scellement

et induisant une réaction inflammatoire diminuée par rapport à l'hydroxyde de calcium (32,57,67,69,71).

Le MTA présente un temps de prise long d'environ 2 heures et 45 minutes. Néanmoins, l'apparition du MM-MTATM (Micro-Méga, Besançon) permet de palier à cet inconvénient avec un temps de prise diminué à 20 min et une consistance pâteuse plus facilement manipulable (72).

Cependant, le MTA et le MM-MTATM ne possèdent pas les propriétés mécaniques nécessaires pour être un matériau de reconstitution coronaire et doivent de ce fait être recouverts par un matériau d'obturation coronaire (direct ou indirect) (67).

Avantages	Inconvénients
Antibactérien	Temps de prise long (sauf MM-MTA TM)
Antifongique	Manipulation difficile (sauf MM-MTA TM)
Biocompatible	Risque de coloration dentaire avec le MTA gris
Bioactif	Couteux
Stimule la formation de dentine tertiaire	Ne peut pas être utilisé comme matériau de reconstitution coronaire
Stabilité dimensionnelle	
Étanchéité	
Hydrophile	
Radio-opaque	

Tableau 4 : Tableau résumant les avantages et inconvénients du MTA en tant de matériau de coiffage pulpaire direct (56,68,69,73)

L'étude de MENTE et coll. de 2014 compare l'utilisation du MTA et de l'hydroxyde de calcium en coiffage pulpaire direct. Cette étude montre que les thérapeutiques de coiffage au MTA présentent un taux de succès de 80,5% à 10 ans pour seulement 59% avec l'hydroxyde de calcium. Le MTA présenterait donc de meilleurs résultats que l'hydroxyde de calcium en coiffage pulpaire direct ce qui est en accord avec de nombreuses études (71,73–77).

Néanmoins, de nouveaux matériaux à base de silicate de calcium ont récemment été développés dans le but de pallier certains inconvénients du MTA (57).

2.2.3.2.2. La BiodentineTM

2.2.3.2.2.1. Généralités

La BiodentineTM est un substitut dentinaire synthétique. Elle est essentiellement composée de silicate tricalcique et de carbonate de calcium. Elle a été introduite sur le marché en 2009 par SeptodontTM (Sainte Maur des Fossés, France) (71).

2.2.3.2.2.2. Propriétés

La BiodentineTM possède un pH alcalin de 12. Son temps de travail est de 6 minutes et son temps de prise théorique de 12 minutes (grâce à la présence d'un accélérateur de prise dans sa composition). Son temps de prise et sa stabilité permettent de l'utiliser en tant que matériau de coiffage, substitut dentinaire et en tant que matériau d'obturation coronaire temporaire.

Comme pour le MTA, de l'hydroxyde de calcium est libéré comme produit secondaire à l'hydratation de la BiodentineTM. C'est un matériau biocompatible qui ne contient pas de monomères (78–80).

La dénomination de Bio «dentine » est due à son comportement mécanique similaire à celui de la dentine, notamment en ce qui concerne sa résistance à la compression, sa micro-dureté et son module d'élasticité. Elle est indiquée dans les traitement de perforations, d'apexification, de coiffages pulpaire ainsi que dans les chirurgies apicales (78).

Ce matériau bioactif stimule l'angiogenèse, l'activation et la différenciation des cellules progénitrices pulpaire ainsi que la dentinogenèse tertiaire (57,78).

Avantages	Inconvénients
Antibactérien	Peu d'études pour son application en CPD
Biocompatible	Peu d'études sur l'interface Biodentine/matériau d'obturation coronaire
Bioactif	Coût > Ca(OH) ₂
Stimule la formation de dentine tertiaire	Radio-opacité proche de celle de la dentine
Excellente étanchéité	Solubilité durant sa prise initiale
Propriétés adhésives à la dentine	
Propriétés mécaniques proches de la dentine	
Résistance à la dégradation hydrique	
Temps de prise adapté	
Matériau de reconstitution coronaire	
Absence de coloration	
Coût < MTA	

Tableau 5 : Tableau résumant les avantages et inconvénients de la Biodentine en tant que matériau de coiffage pulpaire direct (57,71,78,80–83)

D'après l'étude de AWAWDEH de 2018, il n'y a pas de différence significative entre l'utilisation du MTA ou de la BiodentineTM dans les cas de coiffages pulpaire directs suite à l'excavation d'une lésion carieuse. Le taux de succès était de 91,7% pour la Biodentine et de 96% pour le MTA à 3 ans. Les résultats de cette étude sont identiques à ceux de PARUNYAPROM (82,83). L'étude de HARMS de 2019, a montré un taux de succès, pour la BiodentineTM, de 86% à 2,3 ans et de 83,4% à 7,4 ans (81).

La BiodentineTM, comparée au MTA, possède des propriétés physico-chimiques et mécaniques supérieures, un temps de prise plus court et une manipulation plus aisée. Il est aujourd'hui toujours impossible de conclure à une supériorité de la BiodentineTM par rapport au MTA (83).

3. LASER ET COIFFAGE PULPAIRE

3.1. Analyse critique de la littérature

3.1.1. Matériel et Méthode

La recherche bibliographique a été menée sur le moteur de recherche « Medline-PubMed » avec les mots clefs suivant : « Lasers », « Dental laser », « Laser therapy », « Direct pulp capping », « Pulp tissue exposure », « Dentin bridge », « Reparative dentin ». Par la suite, une nouvelle recherche bibliographique a été réalisée directement à partir des références des articles sélectionnés.

Les articles ont ensuite été sélectionnés selon différents critères :

- Critères d'inclusion :
 - essais contrôlés randomisés
 - essais contrôlés non randomisés
 - études *in vitro* et *ex vivo* portant sur l'effet du laser sur les cellules pulpaire
 - études expérimentales sur l'animal avec réalisation de coiffage pulpaire direct au laser
 - essais cliniques sur des patients recevant un coiffage pulpaire direct au laser
 - dents permanentes matures vivantes

- Critères d'exclusion :
 - études sur la pulpotomie ou le coiffage pulpaire indirect
 - études sur le coiffage pulpaire direct sans traitement laser
 - études sur la dent permanente immature
 - études sur la dent temporaire

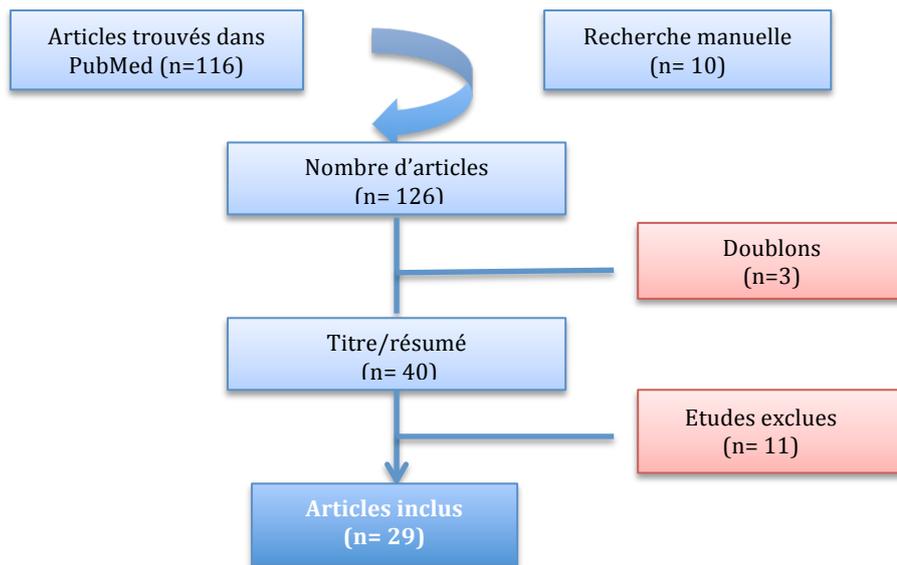


Figure 11 : Organigramme de la recherche bibliographique

Les articles ont ensuite été classés selon leur niveau de preuve scientifique, grâce à la classification établie par la Haute Autorité de Santé (83).

Grade des recommandations	Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature
A Preuve scientifique établie	Niveau 1 - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d'essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées.
B Présomption scientifique	Niveau 2 - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes.
C Faible niveau de preuve scientifique	Niveau 3 - études cas-témoins.
	Niveau 4 - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale).

Tableau 6: Grade des recommandations (84)

3.1.2. Analyse descriptive des articles

Parmi les 29 articles sélectionnés, on retrouve : 3 méta-analyses et revues systématiques de la littérature, 2 revues, 6 essais cliniques, 8 études précliniques sur l'animal et 10 études histologiques. Par conséquent, les études cliniques sur l'Homme représentent moins d'1/4 des articles sélectionnés.

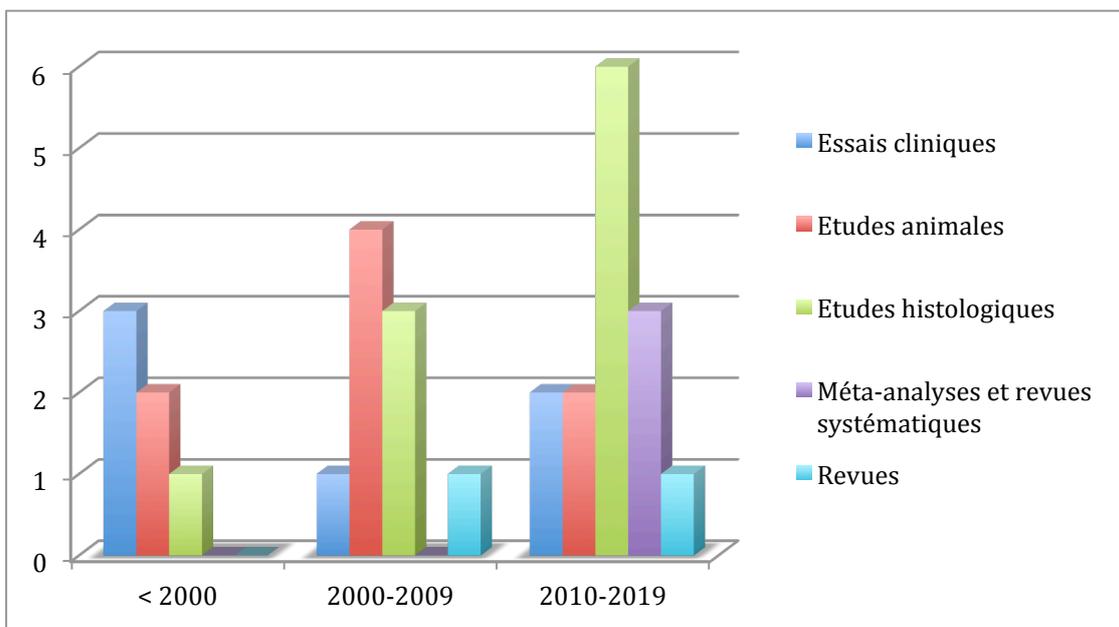


Figure 12 : Histogramme représentant le nombre d'articles publiés en fonction du type et des années

La grande majorité des études cliniques est antérieure aux années 2000. Les études animales datent quant à elles de plus de 10 ans pour la plupart. Néanmoins, les études *ex vivo* et *in vitro* traitant des effets du laser sur la pulpe sont récentes. De même, les méta-analyses et revues systématiques sélectionnées sont récentes (moins de 5 ans). Elles s'appuient cependant toujours sur les études de 1998 voire même plus anciennes alors que les techniques et les matériaux ont évolué depuis. Cela reflète le nombre limité d'études cliniques disponibles dans la littérature sur ce sujet.

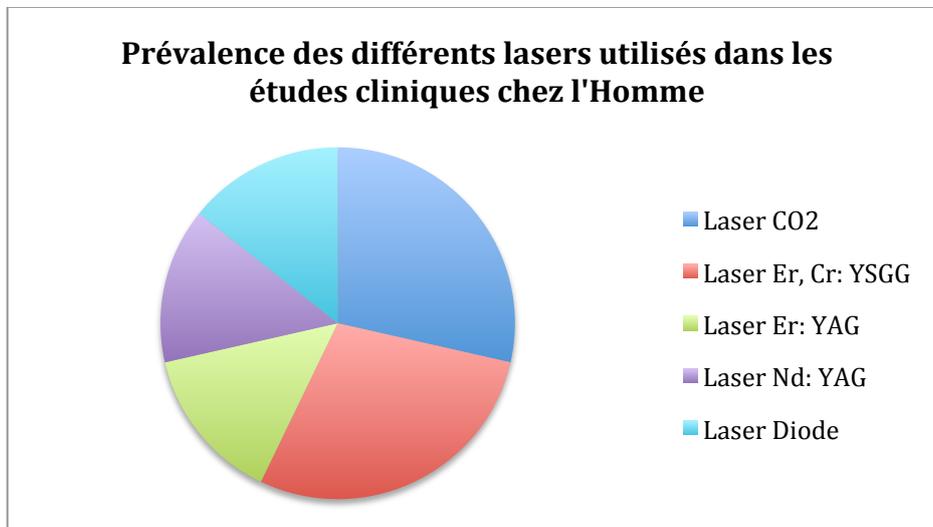


Figure 13 : Diagramme des différents lasers utilisés dans les études chez l'Homme en coiffage pulpaire direct (85–90)

Ce diagramme circulaire illustre les différents lasers utilisés dans les essais cliniques sélectionnés. Nous pouvons noter que la plupart des études ont utilisé le laser CO₂ et Er, Cr : YSGG.

