

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2015

N° 026

Intérêt du Laser Doppler pour l'étude de la vascularisation de la muqueuse palatine

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR

EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Alexandre RIMLINGER

Né le 10/09/1988

Le 27/04/2015 devant le jury ci-dessous:

Président: M. le Professeur Assem SOUEIDAN

Assesseur: Mme le Docteur Elizabeth ROY

Assesseur: M. Le Docteur Thibaud CLEE

Directeur de thèse: M. le Docteur Pierre LE BARS

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr. LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr. AMOURIQ YVES
Assesseurs	Dr. RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ YVES Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur GIUMELLI Bernard	Monsieur LESCLOUS Philippe Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOHNE Wolf (Professeur Emérite) Monsieur JEAN Alain (Professeur Emérite)	Monsieur BOULER Jean-Michel
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile	Madame LEROUXEL Emmanuelle
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Séréna Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Madame BOEDEC Anne Monsieur CLÉE Thibaud Monsieur DAUZAT Antoine Monsieur DEUMIER Laurent Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur KOUADIO Kouakou (Assistant associé) Monsieur LANOISELEE Edouard Madame LEGOFFE Claire Madame MAÇON Claire Madame MALTHIERY Eve Madame MELIN Fanny Madame MERAMETDJIAN Laure Monsieur PILON Nicolas Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur RESTOUX Gauthier Madame RICHARD Catherine Monsieur ROLOT Morgan
Enseignants Associés	A.T.E.R
Madame BRETECHE Anne (MC Associé) Madame RAKIC Mia (MC Associé) Madame VINATIER Claire (PR Associé)	Monsieur COUASNAY Greig

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

Remerciements:

A Monsieur le professeur Assem SOUEIDAN

Professeur des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaire.

Docteur de l'Université de Nantes.

Habilité à diriger des Recherches.

Chef du département de Parodontologie.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury,

Pour vos suggestions et vos conseils pertinents,

Veillez trouver ici le témoignage de ma plus grande considération et de toute ma reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Pierre LE BARS

Maître de conférences des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaire.

Docteur de l'Université de Nantes.

Département de prothèse.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter d'être le directeur de ce travail,

Pour votre disponibilité, votre sympathie et vos conseils,

Pour le temps et l'attention que vous avez porté à ce travail,

Pour votre précieuse guidance,

Veillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma reconnaissance.

A Mademoiselle le Docteur Elisabeth ROY

Maître de conférences des Universités.

Praticien hospitaliers des Centres de soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Docteur de l'Université de Nantes.

Département de Pédiodontie.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de participer à ce jury,

Pour votre contribution à ce domaine qui m'a été d'une aide inestimable,

Veillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma gratitude.

A Monsieur le Docteur Thibaud CLEE

Docteur en chirurgie dentaire.

Assistant hospitalier des Centres de soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Docteur de l'Université de Nantes.

Département de parodontologie.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de participer à ce jury,

Veillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma reconnaissance.

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES.....	8
INTRODUCTION.....	12
1 LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER : PRINCIPES PHYSIQUES ET APPLICATIONS MEDICALES.....	13
1.1 LE LASER.....	13
1.1.1 Définition.....	13
1.1.2 Historique.....	13
1.1.3 Propriétés de la lumière laser.....	14
1.1.3.1 La cohérence spatio-temporelle.....	14
1.1.3.2 La monochromaticité.....	14
1.1.3.3 La directivité.....	14
1.1.3.4 L'énergie ou luminance.....	14
1.1.4 Fonctionnement d'un faisceau laser.....	15
1.1.5 Interactions entre laser et matière.....	15
1.1.3.1 Absorption.....	16
1.1.3.2 Réflexion.....	16
1.1.3.3 Diffusion.....	16
1.1.3.4 Transmission.....	16
1.2 L'EFFET DOPPLER.....	17
1.2.1 Principe de l'effet Doppler.....	17
1.2.2 Historique.....	19
1.2.3 Vélocimétrie Doppler Ultrasonore.....	19
1.2.3.1 Vélocimétrie doppler à émission continue.....	19
1.2.3.2 Vélocimétrie doppler à émission pulsée.....	20
1.3 LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER.....	21
1.3.1 Principe de la fluxmétrie Laser Doppler.....	22
1.3.1.1 Généralités.....	22
1.3.1.2 Calibrage.....	24
1.3.1.3 Standardisation	24

1.3.2 Applications médicales de la Fluxmétrie Laser Doppler.....	25
1.3.2.1 La fluxmétrie laser Doppler en dermatologie et en chirurgie plastique.....	25
1.3.2.2 La fluxmétrie laser Doppler en angiologie et en chirurgie vasculaire.....	26
1.3.2.3 La fluxmétrie laser Doppler en ophtalmologie.....	26
1.3.2.4 La fluxmétrie laser Doppler en neurochirurgie.....	27
1.3.2.5 La fluxmétrie laser Doppler en chirurgie dentaire.....	27
2 LA MUQUEUSE PALATINE: RAPPELS ANATOMIQUES ET IMPORTANCE EN CHIRURGIE DENTAIRE:.....	29
2.1 LE PALAIS: RAPPELS ANATOMIQUES.....	29
2.1.1 Palais dur.....	29
2.1.2 Palais mou	
2.1.2.1 La muqueuse palatine.....	30
2.1.2.2 L'aponévrose palatine.....	30
2.1.2.3 Les muscles.....	30
2.1.3 Vascularisation et innervation.....	31
2.1.3.1 Les artères.....	31
2.1.3.2 Les veines.....	31
2.1.3.3 Les lymphatiques.....	31
2.1.3.4 Les nerfs.....	32
2.2 LA MUQUEUSE PALATINE: HISTOLOGIE ET PHYSIOLOGIE.....	32
2.2.1 Histologie.....	32
2.2.1.1 L'épithélium.....	33
2.2.1.2 Le chorion.....	34
2.2.1.3 La membrane Basale.....	34
2.2.1.4 Les glandes salivaires accessoires.....	34
2.2.1.5 Les bourgeons du goût.....	35
2.2.2 Physiologie.....	35
2.2.2.1 Le palais dur.....	35
2.2.2.2 Le palais mou.....	35
2.3 PATHOLOGIES.....	35
2.3.1 Les anomalies de développement.....	35
2.3.2 Les traumatismes.....	36
2.3.3 Les aphtes et aphtoses.....	37
2.3.4 Les mycoses.....	38
2.3.5 Les vésicules et les bulles.....	39

2.3.6 Les pathologies bactériennes.....	39
2.3.7 Les lésions blanches.....	40
2.3.8 Les lésions précancéreuses.....	41
2.3.9 Les pathologies tumorales.....	42
2.3.9.1 Tumeurs bénignes.....	42
2.3.9.2 Tumeurs malignes.....	43
2.3.10 Les stomatite prothétiques.....	44
2.4 METHODES D'EXPLORATIONS DU FLUX SANGUIN PALATIN:.....	45
2.4.1 Mesure de la clairance du Xenon 133.....	45
2.4.2 Méthode thermoélectrique a température contrôlée.....	46
2.4.3 Fluxmétrie Laser Doppler.....	48
3 ETUDES DE LA MICROCIRCULATION PALATINE UTILISANT LA FLUXMETRIE LASER-DOPPLER.....	49
3.1 PROTOCOLES D'EXPLORATION DE LA MICROVASCULARISATION PALATINE UTILISANT LE LASER DOPPLER.....	49
3.1.1 Avec attelles acryliques (exemple orthensyl 2000).....	49
3.1.2 Avec supports types gouttières.....	51
3.1.3 Periscan PIM, images en temps réel de la microcirculation sur des zones relativement étendues.....	53
3.2 APPORT DE LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER DANS L'ETUDE DE LA PHYSIOLOGIE DE LA MUQUEUSE PALATINE.....	54
3.2.1 Effets du tabagisme sur la microcirculation palatine.....	54
3.2.2 Effets du port de prothèse amovible partielle.....	55
3.2.3 Adaptation de la microcirculation palatine dans les cas de fentes palatine.....	56
3.2.4 Réponse de la muqueuse orale au froid et en cas de stomatodynie.....	57
3.2.5 Réponse de la muqueuse orale à la stimulation histaminique.....	57
3.2.6 Exploration du contrôle nerveux du flux sanguin oral.....	58

3.2.7 Variations de la perfusion palatine sur différentes zones anatomiques.....	58
CONCLUSION.....	61
BIBLIOGRAPHIE.....	62
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	67

INTRODUCTION:

Professionnel de la sphère oro-faciale, le chirurgien dentiste est régulièrement amené à s'intéresser à d'autres éléments anatomiques que les dents de ses patients. Zone d'expression de diverses pathologies ou support des prothèses amovibles maxillaires, la muqueuse palatine est un élément difficilement contournable de notre pratique. C'est pourquoi son étude mérite toute sa place dans la formation du chirurgien dentiste.

Le laser Doppler occupe une place de choix parmi les différentes techniques d'investigation du corps humain, car il s'agit d'une méthode à la fois non invasive, objective, non douloureuse et semi quantitative (15). Il est un outil de choix aussi bien dans la recherche scientifique que pour effectuer des diagnostics. La technique Laser Doppler est utilisée pour l'exploration de nombreux organes et la muqueuse palatine n'échappe pas à cette règle (36).

Dans la première partie de ce travail, nous effectuerons des rappels physiques concernant la lumière laser et l'effet Doppler, nous décrirons le principe du Laser Doppler ainsi que les applications médicales de cette technique.

Dans la seconde partie, nous nous intéresserons aux propriétés et au contexte anatomique de la muqueuse palatine, ainsi que les pathologies susceptibles de l'affecter.

Dans la troisième et dernière partie, nous étudierons les différents protocoles d'étude de la muqueuse palatine utilisant la technique Laser doppler. Nous effectuerons également une revue des apports de cette technologie dans le domaine de la recherche sur la physiologie et les pathologies du palais.

1 FLUXMETRIE LASER DOPPLER : PRINCIPES PHYSIQUES ET APPLICATIONS MEDICALES:

La fluxmétrie laser Doppler est un "outil diagnostique d'investigation non invasif qui permet de mesurer le flux sanguin d'un tissu"(33).

Cette technique utilise l'effet Doppler appliqué au rayonnement laser.

1.1 LE LASER

1.1.1 DEFINITION.

Le mot « LASER » est un acronyme. Il signifie "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation "(28), ou "Amplification de Lumière par Emission Stimulée de Rayonnement" en Français.

Le laser peut être défini comme une source de rayonnements optiques cohérents, fréquemment incorporée dans un appareil émettant un faisceau de rayonnements monochromatiques, de longueur d'onde située dans un domaine pouvant aller de l'infra-rouge jusqu'à l'ultra-violet, en passant par le spectre visible (400-800nm). Ces rayonnements sont identiques par leurs phases. Les lasers sont utilisés dans des secteurs aussi variés que l'industrie, les arts et spectacles, le domaine médical, la recherche, l'enseignement ou la défense nationale (8).

1.1.2 HISTORIQUE DU LASER

1905 : Einstein définit l'émission photoélectrique par absorption.

1913 : modèle atomique de Bohr et définition de l'émission atomique.

1917 : Einstein met en évidence le phénomène de l'émission stimulée.

1950 : Kastler met au point la méthode du pompage optique.

1954 : Townes construit un émetteur de micro-ondes par émission stimulée qu'il appelle maser.

1958 : Townes et Scalow proposent que cette émission stimulée puisse être utilisée pour amplifier la lumière.

1960 : réalisation du premier laser pulsé à rubis par Maiman.

1961 : réalisation du premier laser à gaz par Javan (laser Hélium Néon) et du laser Nd : YAG (Neodim : Yttrium-Aluminium-Garnet) par Johnson.

1962 : réalisation du laser à Argon par l'équipe de Bennet.

1964 : réalisation du laser à CO₂(dioxyde de carbone) par Patel.

1966 : premier laser à colorant réalisé dans le laboratoire IBM.

1967 : commercialisation du premier laser pour des applications médicales : laser CO₂ par American Optical.

Depuis, les recherches sur le laser et leurs applications se sont multipliées (4).

1.1.3 PROPRIETES DE LA LUMIERE LASER

1.1.3.1 La cohérence spatio-temporelle :

Les caractéristiques du faisceau laser restent identiques en tout point et tout instant, car tous les photons le constituant ont une amplitude, une phase et une longueur d'onde identiques : tous les photons du faisceau sont indiscernables entre eux (12).

1.1.3.2 La monochromaticité :

Tous les photons du faisceau ayant les mêmes caractéristiques, le rayonnement laser possède une très grande pureté spectrale. Chaque type de laser possède une longueur d'onde propre. A chaque matériau correspond une absorption sélective de longueurs d'ondes déterminées (8).

1.1.3.3 La directivité :

Cette propriété est issue de la cohérence spatiale du faisceau laser. Tous les photons sont identiques : ils ont la même quantité de mouvement, donc la même direction de propagation, donnant un aspect très directif au rayonnement, depuis son point d'émission jusqu'à l'infini (7).

1.1.3.4 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 brillantes et intenses dont le rayonnement est caractérisé par une dispersion et une perte énergétique très limitées (44).

1.1.4 FONCTIONNEMENT D'UN FAISCEAU LASER

Trois éléments sont indispensables pour obtenir l'effet laser :

- un milieu actif capable d'amplifier le rayonnement, il peut être solide (rubis...) liquide (colorants organiques dilués dans un solvant...) ou gazeux (Hélium+ CO2...).
- un système de pompage qui excite le milieu actif et engendre l'inversion de population des atomes
- une cavité raisonnante, qui contient le milieu actif : elle augmente l'amplification des photons et permet une sélection des fréquences émises (Fig.1) (37).

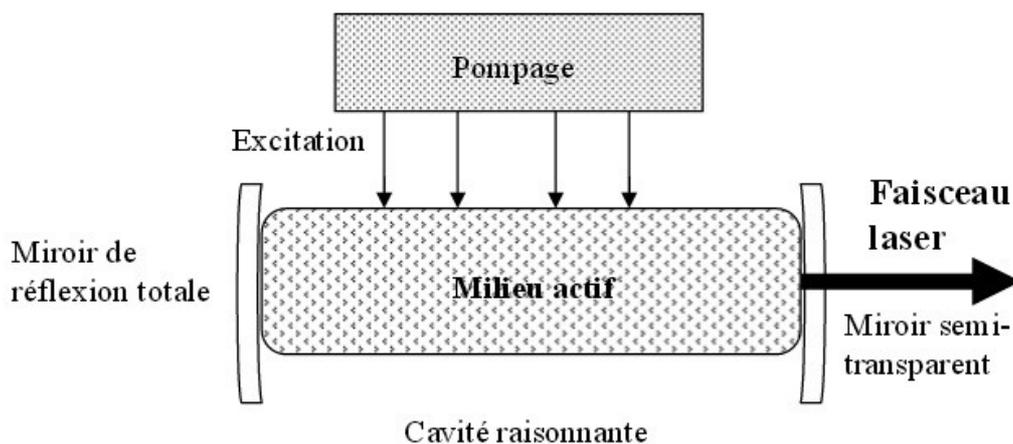


Figure 1: Fonctionnement d'un Laser (37)

1.1.5 INTERACTION ENTRE UN FAISCEAU DE LUMIERE LASER ET LA MATIERE

En fonction des propriétés physiques du faisceau laser et de la nature de la matière rencontrée, quatre types d'interactions peuvent se produire : l'absorption, la réflexion, la diffusion et la transmission (Fig. 1) (8).

La proportion du rayonnement absorbée, réfléchi, diffusé ou transmise est propre à chaque

matériau et illustre la complexité des interactions laser/matière (44).

