

UNIVERSITE DE NANTES  
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année : 2006

N° 36:

**LASER DOPPLER ET DIAGNOSTIC PULPAIRE**

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE  
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée et soutenue publiquement par*

**MARY Delphine**

Née le 21.11.79

Le 12 octobre 2006 devant le jury :

Président : Mme le Professeur Christine Frayssé

Assesseur : M. le Professeur Alain Jean

Assesseur : M. le Professeur Olivier Laboux

Assesseur : Mme Le Docteur Elisabeth Roy

Directeur de thèse : Mme le Docteur Valérie Armengol

# **SOMMAIRE**

<b>1</b>	<b><u>INTRODUCTION.</u></b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b><u>HISTO-PHYSIOLOGIE DE LA PULPE DENTAIRE : RAPPELS.</u></b>	<b>8</b>
<b>2.1</b>	<b>INTRODUCTION.</b>	<b>8</b>
<b>2.2</b>	<b>COMPOSITION DE LA PULPE.</b>	<b>8</b>
2.2.1	LES CELLULES.	8
2.2.2	LA MATRICE EXTRACELLULAIRE.	9
<b>2.3</b>	<b>LA VASCULARISATION PULPAIRE.</b>	<b>9</b>
2.3.1	GENERALITES.	9
2.3.2	CARACTERISTIQUES.	10
2.3.2.1	Les artères.	10
2.3.2.2	Les capillaires.	10
2.3.2.3	Les veines.	10
2.3.2.4	Les anastomoses artério-veineuses.	10
2.3.3	HISTO-PHYSIOLOGIE VASCULAIRE.	10
<b>2.4</b>	<b>L'INNERVATION PULPAIRE.</b>	<b>11</b>
2.4.1	GENERALITES.	11
2.4.2	L'INNERVATION SENSITIVE PULPAIRE.	12
2.4.2.1	Origine.	12
2.4.2.2	Organisation.	12
2.4.2.3	Types de fibres sensibles.	12
2.4.3	L'INNERVATION NEUROVEGETATIVE.	13
2.4.3.1	Origine.	13
2.4.3.2	Organisation.	13
2.4.3.3	Types de fibres motrices.	14
<b>2.5</b>	<b>PHYSIO-PATHOLOGIE PULPAIRE.</b>	<b>14</b>
2.5.1	GENERALITES.	14
2.5.2	LES REACTIONS DENTINAIRES.	14

2.5.2.1	La sclérose dentinaire.	14
2.5.2.2	La formation de zones mortes.	15
2.5.2.3	La synthèse de dentine réactionnelle.	15
2.5.3	LES REACTIONS PULPAIRES.	15
2.5.3.1	L'inflammation pulpaire ou pulpite.	15
2.5.3.2	La nécrose pulpaire.	16
2.5.3.3	Les manifestations dégénératives.	16
2.5.4	CLASSIFICATION DES PULPOPATHIES.	16
<b>3</b>	<b><u>LES MOYENS ACTUELS DE DIAGNOSTIC PULPAIRE.</u></b>	<b>17</b>
<b>3.1</b>	<b>GENERALITES.</b>	<b>17</b>
<b>3.2</b>	<b>LES TESTS DE PERCUSSION.</b>	<b>17</b>
3.2.1	LA PERCUSSION AXIALE.	17
3.2.2	LA PERCUSSION TRANSVERSALE OU SUCCUSSION.	18
3.2.3	LES LIMITES DES TESTS DE PERCUSSION.	18
<b>3.3</b>	<b>LES TESTS THERMIQUES.</b>	<b>18</b>
3.3.1	LE TEST AU FROID.	18
3.3.1.1	Le principe.	18
3.3.1.2	Les résultats.	18
3.3.1.3	Les limites du test au froid.	19
3.3.2	LE TEST AU CHAUD.	19
3.3.2.1	Le principe.	19
3.3.2.2	Les résultats.	19
3.3.2.3	Les limites du test au chaud.	20
<b>3.4</b>	<b>LE TEST ELECTRIQUE.</b>	<b>20</b>
3.4.1	LE PRINCIPE.	20
3.4.2	LES RESULTATS.	20
3.4.3	LES LIMITES DU TEST ELECTRIQUE.	20
<b>3.5</b>	<b>LA RADIOGRAPHIE : APPORTS ET LIMITES.</b>	<b>21</b>
<b>3.6</b>	<b>LES AUTRES METHODES DE DIAGNOSTIC PULPAIRE.</b>	<b>22</b>
3.6.1	L'OXYMETRIE.	22
3.6.2	LA PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE.	22
3.6.3	LA SONDE DE RADIATION AU XENON.	22
<b>4</b>	<b><u>LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER.</u></b>	<b>23</b>

<b>4.1 LA LUMIERE LASER.</b>	<b>23</b>
4.1.1 GENERALITES.	23
4.1.2 RAPPELS.	24
4.1.2.1 Rappels sur l'absorption d'énergie par une particule.	24
4.1.2.2 Rappels sur la lumière.	24
4.1.3 L'EMISSION DE LUMIERE.	25
4.1.3.1 L'émission spontanée.	25
4.1.3.2 L'émission stimulée.	25
4.1.4 LES CONDITIONS DE L'EMISSION STIMULEE.	26
4.1.4.1 Le milieu actif.	26
4.1.4.2 Le système de pompage.	27
4.1.4.3 La cavité résonante de Perot et Fabry.	27
4.1.4.4 Les autres éléments composant un laser.	28
4.1.5 LES MODES DE FONCTIONNEMENT LES PLUS FREQUENTS D'UN LASER.	28
4.1.5.1 L'émission continue.	28
4.1.5.2 L'émission pulsée relaxée.	28
4.1.5.3 L'émission pulsée déclenchée ou <i>Q-Switched</i> .	28
4.1.6 LES PROPRIETES DU RAYONNEMENT LASER.	29
4.1.6.1 La cohérence spatio-temporelle.	29
4.1.6.2 La monochromaticité.	29
4.1.6.3 La directivité.	29
4.1.6.4 L'énergie ou luminance.	29
4.1.7 INTERACTIONS ET EFFETS DES LASERS SUR LES TISSUS VIVANTS.	30
4.1.7.1 La réflexion.	30
4.1.7.2 La transmission.	30
4.1.7.3 La diffusion.	31
4.1.7.4 L'absorption.	31
4.1.8 LES DIFFERENTS TYPES DE LASERS.	32
4.1.8.1 Les lasers à solides.	32
4.1.8.2 Les lasers à gaz.	34
4.1.8.3 Les lasers à liquides ou à colorants.	35
4.1.9 CONCLUSION.	35
<b>4.2 L'EFFET DOPPLER.</b>	<b>36</b>
4.2.1 DEFINITION DE L'EFFET DOPPLER.	36
4.2.2 RELATIONS FONDAMENTALES.	36
4.2.3 L'EFFET DOPPLER EN PRATIQUE CLINIQUE.	37

4.2.3.1	Généralités.	37
4.2.3.2	Les modes d'utilisation du Doppler.	38
<b>4.3</b>	<b>LA VELOCIMETRIE OU FLUXMETRIE LASER DOPPLER.</b>	<b>39</b>
4.3.1	GENERALITES.	39
4.3.2	LES BASES DE LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER.	40
4.3.2.1	Principe.	40
4.3.2.2	Application pratique.	40
4.3.3	LE CALIBRAGE ET LA STANDARDISATION.	41
4.3.3.1	Le calibrage.	41
4.3.3.2	La standardisation.	42
4.3.4	EXEMPLES D'APPLICATIONS MEDICALES DE LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER.	42
4.3.4.1	La dermatologie.	42
4.3.4.2	L'angiologie et la chirurgie vasculaire.	42
4.3.4.3	L'ophtalmologie.	43
4.3.4.4	La neurochirurgie.	43
4.3.4.5	La gastro-entérologie.	43
<b>5</b>	<b><u>LES ETUDES CLINIQUES DU FLUX SANGUIN PULPAIRE CHEZ L'HOMME PAR FLUXMETRIE LASER DOPPLER.</u></b>	<b>44</b>
<b>5.1</b>	<b>LES PROTOCOLES D'ETUDE.</b>	<b>44</b>
5.1.1	L'INSTRUMENTATION.	44
5.1.1.1	Le Fluxmètre Laser Doppler.	44
5.1.1.2	Le traitement des données.	46
5.1.2	LES PATIENTS INCLUS DANS LES ETUDES.	47
5.1.2.1	Les informations générales.	47
5.1.2.2	Les informations sur la dent testée ou les dents testées.	47
5.1.3	LES CONDITIONS D'ENREGISTREMENT DES DONNEES.	48
5.1.3.1	Le cadre de l'étude.	48
5.1.3.2	L'environnement.	48
5.1.3.3	Le patient.	49
5.1.3.4	La préparation bucco-dentaire.	49
5.1.3.5	L'enregistrement des données.	51
<b>5.2</b>	<b>LES RESULTATS.</b>	<b>52</b>
5.2.1	DENTS SAINES ANESTHESIEES.	52
5.2.2	DENTS NECROSEES.	53

5.2.3	DENTS TRAUMATISEES.	56
5.2.3.1	Les études portant sur un patient.	56
5.2.3.2	Les études portant sur plusieurs patients.	58
5.2.4	EN CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE.	62
5.2.5	CONCLUSIONS DE LA REVUE BIBLIOGRAPHIQUE.	67
<b>6</b>	<b><u>ESSAIS CLINIQUES PRELIMINAIRES.</u></b>	<b>69</b>
<b>6.1</b>	<b>MATERIELS ET METHODES.</b>	<b>69</b>
6.1.1	LE FLUXMETRE LASER DOPPLER.	69
6.1.1.1	Description.	69
6.1.1.2	Calibrage.	71
6.1.2	LA PREPARATION DU PATIENT.	72
6.1.3	LE CHAMP OPERATOIRE.	72
6.1.4	LA FIXATION DE LA SONDE.	73
<b>6.2</b>	<b>LES RESULTATS : EXEMPLES DE TRACES OBTENUS.</b>	<b>75</b>
6.2.1	TROIS ENREGISTREMENTS D'UNE MEME DENT VITALE A DES TEMPS DIFFERENTS.	75
6.2.2	COMPARAISON ENTRE UNE PULPE NECROSEE ET UNE PULPE VITALE.	79
<b>6.3</b>	<b>CONCLUSIONS SUR LES ESSAIS PRELIMINAIRES.</b>	<b>82</b>
<b>7</b>	<b><u>CONCLUSION.</u></b>	<b>83</b>

# 1 Introduction.

Au quotidien, il est important pour le praticien d'évaluer l'état de la pulpe avant d'entreprendre une quelconque thérapeutique : ceci correspond à la démarche diagnostique. Ce cheminement logique doit mener à un diagnostic précis et fiable, afin de traiter le patient de manière efficace et rapide, par la mise en œuvre d'une thérapeutique appropriée.

En pratique, il n'est pas rare de rencontrer des difficultés au cours de cette démarche diagnostique. En effet, l'enquête que mène le praticien est compliquée par la diversité des formes histo-pathologiques pulpaire, ainsi que par l'impossibilité de connaître effectivement l'évolution histo-pathologique de la pulpe avec les tests actuels. La nature de ces tests est telle qu'ils ne permettent d'évaluer que la sensibilité pulpaire, par stimulation du réseau nerveux sensitif. Ils n'offrent que de façon imprécise et empirique la possibilité d'évaluer la vitalité pulpaire, conditionnée par la présence ou la persistance d'un réseau vasculaire fonctionnel.

Depuis de nombreuses années, la recherche s'intéresse aux techniques susceptibles d'apporter des informations sur l'état de la vascularisation pulpaire, tout en restant à la surface de l'organe dentaire. L'une de ces techniques, la Fluxmétrie Laser Doppler (FLD), déjà développée dans différentes disciplines médicales, est basée sur la détection de cellules sanguines en mouvement dans les tissus : elle est alors devenue un objet d'intérêt en odontologie conservatrice, pour le diagnostic pulpaire.

Ce travail présente une revue comparative et critique des différentes études publiées sur la Fluxmétrie Laser Doppler en odontologie conservatrice. Cette revue est précédée d'un rappel de l'histo-physiologie de la pulpe dentaire, d'un point sur les apports et les limites des moyens diagnostiques actuellement utilisés en pratique quotidienne par les chirurgiens dentistes, et du détail des principes physiques régissant le fonctionnement d'un Fluxmètre Laser Doppler. La dernière partie présente quelques résultats préliminaires de l'utilisation de la Fluxmétrie Laser Doppler, qui ont permis d'aiguiser notre sens critique vis-à-vis des diverses publications.

## 2 Histo-physiologie de la pulpe dentaire : rappels.

### 2.1 Introduction.

La pulpe dentaire est le tissu conjonctif lâche spécialisé situé au centre de la dent. La pulpe d'une dent mature se trouve donc dans un espace quasiment clos et inextensible.

La chambre pulpaire est la portion large contenant la pulpe située dans la couronne. Les canaux radiculaires, beaucoup plus étroits, contiennent la pulpe qui chemine à l'intérieur des racines. C'est par le foramen apical que la pulpe communique avec les structures adjacentes.

La pulpe est entourée au niveau coronaire et radiculaire par la dentine, avec laquelle elle forme une entité biologique, histologique et fonctionnelle : le complexe dentino-pulpaire ou organe dentino-pulpaire.

### 2.2 Composition de la pulpe. [32], [83], [108].

La pulpe est composée de cellules dispersées dans une matrice extracellulaire hydratée et peu dense.

#### 2.2.1 Les cellules.

La pulpe contient différents types cellulaires :

- En périphérie, les odontoblastes.
- Au niveau de la couche sous-odontoblastique se trouvent les cellules de Höhl.
- Au centre, des fibroblastes, des cellules mésenchymateuses différenciées et des cellules immunocompétentes.

## 2.2.2 La matrice extracellulaire.

La matrice extracellulaire de la pulpe est composée :

- De collagène ayant un rôle structural. Ce sont des collagènes de types I et III essentiellement, mais aussi de types V et VI. La quantité de collagène augmente avec l'âge.
- De glycosaminoglycannes qui maintiennent l'eau dans le tissu conjonctif.
- De glycoprotéines qui participent à l'adhésion des cellules.
- D'élastine qui assure l'élasticité des parois vasculaires.
- De métalloprotéases matricielles, enzymes impliquées dans la dégradation des composants de la matrice extracellulaire, donc dans le remodelage du tissu conjonctif.
- De lipides associés aux collagènes.

C'est au sein de cette matrice extracellulaire que s'organisent la vascularisation et l'innervation du tissu pulpaire.

## 2.3 La vascularisation pulpaire. [32], [83], [108].

### 2.3.1 Généralités.

La vascularisation artérielle apporte les différents métabolites qui transitent ensuite dans la matrice extracellulaire de la pulpe. Les produits issus du catabolisme sont éliminés grâce au retour veineux. Toute altération de la circulation pulpaire joue un rôle fondamental dans le déclenchement de désordres tissulaires.

## 2.3.2 Caractéristiques. [110]

### 2.3.2.1 Les artères.

Dans la zone péri-apicale, les vaisseaux pulpaire sont anastomosés aux vaisseaux parodontaux. La vascularisation artérielle pénètre dans la pulpe à travers le foramen apical par le biais d'une ou deux artérioles principales, issues des artères dentaires. Elles cheminent au centre du canal pulpaire, puis se ramifient au niveau de la chambre pulpaire jusqu'à former un réseau de capillaires en périphérie de la chambre.

### 2.3.2.2 Les capillaires.

Le réseau capillaire, dense en périphérie de la chambre pulpaire, est caractérisé par la présence de capillaires fenestrés au niveau de la couche sous-odontoblastique. Ces capillaires forment également des anses capillaires, qui pénètrent entre les corps cellulaires des odontoblastes et augmentent ainsi la surface d'échange disponible.

### 2.3.2.3 Les veines.

Les veinules post-capillaires se regroupent dans la chambre pulpaire pour former les veinules collectrices, qui cheminent dans le canal radiculaire jusqu'au foramen apical.

### 2.3.2.4 Les anastomoses artério-veineuses.

Les anastomoses artério-veineuses contribuent à la régulation du débit et de la pression du sang. Elles permettent également de dériver le flux sanguin lorsqu'une zone est lésée par l'inflammation.

## 2.3.3 Histo-physiologie vasculaire. [40]

La vascularisation pulpaire conditionne la vitalité du complexe dentino-pulpaire car elle apporte aux tissus les éléments nutritionnels nécessaires à leur métabolisme.

Le débit sanguin est régulé de manière locale grâce à la musculature des vaisseaux, cette autorégulation permet de garder la pression intra-pulpaire quasiment constante. Cependant, le réseau capillaire pulpaire peut subir une vasodilatation lorsque la pression artérielle augmente ou lors d'un spasme veineux. Cette vasodilatation peut aller jusqu'à la rupture de la paroi endothéliale, mais le plus souvent, l'augmentation de pression entraîne un œdème qui comprime les éléments structuraux et provoque des altérations :

- Réversibles lorsque la compression n'est pas trop intense et de courte durée.
- Localisées lorsque la zone lésée se trouve circonscrite grâce au réseau d'anastomoses artério-veineuses.
- Irréversibles lorsque la compression est trop intense et/ou de longue durée.

Au cours du processus inflammatoire, les neuropeptides libérés entraînent une vasodilatation ou une vasoconstriction qui participent à l'apparition de la douleur.

De plus, la vascularisation pulpaire est une vascularisation terminale enfermée, c'est-à-dire qu'après deux à trois épisodes inflammatoires, la pulpe est trop endommagée et enclenche sa nécrose.

La vascularisation a tendance à diminuer avec l'âge ; les parois vasculaires deviennent hyperplasiques ou dystrophiques. La vitalité et le potentiel de défense de la pulpe se trouvent ainsi diminués.

## 2.4 L'innervation pulpaire.

### 2.4.1 Généralités.

Le réseau nerveux pulpaire est majoritairement constitué de fibres sensibles issues du nerf trijumeau. Les corps cellulaires de ces neurones se trouvent dans le ganglion de Gasser. Des fibres vasomotrices sympathiques issues du ganglion cervical supérieur entrent également dans la composition de ce réseau nerveux.

## 2.4.2 L'innervation sensitive pulpaire. [2], [110], [119].

### 2.4.2.1 Origine.

Le nerf trijumeau se divise en trois branches : les nerfs ophtalmique, maxillaire et mandibulaire. Ces deux derniers donnent les nerfs alvéolaires. Les nerfs alvéolaires se divisent au niveau des apex dentaires pour former les branches parodontales et les branches pulpaire.

### 2.4.2.2 Organisation.

Les fibres nerveuses sensibles pulpaire entrent par le foramen apical et cheminent au centre du canal pulpaire avec les vaisseaux sanguins. Ces fibres donnent de nombreuses ramifications formant le plexus de Raschkow. De ce plexus émanent trois types de terminaisons nerveuses :

- Des boucles au niveau des corps des odontoblastes.
- Des boucles dans la prédentine.
- Des terminaisons dans les tubuli, à proximité des prolongements odontoblastiques (sur 200µm d'épaisseur).

### 2.4.2.3 Types de fibres sensibles.

Les fibres nerveuses sensibles sont responsables de la sensibilité pulpo-dentinaire, observée en réponse à des stimuli mécaniques, thermiques, chimiques ou électriques.

#### 2.4.2.3.1 Fibres amyéliniques pulpaire.

Ce sont les fibres C, qui représentent 70% des fibres nerveuses pulpaire.

Diamètre : 0,1µm à 1µm.

Vitesse de conduction : 0,5m/s à 2 m/s.

Elles sont chimiosensibles et thermosensibles. Leur seuil d'excitabilité est élevé mais la transmission des signaux est lente, expliquant les douleurs sourdes et diffuses. Elles participent à l'entretien de l'inflammation par la libération de neuromédiateurs comme la substance P.

#### 2.4.2.3.2 Fibres myéliniques pulpaire.

- Fibres A- $\delta$ .

Diamètre : 1 $\mu$ m à 4 $\mu$ m.

Vitesse de conduction : 4m/s à 30 m/s.

Elles véhiculent les sensibilités thermiques et algiques. Elles ont un seuil d'excitabilité faible avec une vitesse de conduction rapide (elles interviennent lors d'une douleur aiguë et épiciéntrique).

- Fibres A- $\beta$ .

Diamètre : 6 $\mu$ m à 10 $\mu$ m.

Vitesse de conduction : 30m/s à 80 m/s.

Elles transmettent les informations tactiles et proprioceptives (c'est la perception non douloureuse) avec un seuil d'excitabilité faible et une vitesse de transmission rapide.

### 2.4.3 L'innervation neurovégétative. [2], [110], [119].

#### 2.4.3.1 Origine.

Les fibres nerveuses sympathiques pulpaire sont à l'origine de l'innervation motrice de la pulpe. Les corps cellulaires de ces neurones sympathiques sont situés dans le ganglion cervical supérieur. Les fibres nerveuses atteignent la pulpe par deux voies différentes :

- Les fibres issues du ganglion cervical supérieur cheminent principalement le long des artères carotides puis des artères maxillaires et pénètrent dans la pulpe avec les artères dentaires supérieures et inférieures.
- Il existe une voie minoritaire par laquelle quelques fibres sympathiques rejoignent le ganglion de Gasser et cheminent avec les fibres sensibles.

#### 2.4.3.2 Organisation.

Les fibres nerveuses sympathiques intra-pulpaire cheminent le long des artérioles pulpaire.

### 2.4.3.3 Types de fibres motrices.

Les fibres motrices intra-pulpaire sont principalement noradrénergiques. Elles régulent la microcirculation pulpaire par vasoconstriction : leur activation réduit donc le flux sanguin pulpaire.

La noradrénaline n'est pas le seul neuromédiateur contenu dans ces fibres, elles contiennent également du neuropeptide Y et du VIP (Vasoactive Intestinal Peptide).

## 2.5 Physio-pathologie pulpaire.

### 2.5.1 Généralités. [24]

Lorsque la pulpe est à l'abri des agressions, protégée par les tissus durs qui l'entourent, elle assure ses fonctions de nutrition, de dentinogenèse et son rôle sensoriel.

