



## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE NANCY-METZ

---

UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I  
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2011

---

---

**THESE**

pour le

**DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR  
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Christophe ANCEAUX  
Né le 20 Novembre 1984  
à LAXOU

<p><b>LES DIFFERENTS MOYENS DE DIAGNOSTIC DES CARIES PROXIMALES</b></p>
---

Présentée et soutenue publiquement le :

04 Octobre 2011

Examineurs de la Thèse :

Monsieur J. P. LOUIS  
Monsieur C. AMORY  
Monsieur E. MORTIER  
Mademoiselle A. RIFFAULT

Professeur des Universités  
Maître de Conférences des Universités  
Maître de Conférences des Universités  
Assistante Hospitalier Universitaire

Président  
Juge  
Juge  
Juge



ACADEMIE NANCY-METZ

---

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ NANCY I  
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2011

---

---

**THESE**

pour le

**DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR  
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Christophe ANCEAUX  
Né le 20 Novembre 1984  
à LAXOU

<p><b>LES DIFFERENTS MOYENS DE DIAGNOSTIC DES CARIES PROXIMALES</b></p>
---

Présentée et soutenue publiquement le :

04 Octobre 2011

Examineurs de la Thèse :

Monsieur J. P. LOUIS  
Monsieur C. AMORY  
Monsieur E. MORTIER  
Mademoiselle A. RIFFAULT

Professeur des Universités  
Maître de Conférences des Universités  
Maître de Conférences des Universités  
Assistante Hospitalier Universitaire

Président  
Juge  
Juge  
Juge

Président : Professeur J.P. FINANCE

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

Vice-Doyens :

Pr Pascal AMBROSINI - Dr Jean-Marc MARTRETTE

Membres Honoraires :

Dr L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr A. FONTAINE - Pr G. JACQUART - Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire :

Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme DROZ Dominique (Desprez) M. PREVOST Jacques M. BOCQUEL Julien Mlle COSTER Charlotte Mlle PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme FILLEUL Marie Pierryle M. BOLENDER Yves Mlle PY Catherine M. REDON Nicolas	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Par intérim ARTIS Jean Paul M. JANOT Francis Mme JANTZEN-OSSOLA Caroline	Professeur 1 <sup>er</sup> grade Professeur Contractuel Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. AMBROSINI Pascal Mme BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) M. MILLER Neal M. PENAUD Jacques M. GALLINA Sébastien M. JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. BRAVETTI Pierre M. ARTIS Jean-Paul M. VIENNET Daniel M. WANG Christian M. BALLY Julien M. CURIEN Rémi Mlle SOURDOT Alexandra	Maître de Conférences Professeur 1 <sup>er</sup> grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. WESTPHAL Alain M. MARTRETTE Jean-Marc Mlle ERBRECH Aude	Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistante Associée au 01/10/2007
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. ENGELS-DEUTSCH Marc M. AMORY Christophe M. MORTIER Eric M. CUNY Pierre M. HESS Stephan Mlle PECHOUX Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. LOUIS Jean-Paul M. ARCHIEN Claude M. DE MARCH Pascal M. SCHOUVER Jacques M. BARONE Serge Mlle BEMER Julie Mlle MONDON Hélène Mlle RIFFAULT Amélie M. SIMON Franck	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle STRAZIELLE Catherine M. RAPIN Christophe (Section 33) Mme MOBY Vanessa (Stutzmann) M. SALOMON Jean-Pierre Mme JAVELOT Cécile (Jacquelin)	Professeur des Universités* Professeur des Universités Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2009

souligné : responsable de la sous-section

\*temps plein

Mis à jour le 01.10.2010

Par délibération en date du 11 décembre 1972,  
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'elle n'entend leur donner  
aucune approbation ni improbation.

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

**Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS**

Officier des Palmes Académiques  
Docteur en Chirurgie Dentaire  
Docteur en Sciences Odontologiques  
Docteur d'Etat en Odontologie  
Professeur des Universités  
Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire  
Sous-section : Prothèse

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider le jury de notre thèse.*

*Vous avez toujours été disponible pour nous épauler dans nos travaux prothétiques. Vos enseignements et vos conseils ont été d'une très grande richesse.*

*Nous tenons aussi à saluer vos qualités humaines et votre gentillesse. Vous êtes pour nous un exemple à suivre.*

*Veuillez recevoir ici le témoignage de notre reconnaissance et notre plus profond respect.*

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE

**Monsieur le Docteur Christophe AMORY**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier  
Sous-section: Odontologie Conservatrice

*Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger notre travail.*

*Tout au long de nos études, votre connaissance et vos conseils nous ont poussés à toujours nous perfectionner.*

*Nous portons une grande estime à vos qualités humaines et professionnelles.*

*Permettez nous de vous exprimer toute notre gratitude et notre admiration.*



A NOTRE JUGE

**Monsieur le Docteur Eric MORTIER**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier  
Sous-section: Odontologie Conservatrice

*Vous avez eu l'amabilité de bien vouloir faire  
partie de notre jury de thèse.*

*Vous nous avez enseigné la rigueur dans le  
travail et vous vous êtes montré toujours  
disponible pour nous aider.*

*Nous vous exprimons notre plus profonde  
admiration pour vos connaissances et votre  
compétence.*

A NOTRE JUGE

**Mademoiselle le Docteur Amélie RIFFAULT**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Assistante Hospitalier Universitaire  
Ancienne Interne des Hôpitaux  
Sous-section : Prothèse

*Vous avez accepté avec spontanéité de faire  
partie de notre jury de thèse et nous vous en  
remercions.*

*Nous vous exprimons notre plus profonde  
gratitude pour votre disponibilité et vos  
précieux conseils.*

A mon Père,

Pour son soutien et son aide tout au long de mes études.

A Stéphanie,

Pour son soutien sans faille tout au long de ses années. Je te témoigne ici tout mon amour.

A Isabelle et Dominique CLAUDE,

Pour leur aide et leur gentillesse. Recevez ici toute ma gratitude.

A Apolline et Gladys,

Pour tous ces bons moments passés ensemble. Que cette amitié ne puisse jamais s'arrêter.

A Perrine,

Pour ta sympathie, ta patience et ton regard critique sur l'ensemble de ma thèse.

A Amélie,

Pour la formidable opportunité que tu m'as offerte, pour ta disponibilité et ta gentillesse.

Au Professeur Jean-Claude BLOCK,

Pour tout ce que vous m'avez enseigné. Je tiens à remercier l'homme et le scientifique que vous êtes pour tout ce que vous m'avez fait découvrir. Selon Albert Einstein, le rôle essentiel du professeur est d'éveiller la joie de travailler et de connaître ; et, sur moi, vous avez parfaitement rempli ce rôle.