1.1.3.1 Absorption :

L'énergie est rendue essentiellement sous forme de chaleur, ce qui entraîne une augmentation de température dans les tissus. (Fig. 2)

1.1.3.2 Réflexion :

Lorsque le rayonnement rencontre la matière, sa vitesse change et une partie de la lumière incidente est réfléchi. (Fig. 3)

1.1.3.3 Diffusion :

Il s'agit d'un changement de direction du rayonnement sans perte d'énergie. Ce processus résulte de la rencontre du rayonnement avec de petites particules. (Fig. 4)

1.1.3.4 Transmission :

Le rayonnement laser passe à travers la matière sans changer sa longueur d'onde et sa direction ; il n'y a aucune perte d'énergie. (Fig. 5)

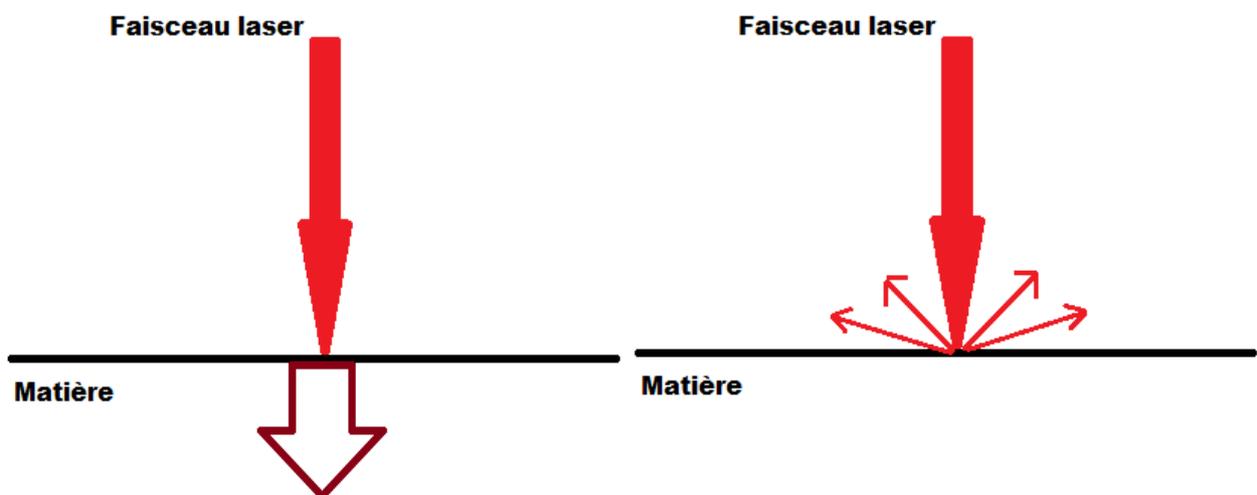


Figure 2: Absorption

Figure 3: Réflexion

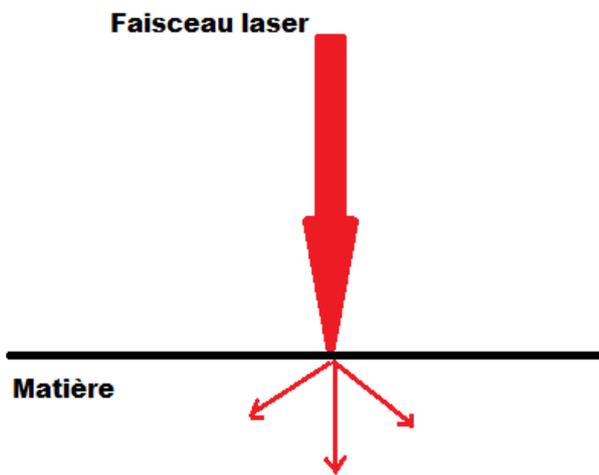


Figure 4: Diffusion

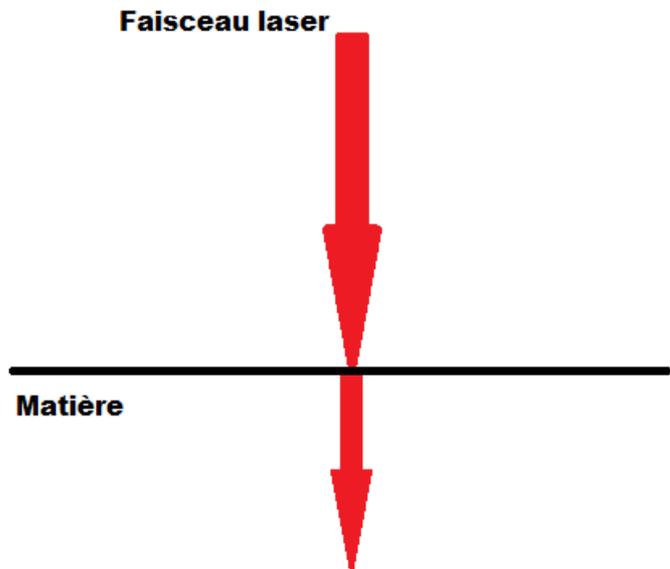


Figure 5 :Transmission

1.2 L'EFFET DOPPLER

1.2.1 PRINCIPE DE L'EFFET DOPPLER

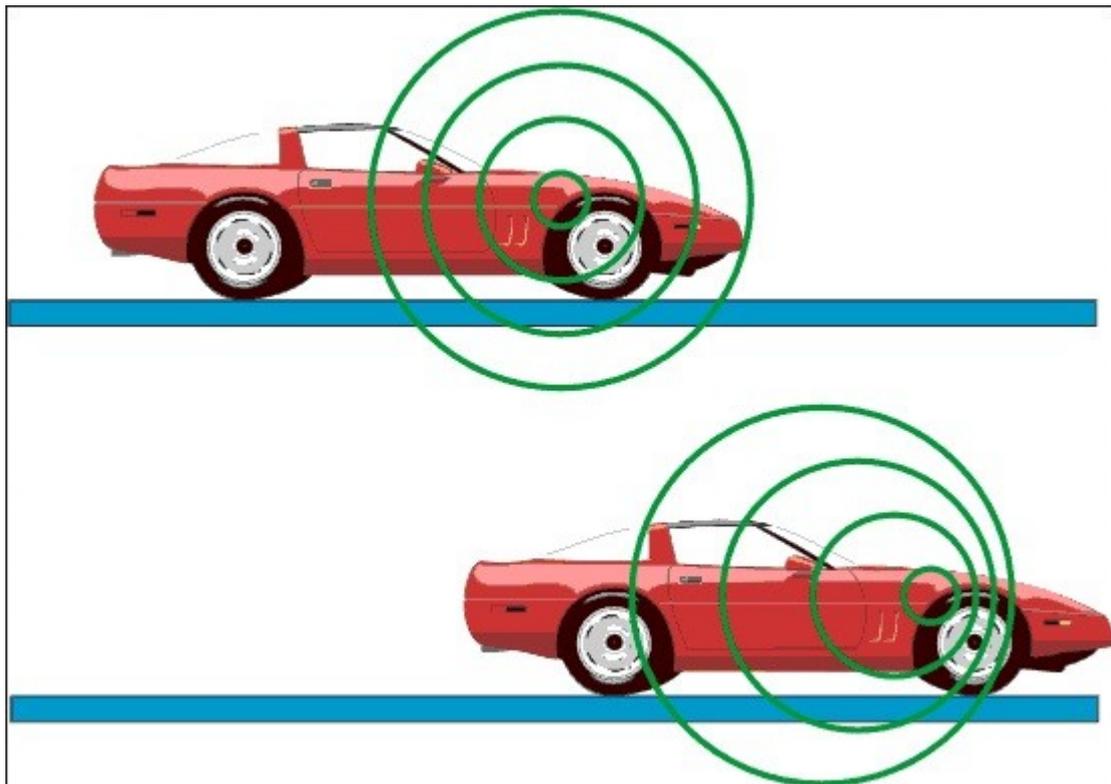


Figure 6: visualisation effet doppler.
<http://www.predoenea.org/physique/Tpedoppler3.html>

L'effet Doppler traduit une modification de la longueur d'onde d'une source vibratoire

lorsqu'elle est en mouvement ou qu'elle percute un objet mobile. Lorsqu'une voiture se rapproche d'un sujet, le bruit du moteur devient plus aigu. Lorsqu'elle s'éloigne, le son devient plus grave.

(Fig. 6)

Quiconque ayant croisé une ambulance dont la sirène devient brutalement plus grave a pu expérimenter l'effet Doppler. La fréquence perçue par l'observateur est différente de la fréquence émise : elle augmente si la source et/ou l'observateur se rapproche(nt); elle diminue dans le cas inverse.

Il est possible de mesurer ce changement de fréquence appelé ΔF . Il est égal à la soustraction entre la fréquence reçue F et la fréquence émise F_0 ($\Delta F = F - F_0$). Cette valeur ΔF corrélée avec la vitesse du déplacement va permettre de calculer la fréquence reçue (3,42).

$$F = F_0 + \Delta F \quad \text{avec} \quad \Delta F / F_0 = -2V/C$$

(V: vitesse ; C: célérité)

Quand la direction du mouvement de l'obstacle fait avec la direction de propagation de la source un angle θ , on montre que la relation précédente devient :

$$\Delta F / F_0 = -(2V/C) \cdot \cos\theta$$

Les applications médicales consistent essentiellement les explorations échographiques cardiovasculaires dans le but de quantifier la vitesse des éléments figurés du sang dans les vaisseaux (11, 12).

Dans le cas d'un faisceau d'Ultra Sons (US) envoyé par une sonde sur un vaisseau où circulent des hématies, F_0 est connue, V désigne la vitesse d'écoulement des cellules sanguines, $\cos\theta$ l'angle de la direction d'écoulement avec la direction du faisceau US incident et C la célérité moyenne des US dans les tissus mous. La mesure du décalage de fréquence ΔF permet de connaître la vitesse d'écoulement du sang, connaissant C et θ (49).

Il convient de distinguer la vélocimétrie Doppler par émission continue et par émission pulsée.

1.2.2 HISTORIQUE DE L'EFFET DOPPLER

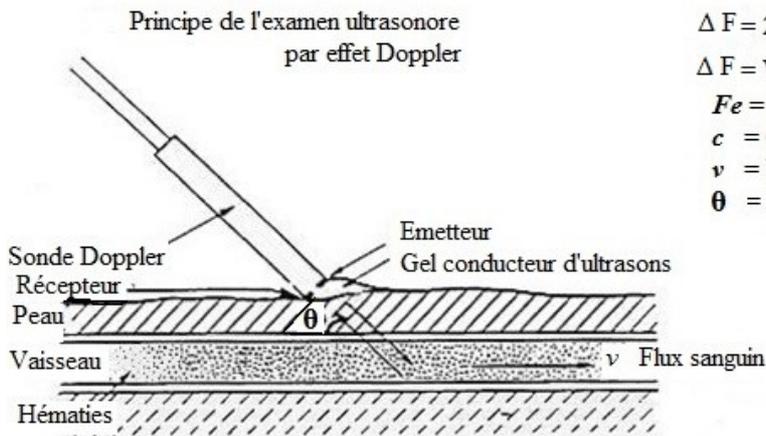
L'effet Doppler a été découvert en 1842 par Christian Doppler. Il est défini comme un changement de fréquence d'une source d'ondes entretenues lorsqu'il existe un déplacement relatif de la source ou de l'observateur (13). En 1848, Hippolyte Fizeau a développé le même principe appliqué aux ondes électromagnétiques, c'est pourquoi le terme « effet Doppler-Fizeau » est également employé.

1.2.3 VELOCIMETRIE DOPPLER ULTRASONORE

1.2.3.1 Vélocimétrie doppler à émission continue

Cette technique utilise l'émission US continue, à fréquence F_0 , par un transducteur et le recueil des ondes US réfléchies par un second transducteur, très proche du premier. Les échos de fréquence F_0 sont éliminés (ils sont identiques à ceux recueillis en échographie standard), et un signal ΔF est généré. Si un vaisseau se trouve dans le trajet du faisceau, on recueille non pas une seule fréquence ΔF , mais un spectre continu compris dans un intervalle $[\Delta F_{\min} - \Delta F_{\max}]$, car tous les globules rouges ne se déplacent pas à la même vitesse. En effet, les vitesses dans un vaisseau sont maximales au centre, nulles aux bords, avec un profil parabolique aplati (3, 49).

Le signal électrique correspondant peut être analysé et son spectre séquentiel enregistré graphiquement. Cette technique a l'inconvénient de ne pas localiser l'origine du signal et ne permet donc pas de distinguer les signaux qui viennent de deux vaisseaux croisant le trajet du faisceau US (Fig. 7) (3).



$$\Delta F = 2 \times (Fe/c) \times v \times \cos \theta$$

ΔF = Variation de fréquence

Fe = Fréquence d'émission

c = Célérité des ultrasons dans le milieu

v = Vitesse des hématies

θ = Angle de l'axe du vaisseau et du faisceau d'ultrasons

Figure 7 : Vélométrie Doppler à émission continue.

Image obtenue via Internet: <http://effetdoppler.linkfanel.net/imgmedic.html>

Légendes éditées pour les besoins de la thèse

1.2.3.2 Vélométrie doppler à émission pulsée

Cette méthode utilise un seul transducteur US qui émet de manière discontinue des impulsions US brèves. Dans l'intervalle entre deux impulsions, la sonde est utilisée pour constituer une image en mode dit B-temps réel. Il est possible de choisir sur l'écran de visualisation une direction et une distance d'exploration Doppler. Cela permet de sélectionner l'origine du signal Doppler analysé. L'image échographique permet de mesurer l'angle θ , ce qui indique une mesure absolue de la vitesse des cellules sanguines, ainsi que le diamètre du vaisseau, ce qui permet d'estimer le débit sanguin.

La vélométrie Doppler à émission pulsée peut superposer à l'image échographique en niveaux de gris une « image fonctionnelle Doppler » qui code pour chaque pixel la vitesse d'un éventuel mouvement détecté par l'analyse Doppler.

Les mouvements vers la sonde sont représentés en rouge d'autant plus intense qu'ils sont plus rapides, avec un codage bleu pour les mouvements qui s'éloignent du détecteur, et en vert pour les mouvements instables qui correspondent à des turbulences. Les tissus immobiles ne sont pas modifiés et apparaissent en gris. On obtient donc en temps réel la représentation des vaisseaux d'une région avec des données anatomiques et fonctionnelles (Fig. 8).

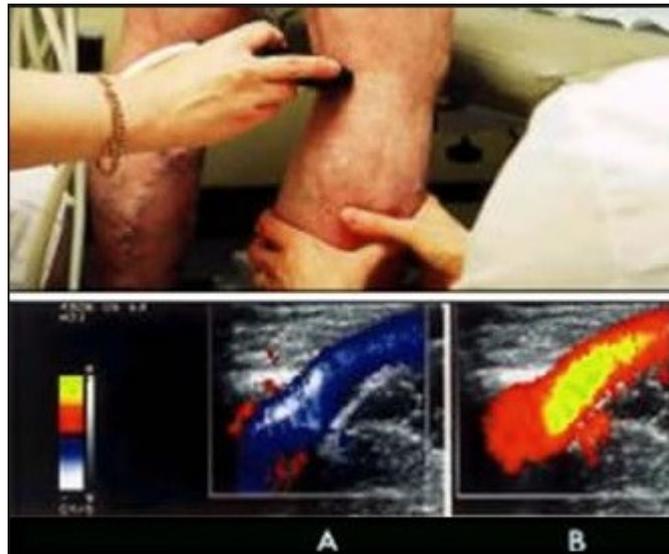


Figure 8: Echodoppler de la crosse saphène externe-poplitée

Les muscles du mollet sont comprimés pour pomper le sang vers le haut, ce qui apparait en bleu pour indiquer un flux vers le coeur (A). Le relâchement de la compression provoque un reflux, qui apparait en rouge pour indiquer un flux vers le bas (B)

Image obtenue via Internet: <http://www.chivatechnique.com/index.php?page=1&rub=3&lang=1>

Cette technique présente cependant des limites. Elle ne peut ni analyser les mouvements circulatoires trop rapides, ni explorer les vaisseaux profonds (10,3).

L'effet Doppler peut s'appliquer aussi bien aux ondes sonores (radars de contrôle routier) qu'aux ondes électromagnétiques, ce qui permet de calculer la vitesse d'un objet mobile à partir d'une source lumineuse. Pour ne pas masquer le décalage de la fréquence Doppler, la lumière utilisée devra être monochromatique, ce qui est le cas du rayonnement laser comme nous l'avons vu précédemment.

1.3 LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER

Le principe de la fluxmétrie laser Doppler, parfois dénommée vélocimétrie laser Doppler, repose sur l'effet Doppler appliqué au rayonnement laser. Cette technique permet de mesurer le flux sanguin, ou perfusion, d'un tissu grâce à l'effet Doppler et à une sonde optique. Le flux sanguin du tissu est estimé sans perturbation (33).

1.3.1 PRINCIPES DE LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER

1.3.1.1 Généralités :

Un faisceau cohérent, monochromatique, d'une longueur d'onde connue, généré par un laser basse énergie est dirigé vers un tissu vascularisé grâce à l'utilisation d'une fibre optique. La longueur d'onde de la lumière est directement liée au type de laser utilisé (33,14). Les lasers les plus utilisés pour la mesure du flux sanguin sont des lasers hélium-néon de faible puissance (1-3mW) émettant une lumière rouge d'une longueur d'onde généralement comprise entre 600 et 800nm.