Au moment où la destruction de ces tissus durs est enclenchée, la pulpe est exposée aux agents extérieurs (biologiques, chimiques ou physiques). Le complexe dentino-pulpaire peut répondre à cette agression par différents mécanismes, en fonction de ses antécédents, de l'intensité et de la durée de l'agression.

Les réactions de l'organe dentino-pulpaire sont différentes de celles des autres tissus conjonctifs : la pulpe est enfermée dans une cavité inextensible mais elle a la capacité de synthétiser une barrière calcifiée.

### 2.5.2 Les réactions dentinaires. [4], [24], [30], [53], [77], [91], [104].

Ces phénomènes de défense ont pour objectif d'empêcher la progression des agents nocifs vers la pulpe.

#### 2.5.2.1 La sclérose dentinaire.

C'est la réponse la plus fréquente. Les tubuli dentinaires situés en périphérie de l'agression sont oblitérés pour tout ou partie par des sels phosphocalciques. Cette sclérose permet de réduire la perméabilité de la dentine.

#### 2.5.2.2 La formation de zones mortes.

Dans ces zones, les prolongements odontoblastiques ont disparu, les tubuli sont donc beaucoup plus perméables, mais au sein de la pulpe située en regard de ces zones, des néo-odontoblastes synthétisent une couche de dentine réactionnelle scellant l'extrémité de ces tubuli.

#### 2.5.2.3 La synthèse de dentine réactionnelle.

C'est une réaction plus lente qui tend à augmenter l'épaisseur de la dentine, maintenant ainsi une distance entre la pulpe et les agresseurs.

### 2.5.3 Les réactions pulpaires. [107], [112].

Lorsque le processus pathologique évolue rapidement et que la dentine réactionnelle ne peut être formée, le tissu pulpaire répond par des phénomènes inflammatoires ou par des processus dégénératifs. Ces réactions ne concernent pas d'emblée l'ensemble du tissu conjonctif pulpaire.

#### 2.5.3.1 L'inflammation pulpaire ou pulpite.

Les mécanismes inflammatoires pulpaires sont identiques à ceux observés dans les autres tissus conjonctifs du corps humain. L'intensité de la réaction pulpaire varie en fonction de la vitesse de progression de l'agression.

De manière constante, une réduction du nombre et de la taille des corps cellulaires des odontoblastes est observée, accompagnée tout d'abord d'une vasodilatation capillaire (donc d'une stase circulatoire). Si l'agression perdure, un infiltrat inflammatoire se met en place, composé essentiellement de lymphocytes, de plasmocytes et de macrophages. Plus le phénomène est aigu, plus la quantité de polynucléaires neutrophiles augmente, leur activité de phagocytose entraînant la formation de micro-abcès dans la zone inflammatoire. A ce stade, le tissu peut reprendre une morphologie normale ou former un tissu cicatriciel (avec une prolifération de petits vaisseaux et de fibroblastes, ainsi qu'un dépôt de collagènes).

### 2.5.3.2 La nécrose pulpaire.

Elle survient lorsque les défenses mises en place au cours de l'inflammation ne peuvent éliminer les agents irritants.

### 2.5.3.3 Les manifestations dégénératives.

Lorsque la pulpe subit des agressions à répétition, elle devient prédisposée à la nécrose, car ses mécanismes de défense s'en trouvent affaiblis. La pulpe peut s'atrophier, par une réduction du nombre et du volume de ses cellules, ou bien subir une dégénérescence calcique caractérisée par la présence de dépôts de minéralisation.

## 2.5.4 Classification des pulpopathies.

Du fait d'une faible corrélation entre la clinique et l'histo-pathologie, la classification en fonction de l'étiologie et de l'histo-pathologie a été abandonnée au profit d'une classification à visée thérapeutique, basée sur la présence ou non de douleurs (Baume et Fiore-Donno, 1962) :

- Catégorie I : pulpes vitales, sans symptômes cliniques spontanés.
- Catégorie II : pulpes symptomatiques dont la vitalité peut être conservée.
- Catégorie III : la pulpite est irréversible, la biopulpectomie est indiquée.
- Catégorie IV : la pulpe est nécrosée, le parage canalaire est indiqué.

Les dents dont la pulpe nécessite d'être évaluée sont soumises à des tests cliniques sensitifs permettant de déterminer dans quelle catégorie se classent ces dents. Cette classification ne fait donc pas réellement état de la vitalité de la pulpe puisqu'elle ne tient pas compte de l'état de la vascularisation.

## 3 Les moyens actuels de diagnostic pulpaire.

### 3.1 Généralités. [15], [109].

Le diagnostic est une étape essentielle : avant toute intervention, il permet d'établir un choix raisonné d'une thérapeutique adaptée à la situation clinique.

En pratique quotidienne, le diagnostic repose sur une démarche logique composée de l'anamnèse et de l'examen clinique.

L'anamnèse est une étape qui permet au praticien de préciser :

- Le motif de consultation.
- Les antécédents médicaux et chirurgicaux du patient.
- Les caractéristiques de la douleur (ce qui oriente le praticien dans le choix des tests de sensibilité pulpaire à appliquer).

Le temps de l'examen clinique comprend l'inspection et la palpation extra-orales et intra-orales, puis les tests de sensibilité pulpaire peuvent être nécessaires. Ces tests n'ont de valeur que s'ils sont effectués en comparaison avec des dents contrôles.

### 3.2 Les tests de percussion. [36], [111].

#### 3.2.1 La percussion axiale.

Elle permet de vérifier l'état inflammatoire du péri-apex d'une dent.

Elle est exécutée à l'aide du manche d'un instrument utilisé pour frapper axialement sur la dent à tester et sur les dents contrôles.

Une percussion axiale positive révèle une inflammation desmodontale et péri-apicale dans les catégories IV de Baume.

### 3.2.2 La percussion transversale ou succussion.

Elle est également réalisée avec le manche d'un instrument, mais cette fois les vibrations engendrées sont perpendiculaires au grand axe de la dent.

Une percussion transversale positive peut révéler une souffrance pulpaire.

### 3.2.3 Les limites des tests de percussion.

La percussion axiale ne permet pas de juger de l'état pulpaire et de détecter les pulpopathies des catégories II et III de Baume. D'autre part, les maladies parodontales et les sinusites peuvent rendre les dents sensibles aux percussions. Il faut également avoir en tête la possibilité de se trouver devant des dents saines naturellement sensibles aux percussions.

## 3.3 Les tests thermiques.

### 3.3.1 Le test au froid. [41], [49], [50], [63], [80], [81], [88], [109], [111].

#### 3.3.1.1 Le principe.

Ce test peut être réalisé à l'aide de dichlorotétrafluoroéthane, de dichlorotétrafluorométhane ou de neige carbonique.

Les formules du commerce les plus couramment utilisées sont pulvérisables : le produit est pulvérisé sur une boulette de coton, qui est ensuite appliquée sur les dents à tester (toujours en comparaison avec les dents voisines ou controlatérales et si possible sur la face vestibulaire, proche du collet).

#### 3.3.1.2 Les résultats.

Lorsque le test au froid est positif, la vitalité pulpaire persiste.

Une réponse plus intense et plus durable au froid par rapport aux dents témoins, est interprétée comme un signe de souffrance pulpaire.

Un retard de réponse peut traduire une évolution vers la chronicité.

Lorsque le froid soulage la douleur, l'hypothèse d'une inflammation pulpaire évoluant vers la nécrose peut être avancée.

Une absence de sensibilité au froid peut suggérer une nécrose pulpaire.

### 3.3.1.3 Les limites du test au froid.

Tout d'abord, son interprétation est difficile, voire aléatoire, chez les enfants.

Chez l'adolescent et l'adulte, la réponse est directement en relation avec l'épaisseur de tissu dentaire calcifié qui sépare la pulpe de la source de froid : une absence de réponse peut être liée à un haut degré de calcification (par exemple l'épaisseur de dentine secondaire qui augmente avec l'âge, les calcifications intra-pulpaire).

Les restaurations coronaires composites ont tendance à isoler et peuvent induire des réponses plus faibles. Les obturations coronaires métalliques augmentent la conduction thermique et peuvent donc entraîner des réponses plus intenses.

Une absence de réponse peut également être observée à la suite de traumatismes dentaires.

## 3.3.2 Le test au chaud. [81], [115].

### 3.3.2.1 Le principe.

La gutta percha et la pâte de Kerr sont les matériaux les plus couramment utilisés. Elles sont chauffées à la flamme d'une lampe à alcool et appliquées aussitôt sur la face vestibulaire des dents testées, à distance de la gencive.

### 3.3.2.2 Les résultats.

Une absence de réponse à ce test n'implique pas d'hypothèse diagnostique.

Un test au chaud positif et douloureux est typique d'une pulpite aiguë purulente, mais cette réponse peut également correspondre à une dilatation des gaz occlus dans une dent à pulpe nécrosée.

### 3.3.2.3 Les limites du test au chaud.

La température à laquelle les matériaux sont chauffés n'est pas déterminée avec précision : une température trop faible peut entraîner de fausses réponses, une température trop élevée peut être responsable de lésions pulpaires.

Quant à la reproductibilité de ce test, elle n'est pas assurée du fait de ce mauvais contrôle de la température.

## 3.4 Le test électrique. [14], [26], [42], [67], [68], [69], [80], [109], [111].

### 3.4.1 Le principe.

Le système monopolaire est le plus utilisé : le praticien maintient une électrode au contact de la dent testée, l'autre électrode est soit labiale, soit maintenue par le patient.

L'intensité du courant est augmentée progressivement jusqu'à ce que le patient ressente la stimulation (par stimulation des fibres nerveuses myélinisées de la pulpe).

Ce test est donc reproductible pour une même dent chez un même patient.

### 3.4.2 Les résultats.

Les sensations éprouvées par les patients lors d'un test électrique sont très diverses, allant des fourmillements, vibrations et pulsations, aux picotements, voire même aux sensations d'air froid.

Théoriquement, une dent vitale produit une réponse positive. La réponse la plus fiable correspond cependant à l'absence de sensation avec l'intensité la plus élevée face à une nécrose pulpaire.

### 3.4.3 Les limites du test électrique.

Des modifications du seuil douloureux peuvent être engendrées par le stress (diminution du seuil), par la prise de sédatifs ou d'analgésiques (augmentation du seuil).

Le courant appliqué peut dériver vers le parodonte et entraîner de fausses réponses positives, si la dent n'est pas sèche, si elle présente une fêlure ou une fracture ou une obturation métallique. Une fausse réponse positive peut également survenir par dilatation des gaz occlus lors d'une nécrose pulpaire.

Chez les jeunes patients, la fiabilité de ce test est mise à mal par l'immaturation des fibres myélinisées.

La réponse peut être négative sans pour autant signifier une nécrose pulpaire, en présence d'un traumatisme dentaire, d'une calcification intra-pulpaire excessive, ou d'une restauration au composite.

Tous ces tests sont utiles au quotidien, mais il convient de garder à l'esprit que les réponses à ces tests peuvent être biaisées dans de nombreuses circonstances (les faux positifs et les faux négatifs cités dans les limites de ces tests). De plus, les réponses obtenues donnent des informations sur la sensibilité pulpaire et non sur la vitalité pulpaire : ce sont des tests sensitifs qui stimulent le réseau nerveux sensitif pulpaire, tandis que la vitalité pulpaire au sens propre est définie par sa vascularisation.

### 3.5 La radiographie : apports et limites. [10], [13], [79], [111].

La radiographie peut permettre d'affiner un diagnostic, d'affirmer ou d'infirmier la véracité d'hypothèses diagnostiques, mais elle présente de réelles limites. Elle fournit une image plane de structures en trois dimensions avec une superposition des éléments, elle ne reflète donc pas l'anatomie telle qu'elle est. De plus, les signes radiologiques d'une pathologie sont tardifs par rapport à la réalité clinique.

## 3.6 Les autres méthodes de diagnostic pulpaire.

### 3.6.1 L'oxymétrie. [31], [41], [51], [64], [86], [97].

Cette méthode non invasive permettrait de déterminer la saturation en oxygène du sang, ainsi que la vitesse de pulsation sanguine dans le tissu étudié. Cette technique est peu répandue car les résultats peuvent être faussés par un excès de dioxyde de carbone sanguin et par les mouvements non contrôlés de la sonde et du patient.

### 3.6.2 La photopléthysmographie. [7], [41], [44], [65], [96].

Cette technique a pour but de mettre en évidence la présence ou non d'un pouls pulpaire, en enregistrant les éventuelles variations de densité optique lors des pulsations sanguines. La photopléthysmographie n'a pas fait l'objet de nombreuses recherches, bien que les premiers résultats aient été encourageants.

### 3.6.3 La sonde de radiation au Xénon. [41], [54].

Une solution comprenant du Xénon<sup>133</sup> est injectée dans le ligament parodontal, puis l'isotope est recherché au niveau coronaire grâce à une sonde. Cette technique est très peu décrite et étudiée.

Tout comme la fluxmétrie laser Doppler, ces techniques diffèrent des tests précédents car elles ont pour objectif de détecter la présence d'un flux sanguin, seule preuve de la persistance de la vitalité d'une dent.

## 4 La Fluxmétrie Laser Doppler.

La Fluxmétrie Laser Doppler (FLD) est une méthode diagnostique non invasive, qui a pour objectif de mesurer le flux de cellules sanguines à l'intérieur d'un tissu [74]. Cette technique combine l'utilisation du rayonnement laser et de l'effet Doppler.

### 4.1 La lumière laser.

#### 4.1.1 Généralités. [11], [52].

L'abréviation « laser » signifie en français Amplification de Lumière par Emission Stimulée de Rayonnement, traduit de l'anglais *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*.

En 1917, Einstein a découvert le principe physique du laser : l'émission stimulée. Mais son application pratique n'est devenue possible qu'en 1950, grâce à Kastler et sa théorie du pompage optique. Ces théories ont ensuite été utilisées en 1954 par Townes pour mettre au point le « maser » (émetteur de micro-ondes par émission stimulée), puis par Maiman en 1960, pour produire un faisceau lumineux monochromatique intense, appelé laser à rubis. Dans les quelques années qui suivirent, les lasers à gaz et à colorants furent mis au point.

Contrairement aux autres sources de rayonnements lumineux artificiels, le rayonnement laser est composé de photons émis par stimulation, dans la même direction, à la même fréquence et à la même longueur d'onde.

L'outil laser, fin faisceau lumineux focalisé sans dissipation d'énergie, s'applique à de nombreux secteurs d'activité : en tête de file l'industrie, puis le secteur militaire, la médecine et notamment l'odontologie, les arts et spectacles, la communication, l'informatique avec les imprimantes laser, l'économie avec les lecteurs de codes-barres.

## 4.1.2 Rappels. [11], [37], [52].

### 4.1.2.1 Rappels sur l'absorption d'énergie par une particule.

Le mot particule regroupe les molécules qui sont formées de différents atomes, les ions qui sont chargés positivement ou négativement (en contenant plus ou moins d'électrons que de protons) et les atomes qui contiennent autant d'électrons que de protons.

Un atome est formé d'un noyau, composé de protons (charges positives) et de neutrons (neutres), autour duquel gravitent des électrons (charges négatives). Ces électrons gravitent autour du noyau selon des orbites auxquelles correspondent des niveaux d'énergie. Plus l'orbite est éloignée du noyau, plus son niveau d'énergie est élevé.

A l'état fondamental, les électrons sont stables sur leurs niveaux d'énergie. Mais un apport externe d'énergie (cinétique ou électromagnétique) peut constituer une énergie d'excitation potentiellement capable de faire passer un ou plusieurs électrons sur des niveaux d'énergie supérieurs.

### 4.1.2.2 Rappels sur la lumière.

La lumière est une énergie électromagnétique composée d'ondes et de photons. Elle est caractérisée par :

- Sa longueur d'onde ou distance entre les deux pics d'ondes successives.
- Sa fréquence ( $f$ ), où  $f = \text{vitesse de la lumière} / \text{longueur d'onde}$ .
- Son amplitude ou quantité d'énergie transportée.

Un rayon lumineux peut être :

- Visible pour l'œil humain, pour des longueurs d'ondes comprises entre 385nm et 760nm.
- Invisible pour l'œil humain. Ce sont les ultraviolets avec des longueurs d'onde inférieures à 385nm et les infrarouges avec des longueurs d'onde supérieures à 760nm.

### 4.1.3 L'émission de lumière. [52]

L'émission d'énergie a lieu lorsqu'un ou plusieurs électrons excités retournent sur leurs niveaux d'énergie stables. La valeur de cette libération d'énergie correspond à la différence d'énergie entre le niveau de départ et le niveau d'arrivée. Elle peut se matérialiser sous différentes formes :

- Une émission d'énergie cinétique.
- Une augmentation de température.
- Une radiation lumineuse (décrite ci-après).

#### 4.1.3.1 L'émission spontanée.

Les sources lumineuses classiques, comme un rayon de soleil ou une ampoule électrique, résultent de l'émission spontanée de lumière incohérente : les photons qui la composent n'ont ni la même longueur d'onde, ni la même direction, ni la même polarisation, ni la même fréquence. Ces photons pluridirectionnels entrent en collisions et perdent de leur énergie.

#### 4.1.3.2 L'émission stimulée.

Découverte par Einstein en 1917, l'émission stimulée est provoquée par l'arrivée d'un photon de même énergie que celle qui est susceptible d'être libérée. Le photon stimulé a les mêmes caractéristiques que le photon incident (longueur d'onde, direction, polarisation, phase). L'émission stimulée étant unidirectionnelle et parallèle, elle transporte beaucoup plus d'énergie que la lumière artificielle quotidienne.

#### 4.1.4 Les conditions de l'émission stimulée. [11], [37], [52].

Si des photons sont envoyés sur des atomes en équilibre (stables), il n'y aura pas d'émission. Trois éléments principaux sont nécessaires pour obtenir une émission stimulée :

- Un milieu actif.
- Un système de pompage.
- Une cavité résonante.

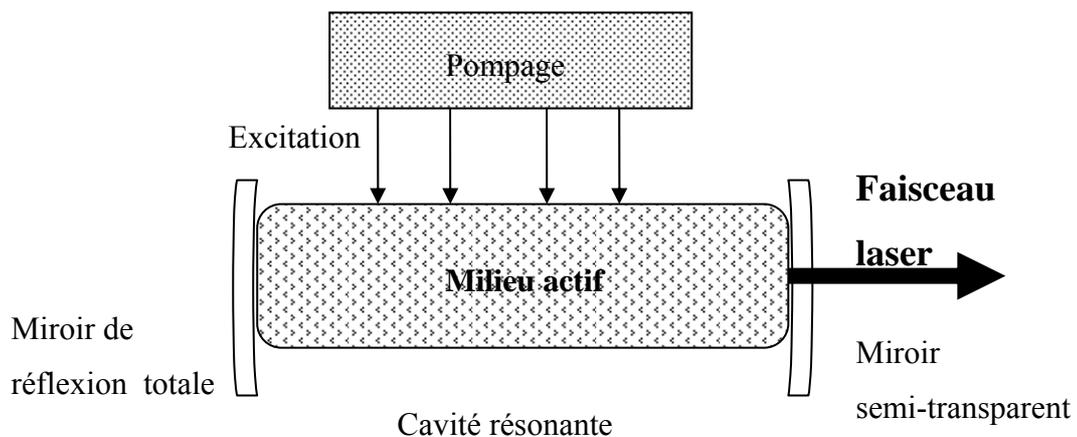


Figure 1 : Principe de fonctionnement d'un laser.

##### 4.1.4.1 Le milieu actif.

Le milieu actif donne souvent son nom au laser. Ce milieu actif contient des particules excitable facilement, et capables de conserver l'énergie extérieure reçue suffisamment longtemps pour permettre l'émission stimulée.

Il existe des milieux actifs solides, gazeux et liquides.

#### 4.1.4.2 Le système de pompage.

Le système de pompage fournit de l'énergie aux particules du milieu actif, ce qui entraîne l'excitation des électrons des niveaux d'énergie inférieurs : c'est le phénomène d'inversion de population.

Les trois méthodes de pompage les plus courantes sont :

- Le pompage optique pour les lasers à solides dopés et les lasers à colorants.

Cette technique s'effectue par une source de rayonnement incohérent visible ou dans l'ultraviolet (par exemple une lampe flash, un tube à éclairs), ou par une source de rayonnement cohérent (comme un autre laser).

- Le pompage électrique pour les lasers à gaz.

Des décharges électriques accélèrent les électrons du milieu actif et les excitent.

- Le pompage chimique.

Cette méthode utilise des réactions chimiques qui conduisent à la formation de particules excitées.

#### 4.1.4.3 La cavité résonante de Perot et Fabry.

La cavité résonante a pour but d'amplifier le rayonnement lumineux en induisant une oscillation du rayonnement avant son émission en dehors de la cavité résonante.

Le milieu actif est placé au centre de la cavité résonante, formée de deux miroirs plans, placés face à face et parallèles. L'un des deux miroirs est le plus réfléchissant possible, et l'autre est légèrement semi-transparent afin de permettre la sortie du rayonnement.

#### 4.1.4.4 Les autres éléments composant un laser.

- Une source d'alimentation qui fournit l'énergie du système de pompage.
- Un système de refroidissement pour éviter d'éventuels dommages sur les composants du laser.
- Un tableau de commandes pour sélectionner les différents réglages liés au mode d'utilisation.
- Un faisceau de visée pour les lasers invisibles à l'œil nu.

#### 4.1.5 Les modes de fonctionnement les plus fréquents d'un laser. [37], [52].

##### 4.1.5.1 L'émission continue.

Dans ce mode d'utilisation, le pompage est constant (une décharge électrique par exemple) et l'émission de rayonnement laser est continue.

##### 4.1.5.2 L'émission pulsée relaxée.

Dans ce mode de fonctionnement, le pompage est intermittent (une lampe flash par exemple) et l'émission du rayonnement laser est impulsionnelle.

##### 4.1.5.3 L'émission pulsée déclenchée ou *Q-Switched*.

Le pompage est continu ou impulsionnel, mais l'émission est bloquée par un cache jusqu'à un certain seuil. Le temps d'exposition est également fixé au préalable.