## Sommaire

## **Tables des matières**

<b>Introduction .....</b>	<b>8</b>
<b><u>1<sup>ère</sup> partie : La carie proximale .....</u></b>	<b>10</b>
<b>1. La carie proximale .....</b>	<b>11</b>
1.1. Définitions .....	11
1.1.1. Anatomie dentaire .....	11
1.1.2. La lésion carieuse .....	15
1.2. Evolution de la carie.....	20
1.3. Aspect macroscopique et microscopique de la carie .....	24
1.4. Etiopathogénie .....	32
1.5. Epidémiologie .....	39
<b><u>2<sup>ème</sup> partie : Les différents moyens de diagnostic .....</u></b>	<b>43</b>
<b>2. Diagnostic par examen visuel .....</b>	<b>44</b>
2.1. Les difficultés rencontrées .....	44
2.2. Les aides à l'examen visuel .....	46
2.2.1. Le sondage.....	46
2.2.2. La caméra intra-orale .....	47
2.2.3. Le microscope chirurgical .....	49
2.2.4. Le fil dentaire.....	50
2.2.5. Les élastiques séparateurs .....	51
2.2.6. Les colorants .....	52
2.3. Les désavantages de l'examen visuel .....	54
<b>3. Diagnostic par examen radiologique .....</b>	<b>56</b>
3.1. Bitewing, la technique radiographique de référence .....	56
3.2. La réglementation du radiodiagnostic et de la radioprotection.....	65
3.3. La radiographie argentique et numérique, comparaison des deux dispositifs. ....	74
3.4. L'intérêt du contraste dans la radiographie .....	79
3.5. Les logiciels d'analyse radiographique .....	83
<b>4. Dispositif recourant à l'impédance électrique .....</b>	<b>91</b>
4.1. Effet de l'impédance électrique sur les tissus dentaires.....	91
4.2. L'impédance électrique dans la détection des caries proximales .....	95
4.3. Les dispositifs actuellement utilisés en cabinet dentaire.....	98
<b>5. Diagnostic par dispositif de fluorescence .....</b>	<b>101</b>
5.1. Les propriétés optiques des lésions carieuses .....	101
5.2. Le QLF (Quantitative Light induced Fluorescence) .....	106

5.2.1.	Présentation et résultats du QLF .....	106
5.2.2.	Ses limites .....	111
5.2.3.	Les dispositifs actuellement utilisés en cabinet dentaire.....	112
5.3.	Le laser à fluorescence .....	115
5.3.1.	Principe du laser à fluorescence.....	115
5.3.2.	Système de référence : le Diagnodent Pen .....	117
6.	Diagnostic par transillumination .....	127
6.2.1.	Propagation de la lumière à travers la dent.....	127
6.2.	Transillumination par fibre optique (F.O.T.I.) .....	129
6.2.1.	Description du dispositif .....	129
6.2.2.	Résultats obtenus.....	132
6.2.3.	Intérêt d'utilisation de colorants.....	133
6.3.	Transillumination par fibre optique avec imagerie numérique (D.I.F.O.T.I.)	135
6.3.1.	Description du dispositif .....	135
6.3.2.	Résultats obtenus.....	138
6.4.	Transillumination avec lumière proche infrarouge .....	141
6.4.1.	Description du dispositif .....	141
6.4.2.	Résultats obtenus.....	143
7.	Diagnostic par réflectance infrarouge .....	146
7.1.	Principe de la réflectance infrarouge .....	146
7.2.	Les dispositifs actuellement utilisés en cabinet dentaire.....	149
8.	Détection par luminescence et infrarouge (PTR-LUM) .....	153
8.1.	Principe de la luminescence et de l'infrarouge .....	153
8.2.	Avantages pour la détection des caries proximales .....	158
8.3.	Comparaison avec les différents moyens de diagnostic .....	159
8.4.	Dispositif en cours de développement.....	161
9.	Diagnostic par ultrasons .....	164
9.1.	Propriétés élastiques de la dent.....	164
9.2.	Les ultrasons dans la détection des caries proximales .....	168
9.3.	Comparaison avec d'autres dispositifs (Diagnodent et bitewing).....	171
Conclusion.....		175
Bibliographie.....		178

## **Liste des figures**

- Figure 1: Faces d'une canine, d'une prémolaire et d'une molaire
- Figure 2: Lignes de transition entre les faces de la dent
- Figure 3: SISTA 2.2 sur les incisives centrales et l'incisive latérale
- Figure 4: SISTA 2.3 sur molaire temporaire
- Figure 5: SISTA 2.4 sur les incisives temporaires
- Figure 6: Carie initiale
- Figure 7: Carie superficielle
- Figure 8: Carie profonde
- Figure 9: Carie pénétrante
- Figure 10: Carie perforante
- Figure 11: Carie initiale mise en évidence par microradiographie
- Figure 12: Lésion carieuse débutante à la surface d'un émail mature (x 2000)
- Figure 13: Vue, sur fracture perpendiculaire à la surface, des relations étroites entre la plaque dentaire et l'émail sous-jacent (x 500)
- Figure 14: Aspect, en microscopie électronique à transmission sur coupes non déminéralisées, de la pénétration de la plaque bactérienne dans les microchenaux de l'émail
- Figure 15: Schéma de Keyes, revu par Newbrun
- Figure 16: Baisse du pH de la plaque à quatre niveaux interproximaux différents après rinçage avec une solution de glucose à 10 %
- Figure 17: Pourcentage de faces proximales cariées ou obturées en fonction de l'âge
- Figure 18: Coupes mésio-distales de deux prémolaires maxillaires droites adjacentes
- Figure 19: Sonde n° 17
- Figure 20: Image de première molaire mandibulaire droite
- Figure 21: Espace interdentaire avec élastique séparateur puis sans élastique séparateur
- Figure 22: Colorants dentinaires
- Figure 23: Radiographie d'une carie distale de première molaire mandibulaire
- Figure 24: Radiographie d'une molaire mandibulaire et sa coupe histologique
- Figure 25: Cliché rétrocoronaire avant et après modification du contraste
- Figure 26: Radiographie d'une première molaire mandibulaire et son inverse vidéo
- Figure 27: Recherche de radioclarité par le logiciel Logicon
- Figure 28: Variation de densité de la dent
- Figure 29: Probabilité de la présence d'une lésion
- Figure 30: Image en noir et blanc, et son histogramme
- Figure 31: Radiographie numérique
- Figure 32: Valeur moyenne des niveaux de gris en fonction de la distance
- Figure 33: Représentation graphique de l'impédance
- Figure 34: Diagramme de Nyquist
- Figure 35: Coupe mésiodistale d'une carie de l'émail (M.EB.)
- Figure 36: Relation impédance / déminéralisation dentaire
- Figure 37: Cariescan pro<sup>®</sup>
- Figure 38: Crochet à lèvre
- Figure 39: Mesure de la surface occlusale
- Figure 40: Sonde du cariescan pro<sup>®</sup>
- Figure 41: Spectre électromagnétique
- Figure 42: Interaction lumière – tissu dentaire
- Figure 43: Dispositif QLF
- Figure 44: Description de l'interpolation



Figure 45: Programme d'analyse : QLF 1.97e Inspector Research System

Figure 46: Cavité orale avant (a) et après (b) analyse de la fluorescence rouge

Figure 47: Inspektor Pro<sup>®</sup>

Figure 48: Carie proximale analysée par le Soprolife<sup>®</sup>

Figure 49: Spectre de fluorescence d'une dent cariée et d'une dent saine

Figure 50: Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190

Figure 51: Balayage du faisceau laser à 100° par le biais du prisme

Figure 52: Analyse visuelle, radiographique et histologique d'une carie proximale