Cette longueur d'onde est particulièrement bien adaptée à la mesure du flux sanguin, car l'hémoglobine des hématies possède également une couleur rouge. Le rayonnement laser est donc réfléchi et non absorbé par les globules rouges. Aucune confusion ne doit être faite entre le terme de flux sanguin et celui de débit sanguin : la fluxmétrie laser Doppler mesure un flux de cellules sanguines et non pas un flux volumique, c'est-à-dire un débit (22). La fluxmétrie laser Doppler possède une excellente résolution spatiale. Le volume de cette résolution est de l'ordre de 1mm³ mais celle-ci peut varier en fonction des propriétés d'absorption de la lumière émise dans le tissu étudié. Plus le tissu réfléchit une lumière monochromatique, plus la résolution spatiale augmente. Pour cette raison, la longueur d'onde, donc le type de laser employé, doit être adaptée à la profondeur du tissu ciblé (14).

La lumière émise par le laser en direction des structures microvasculaires percute des hématies en mouvement, provoquant une modification de longueur d'onde du faisceau incident. La lumière qui est réfléchie par des structures immobiles conserve sa fréquence d'émission. La sonde fluxmétrique incluant la fibre optique émettrice est composée de fibres optiques supplémentaires dont le rôle est de capter la fraction réfléchie de la lumière laser, composée de l'ensemble des longueurs d'ondes décalées et non décalées. Le principe de fonctionnement de la fluxmétrie laser Doppler est illustré dans la figure 9 (22).

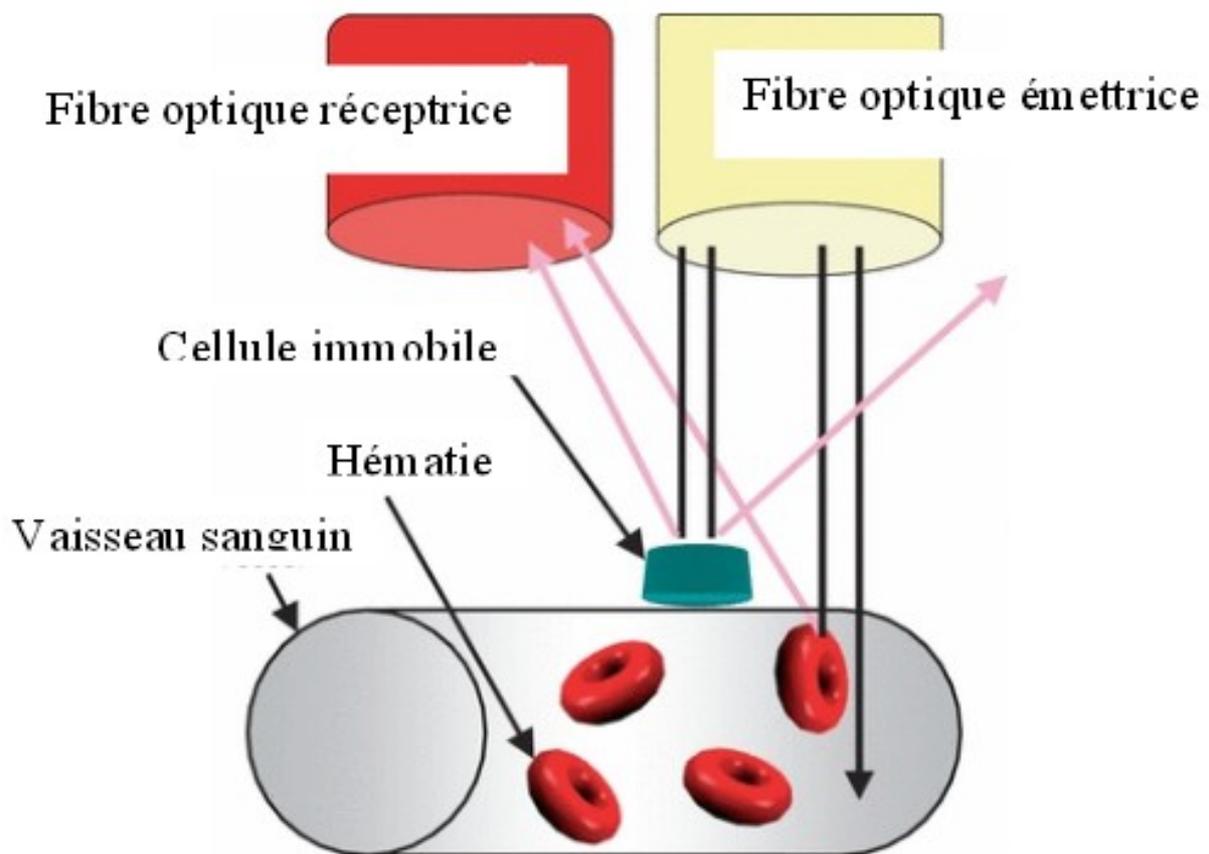


Figure 9 : Effet Doppler appliqué au rayonnement laser (22)

Des photodétecteurs captent le signal lumineux réfléchi et le convertissent en un signal électrique dont l'intensité est proportionnelle au flux sanguin. Le traitement du signal donne une indication du flux sanguin des cellules sanguines en mouvement, qui est le produit de la vitesse et de la concentration de ces cellules.

$$\text{Flux sanguin} = \text{Vitesse moyenne des cellule sanguines en mouvement dans le volume de mesure} \times \text{Concentration des cellules sanguines}$$

Dans le cas du système PERIMED, ces données s'affichent sur un écran. Elles peuvent ensuite être traitées et enregistrées par un ordinateur pour une analyse plus approfondie et l'archivage (33,22). Le fluxmètre laser Doppler doit être calibré et standardisé afin d'obtenir des

mesures précises et reproductibles.

1.3.1.2 Calibrage :

Pour Öberg (33), la plupart des méthodes de mesure doivent être calibrées à intervalles réguliers grâce à une comparaison « standard » pour maintenir la précision des mesures dans le temps. Le standard généralement utilisé possède une précision bien définie et une stabilité à long terme. Un instrument calibré est réglé pour donner des lectures qui coïncident avec le dispositif de la technique standard. Une alternative consiste à réaliser une courbe d'étalonnage, c'est-à-dire un diagramme décrivant les différences entre les valeurs « standard » et les lectures données par l'instrument calibré. Ce diagramme est à ce jour impossible à mettre en œuvre avec les fluxmètres laser Doppler du fait de l'inexistence de mesures standards fiables à 100% pour le flux sanguin des différents tissus explorés (33).

Les études expérimentales ont démontré que la fluxmétrie laser Doppler peut être calibrée en unité absolue (ml/mn/100g de tissu) pour un site de mesure défini. Cependant, ce calibrage ne peut être utilisé pour d'autres sites, que ce soit pour un même tissu ou un tissu différent. Par ailleurs, il est impossible d'utiliser un calibrage en unité absolue en pratique clinique. En effet, le flux sanguin d'un tissu ne peut être arrêté pour obtenir un enregistrement de contrôle. Le flux sanguin étant également dénommé perfusion, les mesures réalisées par fluxmétrie laser Doppler sont exprimées en Unités de Perfusion (PU). Ces mesures sont proportionnelles au flux sanguin réel mais le facteur de proportionnalité peut varier d'un tissu à l'autre (33,22).

1.3.1.3 Standardisation :

La standardisation consiste à rendre les mesures obtenues stables et reproductibles.

Différents dispositifs de standardisation des appareils de fluxmétrie laser Doppler ont été évoqués :

-le disque rotatif

-les particules en suspension

-les modèles de flux mécaniques

La méthode de standardisation la plus souvent adoptée est celle des particules en suspension. Elle est basée sur le signal produit par le mouvement brownien d'une suspension de 0,5% de microsphères de polystyrène, de diamètre de 0,48 μ m, à une température de 20°C.

Le mouvement brownien correspond au mouvement aléatoire d'une particule immergée dans un fluide qui n'est soumise à aucune interaction du fluide environnant (33 ; 22).

La fluxmétrie laser Doppler apparaît comme étant une méthode d'investigation non invasive aux principes de fonctionnement simples. Des difficultés de calibrage inhérentes à la technique sont décrites. Son utilisation nécessite donc une bonne connaissance des caractéristiques des tissus étudiés pour pouvoir interpréter les résultats dans les différents contextes cliniques. Voyons à présent quelles sont les principales applications médicales de la fluxmétrie laser Doppler.

1.3.2 EXEMPLES D'APPLICATIONS MEDICALES DE LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER

De nombreuses disciplines médicales ont saisi l'intérêt de la fluxmétrie laser Doppler. Parmi celles-ci, nous pouvons citer la dermatologie, la chirurgie plastique, l'angiologie, la chirurgie vasculaire, l'ophtalmologie et la neurologie.

1.3.2.1 La fluxmétrie laser Doppler en dermatologie et en chirurgie plastique :

La fluxmétrie laser Doppler s'est avérée être une technique de choix en dermatologie. Son utilisation est aisée sur le tissu cutané. Elle permet de mesurer la microvascularisation d'un territoire cutané, d'étudier les réactions inflammatoires, de suivre l'évolution de l'inflammation lors de prises de médicaments ou en présence d'allergènes, de mesurer le flux sanguin dans le suivi à long terme de pathologies cutanées et de quantifier la gravité de l'atteinte en cas de brûlure cutanée (11,52,50). La fluxmétrie laser Doppler permet également de surveiller la microvascularisation d'un lambeau lors d'une intervention en chirurgie plastique. Dès 1990, Öberg décrit l'utilisation de la

fluxmétrie laser Doppler dans le contrôle de suivi post-opératoire d'un lambeau cutané. En effet, l'état microcirculatoire du lambeau est capital pour le succès ou l'échec du geste chirurgical. Les études expérimentales montrent que la fluxmétrie laser Doppler est la seule technique en mesure de déceler des signes de défaillances microcirculatoires d'un lambeau dans les premières vingt-quatre heures alors que les signes cliniques ne deviennent évidents que dans les deux à trois jours suivant l'intervention (33).

1.3.2.2 La fluxmétrie laser Doppler en angiologie et en chirurgie vasculaire :

La fluxmétrie laser Doppler a montré son intérêt dans ces disciplines médicales en aidant à explorer spécifiquement le flux sanguin des vaisseaux les plus superficiels. Elle contribue ainsi à détecter les microangiopathies diabétiques et à l'étude des ischémies des membres ou du Syndrome de Raynaud (45,48).

Knobloch et coll. (25) se sont intéressés à cette méthode pour la prise en charge des patients ayant subi une lésion de l'artère radiale. La fluxmétrie laser Doppler a été le moyen de montrer que dans ce type de lésion, la microvascularisation palmaire ne se développe pas de façon significative, ce qui implique des conséquences fonctionnelles.

1.3.2.3 La fluxmétrie laser Doppler en ophtalmologie :

L'état physiopathologique réel des vaisseaux rétinien est difficile à objectiver. Cette particularité nous permet de mettre en évidence un point commun entre les difficultés diagnostiques rencontrées en ophtalmologie et celles rencontrées en odontologie dans le diagnostic de la vitalité pulpaire. En ophtalmologie, la fluxmétrie laser Doppler est inoffensive pour la rétine. En effet, l'intensité de la lumière laser de la fluxmétrie laser Doppler est très inférieure au seuil de risque d'un dommage rétinien. Cette technique peut donc être utilisée dans le suivi au long cours des processus pathologiques et offre la possibilité de suivre les effets microcirculatoires après une intervention chirurgicale (33,39).

1.3.2.4 La fluxmétrie laser Doppler en neurochirurgie :

Le système nerveux central est un organe complexe. Son exploration est difficile du fait de sa localisation intracrânienne. Le tissu cérébral se situe dans un milieu de faible élasticité intersticielle. La fluxmétrie laser Doppler permet une étude microcirculatoire cérébrale sans risque opératoire (43).

L'intérêt de la fluxmétrie laser Doppler a aussi été démontré dans la prise en charge et le suivi des compressions cérébrales, en permettant de constater une diminution du flux sanguin dans ce type de lésion. Cette méthode pourrait être étendue à l'examen des sciatalgies et des pathologies discales, où une compression médullaire est constatée (20).

1.3.2.5 La fluxmétrie laser Doppler en chirurgie dentaire :

La fluxmétrie laser Doppler compte aussi des applications en matière de dentisterie, aussi bien dans la recherche qu'en pratique clinique (35). Cette technique a été notamment utilisée pour explorer la vitalité pulpaire (40, Fig. 10), mais aussi la microcirculation du ligament parodontal (41) ainsi que celle de la gencive (29) et du sulcus. Des études concernant les effets du traitement orthodontique, l'emploi de vasoconstricteurs dans les solutions anesthésiques et la vascularisation de l'os après la pose d'implants ont également été réalisées grâce à cette méthode.



Figure 10 : Photographie clinique intrabuccale montrant une sonde optique Laser Doppler sur la face vestibulaire d'une II, dans le cadre d'une étude sur la vitalité pulpaire. (40)

La fluxmétrie laser Doppler a montré son intérêt dans différentes disciplines médicales. Cette méthode qui permet de mesurer de façon non invasive la microvascularisation sanguine est particulièrement intéressante pour étudier la physiologie des muqueuses buccales notamment la muqueuse palatine..

2 LA MUQUEUSE PALATINE: RAPPELS ANATOMIQUES ET IMPORTANCE EN CHIRURGIE DENTAIRE:

2.1 LE PALAIS: RAPPELS ANATOMIQUES (23):

Paroi supérieure de la cavité propre de la bouche, le palais est constitué du palais dur, osseux, prolongé en arrière du palais mou, fibro musculaire, qui se termine par l'uvule palatine (ou luvette).

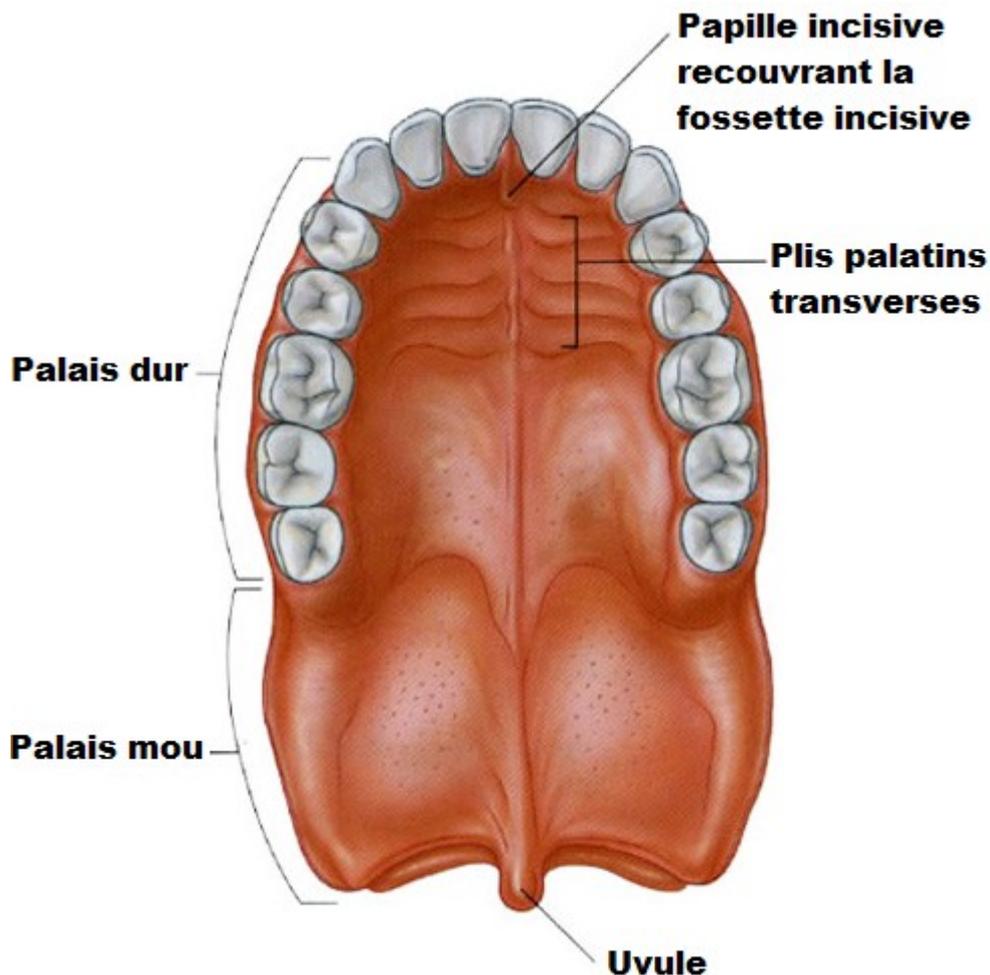


Figure 11: Palais (vue inférieure)

Image obtenue via Internet: <http://www.dentalorg.com/cleft-palate-cleft-lip.html>

Légendes traduites pour les besoins de la thèse

2.1.1 LE PALAIS DUR:

Situé à hauteur de l'axis, il sépare les cavités orales et nasales. Il est circonscrit en avant et latéralement par l'arcade dentaire maxillaire et présente une concavité inférieure.