## 4.1.6 Les propriétés du rayonnement laser. [11], [52].

### 4.1.6.1 La cohérence spatio-temporelle.

Grâce à la cavité résonante, tous les photons sont émis avec la même phase, dans la même direction et dans le même sens de propagation. Ainsi, ce faisceau laser présente les mêmes caractéristiques en deux points différents à un temps donné et au même point en deux instants différents.

### 4.1.6.2 La monochromaticité.

Les photons sortant de la cavité résonante sont émis à une longueur d'onde donnée, variable en fonction de la nature du milieu actif. Cette longueur d'onde définit le domaine d'émission du laser : de l'ultraviolet à l'infrarouge en passant par les couleurs du spectre visible.

### 4.1.6.3 La directivité.

Les faisceaux lasers sont cohérents : tous les photons sont identiques, ils ont la même quantité de mouvement et la même direction de propagation.

### 4.1.6.4 L'énergie ou luminance.

C'est la concentration énergétique des radiations photoniques par unité de temps et de surface. Les lasers sont des sources de lumière brillante et intense dont le rayonnement est caractérisé par une dispersion et une perte énergétique très limitées.

#### 4.1.7 Interactions et effets des lasers sur les tissus vivants. [52]

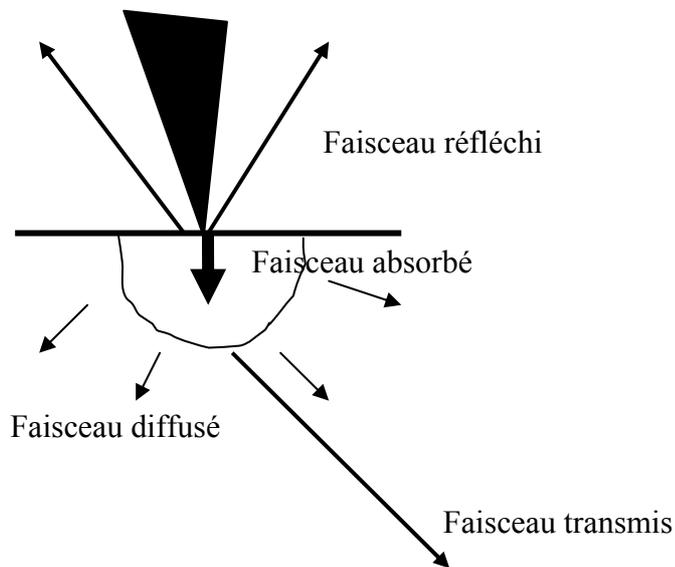


Figure 2 : Interactions laser/matière.

##### 4.1.7.1 La réflexion.

Le rayon émis est réfléchi entièrement par le tissu ciblé, comme sur un miroir. Le rayonnement n'a aucun effet sur le tissu réflecteur. Cette propriété d'un tissu peut être utilisée pour atteindre un tissu d'accès difficile par un rayon direct (c'est le cas de l'ovaire en gynécologie par exemple). Cet effet est cependant difficile à contrôler.

##### 4.1.7.2 La transmission.

Dans ce cas, il n'y a pas d'absorption du rayonnement et peu, voire pas, d'effet thermique. Cette propriété autorise à traverser un tissu pour en atteindre un autre situé derrière le premier. C'est le cas de la chambre antérieure de l'œil, traversée pour atteindre les vaisseaux rétinien en ophtalmologie.

#### 4.1.7.3 La diffusion.

Le rayonnement est absorbé de manière diffuse, avec une modification de la direction du rayonnement dans le tissu.

#### 4.1.7.4 L'absorption.

L'absorption tissulaire est le principal effet recherché en médecine. La quantité d'énergie absorbée par unités de surface et de temps varie en fonction de la couleur du tissu, de sa consistance, de son contenu en eau et en sang, ainsi que des caractéristiques du laser. Les effets provoqués par cette absorption sont :

- L'effet thermique.

Il est quasiment constant. Une partie de l'énergie du faisceau absorbée est transformée en chaleur. Les modifications histologiques qui en découlent sont fonction de la température atteinte par la zone ciblée. Elles vont de la simple vasodilatation à la vaporisation des tissus.

- L'effet électro-mécanique.

La cible est perturbée par le développement de champs électrique et magnétique, ceci permet l'ablation mécanique de tissus.

- L'effet thermo-mécanique.

Un plasma (zone de température et de pression élevées) se forme dans la zone d'absorption, entraînant une vaporisation des structures tissulaires.

- L'effet photo-ablatif.

Une puissance importante permet de créer une onde de choc qui va dilacérer mécaniquement les tissus.

- L'effet photo-chimique.

Cet effet utilise les propriétés d'absorption sélective des tissus (tels qu'ils ou fixés à une substance photosensibilisante). Ceci permet de détruire uniquement certains types cellulaires, tels que des cellules cancéreuses marquées avec un colorant.

#### 4.1.8 Les différents types de lasers. [52], [59].

Leur classification se fait classiquement en fonction de la nature de leur matériau actif : solide, gazeux ou liquide.

##### 4.1.8.1 Les lasers à solides.

Ce sont des lasers à cristaux ou à verres dans lesquels une impureté active a été introduite.

###### 4.1.8.1.1 Le laser à rubis.

- Milieu actif : rubis d'un cristal d'alumine dopé par des ions chrome.
- Longueur d'onde : 694,3nm (dans le rouge).
- Indications : en dermatologie pour le traitement des naevi pigmentaires géants, des tatouages, des kératoses solaires et séniles.

###### 4.1.8.1.2 Le laser Nd-YAG.

- Milieu actif : cristal d'yttrium-aluminium-garnet dopé au néodyme.
- Longueur d'onde : 1064nm et 1320nm.
- Indications : coagulation, endoscopie (digestive, ORL, bronchique, urinaire).

###### 4.1.8.1.3 Le laser erbium-YAG.

- Milieu actif : cristal d'yttrium-aluminium-garnet dopé à l'erbium.
- Longueur d'onde : 2950nm.
- Indications : découpe de tissus semi-durs.

#### 4.1.8.1.4 Le laser holmium-YAG.

- Milieu actif : cristal d'yttrium-aluminium-garnet dopé à l'holmium.
- Longueur d'onde : 2100nm.
- Indications : section et vaporisation de tissus semi-durs.

#### 4.1.8.1.5 Les lasers à diode ou à semi-conducteur.

- Milieu actif : des métaux rares.
- Longueur d'onde : accordable
- Indications : ophtalmologie, identiques à celles du néodyme-YAG.

Ces lasers ont de nombreux avantages : ils sont compacts, peu coûteux, leur rendement est de l'ordre de 30% à 40%, et quasiment toutes les longueurs d'ondes du domaine visible sont disponibles.

Leur fonctionnement est très proche de celui des diodes électroluminescentes (LED), mais la lumière issue des LED n'est pas stimulée, elle est produite par désexcitation spontanée.

#### 4.1.8.1.6 Le laser à alexandrite.

- Milieu actif : alexandrite.
- Longueur d'onde : accordable de 720nm à 790nm.
- Indications : lithotritie.

#### 4.1.8.1.7 Le laser à saphir.

- Milieu actif : saphir dopé au titane.
- Longueur d'onde : accordable de 700nm à 1070nm.
- Indications : photo-thérapie.

#### 4.1.8.2 Les lasers à gaz.

##### 4.1.8.2.1 Le laser à CO<sub>2</sub>.

- Milieu actif : un mélange gazeux de dioxyde de carbone, d'azote et d'hélium/néon.
- Longueur d'onde : 10 600nm (moyen infrarouge).
- Indications : incision, soudure.

##### 4.1.8.2.2 Les lasers à argon ou à krypton.

- Milieu actif : argon ou krypton ionisé par une décharge électrique.
- Longueur d'onde : 488nm ou 514,5nm pour l'argon et 674nm pour le krypton.
- Indications : photo-coagulation de vaisseaux rétiniens, traitements des hémangiomes et des angiomes plans.

##### 4.1.8.2.3 Le laser hélium/néon.

- Milieu actif : mélange d'hélium et de néon excités par des décharges électriques.
- Longueur d'onde : 632,8nm.
- Indications : rayon guide pour les lasers n'émettant pas dans le domaine visible (le laser à CO<sub>2</sub> par exemple).

##### 4.1.8.2.4 Les lasers à vapeurs métalliques.

- Milieu actif : un gaz rare comme le néon contenant des vapeurs de cuivre par exemple.
- Longueur d'onde : 511nm et 578nm.
- Indications : dermatologie (couperose et chirurgie plastique).

#### 4.1.8.2.5 Les lasers excimères.

- Milieu actif : un milieu gazeux excité par une décharge électrique, le fluorure d'argon ou le chlorure de xénon par exemple.
- Longueur d'onde : émission dans le domaine ultraviolet (193nm pour le ArF, 308nm pour le XeCl)
- Indications : correction de la myopie, angioplastie.

#### 4.1.8.3 Les lasers à liquides ou à colorants.

- Milieu actif : un colorant organique en solution dans de l'eau ou dans un solvant alcoolique (la coumarine ou la pyridine par exemple).
- longueur d'onde : accordable grâce à un cristal biréfringent.
- Indications : le traitement des lésions vasculaires, des pigmentations, des lithiases, la photochimiothérapie.

Il est à noter que le colorant est soumis à une désintégration photo-induite, donc sa durée de vie est limitée et impose des renouvellements fréquents.

#### 4.1.9 Conclusion. [11]

Par ses propriétés, le laser permet de nombreuses applications dans des domaines divers, dont la médecine en général et l'odontologie en particulier. En odontologie, différentes applications ont été envisagées, allant du traitement des tissus durs à la chirurgie des tissus mous.

## 4.2 L'effet Doppler. [1], [8], [9], [84].

### 4.2.1 Définition de l'effet Doppler.

L'effet Doppler a été décrit en 1842 par Christian Doppler, mathématicien autrichien.

Sa définition s'énonce ainsi : tout phénomène périodique propagé est perçu par le récepteur à une fréquence différente de sa fréquence d'émission, lorsque se produit un déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur.

Chaque être humain fait l'expérience de l'effet Doppler fréquemment au cours de sa vie, le plus évident est l'effet Doppler des ondes sonores : les sirènes, les avions, les voitures, les trains, lorsque ces véhicules arrivent vers nous, le son est plus aigu (la fréquence est plus élevée), et lorsqu'ils s'éloignent le son devient plus grave (la fréquence est plus basse).

Mais l'effet Doppler s'applique également aux ondes lumineuses émises ou renvoyées par un objet en mouvement. C'est grâce à ce phénomène que le mouvement relatif d'une étoile ou d'une galaxie par rapport à la Terre peut être mesuré.

### 4.2.2 Relations fondamentales.

En médecine, l'effet Doppler est très souvent utilisé avec des ultrasons.

Dans le cas d'un émetteur ultrasonore fixe et d'un récepteur mobile se déplaçant en direction de la source, la fréquence perçue par le récepteur dépend de sa vitesse de déplacement. Sa valeur est donnée par la relation suivante :

$$F_r = F_e + F_e V/C$$

$F_r$  est la fréquence reçue

$F_e$  est la fréquence émise

$V$  est la vitesse de déplacement du récepteur

$C$  est la célérité des ultrasons (connue)

Si la fréquence Doppler  $\Delta F = F_r - F_e$

Alors  $\Delta F = F_e V/C$

Cette relation est toujours valable si la propagation de l'onde ultrasonore et le déplacement du récepteur s'effectuent dans la même direction.

Si ce n'est pas le cas, seule la projection du vecteur vitesse sur la direction de l'onde ultrasonore ( $V \cos \theta$ ) contribue à l'effet Doppler. La relation suivante est obtenue :

$$F_r = F_e + F_e V \cos \theta / C$$

### 4.2.3 L'effet Doppler en pratique clinique.

#### 4.2.3.1 Généralités.

Lorsqu'un faisceau ultrasonore, émis par une source fixe, traverse des tissus biologiques, il rencontre des structures fixes et mobiles :

- La fréquence réfléchi par les cibles fixes est identique à la fréquence émise

$$F_r = F_e$$

- Si la cible se déplace, comme des globules rouges du sang circulant, il se produit une modification de la fréquence du faisceau réfléchi :

$$F_r = F_e + \Delta F$$

La différence de fréquence ou fréquence Doppler est positive si la cible se rapproche de la source, ou négative si elle s'en éloigne.

Lorsque la cible est mobile dans une direction différente de celle des ultrasons envoyés, l'exploration de la vitesse circulatoire nécessite de connaître l'angle  $\theta$ .

#### 4.2.3.2 Les modes d'utilisation du Doppler.

##### 4.2.3.2.1 Le Doppler continu.

Un émetteur et un récepteur fonctionnent en continu. La fréquence Doppler ( $\Delta F$ ) est extraite en continu.

Cette technique permet l'étude des vaisseaux superficiels, avec une grande sensibilité pour détecter les flux lents et sans limite de calcul des flux rapides. Cependant, le Doppler continu est limité par son absence de résolution spatiale : le signal reçu est indépendant de la profondeur, donc, le signal obtenu est la résultante de toutes les fréquences Doppler provenant de l'ensemble des vaisseaux traversés.

##### 4.2.3.2.2 Le Doppler pulsé.

L'émission et la réception s'opèrent de manière alternative : le délai entre deux impulsions correspond à la fréquence de répétition (PRF). Entre deux impulsions d'émission (fenêtre d'écoute), le signal réfléchi est analysé. La fréquence de répétition conditionne la profondeur d'exploration et la sensibilité à capter des flux lents.

Cette méthode permet de localiser l'enregistrement Doppler, mais elle détecte moins bien les flux lents que la précédente.

##### 4.2.3.2.3 Les systèmes duplex.

Ces systèmes permettent d'acquérir alternativement une image échographique et un signal Doppler.

Ils permettent de visualiser les vaisseaux superficiels, ce qui facilite l'interprétation du signal Doppler, mais ces systèmes sont limités lorsqu'il s'agit de visualiser les vaisseaux profonds.

##### 4.2.3.2.4 Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur.

Il permet d'obtenir une cartographie des mouvements détectés : ceux dirigés vers la sonde sont représentés en rouge, en bleu ce sont les mouvements qui s'éloignent de la sonde, en vert les mouvements instables et en gris les éléments statiques. Ceci permet d'obtenir une représentation de la vascularisation de la région anatomique étudiée.

Le Doppler couleur peut être utilisé en première intention pour détecter des lésions vasculaires qui seront ensuite caractérisées par Doppler continu ou par échographie.

L'effet Doppler peut être étudié par l'intermédiaire d'ondes sonores ou ultrasonores, d'ondes électromagnétiques ou d'ondes lumineuses (et notamment le rayonnement laser, monochromatique, qui ne masque pas le décalage de fréquence Doppler).

### 4.3 La vélocimétrie ou Fluxmétrie Laser Doppler. [71], [74], [85].

#### 4.3.1 Généralités.

La fluxmétrie laser Doppler appartient à un groupe de techniques, non invasives, de mesure du flux sanguin des tissus vivants. Le développement de ces outils a permis d'avancer dans la compréhension des mécanismes circulatoires, puis des perspectives se sont ouvertes dans le diagnostic des pathologies circulatoires.

L'importance du réseau sanguin dans la physiologie d'un organe, la moins bonne connaissance des variations du flux sanguin dans les vaisseaux périphériques, ainsi que l'augmentation du pourcentage de pathologies vasculaires mortelles, ont motivé les recherches visant à développer ces méthodes.

Les techniques d'investigation de la microcirculation ont été plus difficiles à mettre en place que celles étudiant les vaisseaux principaux. En effet, leur développement a nécessité de prendre en compte la complexité tridimensionnelle des réseaux microvasculaires, ainsi que leurs multiples fonctions (la régulation thermique ; le transport de l'oxygène, des métabolites et catabolites, des hormones, des enzymes...).

La Fluxmétrie Laser Doppler a facilité la mise en place d'investigations poussées sur la nature des flux sanguins dans de nombreux types tissulaires, et notamment sur l'étude de la microvascularisation de ces tissus.

## 4.3.2 Les bases de la Fluxmétrie Laser Doppler.

### 4.3.2.1 Principe.

Un faisceau lumineux est amené à la surface d'un tissu vivant donné, composé de structures hétérogènes du fait de leurs différences de nature, de taille et d'orientation. Le faisceau interagit avec le tissu : une partie du rayonnement est réfléchi et l'autre partie est absorbée.

Le faisceau laser incident va rencontrer des cellules sanguines en mouvement (les hématies), ce qui provoque une modification de la longueur d'onde de la lumière réfléchi : c'est l'effet Doppler. Les structures statiques ne modifient pas cette longueur d'onde.

### 4.3.2.2 Application pratique.

#### 4.3.2.2.1 La source de lumière.

Les lasers les mieux adaptés à la mesure de flux sanguin, sont les lasers hélium/néon de faible puissance (1mW à 3mW). Ils émettent dans le rouge avec une longueur d'onde allant de 600nm à 800nm. Ces longueurs d'onde sont particulièrement bien adaptées à l'étude de la vascularisation : l'hémoglobine des hématies étant rouge, la majeure partie du rayonnement laser est réfléchi par ces globules rouges.

Certains appareils récents utilisent les LED, car elles sont de petite taille et consomment moins d'énergie pour leur fonctionnement. Cependant, durant leur utilisation, la température doit rester stable, car toute variation de température entraîne une modification de la longueur d'onde (à raison de 0,23nm par degré celcius).

#### 4.3.2.2.2 Les fibres optiques.

Elles conduisent la lumière laser émise vers le tissu cible et captent la lumière réfléchi par ce même tissu cible.

#### 4.3.2.2.3 Les photo-détecteurs.

Ils transforment le signal reçu en signal électrique. L'intensité du signal est proportionnelle au flux sanguin :

$$\begin{array}{l} \text{Perfusion} \\ \text{Ou} \\ \text{Flux capillaire} \end{array} = \frac{\text{Nombre de cellules sanguines en mouvement dans le volume de mesure}}{\text{Vitesse moyenne des cellules}} \times$$

#### 4.3.2.2.4 Le traitement du signal.

Il s'effectue grâce à un logiciel informatique adapté au matériel et fournit par le constructeur.

### 4.3.3 Le calibrage et la standardisation.

#### 4.3.3.1 Le calibrage.

Toutes les méthodes de mesure nécessitent d'être calibrées à intervalles réguliers, en les comparant à un standard, afin de garantir leur précision.

Il est impossible de mener à bien un tel calibrage avec un fluxmètre laser Doppler, car aucun standard réel n'a été établi pour mesurer le flux sanguin des tissus.

De manière expérimentale, un Fluxmètre Laser Doppler peut être calibré en unité absolue ( $\text{mL min}^{-1} 100\text{g}^{-1}$ ) pour un site de mesure défini. Mais ce facteur de calibrage ne pourra en aucun cas être utilisé pour des mesures sur un autre site du même tissu ou de surcroît sur un autre tissu.

En pratique clinique, le calibrage en unité absolue est impossible, car le flux sanguin ne peut être stoppé pour effectuer un enregistrement contrôle. Les mesures réalisées par fluxmétrie laser Doppler sont par conséquent exprimées en unités de perfusion (PU), ces mesures étant proportionnelles à la perfusion avec un facteur de proportionnalité variable et impossible à déterminer.

#### 4.3.3.2 La standardisation.

La standardisation ne permet pas d'obtenir des mesures en valeur absolue, mais elle est utile pour obtenir une stabilité, une linéarité, une reproductibilité, des résultats dans le temps. Différentes méthodes sont proposées par les fabricants, par exemple :

- Le disque rotatif, qui est un fin disque en fluorocarbure mis en rotation lente pour simuler les mouvements.
- Les particules en suspension, comme des microsphères de latex ou de polystyrène en suspension colloïdale agitées par mouvement brownien, à température constante. C'est la méthode la plus rapide et la plus simple.

#### 4.3.4 Exemples d'applications médicales de la Fluxmétrie Laser Doppler.

De nombreuses spécialités médicales se sont intéressées à la fluxmétrie laser Doppler. Parmi celles-ci, nous pouvons citer :

##### 4.3.4.1 La dermatologie. [38], [78], [82], [100], [114], [118], [120].

La fluxmétrie laser Doppler peut permettre de mesurer la microvascularisation d'un territoire cutané, d'étudier les réactions inflammatoires et suivre l'évolution de l'inflammation lors de prises de médicaments ou en présence d'allergènes, de mesurer le flux sanguin dans le suivi physio-pathologique de maladies cutanées, ou de surveiller la microvascularisation d'un lambeau lors d'une intervention en chirurgie plastique.

##### 4.3.4.2 L'angiologie et la chirurgie vasculaire. [48], [56], [102], [106].

Le dispositif peut détecter les microangiopathies diabétiques, être utile dans l'étude des ischémies des membres, dans l'étude du développement d'une vascularisation périphérique et des effets des médicaments sur ces pathologies, et peut aider à évaluer la nécessité et le niveau d'une amputation.

#### 4.3.4.3 L'ophtalmologie. [58], [71].

La fluxmétrie laser Doppler est utile pour le suivi au long cours de processus pathologiques et pour le contrôle de l'état de la microcirculation après une intervention chirurgicale.

#### 4.3.4.4 La neurochirurgie. [99]

La fluxmétrie laser Doppler est utilisée dans le but de mettre en évidence des changements de perfusion cérébrale et de donner une mesure du flux cérébral post-opératoire.

#### 4.3.4.5 La gastro-entérologie. [16]

La Fluxmétrie Laser Doppler aide à déterminer la viabilité d'un tissu à la suite de lésions ou d'une portion d'intestin grêle en ischémie.

La Fluxmétrie Laser Doppler s'est révélée intéressante pour de nombreuses spécialités médicales, par sa sensibilité, sa spécificité, son objectivité, son caractère reproductible et non invasif. C'est également pour cela qu'elle répond théoriquement aux attentes de l'odontologie conservatrice, dont les décisions thérapeutiques sont basées sur une évaluation la plus précise possible de l'état de la vascularisation pulpaire.