Figure 53: Coupe transversale de prémolaire

Figure 54: Effet de la lumière dans un matériau

Figure 55: Carie distale de canine (23), à l'examen visuel (a), et vue par transillumination (b)

Figure 56: Microlux transilluminator<sup>®</sup>

Figure 57: Surface de contact analysée par transillumination, sans colorants (a), avec colorants (b)

Figure 58: Système DIFOTI

Figure 59: Pièce à main du système DIFOTI

Figure 60: Analyse d'une face proximale de prémolaire par DIFOTI

Figure 61: Comparaison entre DIFOTI et radiographie dans le diagnostic des lésions précoces

Figure 62: Première molaire maxillaire vue par transillumination (a), et par radiographie (b)

Figure 63: Difficulté d'affichage des lésions proximales par le DIFOTI

Figure 64: Coefficient d'atténuation de l'émail (bleu) et de l'eau (rouge), en fonction de la longueur d'onde

Figure 65: Dispositif de transillumination proche infrarouge

Figure 66: Lésion carieuse proximale vue par examen visuel (a), par transillumination en lumière visible (b) et en lumière proche infrarouge (c), et par radiographie bitewing (d)

Figure 67: Microphotographie de déminéralisation de surface au cours du temps

Figure 68: Face vestibulaire de la dent (A) et sa réflectance infrarouge (B)

Figure 69: Différence de contraste de la dent en fonction de l'examen

Figure 70: Midwest Caries I.D.<sup>®</sup>

Figure 71: Pointe du dispositif Midwest Caries I.D

Figure 72: Interaction de la lumière avec la dent

Figure 73: Amplitude des signaux LUM et PTR en fonction de la déminéralisation

Figure 74: Système PTR-LUM

Figure 75: Dent avant traitement (gauche) et après traitement (droite)

Figure 76: Paire de dents avec une lésion interproximale artificielle

Figure 77: Sensibilité des différentes méthodes de diagnostic des caries

Figure 78: Schéma du prototype Canary System<sup>®</sup>

Figure 79: Interface du Canary System<sup>®</sup>

Figure 80: Vitesse et impédance acoustique en fonction du volume minéral

Figure 81: Dispersion de l'onde de surface

Figure 82: Echogramme durant la déminéralisation

Figure 83: Sonde de l'Ultrasound Caries Detector<sup>®</sup>

## **Liste des tableaux**

Tableau 1: Résultats sur les faces proximales de dents postérieures permanentes

Tableau 2: Les risques stochastiques des techniques d'imageries odontologiques

Tableau 3: Recommandation ANDEM, 1996

Tableau 4: Pourcentage de correspondance et Kappa des différents dispositifs

Tableau 5: Sensibilité et spécificité des différents systèmes de radiographies

Tableau 6: Distribution des dentistes et des patients par région

Tableau 7: Résultats de l'étude clinique du Logicon

Tableau 8: Répartition des dents en fonction de leurs atteintes

Tableau 9: Résultats de l'étude de Pitts *et al.* (2007)

Tableau 10: Données enregistrées par le cariescan pro<sup>®</sup>

Tableau 11: Sensibilité et spécificité des dispositifs dans la détection des caries proximales

Tableau 12: Sensibilité et spécificité de la radiographie et du DIFOTI dans le diagnostic des caries

## Introduction

## **Introduction**

Selon les études conduites par l'Organisation Mondiale de la Santé, la carie est classée comme le troisième fléau mondial. Elle est ainsi une des maladies chroniques les plus fréquentes chez l'être humain. Or, un mauvais état dentaire peut avoir d'importantes répercussions sur l'état de santé général ainsi que sur la qualité de vie. En effet, la douleur, les abcès dentaires, les difficultés de mastication, les dents absentes ont des effets non négligeables sur la vie quotidienne et le bien-être des individus.

La prévention est la meilleure façon de traiter la maladie carieuse. Une surveillance active, constituée de visites régulières chez le dentiste, doit être systématisée. Le chirurgien dentiste aura pour objectif de dépister au plus tôt toutes lésions carieuses. Ce dépistage précoce est la condition indispensable pour pouvoir répondre aux principes de micro-dentisterie.

Aujourd'hui, la dentisterie à minima doit devenir un concept opératoire de pratique courante avec, comme précepte fondamental, la préservation des tissus en privilégiant l'attitude prophylactique sur toute forme de thérapeutique.

Toutefois, les lésions carieuses, à leur stade initial, peuvent être difficiles à diagnostiquer. Le diagnostic peut être plus ou moins compliqué selon la situation de la lésion. En effet, l'anatomie coronaire et l'engrainement des dents les unes par rapport aux autres sont les premières difficultés que le praticien rencontre lors de son examen. Les éléments périphériques tels que la langue, les joues et les papilles gingivales sont autant d'obstacles entravant l'analyse optimale des surfaces dentaires. En outre, la visibilité intra buccale n'est pas aisée et les conditions d'éclairages influencent grandement la détection des lésions carieuses. Ainsi, de part leur positionnement mais aussi par les éléments périphériques les entourant, les lésions proximales se révèlent être particulièrement délicates à détecter.

Pour faciliter la détection des caries proximales, le praticien dispose d'un arsenal de moyens et de dispositifs. L'ensemble de cet arsenal repose sur des techniques dites « conventionnelles », mais aussi sur les nouvelles technologies.

Un bon nombre des techniques conventionnelles ont été mises en place entre le XIX<sup>ème</sup> et le XX<sup>ème</sup> siècle. Ces techniques sont aujourd'hui toujours utilisées et permettent d'obtenir de relativement bons résultats. Toutefois, elles laissent place à l'arrivée de nouvelles technologies. En effet, au fil des années, les technologies n'ont cessé d'évoluer dans le

domaine médical. L'émergence de celles-ci est principalement fondée sur l'avancée des sciences et la compréhension des interactions biochimiques et biologiques. La chirurgie dentaire n'a pas été en reste et de nouveaux dispositifs sont disponibles au cabinet dentaire. Ils ont pour principal objectif la détection toujours plus précoce des lésions carieuses, dont les caries proximales.

Toutefois, le concept de micro-dentisterie rehausse les exigences attendues par le praticien détenteur de ces dispositifs. Ainsi, aujourd'hui, les outils de diagnostic doivent permettre de reconnaître la lésion carieuse, de renseigner sur sa progression et d'informer le praticien sur les risques d'apparition de nouvelles lésions.

A travers cette thèse, nous étudierons les différents moyens de diagnostic des caries proximales mis à notre disposition.

Dans une première partie, nous présenterons tout d'abord l'anatomie dentaire et, principalement, les faces proximales de la dent. Puis, nous développerons tous les aspects de la carie proximale. L'évolution de la lésion carieuse sera présentée ainsi que son aspect macroscopique et microscopique. La compréhension de la carie proximale nous permettra de développer, en seconde partie, leur différent moyen de diagnostic.