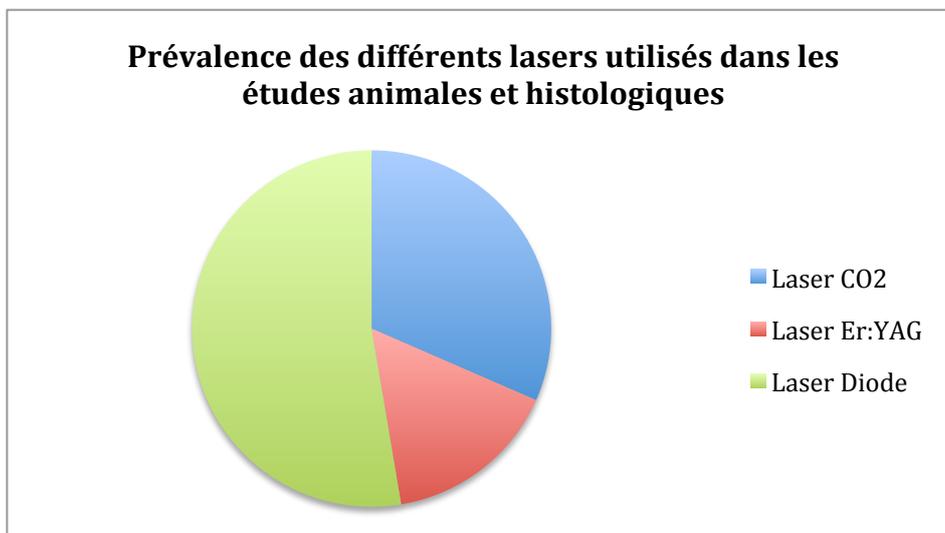


Figure 14 : Diagramme des différents lasers utilisés chez l'animal et lors des études histologiques (1,91–107)

Seulement 3 types de lasers ont été utilisés chez l'animal et sur cultures cellulaires. En outre, aucune de ces études n'a employé de laser Er, Cr : YSGG (laser préférentiellement utilisé dans les études chez l'Homme).

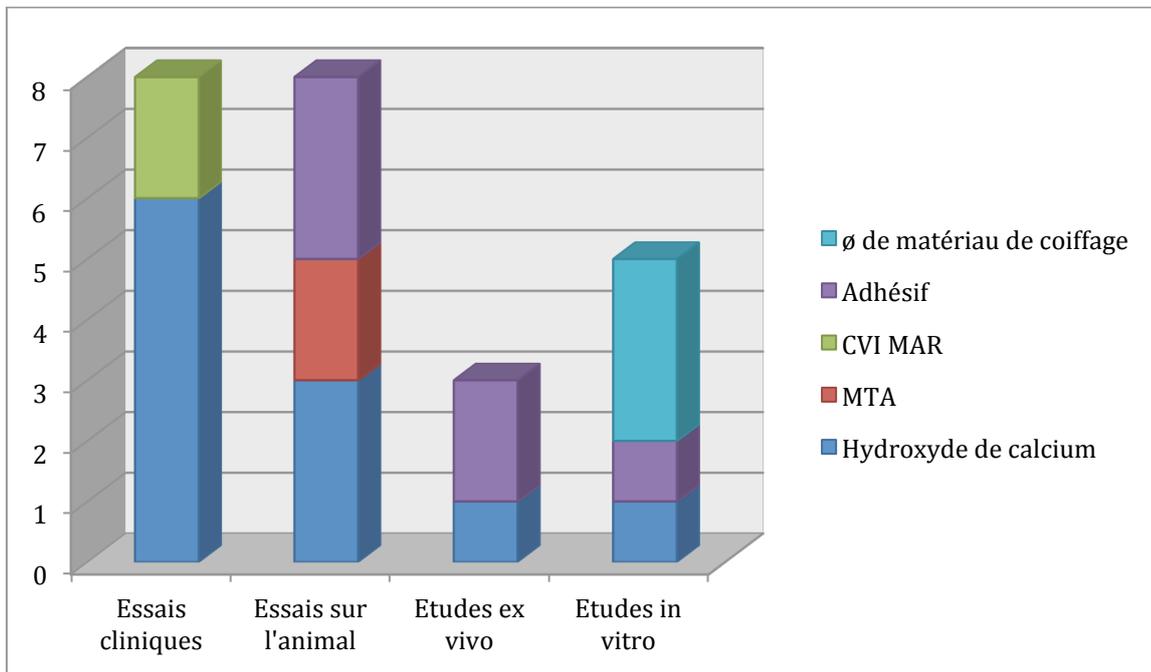


Figure 15 : Histogramme représentant les différents matériaux de coiffage utilisés après irradiation (1,85–107)

Cet histogramme permet d'apprécier les différents matériaux de coiffage utilisés dans les études sélectionnées.

Nous pouvons remarquer chez l'Homme, que l'hydroxyde de calcium reste le matériau le plus communément employé comme référentiel comparatif en raison de son recul clinique. Néanmoins, un CVI MAR a été utilisé dans deux études cliniques bien qu'ils ne soient pas recommandés pour cette indication (56). Le MTA couplé au laser n'a pas fait l'objet d'étude chez l'Homme. Il a cependant été testé chez l'animal dans deux études (92,94).

Dans les études *ex vivo* et chez l'animal, la majorité des effractions pulpaire après irradiation a été coiffée avec des systèmes adhésifs alors qu'il a été démontré qu'ils pouvaient être nocifs lorsqu'ils sont utilisés au contact direct de la pulpe. En effet, ils sont cytotoxiques, inhibent les mécanismes cellulaires et peuvent induire une nécrose (56,99).

La majorité des études *in vitro* n'a pas utilisé de matériau après l'irradiation des cellules afin d'étudier les effets du faisceau laser proprement dit.

Comme nous l'avons vu précédemment, les matériaux actuels recommandés pour le coiffage pulpaire direct sont l'hydroxyde de calcium, le MTA et la Biodentine. Malheureusement aucune étude n'a comparé l'effet du laser en coiffage direct, couplé à de la Biodentine.

3.2. Discussion

3.2.1. Les différents lasers utilisés en coiffage pulpaire

3.2.1.1. Laser CO₂

Le laser CO₂, de longueur d'onde 10,600 nm a été créé par PATEL en 1964. Son milieu actif est constitué d'un mélange de gaz qui sera excité par décharge électrique. Son système de refroidissement se fait par flux d'air en circuit fermé.

Ce laser peut-être utilisé en mode continu, pulsé ou superpulsé à l'aide d'un obturateur. Son mode de transmission se fait généralement par bras articulé le rendant moins ergonomique. On peut également le trouver sous forme de fibre optique mais ce système se dégrade facilement et ne

comporte pas de laser de visée coaxiale contrairement au premier système de transmission (22).

Le rayonnement infra-rouge du laser CO₂ sera préférentiellement absorbé par l'eau et les cristaux d'hydroxyapatites présents dans l'émail et la dentine. En outre, il sera absorbé efficacement à la surface des tissus cibles. Par conséquent, c'est un laser très peu pénétrant, 2 000 fois moins qu'un laser diode par exemple (11,22,58). C'est un des lasers les plus utilisés en chirurgie des tissus mous.

3.2.1.2. Laser Er :YAG

Le laser Er :YAG, créé en 1980, émet un rayonnement dans l'infra-rouge à une longueur d'onde de 2936 nm. Les lasers de la famille erbium ne fonctionnent pas en mode continu. Son milieu actif est un cristal grenat yttrium aluminium dopé aux ions erbiums qui sera excité par décharge électrique (11).

Ce laser utilise un système de transmission par fibre optique. Il peut être utilisé en mode sans-contact ou contact avec les tissus à l'aide de divers embouts montés sur une pièce à main. (108).

La longueur d'onde du laser Er :YAG correspond à celle de l'absorption de l'eau. En outre, le coefficient d'absorption de l'eau par un laser Er :YAG est quinze fois supérieur à celui du laser CO₂ et 20 000 fois supérieur à celui du laser Nd :YAG. De ce fait, c'est un laser peu pénétrant évitant ainsi l'échauffement des tissus aux alentours de la zone cible (11,88,108). Par ailleurs, le rayonnement du laser Er :YAG est également absorbé par l'hydroxyapatite. Par conséquent, ce laser est efficace pour l'élimination de l'émail et de la dentine. Il recevra d'ailleurs, en 1997, l'approbation de la Food and Drug Administration pour cette application aux Etats-Unis (108).

Pour résumer, le laser Er :YAG a une capacité d'ablation à la fois des tissus mous et des tissus durs avec un minimum d'effets thermiques secondaires (58).

3.2.1.3. Laser Er, Cr :YSGG

Avec une longueur d'onde de 2780 nm, le laser Er, Cr :YSGG possède des caractéristiques communes et fonctionne de la même manière que le laser Er :YAG (58). En effet, ces deux lasers utilisent des cristaux solides (YSGG ou YAG) dopés avec des ions erbiums comme matériaux actifs et sont pompés par décharge électrique (109).

Il émet un faisceau infra-rouge absorbé préférentiellement par l'eau ainsi que les radicaux hydroxyles présents dans l'hydroxyapatite. Néanmoins, les coefficients d'absorption envers ces chromophores sont environ trois fois plus faibles que ceux du laser Er :YAG (109), de sorte que, le laser Er , Cr :YSGG peut interagir plus en profondeur avec le tissu cible (88).

De plus, comme nous l'avons précédemment mentionné, les lasers à base d'erbium ont un effet ablatif sur les tissus mous et durs (88,90). Ils présentent donc l'avantage par rapport aux autres lasers de pouvoir être utilisés tout au long du traitement : lors du curetage de la lésion carieuse ou de la préparation cavitaire tout en décontaminant et coagulant une possible effraction pulpaire (88).

3.2.1.4. Laser Nd :YAG

Le laser Nd :YAG a été créé en 1973. Il émet un faisceau pulsé infra-rouge d'une longueur d'onde de 1064 nm. Ce laser peut aussi être utilisé en mode continu. Son milieu actif est un cristal grenat d'yttrium-aluminium dopé au néodyme qui sera excité par un système de pompage entretenu par une énergie électrique (11).

Son faisceau est transmis par une fibre optique se terminant par une pièce à main munie d'embouts

permettant son utilisation au contact des tissus si besoin. Par ailleurs, son système de refroidissement peut-être activé ou suspendu (11).

En odontologie, le laser Nd:YAG est indiqué en chirurgie des tissus mous. Ce laser est sélectivement absorbé par la couleur noire. De ce fait, certains cliniciens utilisent une substance noire sur la zone cible afin d'améliorer son absorption (58). C'est un laser très pénétrant dans les tissus durs et mous. Il sera peu absorbé dans l'eau mais absorbé par les tissus richement vascularisés et pigmentés (11).

3.2.1.5. Laser diode

Les lasers diodes sont apparus en 1962. Ils utilisent comme milieu actif des métaux semi-conducteurs activés par courant électrique. La longueur d'onde du laser diode sera définie par ses composants de base et peut aller de l'ultra-violet à l'infra-rouge en passant par le visible (11,58).

Les plus utilisés en odontologie sont :

- le laser GaAlAs (gallium-aluminium-arséniure) de longueur d'onde 810 nm
- le laser InGaAs (indium-gallium-arséniure) de longueur d'onde 980 nm

Ils fonctionnent en mode pulsé ou continu, avec ou sans contact avec les tissus (110). Ces lasers utilisent préférentiellement un système de transmission par fibre optique relié à une pièce à main (11). Ils sont très utilisés sur les tissus mous, offrant une excellente incision, hémostase et coagulation avec une forte pénétration dans les tissus biologiques. Ils sont très pénétrants, permettant une action photo-stimulante sur la cicatrisation cellulaire.

De plus, ils sont compacts, facilement transportables et utilisables en cabinet privé. Ils sont également moins coûteux que les autres lasers (58).