## 5 Les études cliniques du flux sanguin pulpaire chez l'Homme par Fluxmétrie Laser Doppler.

Certaines études préliminaires ont été réalisées grâce aux modèles animaux et notamment à partir de canines de chats et d'incisives de porcs, choisies pour leur grande similitude anatomique vis-à-vis des incisives et des canines humaines [18, 94, 117, 121]. D'autres études ont été menées sur des dents humaines extraites.

### 5.1 Les protocoles d'étude.

#### 5.1.1 L'instrumentation.

##### 5.1.1.1 Le Fluxmètre Laser Doppler.

###### 5.1.1.1.1 Le laser. [74]

Comme nous l'avons vu précédemment les lasers communément utilisés pour les études du flux sanguin pulpaire sont des lasers hélium/néon de faible puissance : de 1mW à 3mW. Leur longueur d'onde varie de 632,8nm à 820nm, c'est-à-dire qu'ils émettent dans le rouge, ainsi, les hématies n'absorbent pas cette lumière et sont plus facilement enclines à la réfléchir. L'augmentation de la longueur d'onde et de la puissance augmente la profondeur de pénétration de la lumière laser, on obtient donc des signaux plus amples, mais le risque d'enregistrer des flux sanguins extra-pulpaire s'accroît également.

La bande passante [72, 73, 89] de ces appareils peut varier de 3kHz à 22kHz. La bande passante est un filtre de fréquences, c'est-à-dire qu'elle limite l'éventail des changements de fréquence enregistrés, donc elle limite l'éventail des vitesses de cellules en mouvement enregistrées. D'après ces études, un filtre réglé à 3kHz couvre les vitesses comprises entre 0 et 0,9mm/s, ce qui correspond bien aux vitesses des cellules en mouvement dans les artérioles terminales et les capillaires.

#### 5.1.1.1.2 Les fibres optiques.

Elles sont utilisées pour conduire le faisceau laser jusqu'au tissu cible, elles sont essentiellement caractérisées par leur diamètre, qui, selon les études, peut aller de 100 $\mu$ m à 200 $\mu$ m.

Le dispositif doit comporter au moins deux fibres optiques : une émettrice et une réceptrice, mais on rencontre plus fréquemment des systèmes à trois fibres : une émettrice et deux réceptrices. Quoiqu'il en soit, elles sont toujours contenues dans une sonde flexible de section ronde et d'un diamètre allant de 1,5mm à 2,8mm. A l'intérieur de cette sonde, les fibres sont disposées en triangle et espacées de 250 $\mu$ m à 1500 $\mu$ m.

L'importance de la disposition des fibres optiques au sein de la sonde, ainsi que leur diamètre, ont été étudiés par Ingolfsson et coll en 1993. Ils ont testé cinq sondes différentes sur les incisives centrales et les canines (21, 23 et 31) saines de 18 patients. Les cinq sondes avaient un diamètre de 2,8mm et contenaient trois fibres dont une émettrice toujours placée à la même distance du bord de la sonde. Les variations provenaient du diamètre des trois fibres (125 $\mu$ m ou 200 $\mu$ m) et de la distance entre les fibres disposées en triangle équilatéral (250 $\mu$ m, 500 $\mu$ m, 800 $\mu$ m, 1000 $\mu$ m ou 1500 $\mu$ m). Leurs résultats ont été les suivants : la séparation la plus large a donné les résultats les plus élevés car la mesure s'effectuait sur un volume pulpaire plus grand, mais ils n'ont pas obtenu de différence significative entre les autres séparations.

Puis, en 1994, les mêmes auteurs [46] ont utilisé les mêmes sondes que précédemment afin de tester leur aptitude à différencier les pulpes vitales des pulpes nécrosées. Pour cela, ils ont mesuré les signaux provenant de onze incisives nécrosées et de dix incisives vitales avec leurs cinq sondes différentes. Toutes les sondes ont enregistré des signaux provenant des dents nécrosées significativement inférieurs à ceux provenant des dents vitales, excepté pour deux dents nécrosées (l'une présentant une lésion péri-apicale, et l'autre, une chambre calcifiée, une lumière canalaire à peine discernable et une lésion péri-apicale). Les signaux les plus bas provenaient de la sonde 125/250, ce qui a attiré leur attention sur le fait que l'augmentation de la distance entre les fibres devait augmenter la diffusion de la lumière et donc majorer le risque d'enregistrement de flux sanguins extra-pulpaire.

### 5.1.1.2 Le traitement des données.

La lumière réfléchiée est transmise par les fibres optiques réceptrices à des photo-détecteurs qui traduisent les informations en signaux électriques. Ces signaux électriques sont traités et enregistrés par ordinateur, et nous parviennent sous la forme d'un graphique exprimant le flux de cellules sanguines en fonction du temps. Ce flux exprimé correspond au nombre de cellules en mouvement (par abus de langage, les auteurs limitent les cellules en mouvements aux globules rouges, car ils représentent la majeure partie de ces cellules) multiplié par la vitesse moyenne de ces cellules, il est exprimé en unité arbitraire (unités de perfusion) ou laissé en volts. La technique fluxmétrique laser Doppler présente deux désavantages [60] :

- Il est impossible de calibrer un fluxmètre laser Doppler en unités absolues.

Ceci vient du fait que l'intensité du signal provenant de n'importe quelle cellule en mouvement dépend de la distance qui sépare cette cellule et la sonde réceptrice : cette distance n'est pas connue.

De plus, il est impossible de connaître précisément l'hématocrite pulpaire.

- Les signaux reçus ne sont pas liés de façon linéaire au flux sanguin enregistré.

Ce rapport non linéaire est la conséquence des multiples collisions qui ont lieu entre les photons émis et les cellules en mouvement. La probabilité d'occurrence de ce phénomène s'accroît avec l'augmentation de la concentration des cellules en mouvement dans le tissu.

Malgré tout, il est possible et conseillé de standardiser la sensibilité des appareillages en suivant scrupuleusement les instructions du constructeur [19, 20, 22, 30, 35, 45, 103].

Certains auteurs enregistrent simultanément aux signaux fluxmétriques les données cardiaques du patient, par l'intermédiaire d'un électrocardiographe ou ECG [28, 66], et parfois d'un capteur de pouls [19, 22, 76]. C'est grâce à ces données simultanées que les caractéristiques des signaux provenant d'une dent saine ont été identifiées :

- Une oscillation régulière synchrone du rythme cardiaque, caractérisée par une augmentation rapide synchrone de la systole cardiaque, qui suit immédiatement l'onde R de l'ECG du patient.
- Des fluctuations basses fréquences liées à l'activité spontanée des muscles lisses des parois vasculaires.

## 5.1.2 Les patients inclus dans les études.

### 5.1.2.1 Les informations générales.

Pour chaque patient pressenti pour une étude, son sexe, son âge, ses antécédents médicaux et chirurgicaux généraux, ainsi que ses antécédents odonto-stomatologiques sont notés. Puis le patient (ou ses parents, pour un mineur) signe un consentement, après avoir reçu une information claire concernant les buts et le protocole détaillé de l'étude.

### 5.1.2.2 Les informations sur la dent testée ou les dents testées.

On répertorie le type de cette dent (incisive, canine, prémolaire ou molaire), si elle est maxillaire ou mandibulaire, son numéro, ainsi que ses éventuels antécédents thérapeutiques et/ou traumatiques.

Puis sont effectués certains examens préalables :

- L'examen clinique. [20], [21].

La couronne clinique et le parodonte des dents entrant dans l'étude sont examinés, que ce soit en tant que dent témoin ou en tant que dent testée. On note si la couronne est intacte, restaurée, ou si elle présente une dyschromie. Dans le cas d'une dent restaurée, le type de restauration et son étendue seront précisés.

- Les tests de sensibilité.

Les dents sont soumises au test au froid et/ou au test électrique.

En ce qui concerne le test électrique, les dents sont considérées comme négatives à ce test lorsqu'elles ne répondent pas à l'intensité la plus élevée [33, 34, 95].

- Les radiographies rétro-alvéolaires. [17], [19], [57], [62], [103].

Pour une dent saine, l'absence de restauration coronaire est confirmée ; la présence d'une lumière pulpaire bien visible, l'absence de calcifications intra-pulpaire, ainsi que celle de lésions péri-apicales sont notées ; le stade de maturité de l'apex est observé.

Pour une dent non vitale, l'éventuel rétrécissement de la cavité pulpaire est noté, l'absence de lésions apicale et péri apicale est vérifiée.

Enfin, pour une dent traumatisée, l'opérateur s'assure de l'absence de fractures radiculaire et alvéolaires, et il confirme l'absence de dommages parodontaux et péri-apicaux.

### 5.1.3 Les conditions d'enregistrement des données.

Ces différentes recommandations ont pour but de limiter, autant que possible, les artéfacts.

#### 5.1.3.1 Le cadre de l'étude.

Les expérimentations sur le laser Doppler en odontologie conservatrice portent sur les dents saines, les dents saines anesthésiées, les dents saines avant traitement endodontique (dans le cadre de prothèses fixées), ainsi que sur les dents saines dans le cadre d'une chirurgie maxillo-faciale, sur les dents traumatisées et plus particulièrement les dents luxées ou expulsées, et sur les dents nécrosées.

#### 5.1.3.2 L'environnement.

Le but est de maîtriser au maximum les facteurs extérieurs susceptibles de faire varier les résultats. Pour cela, les auteurs [19, 35, 85] préconisent d'utiliser toujours la même pièce, le même fauteuil dentaire toujours dans la même position, le même éclairage, de maintenir la

pièce à une température constante, et enfin, que ce soit toujours le même opérateur qui mette en place le dispositif [74].

#### 5.1.3.3 Le patient.

Les auteurs [20, 22, 30, 33, 34, 85, 87, 95] astreignent leur patient à quelques minutes de repos en position allongée dans le fauteuil d'examen. Ce temps de repos est généralement de dix minutes. Cela permet à la pression sanguine de se stabiliser ; la respiration devient régulière.

Au cours de la saisie des données, il est demandé au patient de ne pas bouger.

#### 5.1.3.4 La préparation bucco-dentaire.

Cette préparation a pour but d'assurer la stabilité du positionnement de la sonde, ainsi que son repositionnement à l'identique au cours des enregistrements suivants. Elle permet également d'isoler au mieux les dents afin d'éviter la diffusion de la lumière vers les autres tissus.

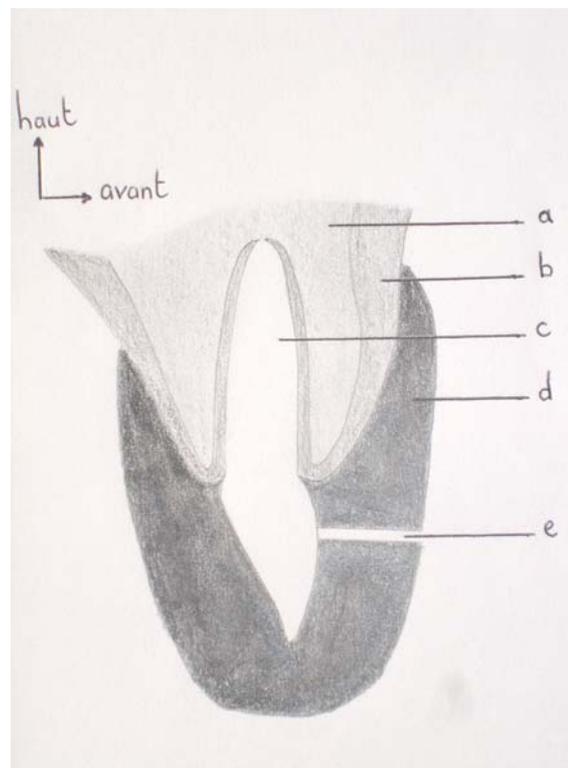
Hartmann et coll en 1996 ont testé différents dispositifs d'isolation : une attelle polyuréthane formée de deux parties dévissables (vestibulaire et palatine) testée soit seule, soit avec des rouleaux de coton dans le vestibule, soit avec une feuille de métal interposée entre elle et les surfaces dentaires, soit rebasée au silicone noir, soit avec la feuille de métal ajoutée au rebasage silicone et une empreinte silicone simple. Les enregistrements sont réalisés au niveau des surfaces dentaires à 3mm et 7mm de la crête gingivale marginale et au niveau du tissu gingival à 2mm de la crête marginale, sur 22 incisives vitales et 5 incisives nécrosées. Ils ont obtenu des résultats variables sur les dents vitales : les signaux les plus élevés ont été livrés par le silicone seul, puis l'attelle polyuréthane seule et l'attelle associée aux rouleaux de coton, ensuite l'attelle avec la feuille de métal, enfin l'attelle rebasée au silicone avec ou sans la feuille de métal. Pour les dents nécrosées, à 3mm de la crête, le dispositif attelle polyuréthane associée au silicone noir a produit des signaux très proches de zéro. Cette étude a mis en avant le fait que dans les différentes études, la participation des flux sanguins extra-pulpaire (et plus particulièrement gingivaux) a sûrement été négligée. De plus, le dispositif d'isolation composé de l'attelle polyuréthane et du rebasage silicone semble être le plus approprié pour immobiliser la sonde et l'isoler des tissus environnants.

- Avec une étape de laboratoire. [35], [85].

Lors de la visite précédant les premiers enregistrements, l'opérateur réalise les empreintes des maxillaires du patient. Ces empreintes sont coulées afin d'obtenir les modèles en plâtre du patient. Sur ces modèles le technicien de laboratoire réalise une gouttière en résine auto polymérisable, qu'il rebase ensuite avec un silicone lourd de couleur foncée. Enfin, il perce l'ensemble du dispositif perpendiculairement au grand axe des dents, d'un ou plusieurs trous de section légèrement inférieure à celle de la sonde. Ces perforations sont réalisées de 1mm à 5mm de la gencive marginale.

- Au fauteuil.

Certains auteurs ont utilisé des gouttières préformées disponibles dans le commerce [17], qu'ils ont ensuite rebasées au silicone comme précédemment, d'autres ont confectionné des attelles en plastique type bioplast® [19, 20, 30, 35, 103], ou bien des empreintes en silicone seules [39, 62, 72, 73, 75, 76].



a- tissu osseux, b- muqueuse gingivale, c- dent, d- attelle, e- pertuis pour la sonde.

Figure 3 : Schéma du dispositif de stabilisation et d'isolation en coupe longitudinale.

Pour les dents traumatisées, le rebasage s'effectue après dépose de la contention [19, 103].

Pour les dents testées à la suite d'une intervention de chirurgie maxillo-faciale, un rectangle de résine auto-polymérisable est appliqué en vestibulaire, puis les pertuis sont réalisés entre la gencive marginale et les bracketts [33, 34, 95].

En 1994, Ingolfsson et coll ont étudié l'influence du positionnement des fibres sur la surface dentaire. Ils ont de nouveau utilisé leurs cinq sondes différentes, et ont effectué des enregistrements dans quatre positions différentes (en faisant simplement pivoter de 90° le marqueur de position de la fibre émettrice) : gingivale, mésiale, incisive et distale. Ils ont ainsi testé 10 incisives vitales saines. Ils ont obtenu des signaux incisifs inférieurs à ceux des autres positions pour quatre des cinq sondes, ainsi que des différences entre les positions mésiale, distale et gingivale, bien qu'elles ne soient pas significatives. Les écarts les plus importants ont été enregistrés à l'aide de la sonde contenant les fibres les plus petites et les plus proches (125/250). Cette étude a confirmé le fait que l'on n'enregistre pas la totalité du flux sanguin pulpaire avec les différentes sondes et donc que le repositionnement exact de la sonde à chaque mesure semble important pour la reproductibilité des résultats.

#### 5.1.3.5 L'enregistrement des données. [90]

Une fois les dix minutes de repos écoulées, le dispositif de positionnement de la sonde est mis en place en bouche avec une marque indélébile en un point de chaque perforation. Puis la sonde, elle-même marquée en un point de son extrémité, est placée au sein d'un pertuis de telle sorte que les deux marques soient en face l'une de l'autre : ainsi la sonde est immobilisée dans une position reproductible [45, 47].

Une fois le patient quasi immobile, la saisie des données débute, durant un temps donné, fixé au préalable.

Si les dents homologues controlatérales sont témoins, le même protocole leur est appliqué. Deux sondes peuvent être utilisées pour enregistrer simultanément les signaux de la dent et de son témoin [90].

## 5.2 Les résultats.

### 5.2.1 Dents saines anesthésiées.

Ces études ont pour but de déterminer si la Fluxmétrie Laser Doppler permet d'enregistrer les modifications du flux sanguin pulpaire et notamment celles engendrées par une infiltration de solution anesthésique avec vasoconstricteur.

L'étude de Gazelius et coll en 1986 portait sur 10 patients. 5 incisives maxillaires intactes et vitales répondant normalement au test électrique ont subi une anesthésie locale (1mL) à la lidocaïne (20mg/mL) avec de l'adrénaline (12,5µg/L). Puis, 5 incisives maxillaires insensibles et non vitales ont été comparées à leurs homologues controlatérales intactes et vitales. Le dispositif fluxmétrique laser Doppler était constitué d'un laser hélium/néon, d'une sonde de 2,5mm de diamètre contenant trois fibres optiques. La sonde était fixée sur la dent à l'aide d'un clamp de digue modifié et les éventuelles interférences provenant des tissus adjacents étaient prévenues par une feuille de digue verte. Les mesures sur les dents vitales ont été renouvelées 4 fois sur une période de 2 mois. Les dents anesthésiées ont produit des signaux en diminution au bout de quelques minutes qui ont suivi l'injection, pour atteindre une diminution moyenne de 70% (par rapport aux signaux enregistrés avant l'injection). Cette diminution s'est accompagnée d'une réduction de l'amplitude des fluctuations synchrones vis-à-vis du rythme cardiaque. Les différentes mesures sur 2 mois ont montré une assez bonne reproductibilité pour chacune des 5 dents, cependant les auteurs ont noté des variations importantes d'une dent à l'autre.

Musselwhite et coll en 1997 ont également tenté de déterminer si la fluxmétrie laser Doppler permettait de mesurer des changements induits du flux sanguin pulpaire. L'étude incluait 5 patients. Les tests ont été effectués sur les incisives centrales maxillaires. Ces dents étaient exemptes de restauration et répondaient normalement au test au froid et au test électrique (réalisés 3 fois à 7 jours d'intervalle). Le fluxmètre laser Doppler incluait un laser émettant à 780nm, une sonde d'1mm de diamètre contenant 2 fibres optiques séparées de 0,5mm. Le dispositif de stabilisation de la sonde était confectionné au fauteuil à l'aide de silicone recouvrant les faces vestibulaires et palatines des dents jusqu'aux deuxièmes prémolaires. Le matériau était ensuite perforé perpendiculairement aux surfaces dentaires vestibulaires à 2mm au dessus de la crête gingivale marginale. Le protocole comportait deux sessions

d'enregistrement, une avec injection de lidocaïne 2% avec 1/100000 d'adrénaline, une sans injection de liquide mais tout de même en mimant une injection. Le patient était équipé du dispositif laser Doppler ainsi que d'un électrocardiographe, puis laissé 4 minutes allongé au calme, le temps de stabiliser les signes vitaux. Les enregistrements débutaient 1 minute avant le début de l'injection, l'injection se terminant avant que la deuxième minute soit écoulée. Au total, l'enregistrement durait 21 minutes. Avant l'injection, le signal était pulsatile et synchrone vis-à-vis des pulsations cardiaques. Leurs résultats ont confirmé ceux de l'étude de Gazelius et coll en 1986. Ils ont cependant précisé que le flux sanguin le plus bas était enregistré au bout de 10 minutes, avec une disparition totale des pulsations et qu'au cours des 10 dernières minutes, le niveau du flux sanguin enregistré augmentait lentement, accompagné de la réapparition des pulsations (mais elles n'étaient pas aussi distinctes et régulières qu'à la première minute). L'injection témoin n'a pas montré de modifications significatives du flux sanguin enregistré.

Ces études figurent parmi les premières études réalisées chez l'Homme. Elles ont démontré que la Fluxmétrie Laser Doppler permettait de distinguer des variations induites du flux sanguin pulpaire. Elles ont également participé à la description des caractéristiques du signal obtenu lors des enregistrements, ainsi qu'à la description des modifications de ces caractéristiques au cours de l'induction de variations du flux sanguin pulpaire. Enfin, elles ont permis d'énoncer les premières difficultés rencontrées, telles que les difficultés de stabilisation de la sonde sur la dent, les erreurs de repositionnement de la sonde nuisant à la reproductibilité des résultats, la gestion difficile des mouvements du patient (dans l'étude [66] les patients devaient être immobiles pendant 21 minutes).

A l'heure actuelle, il n'y a plus d'études de ce type qui sont menées car leurs résultats n'ont pas d'applications cliniques diagnostiques directes.

### 5.2.2 Dents nécrosées.

Ces études ont été initiées dans le but d'évaluer les capacités de la fluxmétrie laser Doppler à distinguer les pulpes nécrosées des pulpes vitales. Ces travaux ont un intérêt clinique car avec les méthodes classiques, la vitalité pulpaire est évaluée en fonction de la réponse nerveuse et non par la détection d'une circulation sanguine, bien que la vitalité soit synonyme de l'existence d'un réseau vasculaire. De plus, d'un côté l'absence de réponse aux tests

conventionnels n'est pas obligatoirement synonyme de nécrose, et de l'autre, la nécrose est parfois asymptomatique et son diagnostic doit alors être basé sur la combinaison de plusieurs tests.

Les équipes d'Olgart en 1988, d'Ingolfsson en 1994 et d'Evans en 1999 ont toutes utilisé un fluxmètre laser Doppler comprenant un laser hélium/néon émettant à 632,8nm, ainsi qu'un dispositif de fixation de la sonde réalisé à l'aide de silicone (vert pour les études [23] et [75]).