Dans cette seconde partie, le principe de chaque moyen sera expliqué et analysée. Puis, nous présenterons les avantages et les inconvénients de ces différentes aides au diagnostic. L'efficacité des dispositifs sera, principalement, présentée à travers des mesures statistiques. Ainsi, il sera souvent question de sensibilité et de spécificité.

La sensibilité se définit comme le nombre de caries effectivement bien détectées par le dispositif. Autrement dit, la sensibilité nous permettra d'évaluer à quel point le dispositif est performant pour la détection des caries proximales. Plus la sensibilité s'approchera de 1 et plus le système pourra être considéré comme efficace.

La spécificité se définit, quant à elle, comme le nombre de faces proximales saines reconnues comme telles par le dispositif. Plus la spécificité s'approchera de 1 et plus le système sera considéré comme performant.

L'étude statistique nous permettra ainsi de savoir si le dispositif est, d'une part, performant et, d'autre part, fiable.

1<sup>ère</sup> partie :  
La carie proximale

# **1. La carie proximale**

## **1.1. Définitions**

### **1.1.1. Anatomie dentaire**

La dent est un organe épithéliomésenchymateux assurant, par son aspect morpho-fonctionnel, la fonction masticatrice. Elle joue aussi un rôle social avec des fonctions telles que l'élocution et le sourire. Ces fonctions sont primordiales à la vie relationnelle. Les composants majeurs de la dent sont le ciment, l'émail, la dentine et la pulpe.

L'émail est une structure minéralisée d'origine épithéliale qui forme un recouvrement protecteur au niveau de la couronne des dents. La formation de l'émail (amélogénèse) résulte d'une séquence complexe d'événements cellulaires et extracellulaires. Elle se produit en deux étapes intimement reliées : la production d'une matrice organique qui se minéralise immédiatement et le retrait de cette même matrice suivi d'une déposition minérale accrue. La cellule responsable de la formation de l'émail étant détruite lors de l'éruption de la dent dans la cavité buccale, l'émail ne peut pas se régénérer en cas d'altération. Tout au plus peut-il bénéficier de précipitation de phosphate et de calcium d'origine salivaire ou exogène. Afin de compenser cette limitation inhérente, l'émail est doté d'une organisation complexe et d'un taux de minéralisation très élevé qui en fait la structure la plus dure du corps. En effet, dans sa forme mature, il contient plus de 95% de minéral et, à la différence des autres calcifiés, peu d'eau et seulement des traces de matrice organique (Piette, 2001).

La dentine fait suite à l'émail, sa formation porte le nom de dentinogénèse. La dentinogénèse résulte essentiellement de la synthèse et de la sécrétion par les odontoblastes de protéines dont une bonne partie est phosphorylée. Un petit nombre de molécules sont d'origine sérique et passe la barrière de perméabilité des jonctions intercellulaires. La compartimentalisation rend parfaitement lisible les étapes de ces processus conduisant à la formation d'une matrice extracellulaire et à sa minéralisation. Il s'agit là d'un modèle d'interactions épithéliomésenchymateuses entre composants matriciels et éléments minéraux (Piette, 2001).

Le complexe dentinopulpaire est présent au centre de la dent, recouvert par l'émail au niveau de la couronne et par le cément au niveau de la racine. Il comprend : la dentine, tissu minéralisé formé à partir d'une matrice extracellulaire particulière déposée par les odontoblastes présents à la périphérie pulpaire mais aussi la pulpe, qui est un tissu conjonctif lâche possédant une composition et une structure semblables à celles des autres tissus conjonctifs de l'organisme. Les connaissances obtenues sur la régulation de la formation de la dentine cicatricielle sont un élément-clé pour l'utilisation future de molécules biologiques dans les thérapeutiques favorisant le maintien de l'intégrité pulpaire (Piette, 2001).

La dent est une structure tridimensionnelle composée de 5 faces distinctes :

- la face occlusale (Figure 1,a)
- la face distale (Figure 1,b)
- la face mésiale (Figure 1,c)
- la face palatine / linguale (Figure 1,d)
- la face vestibulaire (Figure 1,e)

La figure 1 présente les différentes faces d'une dent antérieure (canine) et de deux dents postérieures (prémolaire et molaire). Les faces distales et mésiales sont aussi appelées les faces proximales de la dent.