3.2.1.6. Tableau récapitulatif des lasers utilisés en coiffage pulpaire direct

Type de lasers		A gaz	Solide			Semi-conducteurs
		CO ₂	Er : YAG	Er, Cr :YSGG	Nd :YAG	Diode
Longueur d'onde		10,6 µm	2936 nm	2780 nm	1064 nm	600 nm à 980 nm
Absorption	Eau	++	+++	++	+	-
	Hydroxyapatite	++	+++	++	-	-
	Hémoglobine	-	+	+	++	+
	Mélanine	-	-	-	++	+
Profondeurs de pénétration Dans les tissus gingivaux et dentaires		Peu pénétrant	Très peu pénétrant	Peu pénétrant	Pénétrant	Pénétrant
Indications		Tissus mous	Tissus mous et durs	Tissus mous et durs	Tissus mous	Tissus mous
Système de transmission		Bras articulé ou fibre	Fibre	Fibre	Fibre	Fibre
Mode de transmission		Continu ou pulsé/superpulsé	Pulsé	Pulsé	Continu ou pulsé	Continu ou pulsé

Tableau 7 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des différents lasers utilisés en odontologie (22,26,109–113)

3.2.2. Protocole opératoire du coiffage pulpaire direct assisté par LASER

1. Anamnèse

Elle permet de se renseigner sur les antécédents médicaux et dentaires du patient (âge et état de santé générale) et d'identifier les contre-indications au traitement (114).

2. Examen clinique

L'examen se déroulera dans un premier temps par l'examen exo-buccal puis endo-buccal avec inspection et palpation de la peau, des articulations temporo-mandibulaires, des tissus mous et dentaires (115).

3. Réalisation des tests diagnostiques

Ils permettent de déterminer le statut pulpaire. Il existe des tests de sensibilité pulpaire (thermiques, électriques, cavitaires), des tests de vitalité pulpaire (la Fluxmétrie par laser Doppler ou l'oxymétrie pulsatile) ainsi que les tests de percussion, de palpation apicale, de morsure, le sondage parodontal et la transillumination (29,50,114).

4. Réalisation d'un examen radiologique

Cet examen complémentaire permettra d'apprécier la présence et l'extension d'une lésion carieuse, l'épaisseur de dentine résiduelle ainsi que l'anatomie de la chambre pulpaire (47,115).

5. Anesthésie : locale ou locorégionale suivant la dent à traiter

6. Mise en place du champ opératoire étanche

7. Mise en forme de la cavité

Curetage de la lésion carieuse, si nécessaire, à l'aide d'instruments rotatifs ou d'un laser (Er :YAG ou Er, Cr :YSGG). Dans le cas de traumatismes avec effraction pulpaire de moins de 24 heures il faudra légèrement élargir la zone d'effraction.

8. Application d'un agent hémostatique ou non

L'hémostase se fera par pression douce à l'aide d'une boulette de coton imbibée de solution saline ou d'hypochlorite de sodium 3 à 6% (56). Cependant, la moitié des études cliniques n'a pas utilisé d'agent hémostatique préalablement à l'irradiation (87,88,90).

9. Irradiation de l'effraction pulpaire : hémostase et décontamination

Le LASER est utilisé comme adjuvant à la technique conventionnelle. Il n'existe pas aujourd'hui de protocole standardisé concernant les paramètres du laser à utiliser pour le coiffage pulpaire direct. Néanmoins, d'après la littérature, les lasers CO₂, Er :YAG, Er ,Cr :YSGG, Nd :YAG et diodes peuvent être utilisés. Le tableau 8 recense les différents paramètres des lasers utilisés dans les études cliniques trouvées dans la littérature.

10. Application d'un matériau de coiffage au contact de la pulpe

MTA, Biodentine ou hydroxyde de calcium

11. Restauration coronaire étanche

Elle peut être temporaire ou définitive, directe ou indirecte. Elle doit surtout être bien étanche afin d'éviter toute contamination bactérienne ultérieure pouvant compromettre le succès de la thérapeutique (56). Dans ses deux études cliniques, MORITZ a temporisé le soin pendant 6 mois à l'aide de ciments verres ionomères avant de réaliser la reconstitution coronaire définitive (85,86). NAMMOUR et BIDAR ont également utilisé un CVI provisoirement (93,94). Dans toutes les autres études, les dents étaient restaurées de manière définitive directement après traitement que ce soit chez l'Homme ou l'animal (87–92,95–98) .

12. Suivi post-opératoire :

Il doit être réalisé par le biais des tests de sensibilité pulpaire et de contrôles radiographiques. Il faudra surveiller la vitalité de la dent et contrôler la formation d'un pont dentinaire.

Auteurs	Type de laser	Mode	Ø fibre optique (µm)	P (W)	Freq (Hz)	Et (mJ)	Tp impulsion	Int	Tp total	spray Air/eau
CENGIZ (90)	Er, Cr :YSGG	Mode pulsé sans contact avec la pulpe	600	0,5W	20	NR	140 µs	NR	10 s	0% eau 45% air
OLIVI (88)	Er, Cr :YSGG	Mode pulsé sans contact avec la pulpe pour les deux lasers	600	0,5	20	25	140 µs	NR	60 s	0%eau 45%air
	Er :YAG		600	1-1,5	3	30	NR	NR	60 s	
MORITZ (85)	CO ₂	Superpulsé	NR	1	NR	NR	0,1 sec	1 sec	NR	NR
MORITZ (86)	CO ₂	Superpulsé	NR	1	NR	NR	0,1 sec	1sec	NR	NR
SANTUCCI (87)	Nd :YAG	Mode pulsé avec léger contact de la pulpe	320	1,75	20	35000	NR	NR	20 sec	NR
YANZDANFAR (89)	Diode	Mode continu et en contact Mouvement circulaire	400	1 à 1,5	NR	NR	2 sec/mm puis 2 mm/sec	NR	NR	NR

P = Puissance, Freq = Fréquence, Et = Energie totale, Tp impulsion = durée de l'impulsion, Int = Intervalle entre les impulsions
Tp total = temps d'application total, NR= non renseigné

Tableau 8 : Les différents paramètres LASER utilisés dans les essais cliniques chez l'Homme

3.2.3. Présentation d'un cas clinique de coiffage pulpaire direct assisté par laser Er, Cr :YSGG (88)



Figure 16 : Radiographie préopératoire de 47



Figure 17 : Effraction pulpaire après curetage au laser Er, Cr :YSGG



Figure 18 : Coagulation pulpaire après irradiation Er, Cr :YSGG selon les paramètres laser indiqués tableau 8



Figure 19 : Mise en place du matériau de coiffage pulpaire (hydroxyde de calcium)



Figure 20 : Radiographie post-opératoire à 4 ans

3.2.4. Effets du laser sur la pulpe

L'utilisation d'un laser sur la pulpe va produire des réactions irréversibles liées à l'effet photo-thermique ainsi que des réactions réversibles induites par l'effet photo-actif. L'effet photo-thermique produit différentes modifications morphologiques à la surface de la pulpe, telles que la vaporisation, la carbonisation, la coagulation et la dénaturation des protéines (89,91). L'effet photo-actif contribue à la réduction de la douleur et de l'inflammation, à la prolifération et à la migration des cellules, à la différenciation des cellules *odontoblast-like*, à la synthèse de la matrice extracellulaire dentinaire et à la formation de dentine réparatrice (91).

3.2.4.1. Décontamination

Le succès du coiffage pulpaire direct conventionnel ou assisté par laser dépend principalement de la mesure dans laquelle l'effraction pulpaire est maintenue exempte de bactéries à court et long terme. L'objectif de cette thérapeutique est le maintien de la vitalité pulpaire par formation de dentine tertiaire réparatrice (formation d'un pont dentinaire en regard de l'effraction pulpaire) et réactionnelle. (89).

L'infiltration bactérienne au sein de la pulpe est associée à une inflammation de celle-ci, pouvant affecter le processus de cicatrisation et la réponse du complexe dentino-pulpaire (88,98).

Cet effet bactéricide est commun à tous les lasers mais se produit à des longueurs d'ondes et des pénétrations différentes en fonction du laser utilisé (88). Comme nous l'avons mentionné précédemment, les longueurs d'ondes proches de l'infra-rouge, telles que celles fournies par les lasers diodes et Nd: YAG, ont la capacité de pénétrer profondément dans la dentine. En outre, ces lasers présentent une capacité de diffusion importante comparée aux lasers Er :YAG, Er, Cr :YSGG et CO₂ qui sont moins pénétrants. Ces caractéristiques permettent une décontamination efficace notamment dans les cas d'effractions pulpaire associées à une lésion carieuse où les bords dentinaires bordant l'exposition sont contaminés par différents micro-organismes. La décontamination des surfaces est obtenue grâce à l'effet photo-thermique des lasers (89).

MORITZ a rapporté en 1998 que l'un des avantages majeurs du laser CO₂ sur la pulpe semblait être la stérilisation (85,86). De nos jours, on parle de décontamination des surfaces. Il n'y a pas de réelle stérilisation. De plus, des études expérimentales chez l'animal et *ex vivo* ont renseigné l'absence de pénétration bactérienne après irradiation laser couplé à un coiffage avec un système adhésif bien qu'il n'y avait pas de différence significative avec les groupes contrôles (91,95–98).

De plus, la possibilité de pouvoir travailler sans contact avec le tissu pulpaire permet d'éviter toute contamination (98).

3.2.4.2. Hémostase et coagulation

Le contrôle de l'hémostase lors de l'effraction pulpaire est également essentiel au succès de la thérapeutique de coiffage pulpaire direct. En effet, la persistance du saignement peut révéler un degré d'inflammation important du tissu pulpaire, entraînant une diminution de la capacité de réparation (89,90). De plus, le saignement persistant peut entraver le scellement étanche du matériau nécessaire à la cicatrisation de la pulpe (89). MORITZ a suggéré que l'irradiation laser pouvait minimiser la formation d'un hématome entre le tissu pulpaire et le matériau de coiffage, permettant ainsi un contact étroit entre eux et diminuant le risque de percolations bactériennes (85–87).

La coagulation des tissus est obtenue entre 55 et 70°C. Ce coagulum s'apparente à une couche de dénaturation créée par une zone de nécrose superficielle sous laquelle se trouve une zone de migration de cellules inflammatoires et de fibroblastes (88–90).

L'efficacité hémostatique des lasers Nd :YAG et diodes est due à l'absorption importante de leur rayonnement par l'hémoglobine et la mélanine entraînant la dénaturation de leurs protéines. Celle des lasers erbium et CO₂ est due à l'évaporation d'une partie de l'eau intra-pulpaire provoquant la constriction des vaisseaux de la pulpe.

Bien que la zone hémostatique créée soit plus superficielle avec les lasers erbium ou CO₂ (100-200 µm d'épaisseur), permettant ainsi un effet localisé et une limitation des changements morphologiques à la surface des tissus mous, l'hémostase obtenue avec les lasers erbium reste tout de même inférieure aux autres longueurs d'ondes (87,89–91,97).

De plus, il a été démontré que la couche de dénaturation pourrait agir sur la formation d'un pont dentinaire (95,96). D'après NAMMOUR, elle protège le tissu pulpaire et sert de trame cellulaire à la formation du pont dentinaire (93). Néanmoins, il a été démontré qu'un excès de carbonisation des tissus retardait la cicatrisation pulpaire. OGISU, dans son étude sur le rat, a démontré que l'épaisseur de la couche de dénaturation augmentait avec l'intensité du laser mais était associée à une cicatrisation plus lente, bien que cette différence ne soit pas significative (96). Le retard dans le processus de cicatrisation pulpaire après irradiation laser peut donc être lié à l'épaisseur de cette couche et l'utilisation d'un laser de faible intensité aura tendance à induire une cicatrisation plus

rapide et la formation d'un meilleur pont dentinaire (96).

JAYAWARDENA a étudié, chez l'animal, les effets du laser sur le tissu pulpaire immédiatement après coiffage de la pulpe et a pu remarquer que 75% des cas du groupe contrôle présentaient des saignements persistants après coiffage au Dycal. Seulement 1 cas sur 8 du groupe laser Er :YAG présentait un saignement (1). Ces résultats sont confirmés par l'étude de SUZUKI, qui n'a pas observé de saignement récurrent chez les rats soumis à une irradiation laser contrairement aux groupes sans irradiation (91). La même observation a été retrouvée *ex vivo* sur dents humaines (98). De plus, d'après l'étude expérimentale de SUZUKI de 2005, aucun débris dentinaire n'a été observé histologiquement dans le groupe laser. Sachant que ces débris peuvent constituer des foyers infectieux s'ils proviennent de lésions carieuses, leur absence favorise la cicatrisation pulpaire. Ces débris ont probablement été vaporisés ou carbonisés par le faisceau laser (1,95).

MORITZ a indiqué que l'utilisation du laser CO₂ en mode superpulsé permettait de diminuer le stress thermique exercé sur la pulpe par rapport à une utilisation du même laser en mode continu (amélioration du pronostic) (85,86). En effet, il semblerait que la cicatrisation soit affectée par les propriétés et les conséquences thermiques de certains lasers. De plus, d'après MATSUMOTO, la cause principale de l'irritation pulpaire suite à une exposition laser est liée à l'action thermique du faisceau (116). Le degré de dommage pulpaire est dépendant des différences d'absorption tissulaire des lasers ainsi que de leurs paramètres. Il a d'ailleurs été démontré que la pulpe était sensible aux variations thermiques. Une élévation de plus de 5°C entraînant des lésions irréversibles (117).