En 1988, Olgart et coll ont réuni 25 patients permettant ainsi de tester 33 dents luxées plus d'un an avant les mesures. Ces 33 dents présentaient des signes indirects de nécrose : test électrique négatif, dyschromie, lésion radio-claire apicale (les traitements endodontiques ont été réalisés suite aux mesures). Les tests ont été menés en parallèle sur 33 dents contrôles. Ils ont obtenu des valeurs inférieures à celles obtenues pour les dents contrôles, de plus, ils ont noté l'absence d'oscillations synchrones du rythme cardiaque pour 29 des dents nécrosées.

En 1994, Ingolfsson et coll ont voulu préciser quel type de sonde était le mieux adapté pour distinguer les pulpes nécrosées des pulpes vitales. Les auteurs ont inclus dans l'étude 10 patients témoins et 9 patients ayant une ou plusieurs dents antérieures nécrosées. Ils ont utilisé 5 sondes différentes caractérisées par le diamètre des fibres/la distance entre les fibres (en  $\mu\text{m}$ ) : 200/1500, 200/1000, 200/800, 200/500 et 125/250. Le test électrique, préalable aux mesures, a permis de déceler 7 dents nécrosées sur 11. Le Fluxmètre Laser Doppler associé à la sonde 125/250 leur a permis de distinguer 10 dents nécrosées sur 11 (avec les autres sondes 9 dents nécrosées sur 11 ont été détectées). Les deux dents problématiques présentaient une lésion péri-apicale. Comme dans l'étude précédente, les signaux reçus des dents nécrosées étaient inférieurs par rapport aux dents vitales et caractérisés par des oscillations asynchrones vis-à-vis de celles du cœur. Le diagnostic de nécrose semblait plus précis par fluxmétrie laser Doppler que par le test électrique. De plus, la sonde la plus petite est apparue comme la plus précise. A ce sujet, les auteurs ont suggéré qu'elle enregistrait un volume pulpaire plus restreint que les autres, ce qui diminuait le risque d'enregistrer des flux sanguins extra-pulpaire.

Puis en 1999, Evans et coll ont comparé la fiabilité de la méthode fluxmétrique laser Doppler avec celle des tests standards. Pour cela ils ont testé 84 dents vitales et 67 dents présentant des traitements endodontiques réalisés en accord avec les données acquises de la science.

L'anamnèse et les examens cliniques habituels ont été conduits. Les tests standards comprenaient : l'historique de la douleur, le test au froid, le test électrique, le test de sensibilité aux percussions, l'examen des dyschromies coronaires (par lumière directe et par transillumination), l'examen des parois alvéolaires et enfin la radiographie. Pour analyser les résultats, ils ont utilisé deux paramètres : la sensibilité, qui correspond à la capacité de détecter les pulpes nécrosées (1 correspondant à la sensibilité maximale) et la spécificité, qui est la capacité de ne pas donner pour nécrosée une pulpe vitale (1 étant la spécificité maximale). Les tests standards avaient chacun une spécificité supérieure ou égale à 0,97, mais en contre partie, leur sensibilité était bien inférieure. La transillumination a été la moins sensible avec un résultat de 0,49 (soit quasiment une dent nécrosée sur deux ne présentait pas de dyschromie). Les tests au froid et électrique ont été les plus précis avec des spécificités respectives de 0,89 et 0,96 et des sensibilités respectives de 0,92 et 0,87. La fluxmétrie laser Doppler a obtenu une spécificité et une sensibilité égales à 1. En conclusion, avec les tests standards peu de dents vitales ont été données comme nécrosées, mais un grand nombre de dents nécrosées ont échappé à leur détection ; la Fluxmétrie Laser Doppler a permis une discrimination fiable entre les dents nécrosées et les dents vitales.

En 1999, Fratkin et coll ont étendu les tests aux dents temporaires en étudiant l'adaptabilité de la méthode Fluxmétrique Laser Doppler à l'évaluation du flux sanguin des incisives temporaires (elles aussi fréquemment luxées ou subluxées). 119 incisives temporaires ont été testées chez 32 enfants candidats à l'anesthésie générale. 2 mesures par dent ont été réalisées : une avant le traitement sous anesthésie générale et une suite au traitement. Le matériel utilisé n'a pas été décrit. Les valeurs obtenues ont été étudiées par deux observateurs indépendants qui avaient pour mission d'affirmer si chaque mesure provenait d'une dent vitale ou d'une dent nécrosée. Tous les résultats avant traitement étaient supérieurs à ceux après traitement. Les deux observateurs ont détecté 100% des dents vitales et 100% des dents nécrosées. Ils ont ensuite conclu sur le fait que le test fluxmétrique laser Doppler leur semblait objectif et prometteur pour évaluer rapidement la vitalité des dents temporaires traumatisées, qu'il était non invasif et indolore, donc acceptable chez les jeunes enfants. Ils ont mis en avant que les tests sur dents permanentes étaient toujours réalisés sur les faces vestibulaires, alors qu'eux, n'avaient pas obtenu des résultats significativement différents en palatin.

Ces différentes études ont permis d'établir les caractéristiques des signaux provenant des dents vitales et surtout provenant des dents nécrosées. En effet, lorsqu'une dent est nécrosée, les oscillations synchrones du rythme cardiaque deviennent faibles voire inexistantes et les fluctuations basse fréquence, synonymes d'une vasomotricité normale, disparaissent.

Elles ont également mis en évidence les difficultés d'analyse des résultats de certaines dents nécrosées présentant des lésions péri-apicales, des espaces pulpaire calcifiés, des fragments de tissu pulpaire encore perfusés.

On peut reprocher à ces études d'analyser les résultats uniquement en comparant un groupe de dents nécrosées à un groupe de dents vitales. Ils n'ont donc pas identifié, pour chaque patient, sa dent nécrosée en la comparant à son homologue vitale.

Dans l'échantillon de dents non vitales de certaines études, nous ne sommes pas en mesure de savoir s'il s'agit de dents à pulpe nécrosée, ou s'il s'agit de dents présentant un traitement endodontique, alors que ces informations sont importantes puisqu'une dent obturée et une dent non obturée ne réagissent pas de manière identique à la lumière laser.

### 5.2.3 Dents traumatisées.

Les études menées en traumatologie ont pour objectif d'établir une méthode diagnostique permettant d'évaluer le plus rapidement possible l'état de la vascularisation pulpaire. En effet, la prise en charge des dents immatures traumatisées est très importante, même si le traitement est long et mène parfois à l'éviction pulpaire avec la mise en place d'un traitement endodontique. Un mauvais diagnostic de vitalité peut conduire à une thérapeutique inappropriée : les tests actuels évaluent la réponse nerveuse sensorielle de la pulpe alors qu'une dent traumatisée peut rester insensible pendant une longue période sans pour autant être nécrosée. L'évaluation du flux sanguin pulpaire donnerait une meilleure indication de la vitalité pulpaire et notamment lors de la guérison suite à un traumatisme, ce qui éviterait les thérapeutiques inutiles.

#### 5.2.3.1 Les études portant sur un patient.

La moitié des publications recensées concerne l'étude d'un cas isolé de traumatisme dentaire : trois d'entre elles traitent de luxations d'incisives centrales maxillaires [39, 57, 62], une traite

de quatre incisives mandibulaires luxées [27] et une de fractures radiculaire horizontales d'incisives centrales maxillaires [17].

Les équipes de Gazelius en 1988, de Heithersay en 1993 et d'Ebihara en 1996 ont utilisé un fluxmètre laser Doppler comprenant un laser Helium/Néon émettant à 632,8nm. Le dispositif de fixation de la sonde a été réalisé à l'aide de silicone pour les études de Gazelius en 1988, de Heithersay en 1993 et de Mesaros en 1997. L'équipe d'Ebihara en 1996 avait opté pour une protection dento-maxillaire qu'ils avaient modifiée.

La durée totale du suivi de ces patients par fluxmétrie laser Doppler, ainsi que les intervalles entre chaque rendez-vous de suivi, étaient très différents d'une étude à l'autre. Les tests ont été effectués sur 6 mois ½ au minimum [62] et sur 24 mois au maximum [27].

Les résultats obtenus par fluxmétrie laser Doppler ont été étudiés en comparaison avec les résultats obtenus par les tests classiques : le test électrique [27] ou le test au froid [57, 62] ou les deux [17, 39].

Au cours de toutes ces études, les dents traumatisées évoluant de manière favorable ont produit des signaux fluxmétriques caractéristiques de dents vitales dans des délais variables (de 6 semaines à 3 mois), mais toujours inférieurs aux délais de réponse positive des autres tests (le test électriques et/ou le test au froid).

	Fluxmétrie Laser Doppler	test au froid	test électrique
Gazelius et coll, 1988 [27]	6 semaines	/	9 mois
Heithersay et coll, 1993 [38]	10 semaines	15 semaines	15 semaines
Ebihara et coll, 1996 [17]	2 mois	19 mois	12 mois
Mesaros et coll, 1997 [60]	76 jours	118 jours	/
Lee et coll, 2001 [55]	3 mois	6 mois	/

Tableau 1 : délais de réponses positives aux différents tests effectués.

Bien que des résultats obtenus à partir d'un seul patient ne soient pas statistiquement significatifs, les auteurs de ces différentes études ont conclu sur la possibilité de détecter la restauration de la circulation sanguine pulpaire [27], ils ont insisté sur la précocité de cette détection de la vitalité par rapport aux tests classiques [57, 62], d'autres ont mis l'accent sur l'efficacité de la Fluxmétrie Laser Doppler pour distinguer une dent vitale d'une dent nécrosée [17]. Enfin, l'équipe d'Heithersay en 1993 a rappelé que la fluxmétrie laser Doppler n'était pas utilisable sur une dyschromie, tout en précisant qu'une dent présentant une dyschromie n'est pas obligatoirement nécrosée. Ils se sont également interrogés sur leur méthodologie car leurs résultats ont été variables pour une même dent d'une session à l'autre.

#### 5.2.3.2 Les études portant sur plusieurs patients.

Parmi ces études menées sur plusieurs patients, trois traitaient de luxations ou sublaxations [19, 75, 103] et une de luxations et avulsions [22].

Olgart et coll en 1988, Emshoff et coll en 2004 [19, 22] et Strobl et coll en 2004 ont utilisé un dispositif émettant à une longueur d'onde de 632,8nm. Ikawa et coll en 2001 ont eux opté pour un système comprenant un laser à longueur d'onde variable (780 ou 820nm).

Le maintien de la sonde a été obtenu grâce à une attelle plastique perforée réalisée au laboratoire pour les deux équipes d'Emshoff en 2004 [19, 22] et pour Strobl et coll en 2004. Olgart et coll en 1988 avaient eux opté pour le silicone. Quant à Ikawa et coll en 2001, ils avaient mis au point un dispositif complexe comprenant du silicone.

Comme pour le groupe d'études précédentes, la durée et les intervalles de suivi étaient différents d'une étude à l'autre. Cependant, les trois études les plus récentes [19, 22, 103] ont détaillé précisément leur protocole : des enregistrements de 3 minutes à 5mm de la gencive marginale, effectués à l'aide d'une sonde de 2mm de diamètre contenant des fibres de 125µm de diamètre espacées de 500µm, l'appareil étant calibré avant chaque session.

Pour ces cinq publications, les résultats ont été exprimés sous la forme d'une moyenne. C'est-à-dire que lors de chaque session ou séance, cette moyenne était calculée à partir des résultats obtenus pour toutes les dents enregistrées.

L'étude de Olgart et coll en 1988 a inclus 18 patients, ce qui a permis de tester 20 dents luxées ou subluxées. Aucune dent ne répondait au test électrique. Les enregistrements fluxométriques ont été poursuivis jusqu'à l'obtention d'une réponse normale au test électrique à deux rendez-vous consécutifs (espacés de 6 à 9 semaines). 16 dents ont produit un signal proche ou similaire à celui de leur dent contrôle au cours du rendez-vous initial. 2 dents ont d'emblée donné des signaux inférieurs. 2 autres avec des signaux initiaux normaux ont produit des signaux en baisse au cours des rendez-vous suivants, et sont devenues symptomatiques. Les auteurs ont conclu sur une grande précision de la fluxmétrie laser Doppler dans la distinction des dents nécrosées par rapport aux dents vitales. De plus, pour les 16 dents traumatisées qui se sont avérées vitales, le diagnostic a été plus précoce avec la Fluxmétrie Laser Doppler qu'avec le test électrique.

L'étude d'Ikawa et coll en 2001 était un peu en marge vis-à-vis des autres études, car elle avait pour but d'établir une corrélation entre les variations du flux sanguin pulpaire et des forces contrôlées simulant des intrusions d'amplitude variable (mais connue). 17 patients ont accepté de participer, âgés de 24 à 29 ans et ayant leur incisive centrale supérieure gauche (21) saine avec un parodonte sain. Les forces étaient appliquées sur la 21 par le même investigateur à 1 minute d'intervalle : 0,5N, 1N et 5N. Puis l'élastomère était ôté pour une nouvelle série de mesures. La diminution des flux sanguins pulpaire enregistrés (65% en moyenne) a été synchrone des applications de forces intrusives, avec et sans élastomère. L'élastomère n'a pas eu de conséquence sur l'amplitude des déplacements apicaux, en revanche, sa présence a donné des enregistrements plus faibles. Les auteurs n'ont pas décelé de corrélation significative entre la diminution du flux sanguin pulpaire et l'intensité des forces intrusives, ainsi qu'entre la diminution du flux sanguin pulpaire et l'amplitude du déplacement apical. En conclusion, les auteurs ont mis en avant qu'ils étaient en accord avec les études précédentes à propos de la diminution du flux sanguin pulpaire lors de l'application d'une force intrusive. Ils ont également noté que l'élastomère diminuait la composante extra-pulpaire des résultats. Leur prochaine étude tentera de préciser les fluctuations du flux sanguin durant l'intrusion.

L'étude d'Emshoff et coll en 2004 concernait 51 patients avec une luxation et 13 patients avec une avulsion. Les critères d'inclusion dans l'étude étaient les suivants : un traumatisme

remontant à moins de deux heures avec une seule incisive maxillaire traumatisée et cela sans fracture dentaire et alvéolaire. Le protocole incluait deux sessions d'enregistrement : le jour de la dépose de la contention et 6 semaines plus tard. Les enregistrements concernaient la dent traumatisée et son homologue controlatéral. Le pouls et la pression sanguine étaient également mesurés. A 36 semaines, ils évaluaient la survenue d'une évolution (favorable ou défavorable) par test au froid, par la présence ou non de dyschromie et par des radiographies rétro alvéolaires. Les auteurs ont obtenu des enregistrements stables pour le groupe témoin, une augmentation de l'amplitude des signaux pour 66% des dents évoluant en parallèle de manière favorable au niveau clinique, une diminution de l'amplitude des signaux pour 34% des dents évoluant défavorablement (lésions radio-claires apicales, dyschromies). En conclusion, ils ont confirmé la précocité du diagnostic assisté par fluxmétrie laser Doppler. Ils ont parallèlement noté l'importance du type et de la sévérité du traumatisme dans la survenue d'une évolution vers la nécrose pulpaire.

L'autre étude d'Emshoff et coll en 2004 portait sur 80 patients présentant une seule incisive permanente maxillaire luxée (sans dommages alvéolaires). Le protocole prévoyait 2 sessions : une le jour de la dépose de la contention et l'autre 12 semaines plus tard, ainsi qu'un rendez-vous de contrôle à 36 semaines. Les mesures fluxmétriques accompagnées d'un examen clinique (test au froid, présence ou non de dyschromie, ainsi que des radiographies rétro-alvéolaires) ont été réalisées à chacun de ces rendez-vous. A 36 semaines, 5% des incisives traumatisées présentaient une orientation clinique défavorable avec une stagnation ou une diminution des signaux fluxmétriques. 25% des incisives traumatisées restaient asymptomatiques avec des signaux fluxmétriques en augmentation. Leurs conclusions ont été favorables au fluxmètre laser Doppler, comme précédemment pour ses capacités précoces à la détection d'ischémie pulpaire, ce qui permettrait selon eux de réduire les délais de traitement lors de traumatismes.

Dans l'étude de Strobl et coll en 2004, 18 patients ont été inclus, présentant une seule incisive permanente maxillaire luxée (sans fracture alvéolaire). Le protocole comportait 4 sessions d'enregistrement : le jour de la dépose de la contention, puis 12, 24 et 36 semaines plus tard, accompagné d'un examen clinique (comportant un test au froid, des tests de percussion, une évaluation de la mobilité, d'une éventuelle dyschromie et des radiographies rétro-alvéolaires étaient réalisées). Pour les dents ayant subi une intrusion, les auteurs ont observé une forte

diminution des signaux fluxmétriques entre les deux premières et les deux dernières sessions, tandis qu'ils n'ont pas observé de différence significative pour les dents ayant subi une luxation latérale ou une extrusion. Les dents témoins n'ont pas présenté de différence au cours des différentes sessions. Les auteurs ont mis l'accent sur les difficultés techniques de mise en œuvre : le maintien de la sonde, la position de la sonde sur les dents, l'isolation gingivale, le fluxmètre, le degré de minéralisation de l'émail et de la dentine. Le fluxmètre laser Doppler leur a permis de détecter les chutes du flux sanguin pulpaire pour les intrusions et donc d'effectuer un diagnostic plus précoce qu'avec les techniques classiques en ce qui concernait les patients à risque de complications.

Ces différentes études ont démontré l'utilité de la fluxmétrie laser Doppler dans le suivi de l'évolution des dents traumatisées ne répondant pas aux tests classiques de sensibilité pulpaire. En effet, après un traumatisme, le retour à une vascularisation normale est beaucoup plus précoce que la récupération de la sensibilité, ce qui permet de décider de différer ou de pratiquer le traitement endodontique dans des délais plus courts : les conséquences d'une nécrose non traitée sont donc évitées.

Les auteurs décrivent peu leurs difficultés ou bien les critères non dentaires d'inclusion d'un patient dans leurs études. On peut déduire du peu d'informations à notre disposition que les problèmes de coopération des jeunes patients provoquent des artéfacts dans les enregistrements, lorsque ces derniers sont réalisables.

Dans le cadre de la traumatologie, les études montrent clairement que la technique fluxmétrique laser Doppler a des limites : toutes les études excluent les traumatismes sévères avec des dommages collatéraux à ceux dentaires (tels que les fractures de l'os alvéolaire). La dyschromie est également une des conséquences des traumatismes peu traitée : dans ce cas, la méthode fluxmétrique est inefficace car la lumière laser ne franchit plus les tissus durs dentaires.

#### 5.2.4 En chirurgie maxillo-faciale.

La préservation de la vitalité des segments dento-alvéolaires mobilisés lors d'ostéotomies nécessite le maintien d'un réseau vasculaire adéquat. Si ce dernier est altéré, des séquelles peuvent apparaître, allant des modifications pulpaire mineures à la perte partielle ou totale du segment repositionné. Le maxillaire est plus vulnérable que la mandibule, avec une fréquence plus élevée de nécroses avasculaires. C'est la partie antérieure du maxillaire qui est la plus touchée car elle est la plus éloignée du pédicule palatin postérieur.

En chirurgie maxillo-faciale, les études entreprises ont pour but d'étudier les modalités de retour à une vascularisation et une sensibilité pulpaire équivalentes à celles préopératoires, et ainsi détecter les patients à risque de complications postopératoires.

Les sept publications recensées faisaient état de résultats obtenus suite à des ostéotomies de Le Fort I.

Les équipes de Geylikman en 1995, d'Emshoff en 2000 et d'Ozurk en 2003 avaient choisi un laser hélium/néon émettant à une longueur d'onde de 632,8nm avec une sonde de 2mm de diamètre. Quant aux équipes de Sato en 2003 et d'Harada en 2004 [33,34], elles avaient opté pour un système émettant à 780nm avec une sonde de 2mm de diamètre contenant des fibres optiques de 125µm de diamètre et espacées de 500µm.

Trois dispositifs de fixation de la sonde ont été décrits : soit par une attelle plastique perforée et réalisée au laboratoire [20, 30], soit à l'aide de silicone [21, 76], soit par de la résine perforée et placée entre les bracketts et la gencive marginale [33, 34, 95].

Les rendez-vous de suivi (pendant lesquels des mesures fluxmétriques étaient effectuées) présentaient encore des intervalles peu homogènes, allant de mesures sur 24 heures [21], sur 7 jours [76] avec des intervalles très courts, à des mesures sur 3 mois [34] voire sur 12 mois [33, 95].

Les données étaient majoritairement collectées sur 3 minutes à chaque session d'enregistrement [20, 30, 33, 34, 95].

Deux méthodes différentes d'expression des résultats ont été employées. La première consistait en l'établissement d'une moyenne (en unités de perfusion) pour chaque site

d'enregistrement (incisive centrale, canine, etc.) à chacune des sessions [20, 21, 30, 76]. Dans la deuxième méthode, les flux sanguins postopératoires enregistrés étaient exprimés en pourcentage du flux sanguin préopératoire afin d'aboutir à une valeur (en pourcentage) lors de chaque session post-opératoire [33, 34, 95].

Geylikman et coll en 1995 ont réuni 14 patients s'appêtant à subir une ostéotomie de Le Fort I avec un seul segment, seul le repositionnement différait : 5 antérieurs, 5 supérieurs et 4 postérieurs. 110 dents ont ainsi été testées : 26 incisives centrales, 22 incisives latérales, 26 canines, 18 premières prémolaires et 18 deuxièmes prémolaires. Trois sessions d'enregistrement ont été menées : en préopératoire, 4 jours et 56 jours après la chirurgie. Une moyenne pour chaque session de chaque patient a été calculée. Pour tous les types de dents, les résultats préopératoires se sont révélés supérieurs à ceux postopératoires, de plus, les différences ont été variables d'un type de dents à l'autre. Il n'y a eu que peu de différence entre le 4<sup>ème</sup> et le 56<sup>ème</sup> jour pour un type de dents donné. Les auteurs ont conclu sur le lien entre la chirurgie et la survenue de modifications pulpaire (fonctionnelles et/ou structurales), ainsi que sur la spécificité des effets en fonction du type de dents. Ils ont également mis en avant la diminution à long terme du flux sanguin pulpaire des incisives et des canines suite à cette chirurgie.