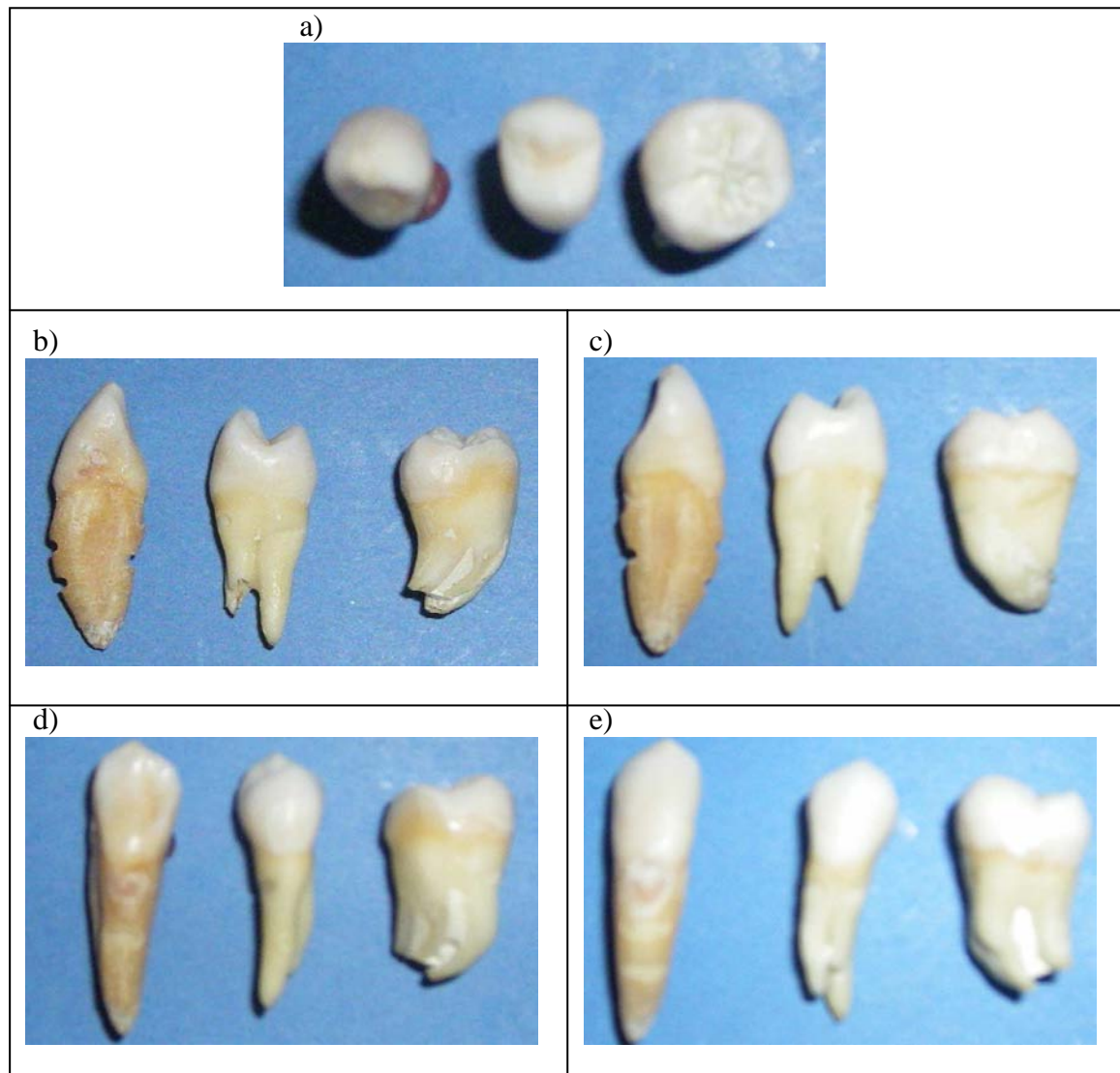


Figure 1: Faces d'une canine, d'une prémolaire et d'une molaire

Les faces proximales des couronnes sont toujours moins convexes que les faces vestibulaires ou linguales et même, dans bien des cas, sont concaves. Cette anatomie, limitée par le collet et par le point de contact interdentaire, crée un espace interdentaire gingival qui répond à l'embrasure gingivale. Cette zone est limitée par les lignes de transition. Celles-ci correspondent à des lignes virtuelles, difficiles à définir et qui se trouvent à la jonction des faces convexes et concaves (Figure 2). Cet espace ainsi défini enferme la papille gingivale dans ses limites. Ces lignes de transition possèdent en général le même contour que celui de la face proximale. Si ces lignes présentent un sur-contour, elle entraîne également un sur-contour de la face proximale et donc une éviction par compression de la papille gingivale interdentaire. Si le contour, à l'inverse, est déficient, la papille gingivale risque de ne plus remplir l'espace interdentaire et de ne plus tenir son rôle, car ce tissu, par son élasticité, évite

la stase alimentaire et le dépôt de plaque sur les parois proximales des dents adjacentes (Lautrou, 2006).

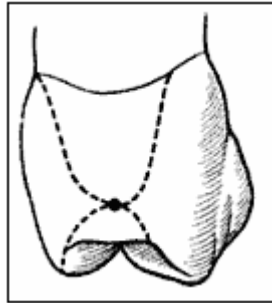


Figure 2: Lignes de transition entre les faces de la dent

Les points de contact entre deux dents voisines ou, plus fréquemment, les surfaces de contact remplissent deux fonctions importantes. Premièrement, ils empêchent la nourriture de venir se tasser entre les dents. Secondairement, ils aident à la stabilisation des arcades dentaires dans le sens mésio-distal en transmettant et en canalisant les forces proximales. Si un point ou une surface de contact est détruit, cela entraîne un bourrage alimentaire qui provoque une inflammation, puis une destruction osseuse (Lautrou, 2006).

Au niveau anatomique, chaque couronne dentaire possède deux crêtes marginales. Elles représentent les limites mésiales et distales des faces occlusales et limitent latéralement les fossettes principales mésiale et distale. De plus, elles empêchent les sillons dans le sens mésio-distal de déborder sur les faces proximales. En occlusion de classe I d'Angle, deux crêtes marginales contigües constituent souvent l'aire d'appui de la cuspide antagoniste (Abjean, 2002). Les crêtes marginales sont bien souvent fragilisées lors d'une atteinte carieuse de la face proximale. Or, la perte d'une crête marginale entraîne une réduction de 50% de la résistance de la dent (Reeh *et al.*, 1989). Le risque de fracture coronaire est, par conséquent, accru.

Ainsi, la face proximale a un rôle primordial dans l'équilibre de l'arcade dentaire mais aussi dans la solidité de la structure dentaire. Toutefois, les relations entre le parodonte et les dents adjacentes rendent particulièrement difficile la visualisation des faces proximales. Le nettoyage de celles-ci est bien souvent insuffisant. En effet, même le nettoyage le plus minutieux avec une brosse à dents ne peut éliminer la plaque dentaire présente dans les espaces interproximaux. Le fil dentaire se révèle être un outil précieux pour éliminer la plaque

bactérienne inaccessible au brossage et prévenir à la fois les caries et les problèmes de déchaussement ou poches parodontales qui apparaissent dans l'espace interdentaire pour les mêmes raisons. Le fil dentaire peut être remplacé par les brossettes interdentaires quand les espaces entre les dents sont larges.

La difficulté d'analyse de la face proximale par le praticien, ainsi que la déficience du nettoyage par le patient rend celle-ci plus susceptible aux lésions carieuses.

### **1.1.2. La lésion carieuse**

La carie dentaire est la pathologie la plus répandue dans le monde. Jusqu'à une période très récente, presque tous les individus avaient fait l'expérience de cette pathologie au moins une fois dans leur vie (Badet *et al.*, 2003). La carie dentaire est une maladie infectieuse postéruptive des tissus durs de la dent. Elle est caractérisée par des périodes de déminéralisation alternant avec des périodes de reminéralisation. Elle est localisée, allant de l'extérieur vers l'intérieur de la dent. Elle affecte les tissus durs de la dent à des degrés variables, allant d'une simple perte de minéraux, non détectable à l'œil nu, à une destruction complète de la dent. Le processus carieux est généralement réversible aux stades initiaux et dans des conditions favorables, tandis qu'il est irréversible aux stades avancés (Charland *et al.*, 2001). La lésion carieuse peut affecter l'émail, la dentine et le ciment. Les destructions localisées des tissus durs dentaires, les lésions, sont ainsi les symptômes de la maladie. Ces symptômes vont de la perte initiale de minéral au niveau ultrastructural à la destruction totale de la dent (Fejerskoy et Kidd, 2003).

Afin de différencier tous les sites carieux possibles, plusieurs classifications ont été mises au point au fil du temps. Au tout début du XX<sup>ème</sup> siècle, Black a publié une classification des lésions carieuses en relation avec la situation de la carie sur la dent :

- classe I : carie au niveau des défauts de structure dans les puits et sillons ;
- classe II : carie proximale des prémolaires et des molaires ;
- classe III : carie proximale des incisives et canines sans atteinte des bords incisifs ;
- classe IV : carie proximale des incisives et canines avec atteinte des bords incisifs ;
- classe V : carie des collets dentaires ;
- classe VI : carie des bords incisifs et pointes cuspidiennes.

Cette classification strictement topographique a été logiquement utilisée par extension pour désigner le lieu où la préparation cavitaire devait être débutée puis réalisée en fonction de la classe de carie considérée. À tel point que dans l'esprit des praticiens, cette classification initialement lésionnelle devint un système codifiant les cavités d'obturation en relation avec les matériaux disponibles à l'époque, l'or et l'amalgame. Dans la classification de Black, le degré d'altération tissulaire, c'est à dire la taille ou le stade atteint par la lésion, n'est pas pris en compte car à l'époque on ignorait la relation étroite existant entre les bactéries cariogènes et le processus de déminéralisation ainsi que les possibilités de reminéralisation des structures dentaires. L'élimination chirurgicale des tissus lésés était considérée comme nécessaire et suffisante pour traiter la maladie. Le système de Black, simple à mémoriser et extrêmement logique car fondé sur l'approche chirurgicale du traitement, fut universellement adopté par les dentistes (Lasfargues *et al.*, 2006).