3.2.4.3. Biostimulation

L'effet de biostimulation est une caractéristique commune à tous les lasers (63). Il permet de : (63,89,118)

- Diminuer l'inflammation
- Diminuer la sensation de douleur
- Engendrer la libération de facteurs de croissance
- Amplifier la prolifération et la migration cellulaire
- Stimuler la différenciation des cellules *odontoblast-like*, la synthèse de la matrice extracellulaire dentinaire et la formation de dentine tertiaire réparatrice.

Les effets de la biostimulation sont surtout photochimiques et photobiologiques se traduisant par une augmentation sélective de l'activité cellulaire (118).

Les photons du faisceau laser pénètrent dans le tissu cible puis sont absorbés par les chromophores situés dans la mitochondrie des cellules. Cette irradiation va stimuler la synthèse d'un gradient de protons transmembranaires dans la mitochondrie. D'une part, ce gradient permettra la libération de calcium dans le cytoplasme mitochondrial et augmentera à court terme le pH intracellulaire, ce qui induira une action mitogène améliorant la prolifération cellulaire (100). D'autre part, ce gradient de protons augmente la production d'ATP (Adénosine-triphosphate). Cette accumulation d'ATP entraînera une augmentation de la synthèse d'ADN et d'ARN (99,100,119).

Ces modifications peuvent affecter les macrophages, les fibroblastes, les cellules endothéliales, les mastocytes, la sécrétion de médiateurs de l'inflammation et la conduction de l'influx nerveux (99,100).

ARANY en 2014 a observé l'activation du facteur de croissance TGF-β1 à l'intérieur des cellules souches pulpaires après irradiation ainsi que l'augmentation de DMP1, de DSP, d'ONP et de

phosphatase alcaline par rapport au groupe contrôle (102). Cette augmentation de l'activité de la phosphatase alcaline a été retrouvée dans 4 autres études (104–107). Il a également été observé une augmentation de l'expression des ARNm codant pour la protéine osseuse morphogénétique (BMP) et l'ostéocalcine (105–107). L'expression de ces différentes molécules contribue à la prolifération cellulaire, la différenciation de cellules *odontoblast-like* ainsi qu'à la minéralisation de la dentine tertiaire.

EDUARDO a démontré en 2008, que l'effet de l'irradiation sur les cellules dépendait de leur niveau d'oxydo-réduction au moment du rayonnement. En effet, les cellules ayant un pH inférieur à la normale sont considérées comme plus sensibles à l'action stimulante du faisceau laser que celles dont les paramètres sont optimaux. Dans son étude, les cultures irradiées en présence d'un déficit nutritionnel présentaient un nombre de cellules souches pulpaire significativement plus élevé que les cultures non irradiées dans les mêmes conditions nutritionnelles (100). Ce résultat est contredit par PEREIRA en 2012 qui n'observe pas d'augmentation de la prolifération des cellules souches en milieu de stress ou non par rapport au groupe contrôle (103).

Il a été démontré par JAYAWERDENA que l'inflammation en regard de l'effraction pulpaire avait un effet négatif sur la formation du pont dentinaire (1). La biostimulation est une propriété importante des lasers. HASHEMINIA démontre dans son étude de 2007 que la biostimulation permet une diminution de l'inflammation du tissu pulpaire après irradiation laser (92). SUZUKI confirme ces résultats avec une absence de signe d'inflammation à 14 jours post-irradiation (95). Ces résultats sont contradictoires avec d'autres études et notamment celle d'OGISU réalisée sur le rat où un infiltrat de cellules inflammatoires était retrouvé (91,96). Cette inflammation (hypérémie et infiltration lymphocytaire) augmentait avec l'intensité du faisceau (96). De même, une étude *ex vivo* de 2019 a également montré la présence de cellules inflammatoires dans le groupe laser et dans le groupe Ca(OH)₂ sans aucune pénétration bactérienne. Cette inflammation était cependant moins importante dans le groupe laser bien que les différences observées ne soient pas significatives. (98)

3.2.5. Épidémiologie et taux de succès des thérapeutiques de coiffage pulpaire direct assistées par LASER

3.2.5.1. Laser et hydroxyde de calcium

3.2.5.1.1. Études chez l'Homme

Auteurs	Année	Type de laser	Taux de succès
CENGIZ (90)	2016	Er, Cr :YSGG	100%
OLIVI (88)	2007	Er, Cr :YSGG Er :YAG	80% 70 à 75%
MORITZ (85)	1998	Laser CO ₂	89%
MORITZ (86)	1998	Laser CO ₂	93%

Tableau 9 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire au Ca(OH)₂ assisté par laser chez l'Homme

Dans ces quatre études cliniques, les taux de succès des coiffages pulpaire directs assistés par laser sont bien supérieurs à ceux des groupes témoins pour des périodes allant de 6 mois à 4 ans. En effet, le taux de succès moyen pour les groupes lasers et Ca(OH)₂ est de 86,9% et d'environ 64,8% pour les groupes coiffés à l'hydroxyde de calcium sans irradiation (85,86,88,90).

L'essai clinique de OLIVI est la seule étude à renseigner l'utilisation d'un microscope afin de contrôler l'interaction pulpe/laser et éviter toute carbonisation (88).

3.2.5.1.2. Études chez l'animal

Auteurs	Année	Type de laser	Animal
HASHEMINIA (92)	2008	Er :YAG	Chats
JAYAWERDENA(1)	2001	Er :YAG	Rats
NAMMOUR (93)	1984	Laser CO ₂	Chiens
UTSUNOMIYA (101)	1998	Laser diode	Chiens

Tableau 10 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire au Ca(OH)₂ assisté par laser chez l'animal

En 1984, NAMMOUR a observé la présence d'un pont dentinaire dans 93% des cas où la pulpe était irradiée au laser CO₂ puis recouverte d'hydroxyde de calcium et dans seulement 83% dans le groupe sans laser. De plus, le pont dentinaire était 33% plus épais après rayonnement laser (93). L'étude sur le rat de JAYAWERDENA montre que la formation de dentine réparatrice est significativement plus rapide lorsque la pulpe est exposée à un laser Er :YAG plutôt qu'au Dycal seul (1). Cependant, ces résultats sont à pondérer car le suivi n'a été réalisé qu'à deux semaines. HASHEMINIA a démontré quant à lui que la pulpe, également irradiée grâce à un laser Er :YAG, présentait la formation d'un pont dentinaire dans seulement 60% des cas à 4 mois (92). De plus UTSUNOMIYA n'a pas observé de réel formation de pont dentinaire à 7 semaines (101).

3.2.5.1.3. Études histologiques

Auteurs	Année	Type de laser	Type d'étude
SUZUKI (97)	2019	Laser CO ₂	<i>Ex vivo</i>
FERRIELLO (99)	2010	Laser diode	<i>In vitro</i>
ARANY (102)	2014	Laser diode	<i>In vitro</i>

Tableau 11 : Liste des études histologiques traitant d'un coiffage pulpaire au Ca(OH)₂ assisté par laser

L'étude de SUZUKI a montré la présence de cellules *odontoblast-like* à 47 jours et d'un pont dentinaire épais à 256 jours dans les cas d'irradiation au laser CO₂ recouvert de Dycal (97). L'étude *in vitro* d'ARANY a montré une augmentation de la synthèse de facteurs de croissance dans le groupe laser par rapport au groupe contrôle. Néanmoins, FERRIELLO a montré que l'irradiation laser combinée à de l'hydroxyde de calcium n'influçait pas significativement la prolifération des fibroblastes L-929 sur modèle murin (99).

3.2.5.2. Laser et MTA

3.2.5.2.1. Études chez l'Homme

Absence d'étude dans la littérature sur le coiffage pulpaire direct au MTA assisté par laser sur la dent permanente mature.

3.2.5.2.2. Études chez l'animal

Auteurs	Année	Type de laser	Animal
BIDAR (94)	2016	Laser diode	chiens
HASHEMINIA (92)	2008	Er :YAG	chats

Tableau 12 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire au MTA assisté par laser chez l'animal

D'après HASHEMINIA, le groupe laser associé au MTA présentait moins d'inflammation que le

groupe MTA seul, bien qu'aucune différence significative n'ait été observée à 4 mois post-opératoires. De plus, le pont dentinaire semblait être plus épais par rapport au groupe sans irradiation (92). BIDAR a comparé l'efficacité d'un laser diode 630 nm et 810 nm associé au MTA et au MTA seul. A deux mois, 100% des cas des trois groupes présentait un pont dentinaire. Dans cette étude, l'irradiation laser, quelque soit la longueur d'onde utilisée, n'a pas amélioré de manière significative la rapidité de formation du pont dentinaire ni augmenté son épaisseur (94).

3.2.5.2.3. Études histologiques

Aucune étude histologique comparant l'effet de l'irradiation de la pulpe associé au MTA à celui du MTA seul n'a été retrouvée.

3.2.5.3. Laser et CVI MAR

3.2.5.3.1. Études chez l'Homme

Auteurs	Année	Type de laser	Taux de succès
YAZDANFAR (89)	2014	Laser diode	100%
SANTUCCI (87)	1999	Nd :YAG	90,3%

Tableau 13 : Liste des articles traitant de coiffage pulpaire au CVI MAR assisté par laser chez l'Homme

SANTUCCI a observé un taux de succès significativement plus élevé dans le groupe avec irradiation au laser et coiffage au Vitrebond par rapport au groupe Dycal dans l'intervalle de 9 à 54 mois post-thérapeutique (87). YAZDANFAR a, quant à lui, obtenu un taux de succès de 100% dans le groupe laser et Vitrebond, ce qui est significativement plus élevé que les 60% du groupe Vitrebond seul à 1 an. Toutefois, les résultats de cette étude sont à modérer car il s'agissait d'une étude pilote avec un très petit échantillon (5 patients/groupe) (89).

3.2.5.3.2. Études chez l'animal

Aucune étude expérimentale chez l'animal n'a été rapportée concernant le coiffage pulpaire direct au CVI MAR après irradiation laser.

3.2.5.3.3. Etudes histologiques

Aucune étude histologique n'a été rapportée concernant l'effet sur la pulpe du laser associé au coiffage par CVI MAR.

3.2.5.4. Laser et système adhésif

3.2.5.4.1. Études chez l'Homme

Aucun essai clinique concernant le coiffage pulpaire direct par laser associé à un système adhésif n'est retrouvé dans la littérature.

3.2.5.4.2. Études chez l'animal

Auteurs	Année	Type de laser	Animal
SUZUKI (91)	2011	Laser CO ₂	rats
SUZUKI (95)	2005	Laser CO ₂	rats
OGISU (96)	2008	Laser CO ₂	rats

Tableau 14 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire avec système adhésif assisté par laser chez l'animal

Comme évoqué précédemment, OGISU a démontré que les effets du rayonnement sur la pulpe dépendaient de l'intensité de l'irradiation laser (96). Dans l'étude de SUZUKI en 2005, aucune formation de dentine réparatrice n'est observée dans les groupes test et contrôle. Cela peut s'expliquer par le suivi très court de l'étude (14 jours) et la cytotoxicité avérée de ce matériau au contact pulpaire (95). Son étude de 2011 n'a montré aucune différence significative en ce qui concerne la désorganisation du tissu pulpaire, l'inflammation, la pénétration bactérienne et la formation de dentine réparatrice entre les groupes (laser et adhésif, adhésif seul et hydroxyde de calcium seul) (91).

3.2.5.4.3. Études histologiques

Auteurs	Année	Type de laser	Taux de succès
SUZUKI (97)	2019	Laser CO ₂	<i>Ex vivo</i>
SUZUKI (98)	2019	Laser CO ₂	<i>Ex vivo</i>
FERRIELLO (99)	2010	Laser diode	<i>In vitro</i>

Tableau 15 : Liste des études histologiques traitant d'un coiffage pulpaire avec système adhésif assisté par laser

Le choix d'un système adhésif comme « matériau de coiffage » permet d'évaluer l'efficacité individuelle du laser sans utilisation d'un matériau bio-actif de coiffage. Dans sa première étude, SUZUKI, à 8 mois post-traitement, n'observe pas de véritable formation de pont dentinaire mais seulement une fine couche de matrice irrégulière dans le groupe irradié puis coiffé par un système adhésif (97). Dans son autre étude, après 6 mois, seulement 1 dent sur 7 du groupe irradié au laser puis coiffé directement avec un système adhésif présentait un pont dentinaire complètement formé. 3 dents/7 dans le groupe non irradié mais coiffé au Dycal présentaient un pont dentinaire. Toutefois, à 1 an, toutes les dents irradiées présentaient un pont dentinaire. Celui-ci était partiel dans 3 cas sur 7 et complet dans 4 cas. En revanche 43% des dents coiffées au Dycal ne présentaient toujours pas de pont. Néanmoins, aucune différence significative n'a été observée entre les groupes et l'irradiation laser a montré une cicatrisation pulpaire comparable au groupe Dycal (98). FERRIELLO a observé une augmentation non significative de la prolifération cellulaire des fibroblastes dans les groupes ayant reçu un traitement laser par rapport aux matériaux seuls (99).