Il est constitué du processus palatin du maxillaire et de la lame horizontale du palatin, recouverts sur sa face supérieure par la muqueuse nasale et sur sa face inférieure par la muqueuse buccale. Sa face inférieure présente une saillie longitudinale, le raphé du palais (ou raphé médian). De la partie antérieure du raphé se détachent de chaque côté des crêtes, les plis palatins transverses. Le raphé et les plis palatins contribuent au maintien des aliments pendant la mastication. Latéralement au raphé médian au niveau du tiers postérieur du palais dur se trouve une zone légèrement dépressible appelée la zone de Schroeder.

2.1.2 LE PALAIS MOU:

Il sépare l'oro-pharynx du naso-pharynx. Il participe à la déglutition et à la modulation des sons. Il est constitué d'une muqueuse, de l'aponévrose palatine et de muscles

2.1.2.1 La muqueuse palatine :

Couvre également le palais dur. *Voir 2.2.1*

2.1.2.2 L'aponévrose palatine :

C'est une lame fibreuse, résistante, fixée sur le bord postérieur du palais dur et sur l'hamulus ptérygoïdien. Elle donne insertion aux muscles du palais.

2.1.2.3 Les muscles :

Le palais mou comprend:

- Le muscle élévateur du voile du palais
- Le muscle tenseur du voile du palais
- Le muscle uvulaire
- Le muscle palato-glosse
- Le muscle palato-pharyngien

2.1.3 VASCULARISATION ET INNERVATION:

2.1.3.1 Les artères :

Elles proviennent essentiellement de l'artère palatine descendante, de l'artère palatine ascendante et accessoirement des branches de l'artère pharyngienne ascendante (32).

L'artère palatine descendante, branche collatérale de l'artère maxillaire (23), émerge de la fosse pterygopalatine et se poursuit vers le bas dans le canal pterygopalatin. Au fur et à mesure que le canal pterygopalatin se rapproche du palais, ses parois osseuses s'épaississent légèrement, et il se termine par le foramen grand Palatin. A la sortie de ce foramen, elle devient l'artère grande palatine et traverse la partie latérale du palais, envoyant de petites branches s'anastomosant avec les branches de l'artère sphéno-palatine au niveau du foramen incisif (32).

L'artère palatine ascendante, branche collatérale de l'artère faciale, naît près de l'origine de l'artère faciale et monte sur la paroi latérale du pharynx entre les muscles styoglosse et stylopharyngien, puis entre les muscles constricteurs supérieur du pharynx et ptérygoïdien médial. Sous le muscle élévateur du voile du palais, elle se divise et irrigue le pharynx le palais mou, la tonsille palatine et la trompe auditive (23).

L'artère pharyngienne ascendante, branche collatérale de l'artère carotide externe, naît de la face postérieure de la carotide externe au même niveau que l'artère linguale. Elle monte verticalement contre la paroi latérale du pharynx ou elle se ramifie en différentes branches (23).

2.1.3.2 Les veines :

Elles sont homologues des artères.

2.1.3.3 Les lymphatiques :

Les lymphatiques du palais dur se drainent dans les noeuds submandibulaires et ceux du palais mou, dans les noeuds rétropharyngiens.

2.1.3.4 Les nerfs :

L'innervation sensitive est assurée par les nerfs naso palatin (V2), grand et petit palatins.

L'innervation motrice des muscles du palais mou est le fait du nerf vague (X), à l'exception du muscle tenseur du voile du palais qui est innervé par le nerf mandibulaire (V)

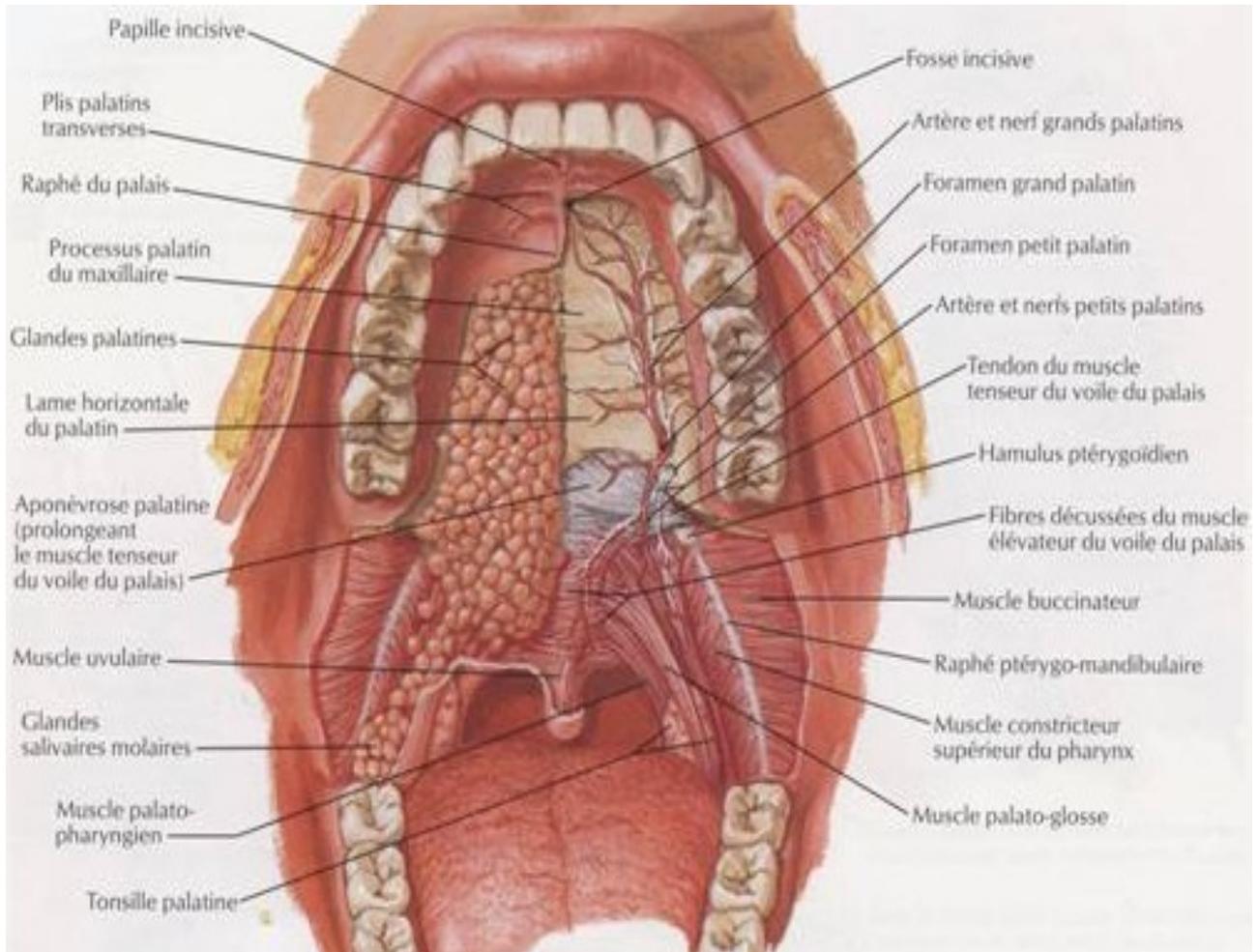


Figure 12: Vue antérieure du palais

FRANK H, NETTER, M.D.

Atlas d'anatomie humaine, planche 46. LE PALAIS

Paris: Maloine, 1989.

2.2 LA MUQUEUSE PALATINE: HISTOLOGIE ET PHYSIOLOGIE:

2.2.1 HISTOLOGIE: (31)

La muqueuse palatine est pourvue d'un épithélium, d'un chorion, et d'une lame Basale.

Elle comprend aussi des glandes salivaires accessoires et comporte quelques bourgeons du goût

dans sa partie postérieure.

La jonction entre la muqueuse palatine et la sous muqueuse est assez floue. Au niveau du palais dur, la muqueuse est séparée par endroits des tissus sous jacents par une couche assez lâche de tissu adipeux contenant des vaisseaux et des nerfs. En d'autres endroits, la muqueuse palatine est directement attachée au périoste sans sous muqueuse, formant un ensemble appelé mucopérioste.

2.2.1.1 L'épithélium :

La muqueuse palatine est pourvue d'un épithélium pavimenteux stratifié kératinisé. Ses cellules sont intimement attachées les unes aux autres et agencées en plusieurs couches ou strates distinctes. L'épithélium palatin est constitué principalement de cellules kératocytes que l'on peut diviser en 2 catégories: Les cellules progénitrices qui possèdent une capacité de prolifération, et les cellules en cours de maturation, issues des premières, qui se remplissent progressivement de kératine afin de former une couche protectrice superficielle. L'intégrité structurelle de l'épithélium palatin est assurée par un renouvellement cellulaire constant: Les kératinocytes se divisent par mitose au niveau des couches les plus profondes et migrent vers la surface pour remplacer les cellules perdues par desquamation.

Quatres couches se distingent au niveau morphologique:

La couche basale: Elle est constituée de cellules cuboïdes contenant des tonofibrilles (filaments intermédiaires de kératines organisés en faisceaux), et autres organites cellulaires. C'est le lieu de la majorité des divisions cellulaires.

La couche épineuse: Les cellules sont ovoïdes et plus larges, elles contiennent des paquets de tonofibrilles bien visibles. Des granules adhérant à la membrane apparaissent dans la partie supérieure de cette couche.

La couche granulaire: Les cellules sont aplaties et contiennent des granules kératohyalins bien distingués associés à des tonofibrilles. Les granules adhèrent à la membrane fusionnent avec le membrane cellulaire dans la partie supérieure de la couche. La membrane cellulaire interne

s'épaissit.

La couche kératinisée: Les cellules y sont très aplaties et déshydratées. Elles n'ont plus d'organites et sont remplies de matériau fibreux. Il est assez fréquent au niveau du palais d'observer un phénomène de parakératinisation chez certains kératinocytes. Les cellules touchées conservent alors un noyau pycnotique. Il est à noter que si ce phénomène est banal au niveau de l'épithélium palatin, il est en revanche considéré pathologique au niveau de la peau.

L'épithélium contient outre les kératinocytes diverses populations cellulaires parmi lesquelles des mélanocytes, des cellules de Langerhans, des cellules de Merkel et des cellules inflammatoires (principalement des lymphocytes).

2.2.1.2 Le chorion :

Aussi appelé lamina propria, il s'agit d'un tissu conjonctif divisé en deux couches:

Une couche superficielle dite papillaire, associée à des crêtes épithéliales.

Une couche profonde dite réticulaire. Ce terme référant à l'agencement en filet des fibres de collagènes.

La lamina propria est constituée principalement de fibroblastes, de vaisseaux sanguins, d'éléments nerveux, et de fibres empêtrées dans une matrice extracellulaire amorphe.

2.2.1.3 La membrane basale :

L'interface entre l'épithélium et son tissu de soutien conjonctif est appelée membrane basale. Elle est irrégulière et mesure 1 ou 2 μm d'épaisseur. Elle est ondulée car des protubérances de tissus conjonctifs, les papilles conjonctives s'y entremêlent avec des crêtes épithéliales.

La membrane basale a un rôle majeur dans les échanges métaboliques locaux car l'épithélium n'est pas vascularisé.

2.2.1.4 Les glandes salivaires accessoires :

Les glandes salivaires du palais sont des glandes de type muqueux, incluses dans le chorion de la muqueuse. Elles se composent d'un parenchyme salivaire et d'un canal excréteur réduit (23).

2.2.1.5 Les bourgeons du goût (palais mou) :

Ce sont des chémorécepteurs situés principalement au niveau de la face dorsale de la langue. On en retrouve accessoirement au niveau du palais mou.

Les bourgeons du goût sont de forme ovale ou arrondie, mesurent environ 80µm de haut pour 40µm de large. Ils reposent sur la lamina propria de l'épithélium. Ils comportent des cellules gustatives, des cellules de soutiens, des cellules basales et un plexus nerveux (23).

2.2.2 PHYSIOLOGIE: (23)

2.2.2.1 Le palais dur :

Il sépare la cavité buccale de la cavité nasale. Il a un rôle dans la perception du goût.

2.2.2.2 Le palais mou :

Il intervient dans la déglutition, la phonation et dans une certaine mesure l'audition grâce à son lien avec la trompe d'Eustache

2.3 PATHOLOGIE (46):

2.3.1 LES ANOMALIES DE DEVELOPPEMENT

Les fentes vélopalatines: Elles sont dues à un défaut de suture des bourgeons embryonnaires palatins. Plusieurs degrés peuvent être observés, de la simple fente située sur la ligne médiane du palais à la division palatine complète. Une fente vélopalatine peut être isolée (Fig. 13) ou associée à une fente labiale supérieure.

Le torus palatin: Saillie osseuse, médiane de la voûte palatine dans sa partie postérieure, commune, pouvant être extrêmement accentuée (Fig. 14). Le torus palatin est parfaitement bénin.

La malformation fibreuse congénitale est une masse indolore, symétrique, bilatérale ferme à la palpation qui occupe les tubérosités maxillaires et adhère à l'os sous-jacent. L'aspect de la muqueuse est cependant normal, parfois de couleur pâle. Les couronnes molaires sont partiellement ou totalement recouvertes par la masse fibreuse. Cette malformation est rare et peut parfois siéger au niveau rétromolaire mandibulaire ou être généralisée à toute la gencive.



Figure 13: Fente palatine (à gauche)

Image obtenue via Internet: <http://diseasespictures.com/cleft-palate-pictures/>

Figure 14: Torus palatin (à droite)

Image obtenue via Internet: <http://www.nycdentist.com/dental-photo-detail/2348/86/Diagnosis-in-Dentistry-dental-symptoms-examination-evaluation>

2.3.2 LES TRAUMATISMES

Ils sont assez fréquents et peuvent être aussi bien mécaniques (intubations, enfants tombant avec des objets dans la bouche) (Fig. 15) que thermiques (alimentation trop chaude) (Fig. 16)



Figure 15: Blessure mécanique au niveau du palais mou chez un enfant (page précédente en bas à droite)

Image obtenue via Internet: <http://www.dentalcare.com/en-US/dental-education/continuing-education/ce98/ce98.aspx?ModuleName=coursecont7ent&PartID=4&SectionID=0>

Figure 16: Blessure thermique (page précédente en bas à gauche)

Image obtenue via Internet: <https://www.studyblue.com/notes/note/n/exam-1-pathology-into-and-cell-injury/deck/5841245>

2.3.3 LES APHTES ET APHTOSES

Un aphte est une ulcération ronde ou ovalaire, à bord régulier, entouré d'un halo érythémateux, avec un fond plat, fibrineux jaune ou grisâtre. Ce sont des lésions très douloureuses, non infiltrées sans adénopathie.

Les aphtoses rassemblent les affections ayant l'aphte pour symptôme commun. Leur classification repose sur différents critères comme le nombre, la taille et la fréquence des aphtes ainsi que la fréquence des poussées, les facteurs déclanchant et les symptômes associés.

On distingue ainsi: l'aphtose commune, les aphtes multiple, l'aphtose milliaire, les aphtes géants, les aphtoses associées (maladie de Behçet Fig. 17), l'aphtose du Sida et les aphtes récidivants.



Figure 17: Aphtes palatins chez un patient atteint de la maladie de Behçet

Image obtenue via Internet: <http://www.dermis.net/dermisroot/en/17101/image.htm>

2.3.4 LES MYCOSES

La plus fréquente est la candidose palatine, elle peut être liée à des causes locales (prothèses mal adaptées, xérostomie) ou générales (VIH, Fig. 18). La candidose au palais existe en forme aiguë (muguet) et en forme chronique (ouranite médiane candidosique).

Le muguet est la forme la plus commune de candidose. Elle débute par une stomatite érythémateuse diffuse accompagnée d'une sensation de sécheresse buccale, de douleurs type de cuisson, de goût métallique et gêne à la mastication. Au bout de 2 ou 3 jours apparaissent des granulations blanchâtre qui finissent par confluer en nappes, formant un enduit détachable au grattage.



Figure 18: candidose chez un sujet VIH

Image obtenue via Internet: <http://www.uvp5.univ-paris5.fr/campus-dermatologie/Path%20Bucal/erosionsetulcerations/Cours/0500ico.asp>

L'ouranite médiane candidosique est une lésion associée à la glossite losangique médiane, affection candidosique chronique siégeant au niveau de la langue. Elle forme une plaque érythémateuse palatine postérieure avec des granulations kératosiques. Elle se situe en "miroir" par rapport à la glossite.

D'autres types de mycoses existent telles que les géotrichoses, dont les lésions sont similaires à celle du muguet, les histoplasmoses, les paracoccidioïdoses et les cryptococcoses.

2.3.5 LES VESICULES ET LES BULLES

Les vésicules sont de petites collections intraépithéliales à contenu liquide, clair ou hémorragique de moins de 5mm. Fragiles, elles laissent place à des érosions isolées arrondies ou confluentes, avec un contour polycyclique. Les affections vésiculeuses sont soit l'oeuvre de virus, soit celle d'agents infectieux proches des virus.