D'autre part, le système de Black suppose l'utilisation de l'amalgame, un matériau d'obturation coronaire non adhésif, régi par des principes de réalisation de cavités stéréotypées, imposant une forme de contour préconçue, centrée sur la résistance de l'obturation plutôt que sur celle de la dent et conduisant de ce fait à des sacrifices tissulaires inutiles. Un de ces principes en particulier, l'extension préventive postulait que les limites extrêmes des cavités devaient être placées de telle sorte que les bords de l'obturation soient soumis à l'autonettoyage lors de la mastication de façon à prévenir les lésions récurrentes. On sait aujourd'hui que l'allongement excessif du périmètre cavosuperficiel ne diminue pas la probabilité de carie secondaire ; au contraire la longévité de la restauration augmente lorsque les cavités sont de faible volume. Les principes d'extension préventive et de préparation standardisée ne sont plus que de vieux adages légués par les pionniers de la dentisterie. L'approche contemporaine plus conservatrice est basée sur la préservation tissulaire : elle consiste à n'éliminer que la quantité nécessaire et suffisante de tissus déminéralisés, et à privilégier le recours aux matériaux de restauration adhésifs. L'objectif de la restauration exclusivement mécanique se double aujourd'hui d'un objectif biologique : un scellement étanche de la cavité de façon à protéger le complexe dentinopulpaire. Cependant si les principes de Black sont aujourd'hui abandonnés, sa classification semble devoir défier le temps et reste une référence commode, alors qu'elle n'est plus conforme ni aux données cariologiques scientifiquement établies ni aux concepts d'intervention minimale et de restauration adhésive qui prévalent aujourd'hui (Lasfargues *et al.*, 2006).

Depuis l'apparition des systèmes adhésifs destinés aux composites, deux modèles de restauration des lésions carieuses coexistent de façon paradoxale. Le plus ancien, lié à l'utilisation d'un matériau non adhésif, l'amalgame, régit par les principes de préparation stéréotypés de Black, ne perdure que pour la restauration des dents postérieures. Le second modèle, plus récent, s'est constitué avec l'utilisation des matériaux adhésifs à visée esthétique (ciments-verres ionomères et résines composites associés aux systèmes adhésifs améiodentaires), donc destinés en première intention à la restauration des lésions des dents antérieures et à celle des lésions vestibulaires cervicales. Il est aujourd'hui étendu de facto aux dents postérieures. Aujourd'hui, ce modèle s'est imposé dans la clinique et a largement fait ses preuves ; il apparaît donc justifié de l'étendre à toute la dentisterie conservatrice, dans la mesure où celle-ci repose désormais essentiellement sur l'adhésion. C'est dans ce contexte et en tenant compte de l'ensemble des réflexions énoncées ci-dessus que certains auteurs ont proposé de remplacer la classification de Black par une classification générale axée sur la pratique d'une dentisterie moins invasive (minimally invasive dentistry) et les procédures de restauration adhésive. Les premiers à s'engager dans cette voie furent Mount et Hume qui ont proposé une classification par site et par taille des cavités.

Trois sites de lésion coronaire et/ou radiculaire correspondent aux zones préférentielles d'accumulation de la plaque bactérienne dentaire.

- Le site 1 ou occlusal : lésions carieuses initiées au niveau des puits et sillons, fosses, cingulum et des autres défauts coronaires des faces occlusales. Il remplace la classe I de Black.
- Le site 2 ou proximal : lésions carieuses initiées au niveau des aires de contact proximales entre dents adjacentes. Il remplace les classes II, III et IV de Black.
- Le site 3 ou cervical : lésions carieuses initiées au niveau des aires cervicales, sur tout le périmètre coronaire et/ou radiculaire. Il remplace la classe V de Black.

Quatre stades de lésion sont déterminés par leur extension quel que soit le site d'origine de la lésion.

- Le stade 1 : lésion active débutante, avec des altérations de surface, ayant franchi la jonction amérodentinaire mais ne dépassant pas le tiers dentinaire externe, au point d'être juste au-delà d'une possibilité de reminéralisation, et nécessitant une intervention restauratrice a minima en complément du traitement préventif.
- Le stade 2 : lésion active d'étendue modérée, cavitaire ayant progressé dans le tiers dentinaire médian sans toutefois fragiliser les structures cuspidiennes, et nécessitant une intervention restauratrice a minima de comblement de la perte de substance.
- Le stade 3 : lésion cavitaire étendue ayant progressé dans le tiers dentinaire interne au point de fragiliser les structures cuspidiennes, et nécessitant une intervention restauratrice de comblement et de renforcement des structures résiduelles.
- Le stade 4 : lésion cavitaire extensive et parapulpaire ayant progressé au point de détruire une partie des structures cuspidiennes, et nécessitant une intervention restauratrice de recouvrement coronaire partiel ou total.

Toutefois, le principal défaut de cette classification était d'exclure les lésions pour lesquelles le traitement non invasif pouvait être entrepris, et donc de rester dans la logique de Black selon laquelle toute lésion nécessiterait une restauration. En effet, le stade 1 de chaque site est défini comme « une lésion qui a progressé au point d'être juste au-delà de la possibilité de reminéralisation, si bien que l'intervention chirurgicale est indiquée ». C'est la raison pour laquelle les auteurs ont par la suite fait évoluer leur système (Mount et Hume, 2002) en incluant un stade initial (stade 0) correspondant à une lésion diagnostiquée nécessitant un traitement par reminéralisation. L'arrêt et la reminéralisation des lésions doivent aujourd'hui être considérés comme le traitement prioritaire de première intention des lésions carieuses quelles qu'elles soient.

Ainsi, dans la classification SISTA de Mount et Hume, la carie proximale peut être décrite comme telle :

- SISTA 2.0 : absence de cavitation cliniquement décelable mais présence d'une altération de translucidité de l'émail. Présence de taches de déminéralisation interproximale, si l'anatomie de l'embrasure autorise leur visibilité.

- SISTA 2.1 : opacité ou coloration de l'émail proximal, associée à des microcavitations.
- SISTA 2.2 (Figure 3) : cavitation décelable de l'émail proximal au niveau de la surface de contact, et/ou coloration grisâtre accompagnée ou non de fissure de la crête marginale.



Figure 3: SISTA 2.2 sur les incisives centrales et l'incisive latérale

- SISTA 2.3 (Figure 4) : cavitation franche de l'émail proximal si la crête est effondrée, ou présence d'un cerne grisâtre dû à l'extension de la dentine ramollie sous la crête marginale, avant l'effondrement de celle-ci.



Figure 4: SISTA 2.3 sur molaire temporaire

- SISTA 2.4 (Figure 5) : cavitation franche avec effondrement de la crête marginale et destruction associée des cuspides.