L'étude d'Emshoff et coll en 2000 [20] portait sur 12 patients. La technique chirurgicale comportait une incision sulculaire de la 16 à la 26 et une ostéotomie à 5mm au moins des apex dentaires. Au cours des 12 chirurgies, 8 fragments maxillaires ont été repositionnés antérieurement, 2 supérieurement et 2 postérieurement. 99 dents ont été enregistrées : 24 incisives centrales, 21 incisives latérales, 24 canines, 21 premières prémolaires et 9 deuxièmes prémolaires. Trois sessions de 3 minutes ont été menées : 1 jour avant l'opération, 4 et 56 jours après la chirurgie. Pour les dents adjacentes aux incisions, les résultats préopératoires ont été supérieurs à ceux du 4<sup>ème</sup> jour postopératoire, alors qu'aucune différence significative n'a été notée pour les autres dents. Ceux du jour 54 ont été supérieurs à ceux du 4<sup>ème</sup> jour pour les dents adjacentes aux incisions. De plus, comme dans l'étude précédente les effets de la chirurgie sur les flux sanguins pulpaire ont été variables d'un type de dents à l'autre. Les auteurs ont souligné le fait que leur étude était en accord avec les résultats des études précédentes à propos de l'ischémie des quatre premiers jours postopératoires. Cependant, ils

ont noté l'inhomogénéité de leur échantillon de patients, car il y avait plusieurs types d'ostéotomies, donc des incisions placées différemment selon les cas.

Dans le cadre de l'étude d'Emshoff et coll en 2000 [21], 31 patients ont été répartis en trois groupes : 12 patients avec une ostéotomie de Le Fort I avec ou sans chirurgie mandibulaire, 9 patients formant le groupe chirurgical contrôle avec une chirurgie mandibulaire uniquement et 10 patients sans chirurgie et sans traitement orthodontique. Quatre sessions de 3 minutes ont été menées : en préopératoire, entre 0 et 8 heures postopératoires, entre 8 et 16 heures et entre 16 et 24 heures. Les résultats pour les flux sanguins pulpaire ont été les suivants : en préopératoire, pas de différence entre les deux groupes chirurgicaux, qui ont eu des résultats plus élevés que ceux du groupe non chirurgical (ce groupe ayant obtenu des résultats constants tout au long des sessions) ; en postopératoire, il y a eu une baisse significative pour le groupe des chirurgies maxillaires, mais pas pour les chirurgies mandibulaires, de plus, aucune différence significative n'a été observée entre les trois sessions postopératoires. En conclusion, les auteurs se sont interrogés sur les causes des modifications des flux sanguins maxillaires antérieurs : les différentes techniques chirurgicales et leur durée, la direction et la quantité du déplacement du fragment maxillaire, la prise en charge du pédicule palatin postérieur, l'anesthésie et sa durée, les complications peropératoires éventuelles, les thérapeutiques postopératoires, le traitement orthodontique.

Ozurk et coll en 2003 ont regroupé 13 patients candidats à une ostéotomie de Le Fort I. Les mesures ont été effectuées sur les incisives centrales, les canines et les premières molaires maxillaires des 13 patients : en préopératoire, aux 1<sup>er</sup>, 3<sup>ème</sup> et 7<sup>ème</sup> jours postopératoires. Les signaux fluxmétriques obtenus étaient les plus bas le 1<sup>er</sup> jour après l'opération, puis ils ont observé une remontée progressive. La diminution a été la plus forte pour les incisives et les canines. Au 7<sup>ème</sup> jour, les canines et les molaires ont retrouvé des valeurs similaires à celles préopératoires, tandis que les valeurs des incisives étaient toujours inférieures (mais différentes de zéro). Les enregistrements ont été stoppés au 7<sup>ème</sup> jour car il correspondait au début du traitement orthodontique. Les auteurs ont conclu sur l'importance de la précision du placement de la sonde, ainsi que sur la très grande sensibilité du dispositif fluxmétrique (notamment vis-à-vis des mouvements des patients), tout en soulignant l'efficacité du

système. Par cette étude, ils ont confirmé l'absence d'effets sérieux de cette chirurgie sur le flux sanguin pulpaire.

Sato et coll en 2003 ont réuni 14 patients s'appêtant à subir une ostéotomie de Le Fort I en un seul segment couplée à un recul de la mandibule, dans le but d'établir une relation entre l'ischémie postopératoire et le retour de la sensibilité pulpaire. En postopératoire, l'avancée totale du maxillaire était de 5mm. Des élastiques intermaxillaires ont été mis en place 24h/24h, excepté lors des repas et des rendez-vous, pendant 2 mois. Le traitement orthodontique a été poursuivi 1 an après l'opération. 54 incisives maxillaires intactes ont été suivies : en préopératoire, et en postopératoire : les 1<sup>er</sup>, 2<sup>ème</sup>, 7<sup>ème</sup>, 14<sup>ème</sup> jours, puis à 3, 6 et 12 mois. Les résultats étaient collectés pendant 3 minutes : les résultats postopératoires ont été exprimés en pourcentage des valeurs préopératoires. La sensibilité pulpaire était évaluée par un test électrique (le test était négatif s'il n'y avait pas de réponse à la puissance maximale). Il n'y a pas eu de complications durant le suivi. Les auteurs ont relevé les signaux les plus bas au 1<sup>er</sup> jour (mais différents de 0), puis une augmentation progressive durant les 12 mois suivants sans atteindre le niveau préopératoire, et, avec une diminution de l'amplitude au 4<sup>ème</sup> jour. La sensibilité pulpaire était négative jusqu'au 14<sup>ème</sup> jour, puis à 3 mois, 50% des dents étaient de nouveau sensibles, à 6 mois 85,2%, à 12 mois 96,3% (seules 2 dents sont restées insensibles avec des signaux fluxmétriques à 56% et 80% de ceux préopératoires). Les auteurs ont également noté que les dents sensibles à 3 mois avaient des signaux au 1<sup>er</sup> jour supérieurs à ceux des dents encore insensibles à 3 mois. Selon eux, la chute des signaux au 4<sup>ème</sup> jour a pu être due à l'inflammation, l'œdème et donc à la vasodilatation.

Harada et coll en 2004 [33] ont de nouveau voulu comparer deux méthodes opératoires à propos du retour postopératoire à une sensibilité et à un flux sanguin pulpaire. Leur étude précédente [93] a été mise en parallèle avec 9 patients s'appêtant à subir une ostéotomie de Le Fort I avec une *horseshoe osteotomy* (ce qui permet un mouvement supérieur moyen de 5mm). 32 incisives maxillaires intactes ont été suivies en préopératoire, et en postopératoire : les 1<sup>er</sup>, 7<sup>ème</sup>, 14<sup>ème</sup> jours, puis à 3, 6 et 12 mois. Comme dans l'étude précédente [93], au 1<sup>er</sup> jour postopératoire, ils ont observé une chute des signaux enregistrés, puis une augmentation progressive. Du 7<sup>ème</sup> au 14<sup>ème</sup> jour, les valeurs obtenues étaient inférieures au groupe précédent : les auteurs ont avancé l'hypothèse que cette diminution des flux sanguins était due à la technique opératoire multi-segmentaire (ce qui aurait augmenté le stress postopératoire).

Au niveau de la sensibilité au 3<sup>ème</sup> mois, 28,6% des dents étaient de nouveau sensibles (50% pour l'étude de référence). En conclusion, les auteurs ont souligné l'influence probable de la technique opératoire sur le flux sanguin pulpaire et sur la sensibilité pulpaire.

Harada et coll en 2004 [34] ont voulu examiner les modifications du flux sanguin pulpaire et le retour de la sensibilité pulpaire au niveau maxillaire pendant et après une distraction maxillaire. 5 patients présentant une sévère hypoplasie maxillaire et donc candidats à une ostéotomie de Le Fort I avec distraction maxillaire ont été étudiés. La distraction débutait 5 à 6 jours après l'opération et se poursuivait durant 3 semaines, à raison d'1mm par jour. S'ensuivaient 4 semaines de consolidation avant que le dispositif ne soit ôté, puis 8 à 12 semaines de masque orthodontique avec des élastiques la nuit. 11 incisives maxillaires intactes ont été suivies en préopératoire, puis aux 1<sup>er</sup>, 7<sup>ème</sup>, 14<sup>ème</sup> jours et au 3<sup>ème</sup> mois postopératoires. Comme dans leur étude précédente [93], au 1<sup>er</sup> jour postopératoire ils ont observé une chute des signaux enregistrés, puis une augmentation progressive du 1<sup>er</sup> au 5<sup>ème</sup> jour pour atteindre 20% à 30% (40% à 50% pour le groupe de référence), du 6<sup>ème</sup> jour au 3<sup>ème</sup> mois les valeurs étaient similaires au groupe de référence. La sensibilité pulpaire était négative jusqu'au 14<sup>ème</sup> jour, mais au 3<sup>ème</sup> mois elle était positive pour 90% des dents (seulement pour 50% des dents du groupe de référence). Les auteurs ont mis en avant que les 10mm de mouvement dans la distraction ne semblaient pas péjoratifs pour le flux sanguin et la sensibilité pulpaires. De plus, le retour de la sensibilité a été plus précoce pour la distraction. Ils ont cependant mis l'accent sur le fait que ce n'était qu'une étude préliminaire, compte tenu de la différence entre les groupes de patients des deux études.

Ces études ont permis de mettre en évidence un phénomène pressenti : l'existence d'épisodes ischémiques pulpaires au niveau des fragments déplacés, et cela durant les quatre jours qui suivent l'intervention chirurgicale. Suite à cela, différents auteurs se sont intéressés à la fluxmétrie laser Doppler dans la détection précoce des patients à risque de complications (nécroses aseptiques plus ou moins étendues). Ils ont également pu détecter les différents effets sur les flux sanguins des différentes techniques chirurgicales.

Les auteurs en chirurgie maxillo-faciale déclarent craindre principalement les complications postopératoires et voient en la Fluxmétrie Laser Doppler un moyen de les prévenir ; cependant aucun article ne fait état d'un ou plusieurs cas se compliquant.

Les groupes de patients sont très souvent non homogènes du point de vue chirurgical, ce qui masque certainement des informations sur les effets des différentes techniques chirurgicales.

Les différences chirurgicales impliquent également d'autres différences, qui sont autant de facteurs susceptibles d'intervenir sur les résultats : la durée opératoire, le type et la durée de l'anesthésie générale, la technique de prise en charge du pédicule palatin postérieur, les thérapeutiques postopératoires, le type de traitement orthodontique mis en place.

### 5.2.5 Conclusions de la revue bibliographique.

Les auteurs s'accordent pour conclure sur la précocité du diagnostic pulpaire par fluxmétrie laser Doppler après un traumatisme dentaire ou un acte de chirurgie maxillo-faciale. Ils ont également démontré l'efficacité de cette méthode pour distinguer une dent vitale d'une dent nécrosée.

Mais, ces différentes études présentent des limites (qui n'ont pas été systématiquement reconnues par leurs auteurs) :

- Les échantillons de patients peu homogènes, avec des âges, des contextes cliniques et/ou chirurgicaux différents.
- Peu de renseignements sur les conditions d'enregistrement (le lieu et l'opérateur notamment).
- L'absence fréquente de détails sur l'appareil en lui-même et sur son calibrage.
- Les difficultés de mise en place d'une session de mesure (la préparation du matériel, la préparation du patient, l'absence de standard pour le dispositif de stabilisation de la sonde).
- Les durées totales de suivi et les intervalles entre les rendez-vous de suivi très variables d'une étude à l'autre.

- L'expression des résultats. Pour chaque session d'enregistrement, les résultats présentés sont fréquemment obtenus par une moyenne des valeurs recueillies sur toutes les dents étudiées ou sur un groupe de dents. Ils sont exprimés soit en unités de perfusion soit en pourcentage des valeurs préopératoires.
- Les cas où il est difficile voire impossible d'obtenir des résultats : les dyschromies, les lésions péri-apicales, les pulpes rétractées, les fractures alvéolaires, les patients qui ne peuvent rester immobiles le temps de l'enregistrement.
- Les cas où les résultats sont biaisés : les faux négatifs des dents dyschromiées ou très claires ; les faux positifs des dents fêlées, fracturées ou en présence de salive ; l'effet miroir sur une surface amélaire irrégulière, sur les composites.
- Les auteurs ne font que rarement état des difficultés qu'ils ont pu rencontrer, tant au niveau technique qu'au niveau des résultats.

## 6 Essais cliniques préliminaires.

Les essais ont été réalisés par le Docteur Roy Elisabeth, à la faculté d'Odontologie de Nantes. Ces tests ont été conduits, dans un premier temps, pour choisir un dispositif de fixation de la sonde alliant efficacité et rapidité de mise en place, puis, dans un deuxième temps, pour étudier la reproductibilité des résultats chez un patient pour une même dent. Les essais préliminaires présentés ci-après ont été effectués sur l'incisive centrale maxillaire droite de l'auteur.

### 6.1 Matériels et méthodes.

#### 6.1.1 Le Fluxmètre Laser Doppler.

##### 6.1.1.1 Description.

Le Fluxmètre Laser Doppler acquis par la faculté d'Odontologie de Nantes est le système de dernière génération, *Periflux System 5000*, de Perimed®.

- L'unité principale : *PF 5010 LDPM unit (Laser Doppler Perfusion Monitor)*.

C'est un module de 30cm sur 32cm et de 10,5cm de hauteur, contenant un laser diode émettant à 780nm, et d'une puissance de 1mW.

Cette unité branchée sur le secteur peut être reliée à un ordinateur, sur lequel est installé le logiciel de traitement des données (*Perisoft*) fourni par le constructeur, ou directement reliée à une imprimante.

L'écran digital affiche les mesures en Unités de Perfusion (PU).



Figure 4 : L'unité principale du fluxmètre laser Doppler  
(photographie du Dr Roy).

- La sonde : modèle 407.

Long tube flexible renforcé d'1mm de diamètre, contenant trois fibres optiques de 125 $\mu$ m de diamètre, espacées de 250 $\mu$ m. Son extrémité double est connectée à l'unité principale, l'autre, métallique sur quelques millimètres, est insérée dans le porte-sonde.



Figure 5 : La sonde (photographie du Dr Roy).

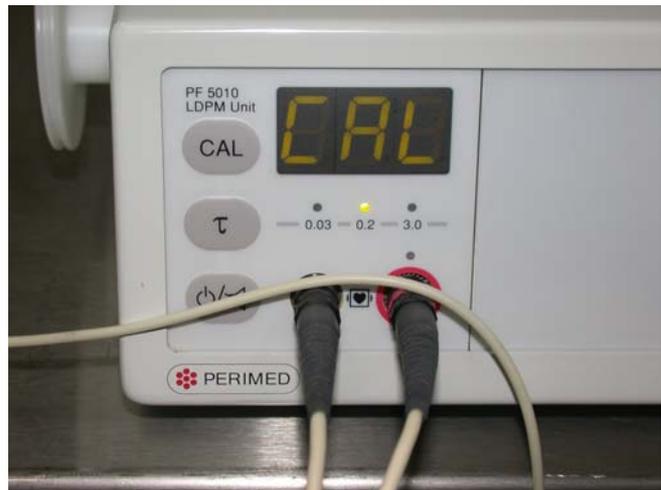
### 6.1.1.2 Calibrage.

Le calibrage s'effectue avant chaque session d'enregistrement, à l'aide :

- De la solution fournie par le constructeur (*Perimed Motility Standard*).

Cette solution contient des particules en suspension, agitées par mouvement brownien.

La sonde est placée dans cette solution, puis l'unité principale est mise en position de calibrage.



Figures 6 et 7 : Calibrage du fluxmètre laser Doppler (photographies du Dr Roy).

A la fin de cette étape, l'affichage doit être le plus proche possible de 250PU (+/- 15).



Figure 8 : Résultat du calibrage (photographie du Dr Roy).

- Du disque de calibrage du zéro (*zeroing disc*).

Pour calibrer le zéro (+/- 0,5), la sonde est placée dans ce disque, dans un pertuis adapté à son diamètre.



Figures 9 et 10 : Calibrage du zéro (photographies du Dr Roy).

### 6.1.2 La préparation du patient.

Le patient est installé en position semi-allongée dans le fauteuil dentaire, et il est laissé au repos environ dix minutes, le temps de stabiliser ses constantes vitales.

### 6.1.3 Le champ opératoire.

Ce champ a pour buts :

- D'isoler la zone d'enregistrement de la salive.
- De libérer la zone d'enregistrement pour l'opérateur.
- D'isoler la sonde des lèvres du patient afin de limiter les mouvements parasites.

Il est composé :

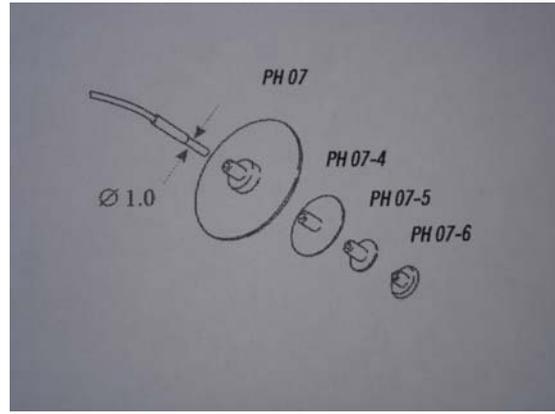
- D'un écarteur photographique.
- De rouleaux de coton placés dans le vestibule.
- De l'aspiration souple si nécessaire (elle peut permettre de limiter le nombre de déglutitions).



Figure 11 : Le champ opératoire (photographie du Dr Roy).

#### 6.1.4 La fixation de la sonde.

Pour fixer la sonde, un point est réalisé au crayon sur la face vestibulaire de la dent, afin de figurer la distance entre la gencive marginale et la sonde (de 3mm à 5mm). Puis, le porte-sonde (PH 07-6), de 4mm de diamètre et de 2,5mm de haut, est fixé sur la face vestibulaire de la dent, face au repère, avec du Ciment Verre (CVI) autopolymérisant.



Figures 12 et 13 : Fixation du porte-sonde (photographie du Pr Fraysse).

Les quatre modèles de porte-sondes proposés par le constructeur (fig.13), diffèrent par leur hauteur et leur diamètre. Pour les essais présentés ici, le porte-sonde le plus petit a été choisi (PH 07-6).

Une fois que le CVI recouvrant la base du porte-sonde est polymérisé, la sonde peut être placée dans le pertuis du porte-sonde et les mesures peuvent débuter.



Figure 14 : Fixation de la sonde (photographie du Pr Fraysse).

## 6.2 Les résultats : exemples de tracés obtenus.

### 6.2.1 Trois enregistrements d'une même dent vitale à des temps différents.



Figure 15 : Enregistrement sur une incisive (photographie du Pr Fraysse).

Le logiciel permet d'enregistrer des informations au sujet du patient : Le Dr Roy a noté par exemple que le patient aurait suivi un traitement orthodontique pendant quatre années (de 12 ans à 16 ans), et que sa première molaire inférieure gauche présentait une restauration composite occlusale. L'opérateur peut également entrer des informations concernant l'enregistrement effectué : pour le rapport présenté ci-dessous, le Dr Roy a noté que les mesures avaient été réalisées sur l'incisive centrale maxillaire droite (11) et que nous étudions le porte-sonde pour la huitième fois dans la séance (PORTE-SONDE 8).

# Rapport Analyse général

## Informations Patient

Commentaires: état général RAS

ODF: 4 ans 12-16 ans

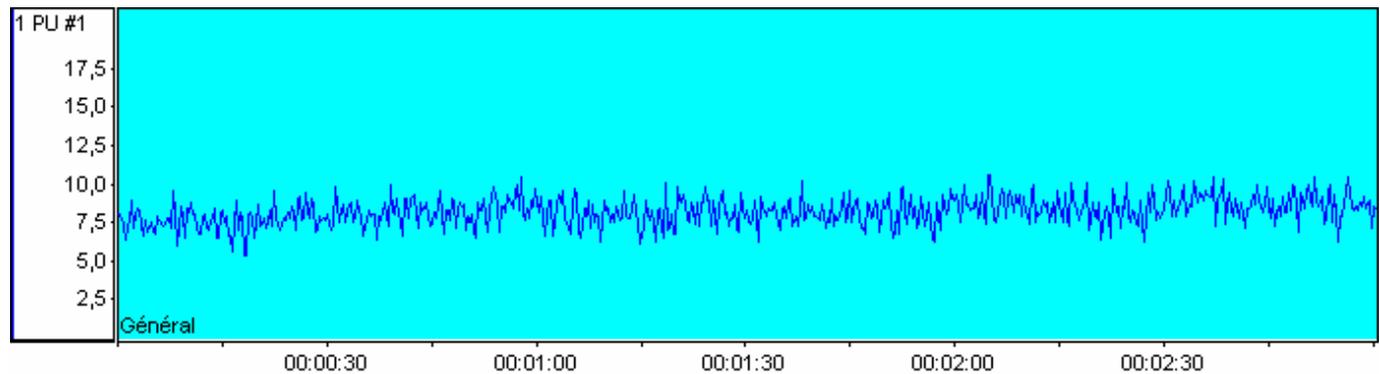
bilan: 36 cpste occlusal

## Information d'enregistrement

Médecin: Roy, Elisabeth

Commentaires: 11 PORTE SONDE 8

## Courbe



## Calculs

	Item	1 PU #1
Valeur moyenne	(Unité)	8,21
Déviation Standard	(Unité)	0,91
Erreur Standard	(Unité)	0,01
Valeur Maximum	(Unité)	11,38
Valeur Minimum	(Unité)	5,34
Première valeur	(Unité)	8,18
Dernière valeur	(Unité)	8,45
% variation 1ère vers Dernière valeur	(%)	3,36
Aire sous la courbe	(Unité*sec.)	1477,49
Pente	(Unité/sec.)	0,01
Durée	(sec.)	180,05
Heure de départ relative	(hh:mm:ss,fr)	00:00:00,28
Heure de fin relative	(hh:mm:ss,fr)	00:03:00,34

Figure 16 : Rapport d'enregistrement du 22/09/05 à 16h25 (Rapport du Dr Roy).