3.2.5.5. Laser et absence de matériau de coiffage

3.2.5.5.1. Études chez l'Homme

Dans la littérature, tous les coiffages pulpaire directs assistés par laser ont été réalisés en association avec un matériau de coiffage pulpaire.

3.2.5.5.2. Études chez l'animal

Dans la littérature, tous les coiffages pulpaire directs assistés par laser ont utilisé un matériau de coiffage après irradiation.

3.2.5.5.3. Études histologiques

Auteurs	Année	Type de laser	Type d'étude
FERRIELLO (99)	2010	Laser diode	In vitro
EDUARDO (100)	2008	Laser diode	In vitro
PEREIRA (103)	2012	Laser diode	In vitro
YAMAKAWA (104)	2018	Laser Er :YAG et diode	In vitro
OHBAYASHI (105)	1999	Laser diode	In vitro
MATSUI (106)	2007	Laser diode	In vitro
MATSUI (107)	2008	Laser diode	In vitro

Tableau 16 : Liste des études histologiques traitant des effets du laser sur la pulpe sans matériau de coiffage

YAMAKAWA a étudié l'effet des lasers Er :YAG et diode sur une lignée cellulaire de la pulpe porcine. Il a constaté une augmentation de la prolifération cellulaire et des métalloprotéinases matricielles dans les deux groupes utilisant les lasers par rapport au groupe contrôle (104). De plus, tout comme les études de OHBAYASHI et MATSUI réalisées sur cellules pulpaire humaines, il a observé une augmentation significative de l'activité de la phosphatase alcaline après irradiation (104–107).

FERRIELLO a observé une augmentation non significative de la prolifération des fibroblastes en culture lorsqu'ils étaient exposés à un faisceau laser diode (99). EDUARDO a, de son côté, évalué les effets du laser diode sur les cellules souches pulpaire en milieu nutritif normal et déficitaire. La croissance cellulaire dans les conditions nutritionnelles normales était identique que les cellules aient été irradiées ou non. Néanmoins, dans les conditions de déficit nutritionnel, le laser a amélioré de manière significative la croissance cellulaire des cellules souches pulpaire (100).

3.2.6. Limites

Le nombre d'études réalisé chez l'Homme et retrouvé dans la littérature est limité et la moitié d'entre elles ont déjà plus de 20 ans. De plus, parmi celles-ci, cinq lasers différents ont été utilisés. On remarque ainsi un manque de standardisation des protocoles.

Les informations concernant les paramètres d'utilisation des lasers dans les études sont parfois insuffisantes. Par exemple, aucune des études de MORITZ n'a indiqué si le laser était employé en mode focalisé ou défocalisé. De même, aucune information n'est renseignée sur la durée d'application du rayonnement (52,85,86). Ce manque d'information constitue un biais important considérant les variations de résultats que l'on peut obtenir pour un même laser avec différents paramètres.

Bien que toutes les études réalisées chez l'Homme montrent de meilleurs taux de succès lorsque les thérapeutiques de coiffages pulpaire sont associées au laser, les résultats des études *ex vivo* et animales sont plus hétérogènes. En effet la plupart ne mettent pas en évidence de différences significatives des réponses pulpaire entre les groupes traités au laser ou non (85–92,98).

Néanmoins, il est probable que ces différences de résultats puissent être liées à la courte durée de suivi des études expérimentales et aux paramètres utilisés (52,63). En effet, le faisceau laser appliqué sur une chambre pulpaire animale très petite (celle du rat par exemple) peut entraîner des dommages thermiques plus importants et donc des effets iatrogènes plus fréquents (98).

De plus, il a été observé une disparité des matériaux de coiffage utilisés compliquant la comparaison des différentes études. En effet, quatre types de matériaux sont utilisés dont des CVI

MAR et des systèmes adhésifs qui ne sont pourtant pas indiqués pour le coiffage pulpaire direct. Cette disparité de matériaux de coiffage est également responsable de biais au sein même de certaines études comme celle de SANTUCCI qui n'utilise pas de groupe contrôle adéquat (87).

Comme abordé dans la deuxième partie de ce travail, l'hydroxyde de calcium a longtemps été considéré comme le « *gold standard* » des thérapeutiques de coiffage pulpaire. Des matériaux plus récents comme le MTA ou la Biodentine possèdent de meilleures propriétés, notamment sur la stimulation de la dentinogenèse tertiaire et la formation d'un pont dentinaire. Dans les études cliniques, cinq sur six utilisent l'hydroxyde de calcium comme matériau de coiffage mais aucune n'a évalué les effets du laser couplés au MTA ou à la Biodentine. Notre analyse de la littérature soulève donc le manque actuel d'essais cliniques bien menés sur l'association du laser aux thérapeutiques de coiffage pulpaire direct réalisées avec du MTA ou de la Biodentine.

Par ailleurs, différentes méthodes d'évaluation de la vitalité pulpaire ont été utilisées dans les essais chez l'Homme pour établir les taux de succès de ces thérapeutiques (120). Quatre études ont utilisé l'anamnèse et les tests de sensibilité pulpaire malgré le fait qu'ils reposent sur la subjectivité du patient et qu'ils ne mesurent que l'état neuronal de la pulpe (87–90). Seulement deux études ont utilisé la Fluxmétrie par Laser Doppler qui évalue directement le flux sanguin pulpaire et apparaît donc plus fiable (85,86).

Enfin, MACHADO dans sa revue systématique de la littérature et sa méta-analyse, a indiqué que la qualité méthodologique des études chez l'Homme ainsi que le niveau de preuve scientifique étaient médiocres pour 4 études (85–87,90) et mauvais pour deux études (88,89) (selon les scores de DOWNS and BLACK). De plus, la qualité des recommandations cliniques, évaluée à l'aide du GRADE (The Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation), était très faible. Par conséquent, les résultats traduits par ces études doivent être interprétés avec prudence en raison de leurs très faible niveau de preuve (120).

Pour conclure, notre analyse de la littérature ne nous permet pas, compte tenu des résultats et observations recueillies dans les différentes publications, de recommander un laser plus qu'un autre dans les thérapeutiques de coiffage pulpaire direct, ni de déterminer un protocole clinique précis garantissant de meilleurs résultats (63).

CONCLUSION

De nos jours, le paradigme de la dentisterie micro-invasive tend à préserver le plus possible la vitalité pulpaire grâce à des thérapeutiques bio-conservatrices avant d'envisager le traitement endodontique de la dent. Par ailleurs, l'apparition récente d'une codification dans la Classification Commune de Actes Médicaux pour l'acte de coiffage pulpaire direct en témoigne.

L'obtention d'un laser est un investissement coûteux en terme de matériel, de formation et d'aménagement des locaux. Il se doit donc de pouvoir être rentabilisé. Cependant, il n'existe pas de laser universel répondant à toutes les indications en odontologie. En effet, il est nécessaire de connaître les interactions spécifiques qui existent entre les différents lasers et les tissus cibles afin de s'équiper du matériel adapté à sa pratique.

Dans le cadre du coiffage pulpaire direct, les lasers utilisés dans la littérature sont les lasers Er:YAG, Er:YSGG, CO₂, Nd:YAG et diodes. Les résultats cliniques semblent très prometteurs, montrant des taux de succès allant de 70% à 100%. Cependant, quel laser choisir précisément ?

Malheureusement, l'absence de protocole et de paramètres fixes entraînent une confusion à la lecture des résultats des différentes études. De plus, le nombre restreint d'études cliniques, leur faible niveau de preuve ainsi que la divergence de leurs conclusions avec les études expérimentales, ne nous permettent pas de conclure à une supériorité réelle de l'utilisation du laser combiné au coiffage pulpaire direct. Il semblerait néanmoins que la thérapie laser soit un atout du fait de ses capacités de stimulation de la dentinogenèse tertiaire, de décontamination des surfaces irradiées et d'hémostase.

D'après cette analyse de littérature, les preuves scientifiques restent insuffisantes pour affirmer que le laser permet d'améliorer le taux de succès des thérapeutiques de coiffage pulpaire direct. Par conséquent, il est nécessaire de poursuivre les études avec une qualité méthodologique supérieure associée à l'utilisation de matériaux actuels comme le MTA ou la Biodentine afin de déterminer quel laser et quel protocole utiliser pour suppléer au mieux les thérapeutiques de coiffage pulpaire direct.

LISTE DES ABREVIATIONS

CPD : Coiffage Pulpaire Direct
ADN : Acide Désoxyribonucléique
ATP : Adénosine Triphosphate
ARNm : Acide Ribonucléique Messenger
ALP : Phosphatase Alcaline
DSP : Sialoprotéine Dentinaire
ONP : Ostéopontine
DMP1 : Dentin Matrix Protein 1
BMP : Protéine Osseuse Morphogénétique
CSP : Cellules Souches Pulpaire

BIBLIOGRAPHIE

1. Jayawardena JA, Kato J, Moriya K, Takagi Y. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod* [Internet]. févr 2001 [cité 4 déc 2018];91(2):222-9. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210401140746>
2. Alex G. Direct and indirect pulp capping : a brief history, material innovations, and clinical case report. *Compendium*. mars 2018;39(3):183-90.
3. Thuan TX. *Voyage au coeur de la lumière*. Paris: Gallimard; 2008.
4. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *PhysZ*. 1917;18:121-8.
5. Maiman T. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*. 1960;187:493-4.
6. Patel C. Interpretation of CO₂ optical maser experiments. *Phys Rev Lett*. 1964;12:588.
7. Bridges W. Laser oscillation in singly ionized argon in the visible spectrum. *Appl Phys Lett*. 1964;4(7):4-128.
8. Pick R. Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc*. 1993;124(2):37-47.
9. Vasudev Ballal N, Kundabal M, Bhat M and KS. Lasers General Principles – a review. *Int J Clin Dent* [Internet]. 2011;4(2):133-46. Disponible sur: https://www.researchgate.net/publication/287236283_Lasers_general_principles_A_review
10. Myers T, Myers W, Stone R. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd: YAG. *Northwest Dent*. 1989;68(2):14-7.
11. Rey G, Girard J-L, Para A, Lamouret B, Aubriot E, Hollard E, et al. *Utilisation des lasers en endodontie*. Collection JPIO. Paris: CdP; 2014.
12. Coluzzi DJ. Laser and light fundamentals. In: Coluzzi DJ, Parker SPA, éditeurs. *Lasers in dentistry-current concepts*. Cham: Springer International Publishing; 2017. p. 17-27.
13. de Freitas PM, Simões A. *Lasers in Dentistry - Guide for clinical practice* [Internet]. Oxford: Wiley & Sons; 2015. 359 p. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9781118987742>
14. Serve J-P, Moureaux P. *Rayonnements lasers - Principe, application, risque et maîtrise du risque d'exposition* [Internet]. Institut national de recherche et de sécurité INRS; 2018 p. 52. Disponible sur: <http://www.inrs.fr/media.html?refINRS=ED%206071>
15. Coluzzi DJ, Parker SPA. *Lasers in dentistry—current concepts*. Springer; 2017.
16. Puissance [Internet]. *Dictionnaire Larousse*. [cité 11 déc 2019]. Disponible sur: <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/puissance/65022>