Figure 5: SISTA 2.4 sur les incisives temporaires

Pour chaque stade, un traitement spécifique est mis en place pour restaurer et préserver la structure dentaire. Néanmoins, l'un des objectifs de la dentisterie moderne est l'économie tissulaire. Pour atteindre cet objectif, il est nécessaire de diagnostiquer les caries le plus précocement possible. Il ne faut toutefois pas oublier que la carie est une maladie évolutive et est particulièrement difficile à diagnostiquer au niveau proximal.

## **1.2. Evolution de la carie**

La carie est une lésion évolutive. On classifie les atteintes carieuses de la dent selon l'aspect clinique de la cavité et selon le degré d'atteinte des différents tissus touchés. Les cinq classes de carie sont :

- carie initiale
- carie superficielle
- carie profonde
- carie pénétrante
- carie perforante

La carie initiale (Figure 6) ne présente pas de cavitation. C'est une déminéralisation partielle des cristaux sains de l'émail par les acides. À ce stade, les cristaux ne sont pas totalement dissous et la surface de l'émail reste intacte. L'aspect clinique est une tache crayeuse ou blanchâtre. Cette carie est la seule carie réversible, à condition d'améliorer l'hygiène et si possible, d'effectuer une fluoruration.





Figure 6: Carie initiale

La carie superficielle (Figure 7) est une carie qui n'atteint que l'émail et/ou le cément. La rupture superficielle de l'émail permet l'extension de la plaque dentaire dans la lésion, alors l'élimination mécanique de la plaque dentaire devient impossible. Les acides, provenant de la dégradation des hydrates de carbone par les bactéries de la plaque dentaire, peuvent facilement atteindre la limite jonction émail-dentine. Le processus de reminéralisation est ainsi impossible et la lésion progresse rapidement. Cliniquement on détecte une petite cavitation où la sonde accroche. La lésion présente une petite coloration par pigmentation et elle est asymptomatique (aucune douleur pour le patient).

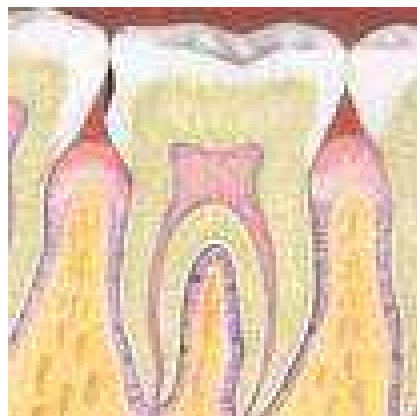


Figure 7: Carie superficielle

La carie profonde (Figure 8) est une lésion qui atteint l'émail et la dentine. La cavité qui est présente au niveau de l'émail est plus petite que la cavité interne. En effet, une fois que la carie a atteint la jonction émail-dentine, elle progresse plus rapidement dans la dentine car

celle-ci est peu minéralisée. Lorsque la dentine est touchée, l'organe dentaire manifeste, pour la première fois, sa capacité de défense. Les odontoblastes, stimulés par l'agression carieuse, élaborent une dentine particulière et atypique nommée la dentine tertiaire ou réactionnelle. Cette dentine se développe aux dépens de la cavité pulpaire qui se trouvera rétrécie. Cependant, à ce stade, la pulpe ne présente aucune altération et si la carie est soignée la dent reste vivante. Le patient présente des douleurs lorsqu'il y a attouchement du foyer de la carie, lors de variations de températures (application de froid) ou lorsque la lésion est en contact avec des substances sucrées ou acides (phénomène d'osmose). Il n'y a pas de sensibilité à la percussion ou à la pression sur la dent, ni de douleurs spontanées.



Figure 8: Carie profonde

La carie pénétrante (Figure 9) est une carie qui a détruit l'émail et la dentine. La dentine réactionnelle est touchée à son tour, et la carie avance rapidement en direction de la pulpe. À ce stade, la pulpe est vivante, mais présente des troubles importants (douleurs aiguës). La présence d'une inflammation pulpaire indique que la pulpe est malade. Les douleurs sont spontanées principalement en phase aiguë, on parle alors de pulpite aiguë. L'évolution vers une phase chronique n'est pas rare.



Figure 9: Carie pénétrante

La carie perforante (Figure 10) est une carie où tous les tissus dentaires sont détruits (l'émail, la dentine, la dentine tertiaire, la dentine de la chambre pulpaire et parfois aussi la dentine radiculaire). La pulpe est nécrosée et les microorganismes de la carie ont envahi les tissus. Il devient difficile de reconnaître la structure pulpaire typique. Des complications périapicales (granulomes, kystes) peuvent se développer. En fonction du degré de nécrose et du stade d'infection chronique, le patient présente des douleurs qui peuvent être intolérables ou pas.



Figure 10: Carie perforante

En conclusion, le patient commence à ressentir les effets délétères de la carie au stade de carie profonde. A ce niveau, l'émail est complètement détruit et le soin restaurateur est inévitable. Afin de diagnostiquer au plus tôt les lésions carieuses, il est nécessaire d'entrevoir les aspects macroscopiques et microscopiques de la carie.

### **1.3. Aspect macroscopique et microscopique de la carie**

Au niveau macroscopique, le premier signe décelable cliniquement est le stade de la tache blanche (white spot) plus facilement visible après séchage de la surface et variation de l'incidence d'éclairage. Cette tache blanche peut secondairement se colorer en brun ou en jaune. La distinction entre tache blanche et tache brune a fait l'objet de travaux variés, les premiers ayant été effectués par Darling (1959). Selon cet auteur, la coloration serait d'origine exogène (alimentaire, bactérienne ou tabagique). Il a été démontré que la coloration observée sur les dents des sujets âgés correspond à l'acquisition d'un matériel organique entraînant une résistance de l'émail à la déminéralisation acide (Bibby, 1971). Des travaux effectués en microradiographie et en microanalyse ont montré, au sein des taches brunes, la présence de fer qui pourrait provenir des aliments ou de saignements gingivaux répétés (Driessens *et al.*, 1986). Les études en microscope électronique à balayage ne mettent en évidence aucune différence ultrastructurale entre taches brunes et taches blanches (Haikel *et al.*, 1983). En traitant les taches brunes avec une solution d'hypochlorite de sodium à 10 %, la coloration disparaît totalement et les lésions reprennent l'aspect macroscopique de taches blanches. Les lésions carieuses initiales se retrouvent dans trois sites principaux : au collet de la dent, sous forme d'un croissant bordant la gencive marginale ; sur les faces proximales, où elles sont généralement masquées, malheureusement, par les dents adjacentes ; dans les sillons occlusaux et marginaux. Ces régions correspondent en effet à des sites préférentiels d'accumulation de plaque bactérienne. Dans les premiers stades de développement, les lésions carieuses de l'émail sont indécélables à la radiographie clinique et ne peuvent être étudiées que par la microradiographie ou sur des préparations histologiques.

Au niveau microscopique, quelle que soit la localisation de la lésion carieuse initiale de l'émail, on distingue quatre zones définies par Darling (1956) et précisées par Silverstone (1977). Au niveau des surfaces lisses de l'émail, elles sont disposées en un triangle dont la pointe est dirigée vers la dentine :

- la zone translucide, zone d'avancement du front de déminéralisation ;
- la zone sombre ou opaque ;
- le corps de la lésion ;
- la couche de surface apparemment relativement intacte.