L'herpès (Fig. 19), l'herpangine, le syndrome pied-main-bouche, la varicelle et le zona du nerf maxillaire supérieur peuvent avoir des manifestations palatines.

Les bulles sont des collections liquidiennes claires ou hémorragiques dont la taille est supérieure à 5mm. Les bulles buccales sont très fragiles, rompues, elles laissent place à des érosions aux contours arrondis avec parfois des reliquats du toit ou une collerete.

On distingue les pathologies bulleuses non auto-immunes (érythème polymorphe, syndrome de Stevens-Johnson et syndrome de Lyell) et les pathologies bulleuses auto-immunes telles que le pemphigus, la pemphigoïde bulleuse et la pemphigoïde cicatricielle.



Figure 19: Herpès palatin

Image obtenue via Internet :

http://www.entusa.com/oral_pictures_htm/stomatitis_herpes_simplex_2.htm

2.3.6 LES PATHOLOGIES BACTERIENNES

Les abcès palatins d'origine dentaire sont rares mais existent. D'autres pathologies bactériennes peuvent s'exprimer au niveau du palais:

La tuberculose forme une ulcération très douloureuse souvent unique et peu profonde, avec un fond nécrotique jaune accompagnée d'une adénopathie satellite.

L'impétigo est lié à une infection streptococcique ou staphylococcique. Il peut donner lieu dans la cavité buccale à des ulcérations très variables, irrégulières, recouvertes d'un enduit nécrotique blanc jaunâtre.

Le chancre syphilitique est une érosion indolore, ronde ou ovale, à bords bien limités et à fond propre. Il a une base cartonnée.

La syphilis tertiaire peut avoir des manifestations palatines. La gomme syphilitique prend alors la forme d'une tumeur ferme et indolore pouvant s'ulcérer. La lésion peut évoluer vers la perforation palatine (Fig. 20).



Figure 20: Perforation du palais suite à une syphilis tertiaire

Image obtenue via Internet: <http://www.tti.library.tcu.edu.tw/DERMATOLOGY/ba/ba0057f.htm>

2.3.8 LES LÉSIONS BLANCHES

Les leucoplasies: Ce sont des lésions blanches de la muqueuse buccale, qui ne peuvent être

détachées par le grattage, et qui ne peuvent être attribuées à une cause identifiable autre que l'usage éventuel du tabac. Elles sont assez rares au palais. Elles peuvent être de formes homogènes ou inhomogènes.

Les lésions blanches de cause locale sont des lésions réactionnelles à divers facteurs irritatifs externes, physiques ou chimiques. Elles peuvent être d'origine mécanique (kératose frictionnelle), chimique (non tabagique, on parle dans ce cas de leucoplasie), thermique (souffleurs de verre, la cigarette n'en fait pas partie car il s'agit par définition de leucoplasies) ou galvanique (bimétallisme, prothèses métalliques constituées de métaux différents)

Le lichen plan de la muqueuse palatine est exceptionnel au niveau du palais dur, il réalise un aspect de réseau. (Fig. 21)



Figure 21: Lichen plan palatin

Image obtenue via Internet: <http://dermis.net/dermisroot/en/33021/image.htm>

Les lésions blanches peuvent aussi être l'expression de maladies systémiques dont le lupus et la sarcoïdose.

2.3.9 LES LÉSIONS PRECANCÉREUSES

Les leucoplasies et le lichen plan buccal (voir 2.3.8) sont considérés comme des lésions précancéreuses. Il en existe d'autres cependant.

La papillomatose orale floride. Elle occupe la partie antérieure et médiane du palais dur .

Elle est caractérisée par des lésions tumorales constituées de multiples élévations de la taille d'une tête d'épingle, hémisphériques ou filiformes, donnant un aspect chevelu à la muqueuse qui repose sur un fond érythémateux rouge vif.

Erythroplasie (Fig. 22) de Queyrat. Elle est rare au niveau du palais. La muqueuse a un aspect velouté, rouge brillant, uniforme sans trace de kératinisation. La lésion peut être étendue mais ses bords sont nets. Seule une gêne mineure lors de la consommation de certains aliments est décrite par les patients.



Figure 22: Erythroplasie palatine

Image obtenue via Internet: http://www.exodontia.info/Erythroplakia_Erythroplasia.html

En l'absence de traitement, une transformation maligne des candidoses chroniques kératosiques est possible.

2.3.10 LES PATHOLOGIES TUMORALES

Le palais peut être le siège de tumeurs bénignes et malignes, d'origine salivaire ou non.

2.3.10.1 Tumeurs bénignes :

Origine conjonctive: fibromes, angiofibromes, fibroblastomes desmoplastiques.

Origine épithéliale: papillomes. Le palais est leur localisation privilégiée.

Origine musculaire: Léiomyomes, Rhabdomyomes.

Origine lipidique: lipomes.

Origine vasculaire: Hémangiomes, lymphangiomes.

Origine salivaire: adénome pléiomorphe (60% des tumeurs salivaires, surtout au niveau du palais dur, Fig. 23), sialadénome papillifère.

Origine osseuse: kyste nasopalatin, kyste de la papille palatine, kyste latéraux, sialométaplasie nécrosante.



*Figure 23: Photographie d'un cas d'adénome pléiomorphe
JANARDHAN B, KANCHAN R, ADWAIT K
Case report, Pleomorphic adenoma of the Hard Palate
Journal of ICDRO 2010; 2(2): 92-94*

2.3.10.1 Tumeurs malignes :

Origine salivaire: Carcinome adénoïde kystique, carcinome mucoépidermoïde (Fig. 24), carcinome à cellules acineuses, adénome pléiomorphe malin (très rare au palais)



*Figure 24: Carcinome mucoépidermoïde
Image obtenue via Internet: <http://www.sop.asso.fr/les-journees/comptes-rendus/18e-soiree-scientifique-commune-de-la-fssosif/3>*

Origine conjonctive: Fibrosarcomes

Origine épithéliale: Carcinomes épidermoïdes,

Origine musculaire: Myosarcomes

Origine vasculaire: Manifestation palatines de cancers hématopoïétiques (ulcérations palatines neutropéniques, angine nécrotique extensive lors d'agranulocytoses, lymphomes, maladie de Kaposi...)

Origine osseuse: Sarcomes, améloblastomes kystique du maxillaire supérieure.

2.3.11 LES STOMATITES PROTHETIQUES (9)

Les stomatites prothétiques sont des lésions en relation avec des prothèses amovibles mal adaptées ou mal entretenues. Elles sont caractérisées par la macération, l'apparition d'un érythème et la formation de croûtes.

Il est à noter que leur origine peut aussi bien être d'origine purement mécanique ou bien le résultat d'une colonisation par divers agents pathogènes (notamment *Candida Albicans*) (Fig. 25). Les stomatites prothétiques sont en revanche rarement le résultat d'allergies ou d'intolérance aux composants de base des prothèses amovibles.



Figure 25: La stomatite prothétique; une forme commune de candidose.
SCULLY C, FLINT SF, BAGAN JV, PORTER SR, MOOS K.
Atlas of Oral and Maxillofacial Diseases. 2010. Informa, London

2.4 METHODES D'EXPLORATION:

Depuis plusieurs dizaines d'années, la vascularisation de la muqueuse palatine est explorée, essentiellement à des fins de recherche médicale.

2.4.1 Mesure de la clairance du Xenon 133 :

Depuis les années 70 jusqu'aux années 90, des publications ont fait état de méthodes mesurant le flux sanguin palatin par le biais de la clairance de traqueurs radioactifs (Xenon 133) injectés en intramucosal (6,2).

Voici le protocole suivi par Ataser et Ercan à titre d'exemple (2): Une solution saline contenant une concentration en Xe 133 et un taux de radioactivité connus est diluée puis injectée au niveau de la muqueuse palatine, entre 2mm et 4mm de profondeur.

La radioactivité est enregistrée par une caméra sensible aux rayons Gammas. Le patient est allongé sur le ventre, le détecteur est placé aussi près que possible du site d'injection. Seule la radioactivité émise au niveau du palais est prise en compte, pour cela, les limites du palais sont tracées électroniquement sur les enregistrements.

Chaque séquence d'enregistrement se présente de la sorte: Le détecteur enregistre le niveau de radioactivité une fois par seconde pendant 5 minutes, permettant le tracé d'une courbe de clairance sur une échelle semi logarithmique. Plusieurs séquences d'enregistrements sont réalisées d'affilée, permettant l'élaboration de valeurs moyennes.

La radioactivité décroissante permet de déduire le flux sanguin (en mL pour 100g de tissu par minute) à partir de la formule suivante:

$$\text{Flux sanguin} = 100 \times \lambda \times k$$

(mL/100g/min)

λ est le coefficient de séparation du Xe133 entre la muqueuse palatine et l'ensemble du sang

k est la constante du taux de clairance, calculé pour chaque courbe de clairance

$$\lambda = \frac{\lambda (OM/gas)}{\lambda(E/gas) \times H + \lambda(P/gas) \times (1-H)}$$

$\lambda(OM/gas)$ taux de séparation du Xe133 et de la muqueuse orale

$\lambda(E/gas)$ taux de séparation du Xe133 et des érythrocytes

$\lambda(P/gas)$ taux de séparation du Xe133 et du plasma sanguin

H taux d'hématocrite en %

$\lambda(OM/gas)$, $\lambda(E/gas)$ et $\lambda(P/gas)$ ont été déterminés expérimentalement via une étude précédente réalisée chez le singe (35)

$$k = 0,693 / T^{1/2}$$

avec $T^{1/2}$ le temps nécessaire à une diminution de moitié du taux de radioactivité.

2.4.2 Méthode thermoélectrique a température contrôlée :

Une autre méthode pour mesurer le flux sanguin muqueux est la méthode dite thermoélectrique à température contrôlée. Dans ce cas le flux sanguin est déduit par la conductivité thermique des tissus muqueux (15,47).

Le principe général de cette méthode est le suivant: Une résistance en contact avec les tissus étudiés est maintenue à une température constante légèrement supérieure à la température de ces tissus. Pour que la température soit maintenue au même niveau, la résistance doit être chauffée en permanence, car l'excédent de chaleur tend à se dissiper dans les tissus biologiques avec lesquels il est en contact. La chaleur produite au niveau de la résistance est calculée selon la relation suivante:

$$H = K \times I^2 \times R \times \theta$$

H chaleur produite dans le filament

K constante

I courant électrique traversant a résistance

R résistance du filament

θ excès de chaleur par rapport aux tissus environnants.

Lorsque l'excès de chaleur est maintenu à un niveau constant, il se crée un équilibre thermique et la production de chaleur du filament est alors égale à la dissipation de chaleur dans les tissus.

Grayson (15) a montré que la perte de chaleur **θ** est imputable d'une part à la conductivité thermique propre des tissus biologiques, et d'autre part à la circulation sanguine. Il a également mis en évidence l'existence d'une relation linéaire entre la perte de chaleur imputable à la circulation sanguine et le flux sanguin lui même.

En conséquence, il est possible de déduire le flux sanguin du courant consommé par la résistance pour maintenir sa température à un niveau constant.

Une seule publication remontant à 1992 fait état d'une application au niveau de la muqueuse palatine (51).

Un moniteur et une sonde thermoélectrique ad hoc sont utilisés. Une solution à base de 50% de glycérine est interposée entre la sonde et la muqueuse orale. La sonde est ensuite immobilisée par du ruban adhésif. Le courant consommé par la résistance est affiché sur le moniteur (Fig. 26) ce qui permet de mesurer les variations du flux sanguin comme démontré dans l'expérience de Grayson.

Le flux sanguin est exprimé en milliVolts, car il est déduit du courant électrique consommé par la résistance de la sonde. S représente le point de départ d'une pression mécanique constante appliquée sur la muqueuse tout autour de la sonde, E la fin de l'application de cette force.

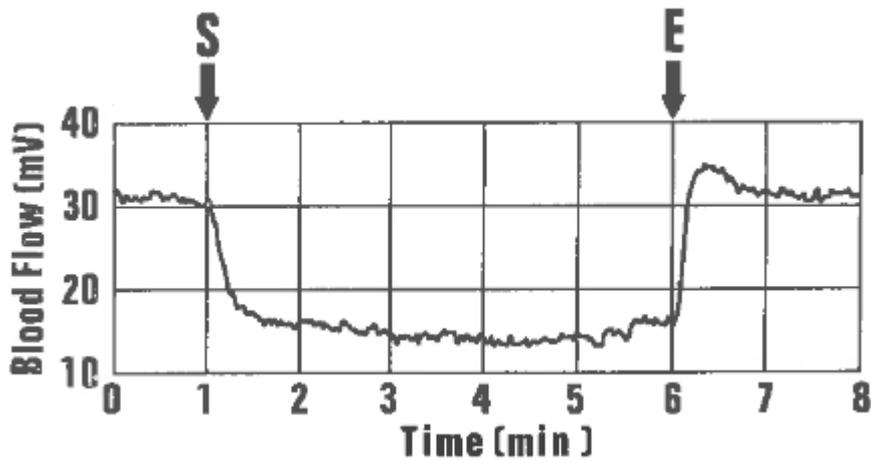


Figure 26: Mise en évidence de variation du flux sanguin au niveau de la muqueuse palatine, grâce à la méthode thermoélectrique à température contrôlée. (51)

2.4.3 Fluxmétrie Laser Doppler :

Depuis les années 1990, la grande majorité des travaux explorant la circulation sanguine palatine repose sur l'utilisation de dispositifs Laser Doppler.

Pour plus d'explications concernant les principes théoriques de cette méthode, se référer au chapitre 1, pour ses applications dans l'étude de la vascularisation de la muqueuse palatine, se référer au chapitre 3 page suivante.

III ETUDES DE LA MICROCIRCULATION PALATINE UTILISANT LA FLUXMETRIE LASER-DOPPLER:

3.1 PROTOCOLES D'EXPLORATION DE LA MICROVASCULARISATION PALATINE UTILISANT LE LASER DOPPLER

3.1.1 Avec attelles acryliques (exemple orthocryl 2000) :

L'exploration "classique" de la vascularisation de la muqueuse palatine utilisant la Fluxmétrie laser doppler suit le protocole de Baab (4) développé initialement pour étudier la vascularisation gingivale.

Les chercheurs ont utilisé un fluxmètre Laser Doppler de modèle Periflux par Perimed. Pour obtenir des résultats fiables, il fut nécessaire de pouvoir immobiliser la sonde Laser doppler pendant les mesures.

Dans la publication de Baab, des stents en acrylics autopolymérisables perforés servent de support à la sonde Laser-doppler. Ils reposent sur les dents mandibulaires antérieures et mesurent 4 à 6 mm d'épaisseur. La muqueuse est à 0,5mm du support grâce à une cire d'interposition installée pendant la fabrication des stents.

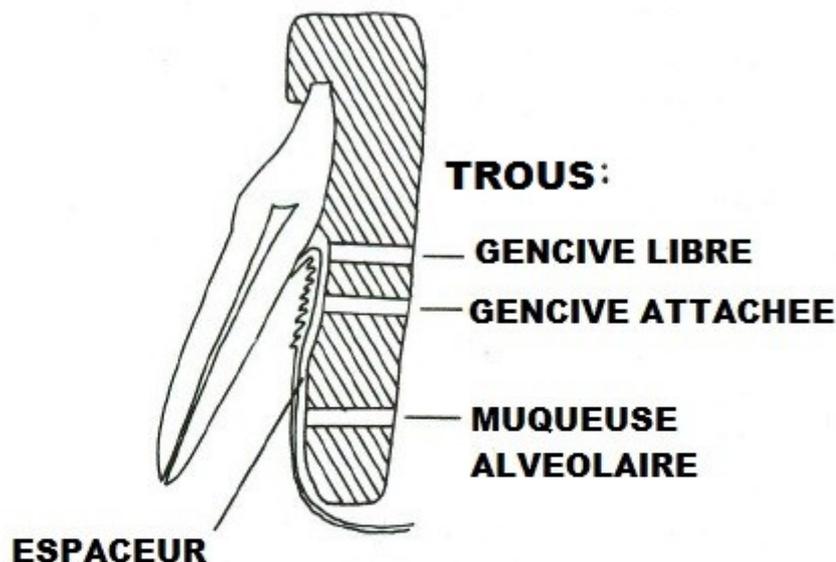


Figure 27: Section en coupe d'une incisive centrale mandibulaire avec le stent utilisé pour positionner la sonde à fibre optique (4)

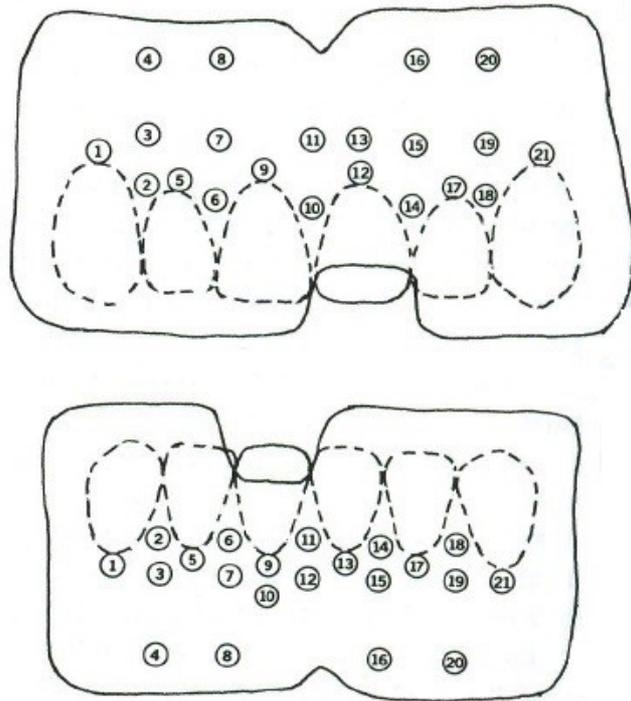


Figure 28: Vue de face du support en résine acrylique avec localisation des trous positionnant la sonde laser doppler (4)

Plusieurs publications utilisent cette méthode pour explorer la vascularisation du palais dont celles d'Heckmann (18,19).