La courbe obtenue correspond au flux sanguin enregistré en fonction du temps. Il est égal à la concentration de cellules en mouvement dans le volume mesuré, multipliée par la vitesse moyenne de ces cellules. Ce flux est exprimé en unités de perfusion (PU). Cette courbe permet de visualiser les oscillations synchrones du rythme cardiaque (confirmées par la prise

du pouls radial), caractéristiques des dents vitales. A partir de cette courbe de flux, le logiciel extrait différentes valeurs d'intérêt, telles la valeur moyenne du flux sanguin, ainsi que les valeurs maximale et minimale, la déviation standard et la durée de l'enregistrement.

## Rapport Analyse général

### Informations Patient

Commentaires: état général RAS

ODF: 4 ans 12-16 ans

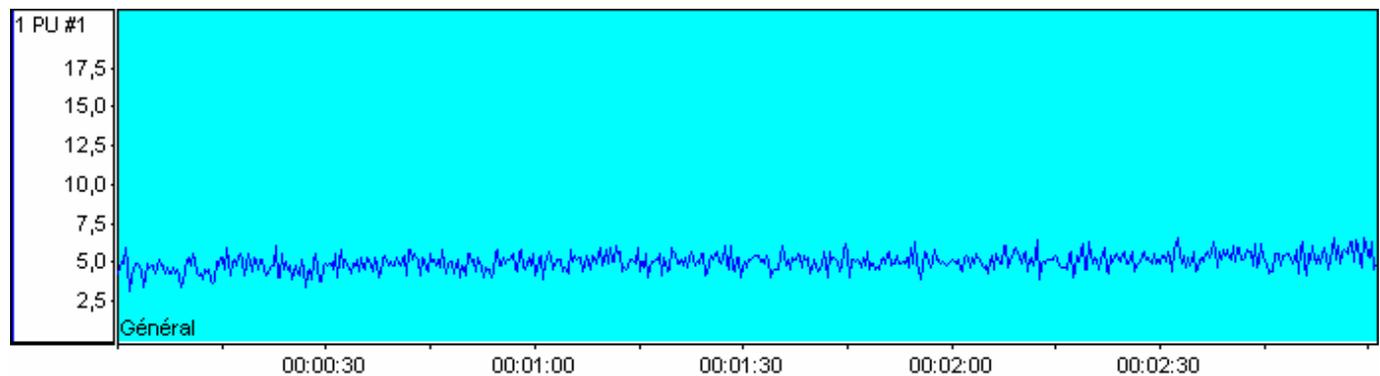
bilan: 36 cpste occlusal

### Information d'enregistrement

Médecin: Roy, Elisabeth

Commentaires: 11 PORTE SONDE 10

### Courbe



### Calculs

Item	Unité	1 PU #1
Valeur moyenne	(Unité)	5,06
Déviati on Standard	(Unité)	0,55
Erreur Standard	(Unité)	0,01
Valeur Maximum	(Unité)	6,93
Valeur Minimum	(Unité)	3,02
Première valeur	(Unité)	4,67
Dernière valeur	(Unité)	4,76
% variation 1ère vers Dernière valeur	(%)	1,96
Aire sous la courbe	(Unité*sec.)	913,44
Pente	(Unité/sec.)	0,00
Durée	(sec.)	180,67
Heure de départ relative	(hh:mm:ss,fr)	00:00:00,28
Heure de fin relative	(hh:mm:ss,fr)	00:03:01,00

Figure 17 : Rapport d'enregistrement du 22/09/05 à 16h48 (Rapport du Dr Roy).

Les deux tracés ci-dessus, obtenus le même jour, à 23 minutes d'intervalle, dans des conditions identiques, montrent que les valeurs enregistrées ne sont pas reproductibles pour une même dent d'un même individu : les valeurs moyennes différant de plus de 3 PU pour ces deux exemples.

## Rapport Analyse général

### Informations Patient

Commentaires: état général RAS

ODF: 4 ans 12-16 ans

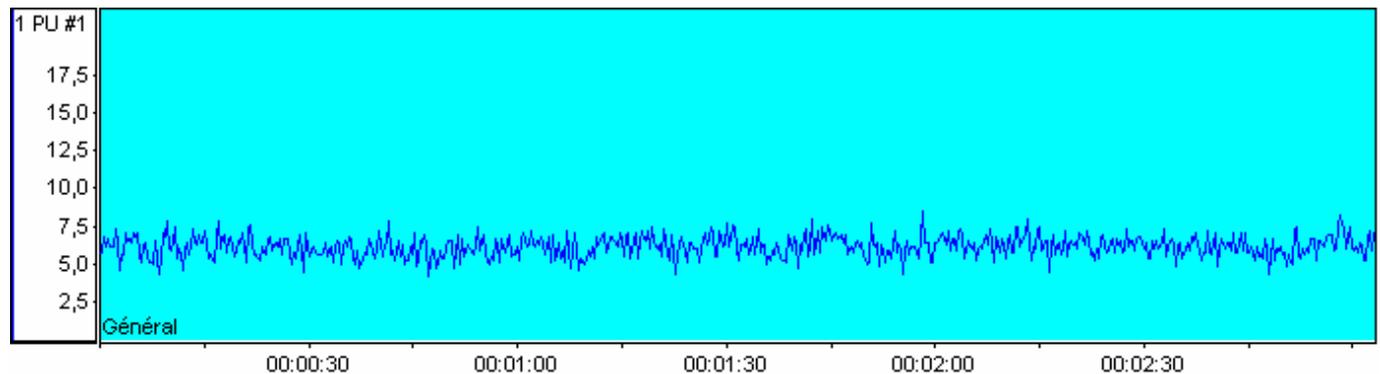
bilan: 36 cpste occlusal

### Information d'enregistrement

Médecin: Roy, Elisabeth

Commentaires: 11 SONDE 4

### Courbe



### Calculs

Item	1 PU #1
Valeur moyenne (Unité)	6,15
Déviatiion Standard (Unité)	0,69
Erreur Standard (Unité)	0,01
Valeur Maximum (Unité)	8,94
Valeur Minimum (Unité)	3,94
Première valeur (Unité)	5,92
Dernière valeur (Unité)	7,20
% variation 1ère vers Dernière valeur (%)	21,65
Aire sous la courbe (Unité*sec.)	1124,88
Pente (Unité/sec.)	0,00
Durée (sec.)	182,93
Heure de départ relative (hh:mm:ss,fr)	00:00:00,29
Heure de fin relative (hh:mm:ss,fr)	00:03:03,27

Figure 18 : Enregistrement du 20/09/05 (rapport du Dr Roy).

Cet enregistrement, réalisé deux jours avant les précédents, dans des conditions identiques de lieu, de position et de préparation, illustre également le caractère non reproductible des résultats d'une dent d'un patient. Ceci remet directement en question l'utilité de ce type de rapport d'analyse, dans le suivi de la vitalité de la pulpe d'une dent donnée.

### 6.2.2 Comparaison entre une pulpe nécrosée et une pulpe vitale.

Le patient du Dr Roy présente une incisive centrale maxillaire gauche (21) dépulpée (suite à une fracture coronaire en 1996), et une incisive centrale maxillaire droite (11) vitale et intacte.

Le logiciel permet d'obtenir un rapport plus détaillé, où figurent différentes courbes : la première courbe (1) est identique à celles des rapports précédents. Elle correspond au flux sanguin, produit de la concentration des hématies par leur vitesse. Elle est donc la résultante du produit de la concentration de cellules sanguines en mouvement dans le volume mesuré (troisième courbe) par la vitesse moyenne de ces cellules en mouvement (quatrième courbe). La deuxième courbe correspond à la lumière réfléchie. Visuellement, la première courbe est différente des précédentes car l'échelle est différente.

Le premier rapport est celui de la 11 vitale et le deuxième celui de la 21 dépulpée.

# Rapport Analyse général

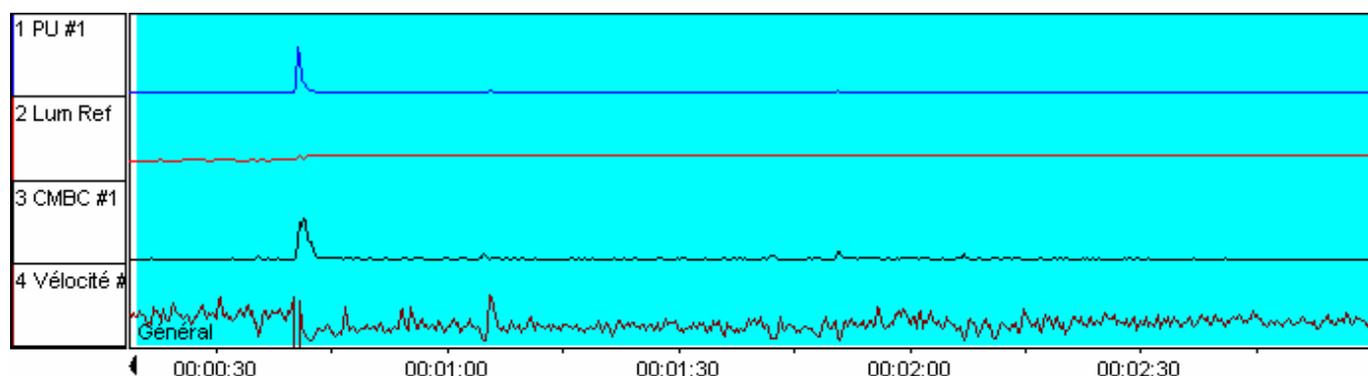
## Informations Patient

Commentaires: Etat général RAS  
 ATCD locorégionaux: Trauma 21 1996 Ski nécrose pulpaire à la suite d'une fracture coronaire  
 ODF: 11 à 22 ans  
 Bilan: 21 dépulpée  
 37 petit composite occlusal  
 46 implant

## Information d'enregistrement

Médecin: Roy, Elisabeth  
 Commentaires: 11

## Courbe



## Calculs

	Item	1 PU #1	2 Lum Ref	3 CMBC #1	4 Vitesse #1
Valeur moyenne	(Unité)	4,06	2,67	1,83	223,73
Déviat ion Standard	(Unité)	15,40	0,22	4,39	87,95
Erreur Standard	(Unité)	0,21	0,00	0,06	1,22
Valeur Maximum	(Unité)	305,30	2,88	59,30	947,14
Valeur Minimum	(Unité)	1,01	2,09	0,73	-994,08
Première valeur	(Unité)	2,90	2,10	1,01	287,87
Dernière valeur	(Unité)	2,17	2,69	1,04	208,80
% variation 1ère vers Dernière valeur	(%)	-25,26	28,36	3,03	-27,47
Aire sous la courbe	(Unité*sec.)	650,92	428,77	294,03	35869,26
Pente	(Unité/sec.)	-0,04	0,00	-0,01	-0,05
Durée	(sec.)	160,33	160,33	160,33	160,33
Heure de départ relative	(hh:mm:ss,fr)	00:00:19,76	00:00:19,76	00:00:19,76	00:00:19,76
Heure de fin relative	(hh:mm:ss,fr)	00:03:00,11	00:03:00,11	00:03:00,11	00:03:00,11

Figure 19 : enregistrement d'une dent vitale le 03/03/06 (rapport du Dr Roy).

# Rapport Analyse général

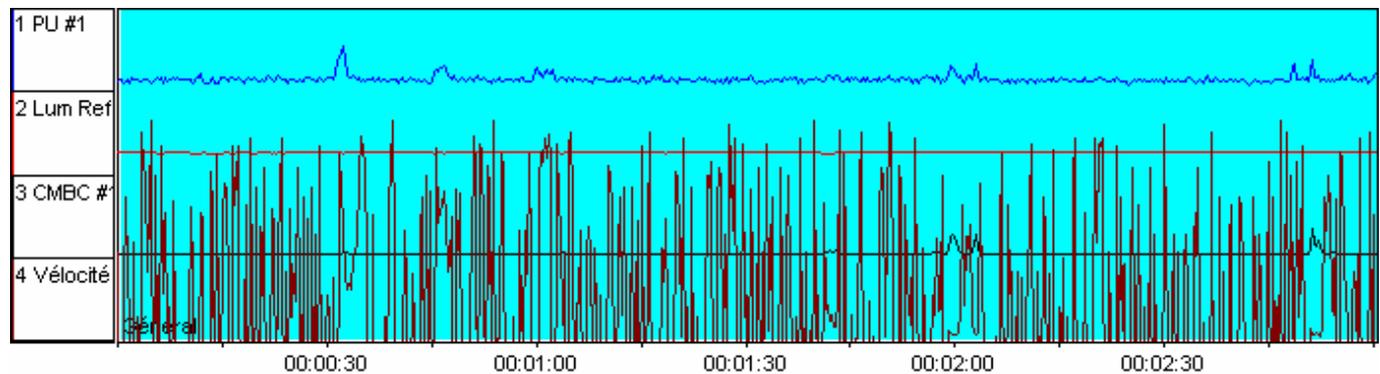
## Informations Patient

Commentaires: Etat général RAS  
 ATCD locorégionaux: Trauma 21 1996 Ski nécrose pulpaire à la suite d'une fracture coronaire  
 ODF: 11 à 22 ans  
 Bilan: 21 dépulpée  
 37 petit composite occlusal  
 46 implant

## Information d'enregistrement

Médecin: Roy, Elisabeth  
 Commentaires: 21

## Courbe



## Calculs

	Item	1 PU #1	2 Lum Ref	3 CMBC #1	4 Vitesse #1
Valeur moyenne	(Unité)	2,06	2,45	0,53	53,55
Déviation Standard	(Unité)	0,92	0,05	2,73	561,81
Erreur Standard	(Unité)	0,01	0,00	0,04	7,38
Valeur Maximum	(Unité)	10,31	2,58	33,75	999,97
Valeur Minimum	(Unité)	0,27	2,28	-0,43	-993,78
Première valeur	(Unité)	2,14	2,38	0,06	-500,03
Dernière valeur	(Unité)	3,48	2,46	0,31	-860,02
% variation 1ère vers Dernière valeur	(%)	62,86	3,01	400,00	71,99
Aire sous la courbe	(Unité*sec.)	370,39	439,89	95,76	9632,62
Pente	(Unité/sec.)	0,00	0,00	0,01	-0,37
Durée	(sec.)	179,64	179,64	179,64	179,64
Heure de départ relative	(hh:mm:ss,fr)	00:00:00,57	00:00:00,57	00:00:00,57	00:00:00,57
Heure de fin relative	(hh:mm:ss,fr)	00:03:00,26	00:03:00,26	00:03:00,26	00:03:00,26

Figure 20 : enregistrement d'une dent nécrosée du 03/03/06 (rapport du Dr Roy).

Ce dernier rapport permet la comparaison entre une dent dépulpée et une dent vitale : la courbe de vitesse (4) devient totalement incohérente pour la dent dépulpée, car l'appareil cherche un signal qu'il ne parvient pas à détecter. Cette courbe influence directement la courbe de perfusion (1), qui devient elle aussi incohérente, mais tout en conservant une allure normale : il est donc nécessaire de rester vigilant lors de l'interprétation des résultats de perfusion. Ce rapport met en évidence l'importance de disposer des courbes de concentration (3) et de vitesse (4) dans l'étude des dents nécrosées.

### 6.3 Conclusions sur les essais préliminaires.

Les séances les plus longues ont duré environ trois quarts d'heure. Lors de ces séances, le dispositif de fixation de la sonde s'est avéré être stable (le CVI s'est brisé une seule fois en cours de séance).

Les résultats obtenus sur l'incisive centrale maxillaire droite vitale testée évoquent bien les caractéristiques décrites dans la littérature, avec notamment l'oscillation synchrone du rythme cardiaque. Cependant, les valeurs obtenues lors de ces différentes sessions sont très variables et ne peuvent pas être considérées comme reproductibles. Ceci remet en question l'utilité de la Fluxmétrie Laser Doppler en tant que moyen de suivi pulpaire (à la suite d'un traumatisme dentaire ou d'un soin par exemple), lorsque seule la courbe du flux sanguin est en notre possession.

Lorsqu'il s'agit de comparer une dent vitale et son homologue nécrosée, les résultats de la dent nécrosée sont édifiants : le système cherche en vain un signal et les mesures deviennent incohérentes, ne répondant plus aux caractéristiques connues des signaux provenant de dents vitales : d'où l'importance de visualiser la courbe de vitesse des cellules sanguines pour différencier une pulpe vitale d'une pulpe nécrosée (tout en s'affranchissant des valeurs du signal).

## 7 Conclusion.

Depuis la fin des années 80, la Fluxmétrie Laser Doppler, déjà utilisée dans d'autres disciplines médicales, est présentée comme un outil prometteur de diagnostic pulpaire en odontologie conservatrice.

Les recherches se sont multipliées, révélant les possibilités d'une telle méthode, mais révélant simultanément ses contraintes et ses difficultés d'utilisation. Ces contraintes ont certainement participé au confinement quasiment exclusif de la Fluxmétrie Laser Doppler à une utilisation hospitalo-universitaire.

Les études sur l'évaluation réelle de la vitalité pulpaire par la détection de sa circulation sanguine, et sur la capacité de distinguer les pulpes vitales des pulpes nécrosées, ont révélé son intérêt en odontologie conservatrice.

Il reste que ses atouts forts, sont nuancés par les difficultés rencontrées pour obtenir des résultats reproductibles et significatifs. En effet, les contraintes techniques et les paramètres environnementaux difficiles à maîtriser, accentuent les variabilités inter-individus et intra-individu.

Malgré tout, les recherches sur la Fluxmétrie Laser Doppler continuent et aboutiront certainement à la mise en place de matériel et de protocoles mieux adaptés à l'odontologie conservatrice.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.**

### **1. AURENGO A, PETITCLERC T et GREMY F.**

Biophysique.

Paris : Médecine-Sciences, Flammarion, 2003.

### **2. BAREK S, RILLIARD F, BOUCHER Y et DELZANGLES B.**

Diagnostic et prise en charge de la douleur en endodontie.

Actual Odontostomatol (Paris) 2000;**211**:293-311.

### **3. BAUME LJ et FIORE-DONNO G.**

Vues nouvelles sur le diagnostic différentiel des pulpopathies.

Med Hyg (Genève) 1962;**20**:543-571.

### **4. BJORNDAL L.**

Presence or absence of tertiary dentinogenesis in relation to caries progression.

Adv Dent Res 2001;**15**:80-83.

### **5. BOUCHER Y et AZERAD J.**

A propos du « diagnostic de la vitalité pulpaire par fluxmétrie laser Doppler ».

Inf Dent 1999;**81**:181-184.

### **6. BOUILLAGUET S, CIUCCHI B et HOLZ J.**

Diagnostic et classification des pulpopathies directives thérapeutiques.

Réal Clin 1995;**6**:135-143.

**7. BRISSET T.**

Photoplethysmography : a diagnostic aid in conservative dentistry-endodontics.

Odontostomatol Trop 1999;**22**(86):5-8.

**8. BRUNELLE F.**

Le vaisseau et l'image.

In:COUTURE A, DAUZAT M et VEYRAC C, eds. Doppler Couleur-Pulse. Du fœtus à l'adulte.

Montpellier : Sauramps médical, 1995.

**9. BUECHE FJ et HECHT E.**

Physique pour les sciences de la vie.

Paris : Dunod, 2002.

**10. CALMEIN S et CLAISSE A.**

La pratique quotidienne et les pulpopathies.

Rev Fr Endod 1990;**9**:9-18.

**11. CEA.**

Le laser : un concentré de lumière.

Paris : CEA, 2005.

<http://www.cea.fr/fr/pedagogie/Laser/index.html>

**12. CHAVOIN JP.**

Encyclopédie des lasers en médecine et en chirurgie. Bases physiques et principes fondamentaux.

Padova : Piccin, 1995.

**13. CLAISSE A et LAUNAY Y.**

La radiographie clinique en endodontie.

Rev Fr Endod 1993;2:29-42.

**14. COOLEY RL, STILLEY J et LUBOW RM.**

Evaluation of a digital pulp tester.

Oral Surg 1984;58:437-442.

**15. Del RIO CE.**

Endodontic clinical diagnosis : part1.

Compend Contin Educ Dent 1992a;1:56-62.

**16. DOBOSZ M, HAC S, MIONSKOWSKA L et coll.**

Organ microcirculatory disturbances in experimental acute pancreatitis. A role of nitric oxide.

Physiol Res 2005;54(4):363-368.

**17. EBIHARA A, TOKITA Y, IZAWA T et SUDA H.**

Pulpal blood flow assessed by laser Doppler flowmetry in a tooth with a horizontal root fracture.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996;81:229-233.

**18. EDWALL B, GAZELIUS B, BERG J et coll.**

Blood flow changes in the dental pulp of the cat and rat measured simultaneously by laser Doppler flowmetry.

Acta Physiol Scand 1987;**131**:81-91.

**19. EMSHOFF R, EMSHOFF I, MOSCHEN I et STROBL H.**

Diagnostic characteristics of pulpal blood flow levels associated with adverse outcomes of luxated permanent maxillary incisors.

Dent Traumatol 2004;**20**:270-275.

**20. EMSHOFF R, KRANEWITTER R, GERHARD S et coll.**

Effect of segmental Le Fort osteotomy on maxillary tooth type-related pulpal blood-flow characteristics.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;**89**:749-752.

**21. EMSHOFF R, KRANEWITTER R et NORER B.**

Effect of Le Fort I osteotomy on maxillary tooth-type-related pulpal blood-flow characteristics.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;**89**:88-90.

**22. EMSHOFF R, MOSCHEN I et STROBL H.**

Use of laser Doppler flowmetry to predict vitality of luxated or avulsed permanent teeth.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;**98**:750-755.

**23. EVANS D, REID J, STRANG R et STIRRUPS D.**

A comparison of laser Doppler flowmetry with other methods of assessing the vitality of traumatized anterior teeth.

Endod Dent Traumatol 1999;**15**:284-290.

**24. FARGES JC, JOFFRE A et MAGLOIRE H.**

Response of odontoblastic and pulpal cells to carious lesions.

C R Seances Soc Biol Fil 1993;**187**(5):582-595.