17. Dederich D. Laser/Tissue interaction. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):57-61.
18. Zezell DM, Ana PA, Pereira TM, Correa PR, Jr WV. Heat generation and transfer on biological tissues due to high-intensity laser irradiation. In: *Developments in Heat Transfer [Internet]*. Londres: IntechOpen; 2011 [cité 8 juill 2019]. p. 227-46. Disponible sur: <https://www.intechopen.com/books/developments-in-heat-transfer/heat-generation-and-transfer-on-biological-tissues-due-to-high-intensity-laser-irradiation>
19. Centre de formation des lasers médicaux. Bases physiques des LASERs-formation lasers médicaux [Internet]. *Formation lasers médicaux.* [cité 24 nov 2018]. Disponible sur: <http://xn--formationlasersmdicaux-q8b.com/bases-physiques-des-lasers/>
20. Stroumza J-M. Apport des lasers en odontologie. *Actual Odonto-Stomatol.* sept 2015;(272):2-14.
21. Mordon S. Applications médicales du laser. *Reflète phys.* oct 2010;(21):65-9.
22. Rey G, Missika P. Les lasers et la chirurgie dentaire - Innovations et stratégies cliniques. Collection JPIO. Paris: CdP; 2010.
23. Karu TI. Cellular mechanisms of photobiomodulation. In: *Lasers in Dentistry [Internet]*. John Wiley & Sons, Ltd; 2015 [cité 15 janv 2019]. p. 23-6. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9781118987742.ch4>
24. Chavantes MC, Ribeiro MS, Pinto NC. Low power lasers. In: *Lasers in Dentistry [Internet]*. John Wiley & Sons, Ltd; 2015 [cité 15 janv 2019]. p. 19-22. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9781118987742.ch3>
25. Gaultier F. Apport des lasers en chirurgie buccale. *Cah Prothese [Internet]*. 2011 [cité 24 nov 2018];(Hors-série la chirurgie orale au quotidien):23-9. Disponible sur: https://www.researchgate.net/publication/283257232_Apport_des_lasers_en_chirurgie_buccale
26. Roy G. Laser in dentistry-Review. *International Journal of clinical dentistry [Internet]*. 2009 [cité 27 nov 2018];1(1):13-9. Disponible sur: https://www.researchgate.net/publication/265145915_Laser_in_dentistry-Review
27. Commission européenne. Guide à caractère non contraignant pour la mise en oeuvre de la directive 2006/25/CE sur les rayonnements optiques artificiels [Internet]. 2011. Disponible sur: <https://op.europa.eu/fr/publication-detail/-/publication/556b55ab-5d1a-4119-8c5a-5be4fd845b68/language-fr>
28. Gardner DG, Farquhar DA. A classification of dysplastic forms of dentin. *J Oral Pathol Med [Internet]*. 1979 [cité 30 juill 2019];8(1):28-46. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1600-0714.1979.tb01620.x>
29. Lasfargues J-J, Colon P. *Odontologie conservatrice et restauratrice.* Collection JPIO. Paris: CdP; 2010.
30. Simon S, Cooper PR, Berdal A, Machtou P, Smith AJ. *Biologie pulpaire : comprendre*

pour appliquer au quotidien [Internet]. [cité 30 juill 2019]. Disponible sur: <https://www.sop.asso.fr/admin/documents/ros/ROS0000223/2069.pdf>

31. JK A, PF S. Oral development and histology. New York: Thieme; 2002.
32. Berman L, Hargreaves K. Cohen's pathways of the pulp expert consult 10th Edition. 10th Ed. St. Louis: Mosby; 2010.
33. Simon S, Cooper PR, Isaac J, Berdal A. Tissue engineering and endodontics. In: Preprosthetic and maxillofacial surgery. Issy-les-Moulineaux: Elsevier-Masson; 2011: 336-62.
34. Zhang W, Yelick PC. Vital pulp therapy—current progress of dental pulp regeneration and revascularization. Int J Dent [Internet]. 2010 [cité 28 mai 2019];2010:1-9. Disponible sur: <http://www.hindawi.com/journals/ijd/2010/856087/>
35. Kuttler Y. Classification of dentine into primary, secondary, and tertiary. Oral Surg Oral Med Oral Pathol [Internet]. août 1959;12(8):996-9. Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0030422059902075>
36. Goldberg M, Smith AJ. Cells and extracellular matrices of dentin and pulp: a biological basis for repair and tissue engineering. Crit Rev Oral Biol Med. janv 2004;15(1):13-27.
37. Simon S, Machtou P, Pertot W-J. Endodontie. Collection JPIO. Paris: CdP; 2012.
38. Stanley HR, White CL, McCray L. The rate of tertiary (reparative) dentine formation in the human tooth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol [Internet]. févr 1966 [cité 16 janv 2019];21(2):180-9. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0030422066902404>
39. Ricucci D, Loghin S, Lin LM, Spångberg LSW, Tay FR. Is hard tissue formation in the dental pulp after the death of the primary odontoblasts a regenerative or a reparative process? J Dent [Internet]. sept 2014 [cité 11 déc 2018];42(9):1156-70. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571214001948>
40. Tziafas D. The future role of a molecular approach to pulp-dentinal regeneration. 2004;38(3):314-20.
41. Smith AJ, Murray PE, Lumley PJ. Preserving the vital pulp in operative dentistry: I. A biological approach. Dent Update. mars 2002;29(2):64-9.
42. Todea C, Kerezsi C, Balabuc C, Calniceanu M, Filip L. Pulp capping - from conventional to laser-assisted therapy (I). J Oral Laser Appl. 2008;8(2):71-82.
43. Cooper PR, Holder MJ, Smith AJ. Inflammation and regeneration in the dentin-pulp complex: a double-edged sword. J Endod. avr 2014;40(4 Suppl):S46-51.
44. Tziafas D, Smith AJ, Lesot H. Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. J Dent. févr 2000;28(2):77-92.
45. Torabinejab M, Walton RE. Endodontics. 4th éd. Philadelphie: Saunders; 2009.

46. Ferracane JL, Cooper PR, Smith AJ. Can interaction of materials with the dentin-pulp complex contribute to dentin regeneration? *Odontology*. févr 2010;98(1):2-14.
47. Paladino F, Toledano C, Serfaty R. Estimer l'état pulpaire. *Real Clin*. 2013; 24(4):253-64.
48. Bence R. Guide d'endodontie clinique. Paris: J. Prélat; 1978.
49. Académie Canadienne d'Endodontie. Normes de pratique [Internet]. Winnipeg; 2017. Disponible sur: https://www.caendo.ca/wp-content/uploads/2017/10/Standards-of-Practice-2017_FR.pdf
50. American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms [Internet]. [cité 30 juill 2019]. Disponible sur: <https://www.aae.org/specialty/clinical-resources/glossary-endodontic-terms/>
51. Aguilar P, Linsuwanont P. Vital pulp therapy in vital permanent teeth with cariously exposed pulp: a systematic review. *J Endod*. mai 2011;37(5):581-7.
52. Javed F, Kellesarian SV, Abduljabbar T, Gholamiazizi E, Feng C, Aldosary K, et al. Role of laser irradiation in direct pulp capping procedures: a systematic review and meta-analysis. *Laser Med Sci*. févr 2017;32(2):439-48.
53. Dammaschke T. The history of direct pulp capping. *J Hist Dent*. 2008;56(1):9-23.
54. Berman L, Hargreaves K. Vital pulp therapy. In: Cohen's Pathways of the Pulp Expert Consult 11th Edition. 11th Ed. Issy-les-Moulineaux: Elsevier-Masson; 2016. p. 849-76.
55. Fuks AB. Vital pulp therapy with new materials for primary teeth: new directions and treatment perspectives. *J Endod* [Internet]. juill 2008 [cité 18 nov 2018];34(7):S18-24. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239908001945>
56. Hilton T. Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Oper Dent* [Internet]. 2009 [cité 20 oct 2018];34(5):615-25. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2856472/>
57. Poggio C, Ceci M, Dagna A, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M. In vitro cytotoxicity evaluation of different pulp capping materials: a comparative study. *J Ind Hyg Toxicol*. sept 2015;66(3):181-8.
58. Komabayashi T, Ebihara A, Aoki A. The use of lasers for direct pulp capping. *J Oral Sci* [Internet]. 2015 [cité 1 oct 2018];57(4):277-86. Disponible sur: https://www.jstage.jst.go.jp/article/josnusd/57/4/57_277/_pdf/_char/en
59. Haute Autorité de Santé. Rapport d'évaluation technologique : Evaluation du parage de plaie de la pulpe par coiffage pulpaire direct [Internet]. 2019. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2019-03/rapport_coiffage_pulpaire.pdf

60. Grahama L, Cooper PR, Cassidy N, Norb JE, Sloana AJ, Smith AJ. The effect of calcium hydroxide on solubilisation of bio-active dentine matrix components. *Biomaterials*. 2006;27:2865-73.
61. Mouawad S, Artine S, Hajjar P. Frequently asked questions in direct pulp capping of permanent teeth. *Dent Update* [Internet]. 2014 [cité 3 oct 2019];41(4):298-304. Disponible sur: https://www.researchgate.net/publication/263165560_Frequently_asked_questions_in_direct_pulp_capping_of_permanent_teeth
62. Hess JC, Medioni E, Vene G. Thérapeutique endodontique, Ensemble pulpodentinaire, Conservation de la vitalité pulpaire: le coiffage. *Encycl Med Chir* [Internet]. 1990 [cité 29 sept 2019];1-51. Disponible sur: <https://docplayer.fr/111632557-Therapeutique-endodontique-ensemble-pulpodentinaire-conservation-de-la-vitalite-pulpaire-le-coiffage.html>
63. Deng Y, Zhu X, Zheng D, Yan P, Jiang H. Laser use in direct pulp capping a meta-analysis. *J Am Dent Assoc*. déc 2016;147(12):935-42.
64. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghanavati F, Rahimi H. A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* [Internet]. oct 2008 [cité 12 janv 2019];106(4):609-14. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210408004356>
65. Willershausen B, Willershausen I, Ross A, Velikonja S, Kasaj A, Blettner M. Retrospective study on direct pulp capping with calcium hydroxide. *Quintessence Int*. Fev 2011;42(2):165-71.
66. Dammaschke T, Leidinger J, Schäfer E. Long-term evaluation of direct pulp capping—treatment outcomes over an average period of 6.1 years. *Clin Oral Investig* [Internet]. oct 2010 [cité 11 déc 2018];14(5):559-67. Disponible sur: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-009-0326-9>
67. Macwan C, Deshpande A. Mineral trioxide aggregate (MTA) in dentistry: A review of literature. *Journal of oral research and review* [Internet]. 2014;6(2):71-4. Disponible sur: https://www.researchgate.net/publication/40428136_Mineral_Trioxide_Aggregate-A_Review
68. Czarnecka B, Coleman NJ, Shaw H, Nicholson JW. The use of mineral trioxide aggregate in endodontics - status report. *Dent Med Probl*. 2008;45(1):5-11.
69. Kuratate M, Yoshiba K, Shigetani Y, Yoshiba N, Ohshima H, Okiji T. Immunohistochemical analysis of nestin, osteopontin, and proliferating cells in the reparative process of exposed dental pulp capped with mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2008;34(8):970-4.
70. Dominguez M, Witherspoon D, Gutmann J, Opperman L. Histological and scanning electron microscopy assessment of various vital pulp-therapy materials. *J Endod* [Internet]. mai 2003 [cité 19 nov 2018];29(5):324-33. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239905604153>

71. Youssef A-R, Emara R, Taher MM, Al-Allaf FA, Almalki M, Almasri MA, et al. Effects of mineral trioxide aggregate, calcium hydroxide, biodentine and Emdogain on osteogenesis, odontogenesis, angiogenesis and cell viability of dental pulp stem cells. *BMC Oral Health* [Internet]. déc 2019 [cité 22 juill 2019];19(1):133. Disponible sur: <https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12903-019-0827-0>
72. Micro-Mega. Réparations canalaires et endodontiques MM-MTA [Internet]. [cité 6 nov 2019]. Disponible sur: <https://micro-mega.com/obturation/mm-mta>
73. Mente J, Hufnagel S, Meltem L, Michel A, Holger G, Panagidis D, et al. Treatment outcome of mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: long-term results. *J Endod.* 2014;40(11):1746-51.
74. Suhag K, Duhan J, Tewari S, Sangwan P. Success of direct pulp capping using mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide in mature permanent molars with pulps exposed during carious tissue removal: 1-year follow-up. *J Endod.* 2019;45(7):840-7.
75. Shenkin J, Wilson L. Mineral trioxide aggregate may be the most effective direct pulp capping material. *J Evid Base Dent Practice.* 2019;19(2):183-5.
76. Hilton T, Ferracane JL, Mancl L. Comparison of CaOH with MTA for direct pulp capping : a PBRN randomized clinical trial. *J Dent Res.* 2013;92(7 Suppl):16S-22S.
77. Paula A, Laranjo M, Marto CM, Paulo S, Abrantes AM, Casalta-Lopes J, et al. Direct pulp capping: what is the most effective therapy?-systematic review and meta-analysis. *J Evid Base Dent Practice* [Internet]. 2018 [cité 2 oct 2019];18(4):298-314. Disponible sur: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1532338217303597?token=5135E8EEEC1DBFBACB68F6FF208F986C55986D2256828E9BEEAA23F1462A09715C21218A3E40FA2315110CA95C627E175>
78. Colon P, Goldberg M. Biodentine TM « Vers une dentine synthétique en capsule ? ». *Cercle Dent.* 2010;(42):1-11.
79. Kaur M, Singh H, Dhillon JS, Batra M, Saini M. MTA versus Biodentine: review of literature with a comparative analysis. *J Clin Diagn Res* [Internet]. août 2017 [cité 2 oct 2019];11(8):ZG01-5. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5620936/>
80. Paula A, Laranjo M, Marto CM, Abrantes AM, Casalta-Lopes J, Gonçalves AC, et al. Biodentine™ Boosts, WhiteProRoot®MTA increases and Life® suppresses odontoblast activity. *Materials (Basel)* [Internet]. 11 avr 2019 [cité 1 oct 2019];12(7). Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6479701/>
81. Harms CS, Schäfer E, Dammaschke T. Clinical evaluation of direct pulp capping using a calcium silicate cement-treatment outcomes over an average period of 2.3 years. *Clin Oral Investig.* sept 2019;23(9):3491-9.
82. Parunyaprom N, Nirunsittirat A, Chuveera P, Na L, Srisuwan T, Sastraruji T, et al. Outcomes of direct pulp capping by using either ProRoot Mineral Trioxide Aggregate or Biodentine in permanent teeth with carious pulp exposure in 6- to 18-year-old patients: a randomized controlled trial. *J Endod.* 2018;44(3):341-8.