L'othocryl 2000 est un exemple de résine utilisée pour la confection des attelles.



Figure 29: Appareils orthodontique fabriqué en Orthocryl 2000 (fabricant)
Image obtenu via Internet: <http://www.dentaurum.de/fra/orthocryl-15837.aspx>

3.1.2 Avec supports types gouttières (mise en oeuvre personnelle) :

L'Unité d'Investigation Clinique Odontologie du CHU de Nantes participe à ce domaine de

recherche en adaptant le protocole décrit précédemment. Le modèle de fluxmètre Laser Doppler utilisé est le PERIFLUX PF 5000 par Perimed (Fig. 30). En lieu et place d'attelles acryliques réalisées en bouche, le support visant à garantir l'immobilité de la sonde Laser Doppler prend la forme d'une gouttière thermoformée, présentant un plot percé au niveau de chaque site d'enregistrement. (Fig.33)



Figure 30: Periflux PF 5000 (à gauche)

Figure 31: Liquide de motilité utilisé pour calibrer le système de fluxmétrie. On lui attribue une valeur standard de 250 (à droite)



Figure 32: Calibration du fluxmètre grâce au liquide de motilité (à gauche)

Figure 33: Gouttière support de sonde pour étude de sites anatomiques (papille rétroincisive, zone de Schroeder et raphé médian)(à droite)

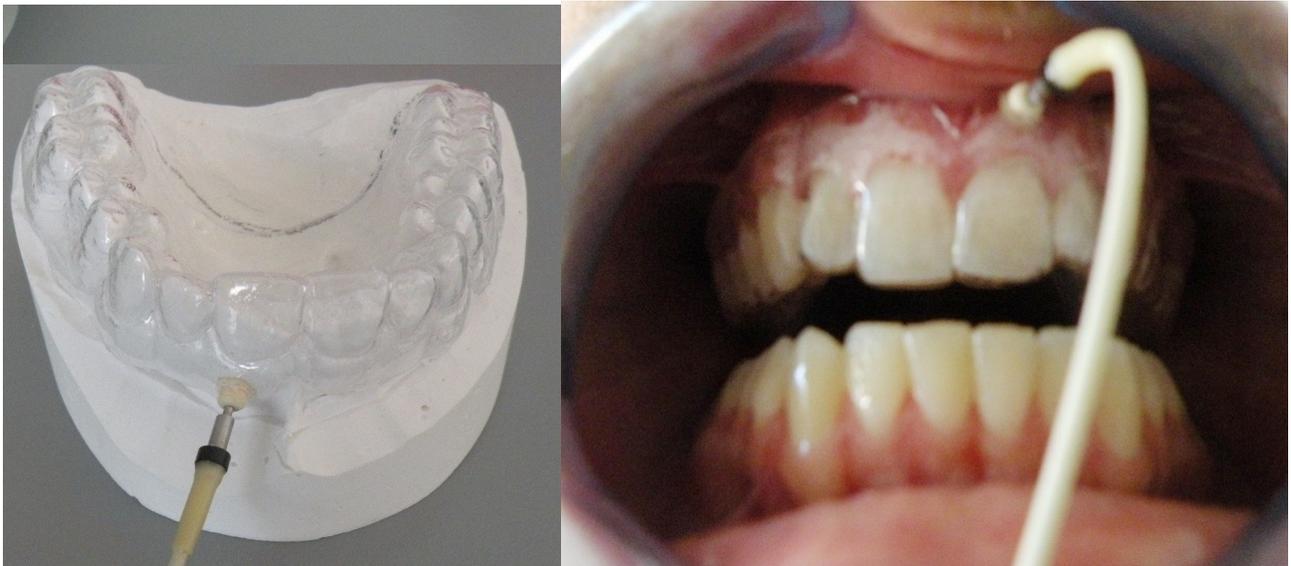


Figure 34: gouttière support de sonde LDF avec sonde en place pour étude de la gencive attachée sur modèle en plâtre (à gauche)

Figure 35: Même gouttière en bouche (à droite)

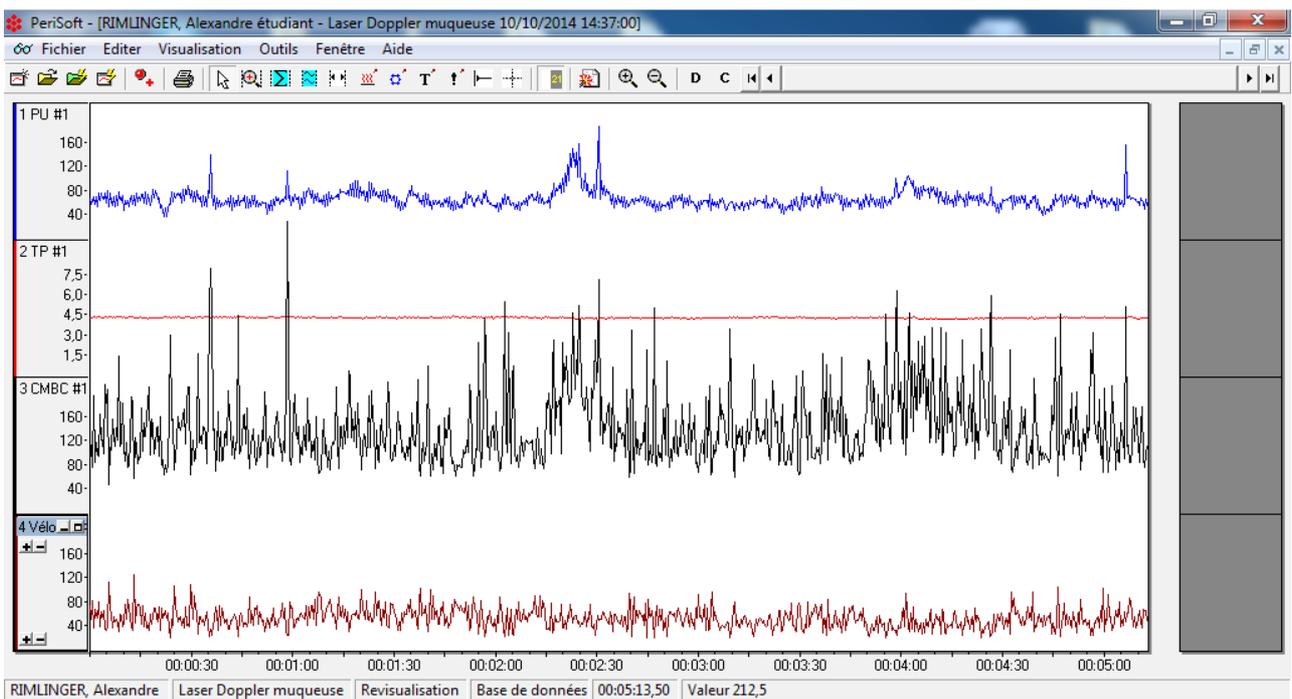


Figure 36: Visualisation des enregistrements obtenus grâce aux dispositifs ci dessus (site d'enregistrement: gencive attachée; Logiciel: PeriSoft par Perimed), quatres courbes sont visibles de haut en bas:

Courbe PU désigne les Unités de perfusions en bleu

Courbe TP désigne la lumière totale rétrodiffusée en rouge vif

Courbe CMBC désigne la concentration moyenne en cellules sanguines en noir

Courbe de vélocité moyenne des cellules sanguines en pourpre

Seule la 1ère courbe est exploitée pour les travaux de recherches réalisés à Nantes

3.1.3 Periscan PIM , images en temps réel de la microcirculation sur des zones relativement étendues :

Une classe de fluxmètre innovante à été récemment développée, permettant de mesurer la microcirculation non pas en un seul point mais sur des surfaces relativement étendues.

Description du système par PERIMED: (38)

Le système PERISCAN PIM est un Laser Doppler Imageur permettant de visualiser de façon non invasive la perfusion des tissus superficiels ainsi que les variations de cette perfusion sanguine. Cette technique peut être utilisée pour étudier et monitorer l'activité microcirculatoire sur des tissus sains ou malades. Le système PeriScan PIM3 permet ainsi de mettre en évidence les valeurs de base et les réponses microvasculaires résultantes de l'application ou provocation de stimulus physiologiques.

Basé sur le principe de fonctionnement du Doppler, il est possible de créer une visualisation de la perfusion sanguine en deux dimensions, (Mode Image) ou temporel (Mode Monitoring). La facilité de prise en main et la simplicité du logiciel (LDPIwin) vous assistent dans l'interprétation des résultats et la création du rapport final d'étude.

Le balayage pas à pas du faisceau Laser permet d'étudier des zones très faiblement perfusées. Dès l'instant où aucun contact physique n'est nécessaire avec le tissu étudié, et qu'aucun traceur ou colorants ne sont utilisés, leur influence en est réduite au minimum. Ces caractéristiques de fonctionnement induisent que toutes études cliniques répétées sur des plaies en cours de cicatrisation et/ou sur des ulcères à la jambe par exemple, peuvent être considérablement améliorées sans risques de contamination, d'infection ou de gêne pour le patient (www.perimed.fr).

Cette nouvelle technique d'imagerie peut être qualifiée de "scanner" Laser doppler. Elle est encore assez peu utilisée au niveau du palais mais a un potentiel assez prometteur.

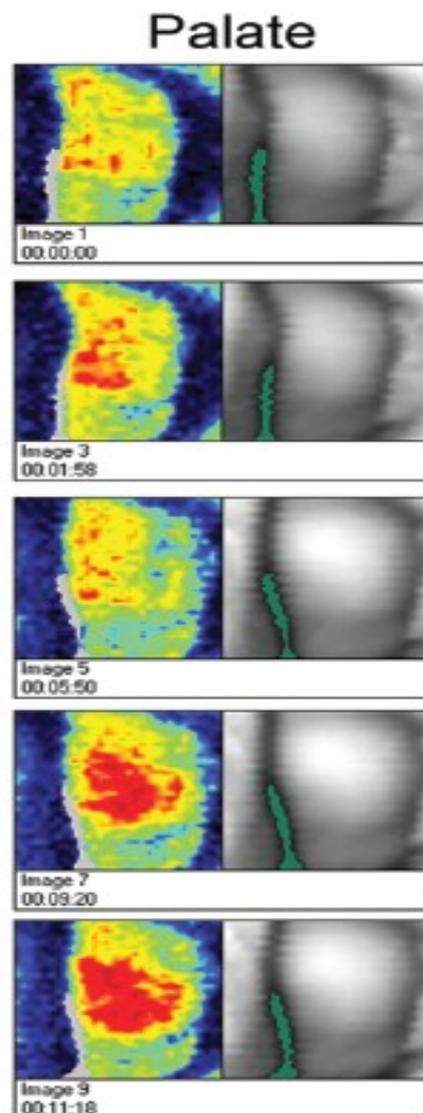
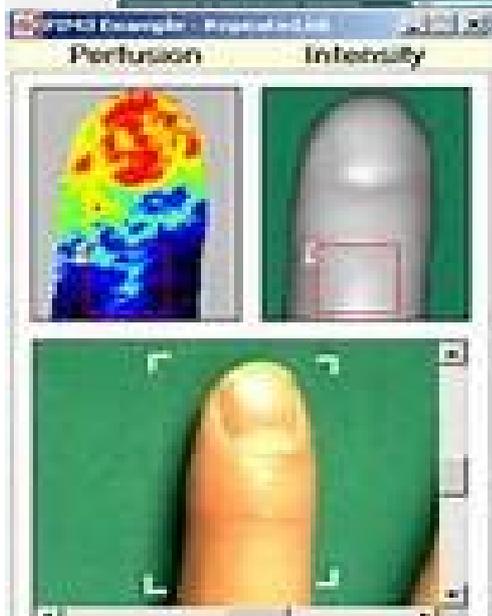


Figure 37: Appareil PIM III par perimed (38) (en haut à gauche.)

Figure 38: Exemple microvascularisation superficielle au niveau d'un doigt (38) (en bas à gauche)

Figure 39: Visualisation des variations de la perfusion de la muqueuse palatine après application d'histamine (5) (à droite)

3.2 APPORT DE LA FLUXMETRIE LASER DOPPLER DANS L'ETUDE DE LA PHYSIOLOGIE DE LA MUQUEUSE PALATINE

3.2.1 Effets du tabagisme sur la microcirculation palatine :

De nombreuses études s'intéressent aux effets du tabac sur la circulation sanguine. Au niveau buccal, Grudianov (16) observe que fumer provoque une augmentation du flux sanguin gingival à court terme (immédiatement après avoir fumé) et que le temps nécessaire au retour à la normale est augmenté par le degré d'atteinte parodontale.

Dans une étude préliminaire non encore publiée, le Bars et coll ont observé des variations assez conséquentes des niveaux de perfusions chez les fumeurs et les non fumeurs. (voir 3.2.7)

3.2.2 Effets du port de prothèses amovibles :

La fluxmétrie Laser Doppler a été utilisée à plusieurs reprises pour étudier l'effet du port de prothèse amovible maxillaire sur le palais. Okada et Ueda (34) ont simulé l'effet de prothèses partielles maxillaires sur la muqueuse palatine pendant la mastication chez des sujets dentés par le biais de pressions répétées exercées sur le palais dur. Les chercheurs ont observés que:

- Les pression masticatoires répétées tendent à augmenter le flux sanguin moyen sur la muqueuse comprimée.
- Cette augmentation du flux sanguin n'est pas dépendante du nombre de pressions masticatoires.
- Cependant, plus le nombre de pressions augmente, plus le flux sanguin met du temps à retrouver son niveau normal.

Il est intéressant de comparer ces résultats à une étude similaire (1) réalisée cette fois au niveau de la mandibule et avec des pressions continues, où l'on observe cette fois une diminution du flux sanguin de l'ordre de 15% par rapport aux valeurs initiales. Notons cependant un phénomène similaire en ce qui concerne le retour à des valeurs normales, à savoir un temps nécessaire qui augmente avec la durée des stimulations.

Kocabalkan et Turgut (26) ont quant à eux étudié les modifications de la circulation sanguine chez 20 patients porteurs de prothèse amovible totale maxillaire au niveau des régions canines et molaires sur une période de 6 mois.

Si le flux sanguin diminue dans un premier temps lorsque les patients commencent à porter leurs prothèses, il tend à revenir progressivement à la normale au niveau de la région canine. Concernant la région molaire en revanche, on observe une différence de comportement des muqueuses selon la nature de la prothèse: Avec des résines dures, le flux sanguin finit par

augmenter au point d'atteindre des valeurs supérieures aux valeurs initiales tandis qu'avec des résines souples, les valeurs initiales ne sont toujours pas atteintes après 6 mois de port.

On peut supposer que ces différences de comportement sont peut être liées aux différences de dépressibilités au niveau de la partie antérieure du palais et de la partie postérieure du palais (zone de Schroeder notamment).

3.2.3 Adaptation de la microcirculation palatine dans les cas de fentes palatines :

Milstein et Cheung (30) ont mesuré le taux d'oxygénation, le taux d'hémoglobine et les paramètres de perfusion chez des patients atteints de fentes palatines alvéolaires unilatérales complètes. Ils ont comparé les mesures obtenues sur la gencive située au niveau de la fente elle-même et le site controlatéral.