**25. FRATKIN R, KENNY D et JOHNSTON D.**

Evaluation of a laser Doppler flowmeter to assess blood flow in human primary incisor teeth.

Pediatr Dent 1999;**21**:53-56.

**26. FUSS Z, TROWBRIDGE H, BENDER IB et coll.**

Assessment of reliability of electrical and thermal pulp testing agents.

J Endod 1986;**12**(7):301-305.

**27. GAZELIUS B, OLGART L et EDWALL B.**

Restored vitality in luxated teeth assessed by laser Doppler flowmeter.

Endod Dent Traumatol 1988;**4**:265-268.

**28. GAZELIUS B, OLGART L, EDWALL B et EDWALL L.**

Non-invasive recording of blood-flow in human dental pulp.

Endod Dent Traumatol 1986;**2**:219-221.

**29. GEYLIKMAN Y, ARTUN J, LEROUX B et coll.**

Effects of Le Fort I osteotomy on human gingival and pulpal circulation.

Int J Oral Maxillofac Surg 1995;**24**:255-260.

**30. GIACHETTI L, ERCOLANI E, BAMBI C et LANDI D.**

Sclerotic dentin : aetio-pathogenic hypotheses.

Minerva Stomatol 2002;**51**(7/8):285-292.

**31. GOHO C.**

Pulse oximetry evaluation of vitality in primary and immature permanent teeth.

Pediatr Dent 1999;**21**(2):125-127.

**32. GOLDBERG M, HERITIER M, FARGE P et MAGLOIRE H.**

Manuel d'Histologie et de Biologie Buccale.

Paris : Masson, 1989.

**33. HARADA K, SATO M et OMURA K.**

Blood flow and neurosensory changes in the maxillary dental pulp after differing Le Fort I osteotomies.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;**97**:12-17.

**34. HARADA K, SATO M et OMURA K.**

Blood-flow change and recovery of sensibility in the maxillary dental pulp during and after maxillary distraction: a pilot study.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;**98**:528-532.

**35. HARTMANN A, AZERAD J et BOUCHER Y.**

Environmental effects on laser Doppler pulpal blood-flow measurements in man.

Arch Oral Biol 1996;**41**:333-339.

**36. HASSELGREN G et CALEV D.**

Endodontics emergency treatment. Sound and simplified.

New York Stat Dent J 1994;**60**:31-33.

**37. HEE G, MEREAU P et DORNIER G.**

Le point sur les lasers.

Paris : INRS, 2004.

<http://www.inrs.fr>

**38. HEE CHUL EUN MD.**

Evaluation of skin blood flow by laser Doppler flowmetry.

Clin Dermatol 1995;**13**:337-347.

**39. HEITHERSAY G et HIRSCH R.**

Tooth discoloration and resolution following a luxation injury: significance of blood pigment in dentin to laser Doppler flowmetry readings.

Quintessence Int 1993;**24**:669-676.

**40. HEYERAAS KJ et KVINNSLAND I.**

Tissue pressure and blood flow in pulpal inflammation.

Proc Finn Dent Soc 1992;**88**:393-401.

**41. HIMEL VT.**

Diagnostic procedures for evaluating pulpally involved teeth.

Prosthet Endod 1992;72-77.

**42. HYMANN JJ, COHEN ME et LAKES G.**

The predictive value of endodontic diagnosis tests.

Oral Surg 1984;58:343-346.

**43. IKAWA M, FUJIWARA M, HORIUCHI H et SHIMAUCHI H.**

The effect of short-term tooth intrusion on human pulpal blood flow measured by laser

Doppler flowmetry.

Archs Oral Biol 2001;46:781-783.

**44. IKAWA M, HORIUCHI H et IKAWA K.**

Optical characteristics of human extracted teeth and the possible application of photoplethysmography to the human pulp.

Arch Oral Biol 1994;39(10):821-827.

**45. INGOLFSSON A, TRONSTAD L, HERSH E et RIVA C.**

Effect of probe design on the suitability of laser Doppler flowmetry in vitality testing of human teeth.

Endod Dent Traumatol 1993;9:65-70.

**46. INGOLFSSON A, TRONSTAD L, HERSH E et RIVA C.**

Efficacy of laser Doppler flowmetry in determining pulp vitality of human teeth.

Endod Dent Traumatol 1994;10:83-87.

**47. INGOLFSSON A, TRONSTAD L et RIVA C.**

Reliability of laser Doppler flowmetry in testing vitality of human teeth.

Endod Dent Traumatol 1994;**10**:185-187.

**48. IRIE H, TATSUMI T, TAKAMIYA M et coll.**

Carbon dioxide-riche water bathing enhances collateral blood flow in ischemic hindlimb via mobilization of endothelial progenitors cells and activation of NO-cGMP system.

Circulation 2005;**111**:1523-1529.

**49. JONES DM.**

Effect of the type carrier used on the results of dichlorofluoromethane application to teeth.

J Endod 1999;**25**:692-694.

**50. JONES VR, RIVERA EM et WALTON RE.**

Comparison of carbon dioxide versus refrigerant spray to determine pulpal responsiveness.

J Endod 2002;**28**:531-533.

**51. KAHAN RS, GULABIVALA K, SNOOK M et SETCHELL DE.**

Evaluation of a pulse oximeter and customized probe for pulp vitality testing.

J Endod 1996;**22**:105-109.

**52. KAMANI YV.**

Le laser en pratique médicale.

Paris : Masson, 1997.

**53. KIDD EA et FEJERSKOV O.**

What constitutes dental caries ? histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilm.

J Dent Res 2004;**83** (Spec Issue):C35-38.

**54. KIM S, LIU M, MARKOWITZ K, BILOTTO G et DORSCHER-KIM J.**

Comparison of pulpal blood flow in dog canine teeth determined by the laser Doppler and the 133xenon washout methods.

Arch Oral Biol 1990;**35**(5):411-413.

**55. KLING M, CVEK M et MEJARE I.**

Rate and predictability of pulp revascularization in therapeutically reimplant incisors.

Endod Dent Traumatol 1986;**2**:83-89.

**56. KNOBLOCH K, LICHTENBERG A, PILCHMAIER M et coll.**

Palmar microcirculation after harvesting of the radial artery in coronary revascularization.

Ann Thorac Surg 2005;**79**:1026-1030.

**57. LEE J, YANPISET K, SIGURDSSON A et VANN W.**

Laser Doppler flowmetry for monitoring traumatized teeth.

Dent Traumatol 2001;**17**:231-235.

**58. LOVASIK JV, KERGOAT H et WAJSZILBER MA.**

Blue flicker modifies the subfoveal choroidal blood in the human eye.

Am J Heart Circ Physiol 2005;**289**(2):H683-691.

**59. MAGNE JR et MAGNE-MARTY RM.**

Biophysique. Physico-chimie/Physique P.C.E.M.1/P.C.E.M.2.

Paris : Ellipses, 2001.

**60. MATTHEWS B et VONGSAVAN N.**

Advantages and limitations of laser Doppler flow meters.

Int Endod J 1993;**26**:9-10.

**61. MEKLI P, HELENON O, CORNUD F et coll.**

Echo-Doppler vasculaire et viscéral.

Paris : Masson, 1999.

**62. MESAROS S et TROPE M.**

Revascularization of traumatized teeth assessed by laser Doppler flowmetry: case report.

Endod Dent Traumatol 1997;**13**:24-30.

**63. MILLER SO, JOHNSON JD, ALLEMANG JD et STROTHER JM.**

Cold testing through full-coverage restorations.

J Endod 2004;**30**:695-700.

**64. MILLS RW.**

Pulse oximetry. A method of vitality testing for teeth ?

Br Dent J 1992;**172**:334-335.

**65. MIWA Z, IKAWA M, IIJIMA H et coll.**

Pulpal blood flow in vital and nonvital young permanent teeth measured by transmitted-light photoplethysmography : a pilot study.

Pediatr Dent 2002;**24**(6):594-598.

**66. MUSSELWHITE J, KLITZMAN B, MAIXNER W et BURKES E.**

Laser Doppler flowmetry: a clinical test of pulpal vitality.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997;**84**:411-419.

**67. MYERS JW.**

Demonstration of a possible source of error with an electric pulp tester.

J Endod 1998;**24**:199-200.

**68. NAM KC, AHN SH, CHO JH et coll.**

Reduction of excessive electrical stimulus during electric pulp testing.

Int Endod J 2005;**38**:544-549.

**69. NAM KC, LEE SJ, SONG CG et KIM DW.**

Automatic stimulus breaker for electric dental pulp tester using pain response.

Med Biol Eng Comput 2005;**43**(3):375-378.

**70. NICOTRA A, ASAHINA M et MATHIAS CJ.**

Skin vasodilator response to local heating in human chronic spinal injury.

Eur J Neurol 2004;**11**:835-837.

**71. OBERG PA.**

Laser-Doppler flowmetry.

Biomed Eng 1990;**18**:125-163.

**72. ODOR T, PITT FORD T et MACDONALD F.**

Effect of wavelength and bandwidth on the clinical reliability of laser Doppler recordings.

Endod Dent Traumatol 1996;**12**:9-15.

**73. ODOR T, PITT FORD T et MACDONALD F.**

Effect of probe design and bandwidth on laser Doppler readings from vital and root-filled teeth.

Med Eng Phys 1996;**18**:359-364.

**74. OLGART L.**

Le fluxmètre laser Doppler dans le test de vitalité pulpaire.

Réal Clin 1994;**5**:283-291.

**75. OLGART L, GAZELIUS B et LINDH-STROMBERG U.**

Laser Doppler flowmetry in assessing vitality in luxated permanent teeth.

Int Endod J 1988;**21**:300-306.

**76. OZURK M, DORUK C, OZEC I et coll.**

Pulpal blood flow: effects of corticotomy and midline osteotomy in surgically assisted rapid palatal expansion.

J Craniomaxillofacial Surg 2003;**31**:97-100.

**77. PACE R, GIACHETTI L, RUBINI R et coll.**

The ultrastructural aspects of the carious lesion.

Minerva Stomatol 1994;**43**:445-460.

**78. PANCHUGNULA R, BOKALIAL R, SHARMA P et KHANDAVILLI S.**

Transdermal delivery of naloxone: skin permeation, pharmacokinetic, irritancy and stability studies.

Int J Pharm 2005;**293**:213-223.

**79. PEREZ S.**

Le clinicien et la carie. Auto évaluation de sa méthode diagnostique.

Chir Dent Fr 1989;**464**:35-37.

**80. PETERS DD, BAUM GARTNER JC et LORTON L.**

Adult pulpal diagnosis. I. Evaluation of the positive and negative responses to cold and electrical pulp tests.

J Endod 1994;**20**:506-511.

**81. PETERSSON K, SODERSTROM C, KIANI-ANARAKI M et LEVY G.**

Evaluation of the ability of thermal and electrical tests to register pulp vitality.

Endod Dent Traumatol 1999;**15**(3):127-131.

**82. PIERCE MC, STRASSWIMMER J, HYLE PARK B et coll.**

Advances in optical coherence tomography imaging for dermatology.

J Invest Dermatol 2004;**123**:458-463.

**83. PIETTE E et GOLDBERG M.**

La dent normale et pathologique.

Bruxelles : De Boeck Université, 2001.

**84. PLAINFOSSE MC, MAINARDI C et MORETTI JL.**

Les techniques Doppler : comment les utiliser ?

In: PLAINFOSSE MC, ed. Pratique de l'écho-Doppler couleur.

Paris : Masson, 1991.

**85. PRINTZ E et IZAMBERT O.**

Diagnostic de la vitalité pulpaire par fluxmétrie laser Doppler.

Inf Dent 1998;**80**:2523-2527.

**86. RADHAKRISHNAN S, MUNSHI AK et HEGDE AM.**

Pulse oximetry: a diagnostic instrument in pulpal vitality testing.

J Clin Pediatr Dent 2002;**26**(2):141-145.

**87. RAMSAY D, ARTUN J et MARTINEN S.**

Reliability of pulpal blood-flow measurements utilizing laser Doppler flowmetry.

J Dent Res 1991;**70**:1427-1430.

**88. ROBIN O.**

Mécanismes physiologiques de la douleur endodontique.

Rev Fr Endod 1993;**12**:15-26.

**89. ROEBUCK E, EVANS D, STIRRUPS D et STRANG R.**

The effect of wavelength, bandwidth, and probe design and position on assessing the vitality of anterior teeth with laser Doppler flowmetry.

Int J Paediatr Dent 2000;**10**:213-220.

**90. ROEYKENS H, VAN MAELE G, DE MOOR R et MARTENS L.**

Reliability of laser Doppler flowmetry in a 2-probe assessment of pulpal blood flow.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1999;**87**:742-748.

**91. SAKOOLNAMARKA R, BURROW MF, PRAWER S et TVAS MJ.**

Raman spectroscopic study of noncarious cervical lesions.

Odontology 2005;**93**(1):35-40.

**92. SASANO T, NAKAJIMA I, SHOJI N et coll.**

Possible application of transmitted laser light for the assessment of human pulpal vitality.

Endod Dent Traumatol 1997;**13**:88-91.

**93. SASANO T, ONODERA D, HASHIMOTO K et coll.**

Possible application of transmitted laser light for the assessment of human pulpal vitality. Part

2. increased laser power for enhanced detection of pulpal blood flow.

Dent Traumatol 2005;**21**:37-41.

**94. SASANO T, SHOJI N, KURIWADA-SATOH S et coll.**

Dependence of pulpal blood-flow responses on baseline blood-flow in the cat.

Arch Oral Biol 2002;**47**:131-137.

**95. SATO M, HARADA K, OKADA Y et OMURA K.**

Blood flow change and recovery of sensibility in the maxillary dental pulp after a single-segment Le Fort I osteotomy.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;**95**:660-664.

**96. SCHMITT JM, WEBBER RL et WALKER EC.**

Optical determination of dental pulp vitality.

Trans Bio Med 1991;**38**:346-352.

**97. SCHNETTLER JM et WALLACE JA.**

Pulse oximetry as a diagnostic tool of pulpal vitality.

J Endod 1991;**17**:488-490.

**98. SEVERIN C, MAQUIN M et RAGOT-ROY B.**

Aspects physiques et biophysiques des différents types de laser.

Réal Clin 1994;**5**:267-274.

**99. SHETH SA, NEMOTO M, GUIOU MW et coll.**

Spatiotemporal evolution of functional hemodynamic changes and their relationship to neuronal activity.

J Cereb Blood Flow Metab 2005;**25**:830-841.

**100. SHIBASAKI M, SECHER NH, JOHNSON JM et CRANDALL CG.**

Central command and the cutaneous vascular response to isometric exercise in heated humans.

J Physiol 2005;**565**(2):667-673.

**101. SOO-AMPON S, VONGSAVAN N, SOO-AMPON M et coll.**

The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from human teeth.

Arch Oral Biol 2003;**48**:353-360.

**102. STOYNEVA Z.**

Laser Doppler-recorded venoarteriolar reflex in Raynaud's phenomenon.

Auton Neurosci 2004;**116**:62-68.

**103. STROBL H, HAAS M, NORER B et coll.**

Evaluation of pulpal blood flow after tooth splinting of luxated permanent maxillary incisors.

Dent Traumatol 2004;**20**:36-41.

**104. SUPPA P, RUGGERI A Jr, TAY FR et coll.**

Reduced antigenicity of type I collagen and proteoglycans in sclerotic dentin.

J Dent Res 2006;**85**:133-137.

**105. TAMAKI I, YABUKI S, KIKUCHI S et MYERS RR.**

Effects of acute nerve root compression on endoneurial fluid pressure and blood flow in rat dorsal ganglia.

J Orthop Res 2005;**23**:420-424.

**106. TANG GM, CHANG DS, SARKAR R et coll.**

The effect of gradual or acute arterial occlusion on skeletal muscle blood flow, arteriogenesis and inflammation in rat hindlimb ischemia.

J Vasc Surg 2005;**41**:312-320.

**107. TECLES O, LAURENT P, ZYGOURITSAS S et coll.**

Activation of human dental pulp progenitor/stem cells in response to odontoblast injury.

Arch Oral Biol 2005;**50**:103-108.

**108. TEN CATE AR.**

Oral histology, development, structure and function.

Saint Louis: Mosby, 1994.

**109. THYS M, DERMAUT L et d'HAUWERS R.**

Tests pulpaires comme moyen de diagnostic : revue de la littérature et application clinique.

Rev Belge Med Dent 1986;**41**:116-126.

**110. TRILLER M.**

Histologie dentaire.

Paris : Masson, 1987.

**111. TRONSTAD L.**

Endodontie clinique.

Paris : Flammarion, 1993.

**112. TROWBRIDGE HO.**

Pulp biology : progress during the past 25 years.

Aust Endod J 2003;**29**(1):5-12.

**113. VAARKAMP J, TEN BOSCH J et VERDONSCHOT E.**

Propagation of light through human dental enamel and dentine.

Caries Res 1995;**29**:8-13.

**114. VANA G et MEINGASSNER JG.**

Morphologic and immunohistochemical features of experimentally induced allergic contact dermatitis in Göttingen Minipigs.

Vet Pathol 2000;**37**:565-580.

**115. VELVART P et REIMANN C.**

Appréciation de la vitalité dentaire.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1988;**98**:524-526.

**116. VONGSAVAN N et MATTHEWS B.**

Experiments on extracted teeth into the validity of using laser Doppler techniques for recording pulpal blood-flow.

Arch Oral Biol 1993;**38**:431-439.

**117. VONGSAVAN N et MATTHEWS B.**

Experiments in pigs on the sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from teeth.

Arch Oral Biol 1996;**41**:97-103.

**118. WILSON TE, ZHANG R, LEVINE BD et CRANDALL CG.**

Dynamic autoregulation of the cutaneous circulation : differential control in glabrous vs. Non-glabrous skin.

Am J Heart Circ Physiol 2005;**289**(1):385-391.

**119. WODA A.**

Abrégé de physiologie oro-faciale.

Paris : Masson, 1983.

**120. YOSIPOVITCH G, SACKETT-LUNDEN L, GOON A et coll.**

Circadian et ultradian (12h) variations of skin blood flow and barrier function in non-irritated skin – Effect of topical corticosteroids.

J Invest Dermatol 2004;**122**:824-829.

**121. YU C, BOYD N, CRINGLE S et coll.**

Tissue oxygen tension and blood-flow changes in rat incisor pulp with graded systemic hyperoxya.

Arch Oral Biol 2002;**47**:239-246.

## TABLE DES ILLUSTRATIONS.

Figure 1 : <i>Principe de fonctionnement d'un laser.</i>	p.25
Figure 2 : <i>Interactions laser/lumière.</i>	p.29
Figure 3 : <i>Schéma du dispositif de stabilisation et d'isolation en coupe longitudinale</i>	p. 49
Figure 4 : <i>L'unité principale du fluxmètre laser Doppler (photographie du Dr Roy.</i>	p.69
Figure 5 : <i>La sonde (photographie du Dr Roy).</i>	p.69
Figures 6 et 7 : <i>Calibrage du fluxmètre laser Doppler (photographies du Dr Roy).</i>	p.70
Figure 8 : <i>Résultat du calibrage (photographie du Dr Roy).</i>	p.70
Figures 9 et 10 : <i>Calibrage du zéro (photographie du Dr Roy).</i>	p.71
Figure 11 : <i>Le champ opératoire (photographie du Dr Roy).</i>	p.72
Figures 12 et 13 : <i>Fixation du porte-sonde (photographies du Pr Fraysse).</i>	p.73
Figure 14 : <i>Fixation de la sonde (photographie du Pr Fraysse).</i>	p.73
Figure 15 : <i>Enregistrement sur une incisive (photographie du Pr Fraysse)</i>	p.74
Figure 16 : <i>Rapport d'enregistrement du 22/09/05 à 16h25 (rapport du Dr Roy).</i>	p.75
Figure 17 : <i>Rapport d'enregistrement du 22/09/05 à 16h48 (rapport du Dr Roy).</i>	p.76
Figure 18 : <i>Enregistrement du 20/09/05 (rapport du Dr Roy).</i>	p.77
Figure 19 : <i>Enregistrement d'une dent vitale le 03/03/06 (rapport du Dr Roy).</i>	p.79
Figure 20 : <i>Enregistrement d'une dent nécrosée du 03/03/06 (rapport du Dr Roy).</i>	p.80
Tableau 1 : <i>Délais de réponses positives aux différents tests effectués</i>	p.56

MARY (Delphine).-**Laser Doppler et diagnostic pulpaire.**

-104f.; ill ; tabl ; 121 ref.; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes 2006)

Au quotidien, le chirurgien dentiste applique une démarche logique, qui le mène à un diagnostic précis, et à la mise en œuvre d'une thérapeutique appropriée. Le praticien dispose pour cela de tests stimulant le réseau nerveux sensitif de la pulpe dentaire. Mais ces tests n'évaluent pas la vitalité pulpaire au sens propre, définie par la présence ou la persistance d'un réseau vasculaire fonctionnel.

La Fluxmétrie Laser Doppler (FLD) est une méthode diagnostique non invasive, qui permet de mesurer le flux de cellules sanguines en mouvement à l'intérieur d'un tissu. Cette technique, déjà utilisée dans d'autres disciplines médicales, fait l'objet de nombreuses recherches visant à l'adapter au diagnostic pulpaire.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Odontologie Conservatrice

DOMAINE BIBLIODENT : Odontologie Conservatrice

MOTS CLES

Diagnostic pulpaire - Fluxmétrie Laser Doppler – Vitalité - Vascularisation.

MESH

Diagnosis - Laser Doppler Flowmetry - Dental pulp test – Blood circulation.

MOTS CLES BIBLIODENT

Diagnostic dentaire – Laser – Vitalité pulpaire – Vascularisation.

JURY

Président : Pr Frayssé Ch.

Assesseur : Pr Jean A.

Assesseur : Pr Laboux O.

Assesseur : Dr Roy E.

Directeur : Dr Armengol V.

ADRESSE DE L'AUTEUR

20, rue Mercoeur-44000 Nantes

[delfine.mary@free.fr](mailto:delfine.mary@free.fr)