83. Awawdeh L, Al-Qudah A, Hamouri H, Chakra RJ. Outcomes of vital pulp therapy using Mineral Trioxide Aggregate or Biodentine: a prospective randomized clinical trial. *JOE* [Internet]. 2018 [cité 2 oct 2019];44(11). Disponible sur: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0099239918305508?token=0B4F1E41F27DB10FE11A6199D8792D4AD1ABB125858344100B62DC13D116E7D9A226A88C26D287D77E04187428A0472B>
84. Haute Autorité de Santé. Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique [Internet]. 2013. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-06/etat_des_lieux_niveau_preuve_gradation.pdf
85. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. The CO₂ laser as an aid in direct pulp capping. *J Endod* [Internet]. avr 1998 [cité 14 juill 2018];24(4):248-51. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239998801064>
86. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. Advantages of a pulsed CO₂ laser in direct pulp capping: a-term in vivo study. *Laser Surg Med*. 1998;22(5):288-93.
87. Santucci PJ. Dycal versus Nd:YAG laser and Vitrebond for direct pulp capping in permanent teeth. *J Clin Laser Med Surg*. avr 1999;17(2):69-75.
88. Olivi G, Genovese MD, Maturo P, Docimo R. Pulp capping: advantages of using laser technology. *Eur J Paediatr Dent*. 2007;8(2):89-95.
89. Yazdanfar I, Gutknecht N, Franzen R. Effects of diode laser on direct pulp capping treatment: A pilot study. *Laser Med Sci*. mai 2015;30(4):1237-43.
90. Cengiz E, Yilmaz HG. Efficacy of erbium, chromium-doped:yttrium, scandium, gallium, and garnet laser irradiation combined with resin-based tricalcium silicate and calcium hydroxide on direct pulp capping: a randomized clinical trial. *J Endod* [Internet]. mars 2016 [cité 11 déc 2018];42(3):351-5. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S009923991501078X>
91. Suzuki M, Ogisu T, Kato C, Shinkai K, Katoh Y. Effect of CO₂ laser irradiation on wound healing of exposed rat pulp. *Odontology*. 2011;99(1):24-44.
92. Hasheminia SM, Feizi G, Razavi SM, Feizianfard M. Histologic evaluation of three treatment methods for direct pulp capping of cat's canine. *Iran Endod J* [Internet]. juill 2007;2(2):54-60. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3857517/>
93. Nammour S, Tielemans M, Heyselaer D, Pilipili C, De Moor R, Nyssen-Behets C. Comparative study on dogs between CO₂ laser and conventional technique in direct pulp capping. *Rev Belge Med Dent*. 1984;64(2):81-6.
94. Bidar M, Moushekhian S, Gharechahi M, Talati A, Ahrari F, Bojarpour M. The effect of low level laser therapy on direct pulp capping in dogs. *Laser Med Sci* [Internet]. 18 juill 2016 [cité 4 déc 2018];7(3):177-83. Disponible sur: <http://journals.sbmu.ac.ir/jlms/article/view/9948>

95. Suzuki M, Katsumi A, Watanabe R, Shirono M, Katoh Y. Effects of an experimentally developed adhesive resin system and CO2 laser irradiation on direct pulp capping. *Oper Dent*. déc 2005;30(6):702-18.
96. Ogisu T, Suzuki M, Shinkai K, Katoh Y. Irradiation and direct pulp capping with experimentally developed adhesive resin systems containing reparative dentin-promoting agents. *J Oral Laser App*. 2008;8(4):257-73.
97. Suzuki M, Kato C, Kawashima S, Shinkai K. Histopathological findings of an exposed human pulp carbonised by CO2 laser irradiation: A case report. *Aust Endod J* [Internet]. nov 2018 [cité 4 déc 2018];45:265-73. Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1111/aej.12315>
98. Suzuki M, Kato C, Kawashima S, Shinkai K. Clinical and histological study on direct pulp capping with CO2 laser irradiation in human teeth. *Oper Dent*. nov 2018;44(4):336-47.
99. Ferriello V, Faria MR, Cavalcanti BN. The effects of low-level diode laser treatment and dental pulp-capping materials on the proliferation of L-929 fibroblasts. *J Oral Sci*. 2010;52(1):33-8.
100. Eduardo F de P, Bueno DF, de Freitas PM, Marques MM, Passos-Bueno MR, Eduardo C de P, et al. Stem cell proliferation under low intensity laser irradiation: A preliminary study. *Laser Surg Med* [Internet]. août 2008 [cité 18 nov 2018];40(6):433-8. Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1002/lsm.20646>
101. Utsunomiya T. A histopathological study of the effects of low-power laser irradiation on wound healing of exposed dental pulp tissues in dogs, with special reference to lectins and collagens. *Journal of Endodontics* [Internet]. mars 1998 [cité 11 déc 2018];24(3):187-93. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239998801817>
102. Arany P, Cho A, Hunt T, Sidhu G, Shin K, Hahm E, et al. Photoactivation of endogenous latent transforming growth factor- β 1 directs dental stem cell differentiation for regeneration. *Science Translational Medicine*. 2014;6(Issue 238):1-12.
103. Oliveira Pereira L, Figueiro Longo JP, Bentes Azevedo R. Laser irradiation did not increase the proliferation or the differentiation of stem cells from normal and inflamed dental pulp. *Archives of Oral Biology*. 2012;57:1079-85.
104. Yamakawa S, Niwa T, Karakida T, Kobayashi K, Yamamoto R, Chiba R, et al. Effects of Er:YAG and diode laser irradiation on dental pulp cells and tissues. *Int J Mol Sci*. 2018;19(2429):1-22.
105. Ohbayashi E, Matsushima K, Hosoya S, Abiko Y, Yamazaki M. Stimulatory effect of laser irradiation on calcified nodule formation in human dental pulp fibroblasts. *J Endod*. 1999;25(1):4.
106. Matsui S, Tsujimoto Y, Matsushima K. Stimulatory effects of hydroxyl radical generation by Ga-Al-As laser irradiation on mineralization ability of human dental pulp cells. *Biological & Pharmaceutical Bulletin* [Internet]. 2007 [cité 11 déc 2018];30(1):27-31. Disponible sur: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/bpb/30.27?from=CrossRef>

107. Matsui S, Takeuchi H, Tsujimoto Y, Matsushima K. Effects of Smads and BMPs induced by Ga-Al-As laser irradiation on calcification ability of human dental pulp cells. *Journal of Oral Science* [Internet]. 2008 [cité 20 oct 2018];50(1):75-81. Disponible sur: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/josnugd/50.75?from=CrossRef>
108. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent*. janv 2007;19:178-86.
109. Diacy J, Gaspirc B. Review : Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *LA&HA* [Internet]. 2012;2012(1):1-13. Disponible sur: https://www.laserandhealthacademy.com/media/objave/academy/priponke/1_13_laha_journal_2012_1a.pdf
110. Romanos G, Nentwig G-H. Diode Laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. *J Clin Laser Med Surg*. oct 1999;17(5):193-7.
111. M. Jawad M, AbdulQader ST, Zaidan BB, Zaidan AA, AbdulQader IT, Naji AW. An overview: laser applications in dentistry. *Int J Pharmacol*. févr 2011;7(2):189-97.
112. Houzard C. Bases physiques des lasers médicaux [Internet]. 2016. Disponible sur: <http://spiralconnect.univ-lyon1.fr/spiral-files/download?mode=inline&data=7223246>
113. Mohammadi Z. Laser applications in endodontics: an update review. *Int Dent J*. 1 févr 2009;59(1):35-46.
114. Paladino F, Toledano C, Serfaty R. Implication clinique. *Real Clin*. 2013;24(4):253-64.
115. Castellucci A. *Endodontics Vol 1. Vol. 1. Il Tridente*; 2004.
116. Matsumoto K, Wakabayashi H, Funato A, Shirasuga T, Nishihama R, Onodera A. Pathohistologic findings of dental pulp irradiated by He-Ne gass laser. *Jpn J Cons Dent*. 1988;31:947-52.
117. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;19:515-30.
118. Goyal M, Makkar S, Pasricha S. Low Level Laser Therapy in Dentistry. *Int J Laser Dent*. 2013;3(3):82-8.
119. Ferreira ANS, Silveira L, Genovese WJ, de Araújo VC, Frigo L, de Mesquita RA, et al. Effect of GaAlAs laser on reactional dentinogenesis induction in human teeth. *Photomed Laser Surg*. juin 2006;24(3):358-65.
120. Machado da Silva T, de Oliveira da Rosa W, Marques M, Piva E, Fernandes da Silva A. Does laser improve the clinical success in direct pulp capping? a systematic review and meta-analysis. *J Oral Health Dent Care*. 2017;1(1):1-8.
121. Todea C, Kerezsi C, Balabuc C, Calniceanu M, Filip L. Pulp capping - from conventional to laser-assisted therapy (II). *J Oral Laser App*. 2008;8(3):147-55.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Représentation d'une onde électromagnétique montrant l'amplitude et la longueur d'onde(15)	12
Figure 2 : Longueurs d'onde des différents lasers dentaires actuellement disponibles sur le spectre électromagnétique(15).....	13
Figure 3 : Cavité résonnante d'un laser (9)	14
Figure 4 : Schéma montrant les interactions laser – tissu possibles (18)	15
Figure 5 : Coefficients d'absorption des chromophores des tissus biologiques et leur relation avec les principaux lasers utilisés en dentisterie(15)	16
Figure 6 : Pictogramme danger rayonnement laser (14).....	20
Figure 7 : La densité des tubuli dentinaires varie en fonction de la profondeur de la dentine et de la proximité pulpaire (29,33)	21
Figure 8 : Les deux types de dentine tertiaire (29,33)	22
Figure 9 : Les éléments anatomiques majeur de la pulpe (32)	23
Figure 10 : Schéma de Bence représentant le potentiel réparateur de la pulpe face à l'accumulation des agressions dans le temps (47)	24
Figure 11 : Organigramme de la recherche bibliographique	31
Figure 12 : Histogramme représentant le nombre d'articles publiés en fonction du type et des années	32
Figure 13 : Diagramme circulaire étudiants les différents lasers utilisés chez l'Homme en coiffage pulpaire direct (85–90)	33
Figure 14 : Diagramme circulaire étudiant les différents lasers utilisés chez l'animal et lors des études biologiques (1,1,91–100)	33
Figure 15 : Histogramme représentant les différents matériaux de coiffage utilisés après irradiation (1,85–100)	34
Figure 16 : Radiographie préopératoire de 47	40
Figure 17 : Effraction pulpaire après curetage au laser Er, Cr :YSGG	40
Figure 18 : Coagulation pulpaire après irradiation au laser Er, Cr :YSGG	40
Figure 19 : Mise en place du matériau de coiffage (hydroxyde de calcium)	41
Figure 20 : Radiographie post-opératoire à 4 ans	41
Tableau 1 : Résumé de la classe 3B et 4 de la nouvelle classification des lasers selon la norme NF-EN 60825-1 de 2014(14,27)	19
Tableau 2 : Indications et contre-indications du coiffage pulpaire direct (32,34,42,45,47,50,51,55,59–61)	26
Tableau 3 : Tableau résumant les avantages et inconvénients de l'hydroxyde de calcium en tant de matériau de coiffage pulpaire direct (2,42,44,46,54,56,57,60,63,64)	28
Tableau 4 : Tableau résumant les avantages et inconvénients du MTA en tant de matériau de coiffage pulpaire direct (56,68,69,73)	29
Tableau 5 : Tableau résumant les avantages et inconvénients de la Biodentine en tant que matériau de coiffage pulpaire direct (57,71,78,80–83)	30
Tableau 6: Grade des recommandations (84)	32
Tableau 7 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des différents lasers (22,26,109–113).....	37
Tableau 8 : Les différents paramètres LASER utilisés dans les essais cliniques chez l'Homme	39
Tableau 9 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire au Ca(OH) ₂ assisté par laser chez	

l'Homme.....	44
Tableau 10 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire au Ca(OH) ₂ assisté par laser chez l'animal	45
Tableau 11 : Liste des études histologiques traitant d'un coiffage pulpaire au Ca(OH) ₂ assisté par laser	45
Tableau 12 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire au MTA assisté par laser chez l'animal.....	45
Tableau 13 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire au CVI MAR assisté par laser chez l'Homme	46
Tableau 14 : Liste des articles traitant d'un coiffage pulpaire avec système adhésif assisté par laser chez l'animal.....	46
Tableau 15 : Liste des études histologiques traitant d'un coiffage pulpaire avec système adhésif assisté par laser	47
Tableau 16 : Liste des études histologiques traitant des effets du laser sur la pulpe sans matériau de coiffage	48