Il en ressort que si les niveaux d'oxygénation et les taux d'hémoglobines sont comparables entre la gencive palatine normale et la gencive en rapport avec la fente, la densité en capillaire et la vélocité du flux sanguins sont diminuées au niveau des fentes palatines. Ceci suggère l'existence de mécanismes d'adaptation aux malformations au niveau microvasculaire afin de garantir un taux d'oxygénation optimal.

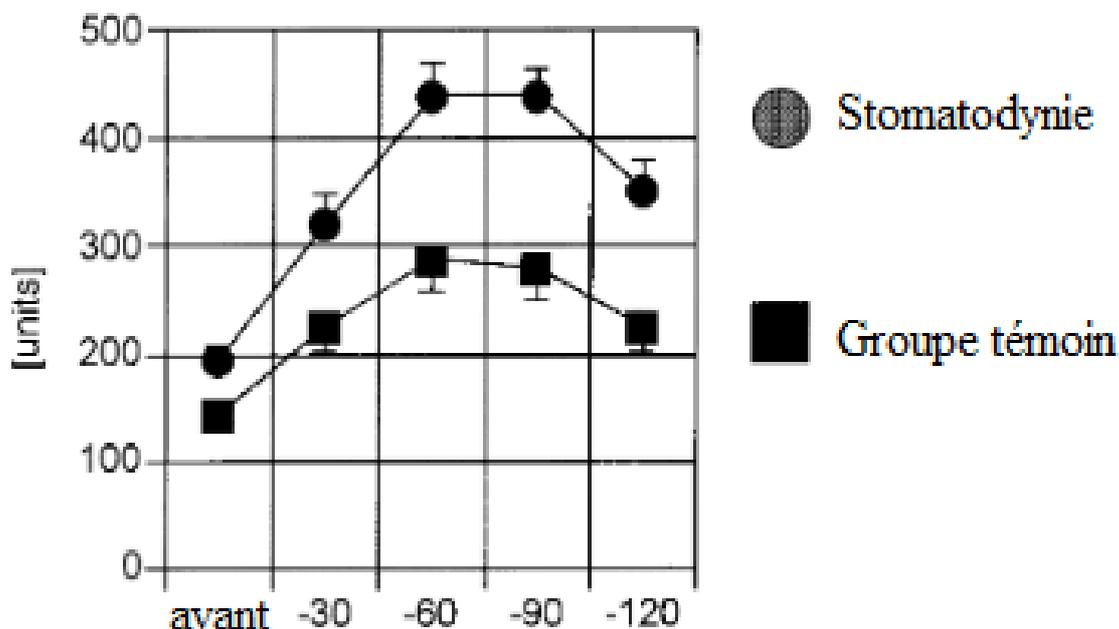
3.2.4 Réponse de la muqueuse orale au froid et en cas de stomatodynie :

Heckmann a utilisé la fluxmétrie Laser Doppler à deux reprises (19, 18) pour étudier la réaction de la muqueuse palatine au froid (glace carbonique) chez le sujet sain et lors de stomatodynies.

Le froid augmente localement la vascularisation muqueuse (augmentation pendant 30 secondes à 1,5 minutes après application, puis retour à la normale entre 1,5 et 2 minutes après application), plus particulièrement au niveau du palais et des lèvres. Cette réponse est augmentée chez les sujets âgés.

Chez les patients atteints de stomatodynie, la réponse vasculaire à la stimulation par le froid

est augmentée, particulièrement au niveau du palais dur. Cette perturbation accrue ne s'est cependant pas traduite par des sensations douloureuses accrues chez ces patients. Heckmann a émis l'hypothèse que la stomatodynie serait un trouble d'ordre vasomoteur.



[secondes après stimulation par glace carbonique]

Figure 40: Changements du flux sanguin muqueux au niveau du palais dur suivant une stimulation par le froid, chez des patients sains et chez des patients atteints de stomatodynie. (18)
Légendes éditées pour les besoins de la thèse

3.2.5 Réponse de la muqueuse orale à la stimulation histaminique :

Bay et Hilliges (5) ont comparé la réaction vasculaire de la peau et de la muqueuse orale à l'application d'histamine chez des volontaires sains et des patients atteints de stomatodynie.

L'application d'histamine augmente le flux sanguin aussi bien chez les volontaires sains et les patients atteints de stomatodynies, ceci démontre l'existence de récepteurs à cette molécule au niveau de la muqueuse orale. L'histamine n'est cependant pas clairement associée à des sensations de démangeaisons.

Les chercheurs ont aussi observé que l'augmentation du flux sanguin observée par Laser Doppler s'est traduite par une modification de l'aspect clinique de la peau (rougeur) mais pas de la

muqueuse orale. Ceci suggérerait qu'un aspect érythémateux des muqueuses buccales serait le fait de modifications de l'épithélium plutôt que celui de la vasodilatation des microcapillaires.

3.2.6 Exploration du contrôle nerveux du flux sanguin oral :

En écho à une étude montrant l'influence des récepteurs α adrénergique dans la vascularisation de la gencive chez le chat (21,27), Kawaii et Yoshida (24) ont observé l'effet d'une molécule affectant les récepteurs adrénérgique α_2 sur le flux sanguin du palais humain. La Dexmedetomidine, anesthésique et sédatif utilisé notamment en cas de chirurgie cardiaque, semble ainsi faire décroître le flux sanguin palatin. Dans la mesure où cette molécule, administrée par voie générale, diminue également la pression artérielle générale ainsi que le rythme cardiaque, une question s'impose cependant: cette diminution du flux sanguin palatin est- elle simplement la conséquence des effets généraux de la Dexmedetomidine? Observerait-on le même effet sur le palais en cas d'application strictement locale de ce sédatif au niveau du palais ?

3.2.7 Variations de la perfusion palatine sur différentes zones anatomiques :

Les premiers signes d'altérations de la muqueuse palatine en cas de stomatite prothétique ou d'autres pathologies ne sont pas forcément immédiatement constatables au niveau clinique. La technique Laser Doppler pourrait aider à détecter ces problèmes latents, via les modifications de la circulation sanguine épithéliale, avant même l'apparition des premiers symptômes.

Une étude pilote a été réalisée dans ce sens à l'unité d'investigation clinique odontologie de Nantes , développant un protocole spécifique (voir 3.1.2) visant à obtenir de meilleurs enregistrements au niveau du palais.

Des mesures de la perfusion muqueuse ont été réalisées sur plusieurs sites anatomiques chez 54 volontaires sains dont 12 fumeurs. La microcirculation sanguine fut ainsi étudiée au niveau de la papille rétro incisive, du raphé médian et de la zone de Schroeder.

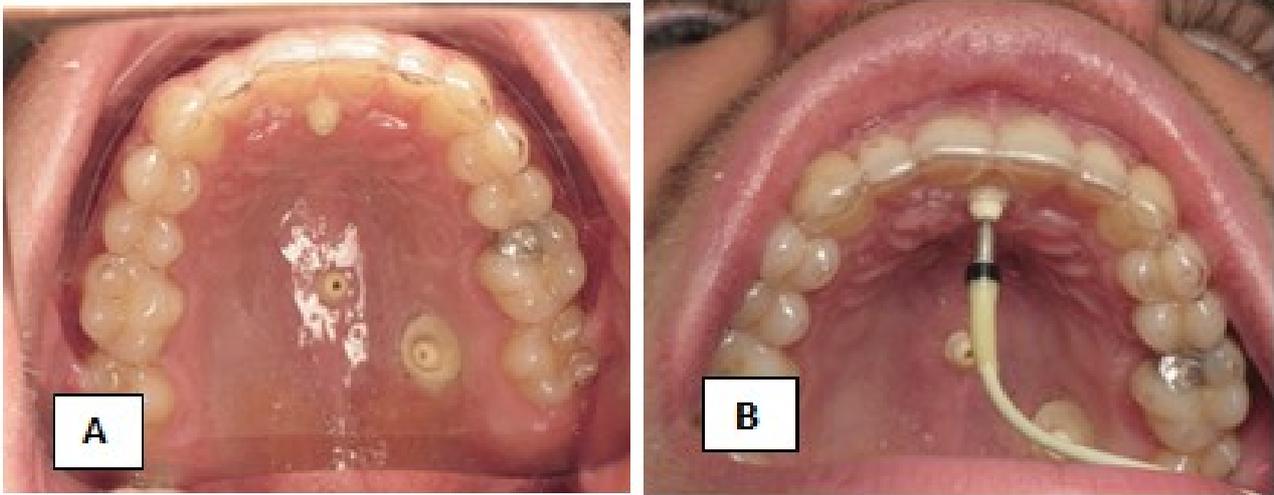


Figure 41: Gouttière de positionnement de sonde Laser Doppler (à gauche)

Figure 42: Gouttière de positionnement de sonde Laser Doppler avec sonde en place (à droite)

Il en ressort que: -la zone de Schroeder est en moyenne la plus richement vascularisée de ces trois sites (Fig. 43)

-le tabagisme semble augmenter la microcirculation palatine (Fig. 44)

-La zone de Schroeder est la plus affectée par les perturbations microvasculaires induites par le tabac (Fig. 43).

Les auteurs en concluent que la zone de Schroeder, de part sa sensibilité, pourrait représenter une cible de choix pour de futures investigations médicales utilisant le Laser Doppler. Il serait possible de détecter précocément des lésions liées aux bisphosphonates ou à la radiothérapie, on en est encore liées à des pathologies comme le diabète.

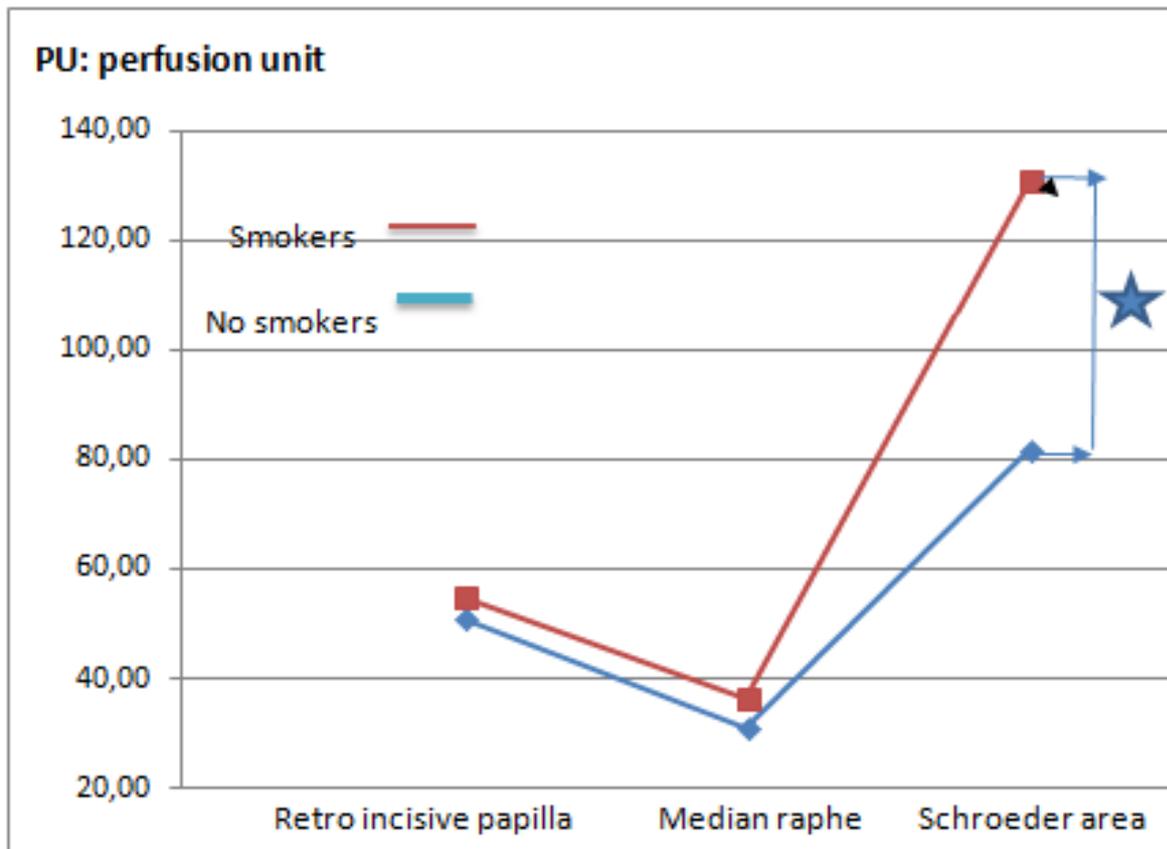
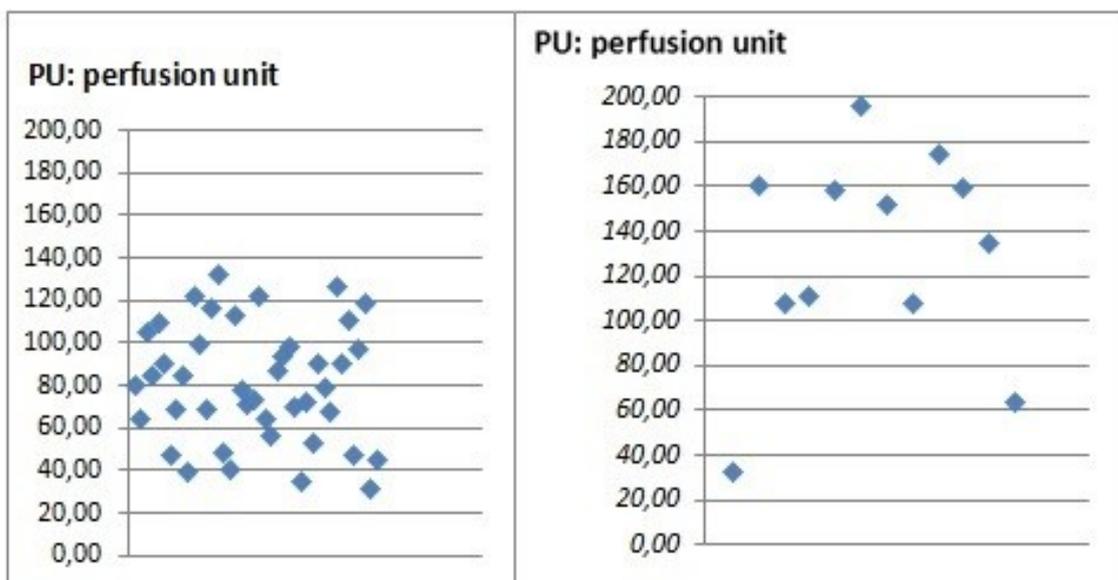


Figure 43: Différences des niveaux de perfusion chez les fumeurs et les non fumeurs par zones anatomiques.



A: Zone de Schroeder, non fumeurs **B: Zone de Schroeder, fumeurs**

Figure 44: Différence des niveaux de perfusion chez les fumeurs et les non fumeurs au niveau de la Zone de Schroeder, les écarts et les variations semblent beaucoup plus importantes dans le groupe des fumeurs.

CONCLUSION:

Technique d'investigation médicale non invasive, le Laser Doppler est particulièrement intéressant pour étudier des tissus palatins. En effet, sa contribution à l'accroissement de nos connaissances scientifiques est indéniable. Même si son utilisation quotidienne dans les cabinets dentaires n'est pas encore à l'ordre du jour, nous pouvons imaginer être capables, grâce au Laser Doppler, de diagnostiquer et traiter précocement un large éventail de pathologies avant même leurs premières manifestations cliniques. Cette technique pourrait aussi nous apporter un avantage certain dans la prise en charge prothétique de nos patients, le Laser doppler détectant les contraintes exercées sur la muqueuse par nos prothèses amovibles avec une acuité supérieure à l'oeil du praticien.

Le Laser Doppler nous permet déjà d'améliorer la prise en charge de nos patients grâce aux travaux réalisés dans le cadre de la recherche clinique. Nous pouvons espérer qu'au cours des prochaines années son utilisation ne soit plus cantonnée aux laboratoires et que cet outil diagnostique prometteur trouve sa place dans l'exercice de notre profession.