ANNEXES

Annexe 1 : Tableau récapitulatif des méta-analyses, revues et revues systématiques

Auteurs/Années	Type d'étude/ Grade	Analyse
JAVED 2017 (52)	Revue systématique et méta-analyse Grade A	Les taux de succès des groupes avec traitement laser sont significativement > à ceux des groupes contrôles
MACHADO DA SILVA 2017 (120)	Revue systématique et méta-analyse Grade A	Les preuves sont insuffisantes pour dire que le laser est un adjuvant au CPD augmentant le taux de succès
DENG 2016 (63)	Méta-analyse Grade A	Sur la base de preuves limitée, le laser a amélioré le pronostic du CPD
KOMABAYASHI 2015 (58)	Revue Grade C	Hémostase et décontamination
TODEA 2008 (121)	Revue Grade C	Capacité du traitement laser à stimuler la formation de dentine réparatrice Décontamination des surfaces irradiées et effet antidouleur

Annexe 2 : Tableau récapitulatif des études chez l'Homme

Auteurs/ Années	Type d'étude/ Grade	Nombre de dents	Age moyen	Matériaux utilisés	Durée suivi	Taux de succès	Biais
CENGIZ 2016 (90)	RCT Grade B	gp 1 : 15 gp 2 : 15 gp 3 : 15 gp 4 : 15	28 (18-41)	Dycal Er, Cr : YSGG+Dycal TheraCal Er, Cr : YSGG + TheraCal	6 mois	73% 100% 66,6% 100%	
YAZDANFAR 2014 (89)	RCT Grade B	Gp 1 : 5 Gp 2 : 5	27,8(20-40) 23,4(12-39)	Laser diode + Vitrebond Vitrebond	12 mois	100% 60%	Petits échantillons et utilisation de CVI MAR en matériau de coiffage
OLIVI 2007 (88)	RCT Grade B	Gp 1 : 11 Gp 2 : 15 Gp 3 : 8 Gp 4 : 10 Gp 5 : 10 Gp 6 : 10	14,5 (11-18) 27,1 (19-40)	Life Er, Cr : YSGG + Life Er : YAG + Life Life Er, Cr : YSGG + Life Er : YAG + Life	48 mois	63% 80% 75% 50% 80% 70%	- Curetage au laser dans le groupe 2 et 3 et conventionnel dans les autres groupes - n≠ dans les groupes 1, 2, 3
SANTUCCI 1999 (87)	Etude rétrospective Grade C	Gp 1 : 64 Gp 2 : 29	Non renseigné	Nd : YAG + Vitrebond Dycal	54 mois	90,3% 43,6%	- matériaux de coiffage et nombre d'échantillons différents entre le groupe test et le groupe témoin - Ancienneté de l'étude
MORITZ 1998 (85)	RCT Grade B	Gp 1 : 100 Gp 2 : 100	34,4(8-74) 33,9 (9-68)	Laser CO ₂ + Life Life	12 mois	89% 68%	Ancienneté de l'étude
MORITZ 1998 (86)	RCT Grade B	Gp 1 : 130 Gp 2 : 130	34,8(15-64) 33,9 (9-68)	Laser CO ₂ + life life	24 mois	93% 68%	Ancienneté de l'étude

Annexe 3 : Tableau récapitulatif des études sur l'animal

Auteurs / Années	Type d'étude /Grade	Taille Echantillon	Matériaux utilisés	Durée suivi	Résultats études	Biais
SUZUKI 2011 (90)	Etude randomisée Grade B	Gp1 : 25 Gp2 : 25 Gp3 : 25	Laser CO ₂ + système adhésif système adhésif Ca(OH) ₂ +système adhésif	1 mois	Absence de différence significative	- Utilisation d'un adhésif en tant que matériau de coiffage - étude chez le rat - suivi de l'étude très court
HASHEMINIA 2008 (91)	Etude randomisée Grade B	Gp1 : 12 Gp2 : 12 Gp3 : 12	MTA Er :YAG+MTA Er :YAG + Ca(OH) ₂	4 mois	Absence de différence significative	- Absence de groupe contrôle Ca(OH) ₂ - étude chez le chat - suivi de l'étude court
JAYAWERDENA 2001 (92)	Etude comparative Grade C	Gp 1 : 38 Gp 2 : 38	Dycal Er :YAG + Dycal	2 semaines	La formation de dentine réparatrice augmente dans le groupe 2	- Etude chez le rat - Curetage au laser dans groupe 2 mais pas dans le 1 - suivi de l'étude très court
NAMMOUR 1984 (93)	Etude randomisée Grade B	Gp1 : 30 Gp 2 : 30	Laser CO ₂ +Ca(OH) ₂ Ca(OH) ₂	10 semaines	93% et épaisseur moyenne pont dentinaire de 391,5 +/-33 micromètres donc 33% plus important 82% et épaisseur moyenne 294,1 +/- 28 micromètres différences significatives pour les deux valeurs	- Etude chez le chien - suivi de l'étude très court
BIDAR 2016 (94)	Etude randomisée Grade B	Gp1 : 7 Gp2 : 7 Gp3 : 7 Gp4 : 7 Gp5 : 7	MTA Laser Diode 630nm + MTA Laser Diode 810nm + MTA Laser Diode 630nm + feuille d'or Laser Diode 810nm + feuille d'or	2 mois	Pont dentinaire observé dans 100% des cas des groupes 1, 2,3 et dans 80% des cas des groupes 4 et 5 Pont dentinaire plus épais dans les groupes 1, 2 et 3	- Etude chez le chien - suivi de l'étude très court

Le type de matériau de coiffage utilisé est un facteur plus important que l'application de LLLT dans le succès du CDP						
SUZUKI 2005 (95)	Etude comparative Grade C	50 rats	Gp1 à 11 : différents systèmes d'adhésifs expérimentaux Gp12 : adhésif du commerce Gp13 : laser CO ₂ + adhésif du commerce Gp14 : Dycal + adhésif du commerce	14 jours	Pas de formation de dentine réparatrice dans le groupe laser	- Suivi de l'étude très court - étude chez le rat - Résines adhésives en tant que matériau de coiffage
OGISU 2008 (96)	Etude Comparative Grade C	75 rats répartis en 12 groupes	Gp 1 à 4 : Laser CO ₂ faible intensité + différents systèmes adhésifs Gp 5 à 8 : Laser CO ₂ d'intensité moyenne + différents systèmes adhésifs Gp 9 à 12 : Laser CO ₂ forte intensité + différents systèmes adhésifs Gp 12 : Ca(OH) ₂	3,7,14 jours	- Absence de différence significative en terme de cicatrisation avec les 3 intensités différentes - Cicatrisation pulpaire et la formation d'un pont dentinaire plus rapide avec traitement avec une faible intensité	- Etude chez le rat - suivi de l'étude très court
UTSUNOMIYA 1998 (101)	Etude comparative Grade C	Gp 1 : 72 Gp 2 : 72	laser diode + Ca(OH) ₂ Ca(OH) ₂	1, 3, 7 semaines	Formation d'une matrice fibreuse plus rapide dans le groupe laser	- Etude chez le chien

Annexe 3 : Tableau récapitulatif des études histologiques ex vivo et in vitro

Auteurs / Années	Type d'étude	Taille	Matériaux utilisés	Suivi	Taux de succès	Biais
SUZUKI 2019 (97)	Ex vivo a case report	Gp 1 : 3	Laser CO ₂ + système adhésif	30, 50 ou 260 jours	Gp1 : formation d'une matrice extracellulaire au contact de la pulpe mais absence de pont dentinaire même à 260 jours	- Absence de groupes contrôles sans laser
	Grade C	Gp 2 : 3	Laser CO ₂ + Dycal		Gp2 : pont dentinaire épais et complet observé à 260 jours post-traitement	- le suivi n'est pas le même pour toutes les dents - petit échantillon
SUZUKI 2019 (98)	Ex vivo Essai clinique à simple insu Randomisé	Gp 1 : 14 Gp 2 : 14	Laser CO ₂ + système adhésif Dycal+ système adhésif	à 6 ou 12 mois	Absence de différence significative pour tous les paramètres histopathologiques étudiés	
FERRIELLO 2010 (99)	In vitro Etude comparative	6 cultures cellulaires fibroblastes L-929	Gp 1 : témoins sans traitement Gp 2 : Ca(OH) ₂ Gp 3 : système adhésif Gp 4 : 1 + LLLT Gp 5 : 2 + LLLT Gp 6 : 3 + LLLT	1,3, 5 et 7 jours	La LLLT n'influence pas significativement la prolifération des fibroblastes L-929 quand elle est combinée à un matériau de coiffage pulpaire	
	Grade C					
EDUARDO 2008 (100)	In vitro Etude comparative	3 cultures de CSP	Gp1 : contrôle sans irradiation Gp2 : laser diode P=20mW 6sec Gp3 : laser diode P=40mW 3sec	48 heures	Croissance cellulaire significativement plus élevée dans les groupes lasers que le groupe contrôle, dans les conditions nutritionnelles normales ou déficitaires	
	Grade C				Meilleure stimulation des cellules à 20mW par rapport à 40mW	

ARANY 2014 (102)	Etude comparative Grade C In vitro	CSP	laser diode + Ca(OH) ₂ Ca(OH) ₂	NR	Le faisceau laser active TGF β1 dans ces cellules Augmentation des marqueurs de différenciation en odontoblastes par rapport au groupe témoin (DMP1 , DSP, OPN, ALP)
PEREIRA 2012 (103)	Etude comparative Grade C In vitro	CSP enflammées ou non	Gp contrôle 1 : CSP saines Gp contrôle 2 : CSP enflammées Gp3: CSP saines + laser diode 10sec Gp4 : CSP saines + laser diode 60sec Gp5: CSP enflammées + laser diode 10sec Gp 6 : CSP enflammées + laser diode 60 secondes	4 jours	Absence de différence statistique significative pour la prolifération des CSP et la production de tissus minéralisés que ce soit sur pulpe enflammée ou non par rapport au groupe contrôle
YAMAKAWA 2018 (104)	Etude comparative Grade C In vitro	96 puits Lignée cellulaire dérivé de la pulpe chez le porc (cellules PPU-7)	Gp contrôle Gp : laser Er :YAG Gp : laser diode	1 et 3 jours	Augmentation de la prolifération cellulaire et des métalloprotéinases matricielles dans les groupes lasers par rapport au groupe control Augmentation significative de l'activité de ALP par rapport au groupe control
OHBAYASHI 1999 (105)	Etude comparative Grade C In vitro	Cellules pulpaire humaine 24 puits	Gp contrôle :sans irradiation Gp test: irradiation au laser diode	7, 14, 21 et 28 jours	Augmentation significative de l'activité de la phosphatase alcaline, de la présence tissus minéralisés, de la production de collagène et d'ostéocalcine dans le groupe laser
MATSUI 2007 (106)	Etude comparative Grade C In vitro	Cellules pulpaire humaines	Gp contrôle sans irradiation Gp test : irradiation au laser diode	28 jours	Augmentation de la présence de tissu minéralisé, de l'activité de l'ALP et de BMP
MATSUI 2008 (107)	Etude comparative Grade C In vitro	Cellules pulpaire humaines	Gp contrôle sans irradiation Gp test : irradiation au laser diode	30 jours	Augmentation de la production de calcium et de l'activité de la phosphatase alcaline dans Gp test Augmentation de l'expression des ARNm pour Smad 1, 7 , BMP, ALP et l'ostéocalcine dans le groupe test

de COURTILLOLES d'ANGLEVILLE (Fanny). – Apports du LASER dans les thérapeutiques de coiffage pulpaire direct de la dent permanente mature. – 70 f. ; ill. ; tabl. ; 121 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2020)

RESUME

Le coiffage pulpaire direct est une thérapeutique dite « bio-conservatrice ». Il permet, en cas d'effraction pulpaire, de maintenir la vitalité de la pulpe en stimulant la formation de dentine tertiaire suite à l'application d'un matériau bioactif. Les matériaux principalement utilisés sont le MTA, la Biodentine et historiquement l'hydroxyde de calcium. Certains auteurs ont essayé d'associer la technologie LASER, de plus en plus présente dans les différents domaines de la dentisterie, à cette thérapeutique de coiffage pulpaire direct. Le but de ce travail sera d'évaluer les effets du laser sur la pulpe ainsi que les apports de ces technologies en coiffage pulpaire direct.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Odontologie conservatrice et endodontie

MOTS CLES MESH

Laser – Lasers
Thérapie laser – Laser Therapy
Coagulation par LASER – Laser coagulation
Coiffage pulpaire – Pulp capping
Exposition pulpaire – Dental pulp exposure

JURY

Président : Professeur Perez F.
Assesseur : Docteur Gaudin A.
Directeur : Docteur Aubeux D.
Co-directeur : Professeur Badran Z.

ADRESSE DE L'AUTEUR

11 rue Sully – 41400 Montrichard
fafafanny@hotmail.fr