TABLE DES REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES:

1. AKAZAWA H, SAKURAI K.
Changes of blood flow in the mucosa underlying a mandibular denture following pressure assumed as a result of light clenching.
J Oral Rehabil 2002;29(4):336-40.
2. ATASEVER NE1, ERCAN MT, NALDÖKEN S, ULUTUNCEL N.
Effect of wearing complete dentures on human palatal mucosal blood flow measured by ¹³³Xe clearance.
Arch Oral Biol 1991;36(9):627-30.
3. AURENGO A, PETITCLERC T et GREMY F.
Biophysique.
Paris : Médecine-Sciences, Flammarion, 2003. .
4. BAAB, ÖBERG, HOLLOWAY
Gingival blood flow measured with a Laser Doppler flowmeter
J of Periodontal Res 1986, 21: 73-85
5. BAY B, HILIGES M, WEIDNER C.
Response of human oral mucosa and skin to histamine provocation: laser Doppler perfusion imaging discloses differences in the nociceptive nervous system.
Acta Odontol Scand 2009;67(2):99-105.
6. BERGMANN H, HAVLIK E, HOEFER R, JESCH W, WUNDERER S.
Labial and palatal blood flow measurement before and after maxillary operations.
J Maxillofac Surg 1976;4(2):102-6.
7. BERLIEN HP et MÜLLER GJ.
Applied laser medicine.
Berlin: Springer, 2003.
8. BERTOLOTTI M.
The history of the laser.
Rome: IOP, 2004.
9. BUDZT-FORGENSEN E.
Oral mucosal lesions associated with the wearing of removable dentures.
J Oral Pathol 1981;10(2):65-80.
10. BUECHE FJ et HECHT E.
Physique pour les sciences de la vie.
Paris : Dunod, 2002.
11. CHOI CM et BENNETT RG.
Laser Dopplers to determine cutaneous blood flow.
Dermatol Surg 2003;29(3):272-80. Review.
12. CSELE M.

Fundamentals of light sources and lasers.
Hoboken, New-Jersey: John Wiley & sons, 2004.

13.DOPPLER JC.
On the colored light of the double stars and certain other stars of the heavens.
Prague: Royal Bohemian Society of Sciences, 1842.

14.FREDRIKSSON I, FORS C et JOHANSSON J.
Laser Doppler Flowmetry. A theoretical framework.
Departement of Biomedical Engineering, Linköping University 2007
<http://www.itm.se/bit/ldfmain.html>.

15.GRAYSON J.
Internal calorimetry in the determination of thermal conductivity in blood flow
J of Physiol, 1952;118:54.

16.GRUDIANOV, KEMULARIIA
Laser doppler estimation of the influence of tobacco-smoking on the blood microcirculation in the periodont at the patients with the different stages of periodontal diseases.
Stomatologiiia (Mosk). 2010;89(6):10-4.

17.HECHT J.
The Race to Make The Laser.
Oxford: Oxford University Press, 2005.

18.HECKMANN, HILZ
Oral mucosal blood flow in patients with burning mouth syndrome
Pain 2001;90(3):281-6.

19.HECKMANN JG, HILZ MJ, HUMMEL T,
Oral mucosal Blood flow following dry ice stimulation in humans
Clin Auton Res 2000;10(5):317-21.

20.IGARASHI T, YABUKI S, KIKUCHI S, MYERS RR.
Effect of acute nerve root compression on endoneurial fluid pressure and blood flow in rat dorsal root ganglia.
J Orthop Res 2005;23(2):420-4.

21.IZUMI H, KURIWADA S, KARITA K. et coll.
The nervous control of gingival blood flow in cats.
Microvasc Res 1990; 39: 94–104

22.JAFARZADEH H.
Laser Doppler flowmetry in endodontics: a review.
Int Endod J 2009;42(6):476-90.

23.KAMINA
Anatomie clinique. Tome 2: Tête et cou, 3ème éd
Paris: Maloine, 2006

- 24.KAWAII H, YOSHIDA K, TANAKA E, TOGAMI K, TADA H, GANZBERG S, YAMAZAKI S
Dexmedetomidine decreases the oral mucosal blood flow.
Br J Oral Maxillofac Surg 2013;51(8):928-31.
- 25.KNOBLOCH K, LICHTENBERG A, PILCHMAIER M, TOMASZEK S, KRUG A et
HAVERICH A.
Palmar Microcirculation After Harvesting of the Radial Artery in Coronary Revascularization.
Ann Thorac Surg 2005;79:1026-1030.
- 26.KOCABALKAN E, TURGUT M.
Variation in blood flow of supporting tissue during use of mandibular complete dentures with hard
acrylic resin base and soft relining: a preliminary study.
Int J Prosthodont 2005;18(3):210-3.
- 27.KOSS M.C.
Differential neural activation of vascular α -adrenoceptors in oral tissues of cats.
Eur J Pharmacol 2002; 440: 53–59
- 28.MAIMAN TH.
Stimulated Optical Radiation in Ruby.
Nature 1960; 4736 (187):493-494.
- 29.MATHENY JL, JOHNSON DT, ROTH GI.
Aging and microcirculatory changes in human gingiva.
J Periodontol 1993;20:471-475
- 30.MILSTEIN, CHEUNG
An integrative approach for comparing microcirculation between normal and alveolar cleft gingiva
in children scheduled for secondary bone grafting procedures.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2013;115(3):304-9.
- 31.NANCI A
Ten Cate's Oral Histology. 6th Ed
St Louis: Mosby, 2003.
- 32.NETO CDP, RAMOS HF, FORTES FSG, SENNES LU, ALONSO N, NETO VB et coll.
Anatomical Model for dissection in corpses of the palate Vascularization
Int Arch Otorhinolaryngol 2010;14(1):103-106
- 33.ÖBERG PA.
Laser-Doppler flowmetry.
Biomed Eng 1990;18:125-163.
- 34.OKADA, UEDA, SAKURAI.
Blood flow in denture-supporting maxillary mucosa in response to simulated mastication by
loading.
J Prosthodont Res 2010;54(4):159-63.
- 35.OREKHOVA LY1, BARMASHEVA AA.
Doppler flowmetry as a tool of predictive, preventive and personalised dentistry.

EPMA J. 2013;4(1):21.

36.ÖZDEM, ERCAN.

Measurement of blood flow en the oral mucosa and skin of rhesus monkey using radiolabelled microspheres.

Arch of Oral Biol, 1984;30 313-318

37.PASCHOTTA R.

Encyclopedia of Laser Physics and Technology.

Zürich: Wiley-VCH, 2008.

38.PERIMED.FR

Description du système Periscan par le fabricant:

http://www.perimed.fr/p_Products/pim3.php

39.RECHTMAN E, HARRIS A, KUMAR R, CANTOR LB, VENTRAPRAGADA S, DESAI M, FRIEDMAN S, KAGEMANN L et GARZOZI HJ.

An update on retinal circulation assessment technologies.

Curr Eye Res 2003;27(6):329-43. Review.

40.ROY E.

Etude de la fluxmétrie Laser Doppler dans l'évaluation de la vitalité pulpaire en odotonlogie

Thèse: 3ème cycle Sci. Odontol, Nnates, 2010

<http://archive.bu.univ-nantes.fr/pollux/show.action?id=78918e95-3442-499c-8867-1c1be1e50b38>

41.SASANO T, KURIWADA S, SANJO D, IZUMI H, TABATA T, KARITA K.

Acute response of periodontal ligament blood flow to external force application.

J Periodont Res 1992;27(4 Pt 1):301-4.

42. SERDYUK I, ZACCAI N, ZACCAI J, ZACCAI G.

Methods in molecular biophysics: structure, dynamics, function.

Cambridge: Cambridge Press University, 2007.

43.SHETH SA, NEMOTO M, GUIOU MW, WALKER MA et TOGA AW.

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

J Cerebral Blood Flow Metabolism 2005;25(7):830-841.

44.SILFVAST WT.

Laser fundamentals.

Cambridge: Cambridge Press University, 2004.

45.STOYNEVA Z.

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

Autonom Neurosci 2004;116:62-68.

46.SZPIRGLAS H, BEN SLAMA L.

Pathologies de la muqueuse buccale.

Paris: Elsevier/Masson, 1999

47. TAKEMAE T, OH-HIGASHI Y, MIYASHITA T, KOBAYASHI S, SUTO M.
Measurement of cerebral blood flow with a newly developed temperature-controlled thermoelectrical method: Fundamental studies and a comparative study with hydrogen clearance method.
Shinshu Med J, 1984;(32):334.
48. TANG GM, CHANG DS, SARKAR R, WANG R et MESSINA LM.
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.
49. WHITTINGHAM TA.
Medical diagnostic applications and sources.
Prog Biophys Mol Biol 2007 93:84-110.
50. 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 Physiol Heart Circ Physiol 2005;289(1):385-391.
51. YOSHIDA N, MINAGI S, SATO T, KADOYA S, MATSUNAGA T
Effect of mechanical pressure on the blood flow in human palatal mucosa measured by temperature controlled thermoelectrical method.
J Oral Rehabil 1992;19(5):527-33.
52. YOSIPOVITCH G, SACKETT-LUNDEN L, GOON A ; YIONG HUAK C, LEOK GOH C et HAUST E.
Circadian and Ultradian (12 h) Variations of Skin Blood Flow AND Barrier Function in Non-Irritated and Irritated Skin – Effect of Topical Corticosteroids.
J Invest Dermatol 2004;122 (1):824-829.

TABLE DES ILLUSTRATIONS:

Figure 1: Fonctionnement d'un Laser d'après Paschotta (37)

Figure 2: Absorbtion

Figure 3: Diffusion

Figure 4: Réflexion

Figure 5: Transmission

Figure 6: Illustration effet doppler.

Source: <http://www.predoenea.org/physique/Tpedoppler3.html>

Figure 7: Vélodopplétrie Doppler à émission continue.

Image obtenue via Internet: <http://effetdoppler.linkfanel.net/imgmedic.html>

Légendes éditées pour les besoins de la thèse

Figure 8: Echodoppler de la crosse saphène externe-poplitée

Les muscles du mollet sont comprimés pour pomper le sang vers le haut, ce qui apparait en bleu pour indiquer un flux vers le coeur (FigA). Le relâchement de la compression provoque un reflux, qui apparait en rouge pour indiquer un flux vers le bas (fig.B)

Image obtenue via Internet: <http://www.chivatechnique.com/index.php?page=1&rub=3&lang=1>

Figure 9: Effet Doppler appliqué au rayonnement laser (22).

Figure 10: Photographie clinique intrabuccale montrant une sonde optique Laser Doppler sur la face vestibulaire d'une 11, dans le cadre d'une étude sur la vitalité pulpaire. (40)

Figure 11: Palais (vue inférieure)

Image obtenue via Internet: <http://www.dentalorg.com/cleft-palate-cleft-lip.html>

Légendes traduites pour les besoins de la thèse

Figure 12: Vue antérieure du palais

FRANK H, NETTER, M.D.

Atlas d'anatomie humaine, planche 46. LE PALAIS

Paris: Maloine, 1989.

Figure 13: Fente palatine

Image obtenue via Internet: <http://diseasespictures.com/cleft-palate-pictures/>

Figure 14: Photographie d'un cas de Torus palatin, par le Dr Feffrey Dorfman

Image obtenue via Internet: <http://www.nycdentist.com/dental-photo-detail/2348/86/Diagnosis-in-Dentistry-dental-symptoms-examination-evaluation>

Figure 15: Blessure d'origine mécanique chez un enfant

Image obtenue via Internet: <http://www.dentalcare.com/en-US/dental-education/continuing-education/ce98/ce98.aspx?ModuleName=coursecont7ent&PartID=4&SectionID=0>

Figure 16: Blessure thermique

Image obtenue via Internet: <https://www.studyblue.com/notes/note/n/exam-1-pathology-into-and-cell-injury/deck/5841245>

Figure 17: Aphtes palatins chez un patient atteint de la maladie de Behçet

Image obtenue via Internet: <http://www.dermis.net/dermisroot/en/17101/image.htm>

Figure 18: candidose chez un sujet VIH, par le Pr Stalder, CHU NANTES

Image obtenue via Internet: <http://www.uvp5.univ-paris5.fr/campus-dermatologie/Path%20Bucal/erosionsetulcerations/Cours/0500ico.asp>

Figure 19: Manifestation de l'herpès au niveau du palais

Image obtenue via Internet :

http://www.entusa.com/oral_pictures_htm/stomatitis_herpes_simplex_2.htm

Figure 20: Perforation du palais suite à une syphilis tertiaire

Image obtenue via Internet: <http://www.tti.library.tcu.edu.tw/DERMATOLOGY/ba/ba0057f.htm>

Figure 21: Lichen plan palatin

Image obtenue via Internet: <http://dermis.net/dermisroot/en/33021/image.htm>

Figure 22: Erythroplasie palatine

Image obtenue via Internet: http://www.exodontia.info/Erythroplakia_Erythroplasia.html

Figure 23: Photographie d'un cas d'adénome pléiomorphe

JANARDHAN B, KANCHAN R, ADWAIT K

Case report, Pleomorphic adenoma of the Hard Palate

Journal of ICDRO 2010; 2(2): 92-94

Figure 24: Carcinome mucoépidermoïde

Image obtenue via Internet: <http://www.sop.asso.fr/les-journees/comptes-rendus/18e-soiree-scientifique-commune-de-la-fssosif/3>

Figure 25: La stomatite prothétique; une forme commune de candidose.

SCULLY C, FLINT SF, BAGAN JV, PORTER SR, MOOS K.

Atlas of Oral and Maxillofacial Diseases. 2010. Informa, London

Figure 26: Mise en évidence de variation du flux sanguin au niveau de la muqueuse palatine, grâce à la méthode thermoélectrique à température contrôlée. (51)

Figure 27: Section en coupe d'une incisive centrale mandibulaire avec le stent utilisé pour positionner la sonde à fibre optique d'après Baab (4)

Figure 28: Vue de face du support en résine acrylique avec localisation des trous positionnant la sonde laser doppler d'après Baab (4)

Figure 29: Appareils orthodontique fabriqué en Orthocryl 2000 (fabricant)

Image obtenue via Internet: <http://www.dentaurum.de/fra/orthocryl-15837.aspx>

Figure 30: Periflux PF 5000

Figure 31: Liquide de motilité utilisé pour calibrer le système de fluxmétrie. On lui attribue une valeur standard de 250

Figure 32: Calibration du fluxmètre grâce au liquide de motilité

Figure 33: Gouttière support de sonde pour étude de sites anatomiques (papille rétroincisive, zone de Schroeder et raphé médian)

Figure 34: Gouttière support de sonde LDF avec sonde en place pour étude de la gencive attachée sur modèle en plâtre

Figure 35: Gouttière support de sonde LDF avec sonde en place pour étude de la gencive attachée en bouche

Figure 36: Visualisation des enregistrements obtenus grâce aux dispositifs exposés des Figures 30 à 35 (site d'enregistrement: gencive attachée; Logiciel: Perisoft par Perimed)

Figure 37: Appareil PIM III par Perimed (38)

Figure 38: Visualisation de la microvascularisation superficielle au niveau d'un doigt (38)

Figure 39: Visualisation des variations de la perfusion de la muqueuse palatine après application d'histamine (5)

Figure 40: Changements du flux sanguin muqueux au niveau du palais dur suivant une stimulation par le froid, chez des patients sains et chez des patients atteints de stomatodynie (18)
Légendes éditées pour les besoins de la thèse

Figure 41: Gouttière de positionnement de sonde Laser Doppler

Figure 42: Gouttière de positionnement de sonde Laser Doppler avec sonde en place

Figure 43: Différences des niveaux de perfusion au chez les fumeurs et les non fumeurs par zones anatomiques

Figure 44: Différence des niveaux de perfusion chez les fumeurs et les non fumeurs au niveau de la Zone de Schroeder

RIMLINGER (Alexandre). - Intérêt du Laser Doppler pour l'étude de la vascularisation de la muqueuse palatine. - 44f. ; ill. ;52 ref. ; 30cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2015)

RESUME

La fluxmétrie Laser Doppler est une technique d'investigation non invasive couramment utilisée dans de nombreux domaines médicaux dont la chirurgie dentaire.

La muqueuse palatine possède des propriétés anatomiques et histologiques bien particulières, liées à sa fonction masticatoire. Connaître ses spécificités et ses maux est très utile à la pratique du chirurgien dentiste.

La fluxmétrie Laser Doppler est particulièrement intéressante pour mesurer la microcirculation palatine comme l'atteste l'existence de nombreux travaux à ce sujet. Nous avons eu l'occasion de tester nous même cet outil dans le cadre d'une étude préliminaire, ce qui nous a permis d'en apprécier tout le potentiel.

Le laser Doppler participe à l'accroissement de nos connaissances scientifiques en matière de pathologies buccales. Des fentes palatines aux stomatites prothétiques en passant par la stomatodynie, les sujets de recherche ne manquent pas.

La fluxmétrie Laser Doppler pourrait demain le chirurgien dentiste à affiner considérablement ses diagnostics.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT: Physiologie

MOTS CLES MESH:

Fluxmétrie Laser Doppler – Laser Doppler Flowmetry

Muqueuse de la bouche – Mouth mucosa

Vascularisation – Blood supply

JURY

Président: Professeur SOUEIDAN A.

Directeur: Docteur LE BARS P.

Assesseur: Docteur ROY E.

Assesseur: Docteur CLEE T.

ADRESSE DE L'AUTEUR

39 rue Voltaire - 17300 Rochefort
alexandre.rimlinger@dbmail.com