Chaque zone passe de l'une à l'autre de façon progressive et non de façon franche.

La zone translucide correspond au front de progression de la lésion carieuse, mais elle n'est observée que dans 50 % des cas. Les altérations de cette zone se traduisent par l'apparition d'espaces ou de pores aux jonctions des prismes. La perte minérale est de 1,2 % (Hallsworth *et al.*, 1973).

La zone sombre ou opaque est située entre la zone translucide et le corps de la lésion. Sa perte en substance minérale est estimée à 6 %. Sa porosité est plus fine que celle de la zone translucide. Les pores restent donc remplis d'eau, faisant apparaître la zone concernée en sombre en microscopie. Cette réduction de taille des pores dans une zone normalement plus déminéralisée a été expliquée par Silverstone et Poole (1968). Ces auteurs ont montré que cette zone, tout en augmentant de volume, se reminéralisait spontanément, d'où la réduction du diamètre des pores. La zone sombre est particulièrement développée dans le cas de caries à progression lente au sein desquelles les phénomènes de reprécipitation sont intervenus sur un laps de temps plus important.

Avec une réduction de 24 % de sa composition minérale, le corps de la lésion se caractérise par la mise en évidence accrue des stries de Retzius et des structures prismatiques. L'importante perte en matière minérale est remplacée par de l'eau et du matériel organique venant de la salive (Séguier et Le May, 2002).

Une des caractéristiques de la lésion carieuse initiale est la présence d'une couche de surface apparemment intacte surplombant le corps de la lésion (Figure 11). Son épaisseur varie de 20 à 100 µm selon le type de lésion. Elle est plus fine dans les caries actives et plus épaisse dans le cas des caries arrêtées (Kidd, 1983), puisqu'il y a alors reprécipitation d'éléments minéraux. Son volume poreux est inférieur à 5 % et elle apparaît intacte macroscopiquement et en lumière polarisée.

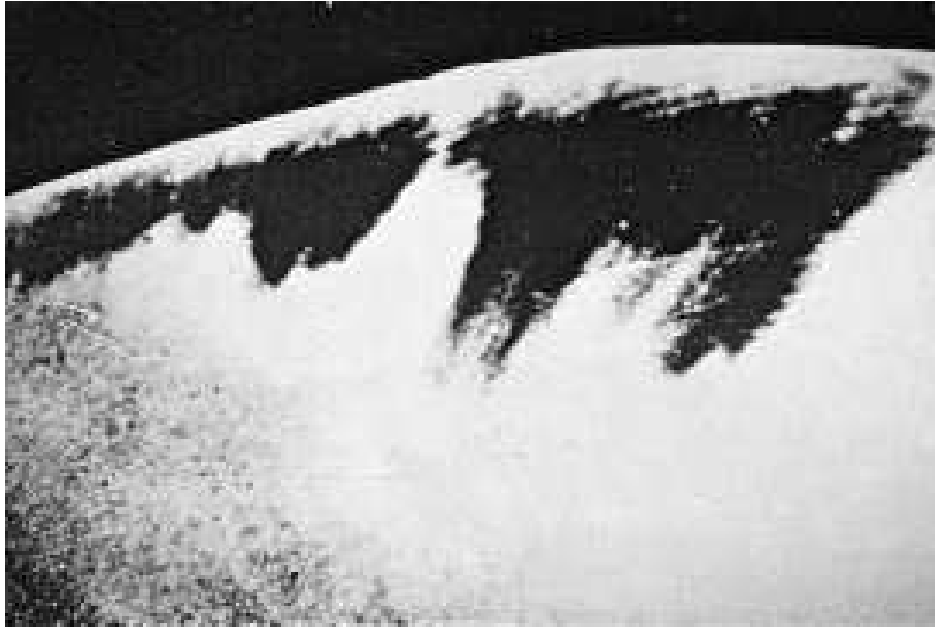


Figure 11: Carie initiale mise en évidence par microradiographie

Le mécanisme de formation de la couche de subsurface a attiré l'attention de nombreux chercheurs qui ont essayé de le reproduire in vitro. Pour réussir à recréer les quatre zones précédemment décrites, et surtout pour conserver la couche de surface, il est nécessaire d'ajouter des substances colloïdes à la solution déminéralisante acide. Par la suite, on s'est aperçu que c'est la présence d'ions calcium et phosphate en solution saturée dans le milieu déminéralisant qui préserve cette couche de surface par des phénomènes de dissolution et de reprécipitation qui sont traités dans l'étude biochimique du phénomène carieux.

Melrose *et al.* (1996) ont montré in vivo qu'après 1 semaine de contact entre l'émail et la plaque dentaire, on ne peut constater aucun changement macroscopique après séchage soigneux de la surface dentaire. Cependant, à l'échelle ultrastructurale, il existe déjà des signes de dissolution des prismes en surface se traduisant par une destruction partielle de la périphérie des cristaux entraînant un élargissement des espaces intercristallins. Après 14 jours, l'aspect macroscopique de l'émail séché change, ce qui indique une augmentation de sa porosité (Figure 12).

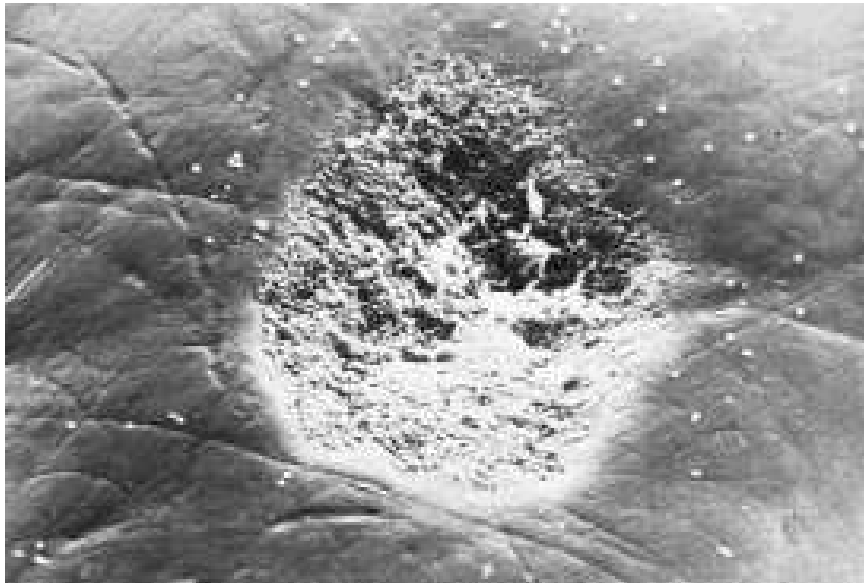


Figure 12: Lésion carieuse débutante à la surface d'un émail mature (x 2000)

La destruction de surface est aggravée par une microérosion due aux forces de mastication et, à ce stade, la porosité augmente préférentiellement dans la zone de subsurface, ce qui correspond au stade de la tache blanche. Après 3 ou 4 semaines, la zone de surface montre une disparition presque complète des vagues de périkyaties et une augmentation des irrégularités de surface. Les phénomènes de dissolution peuvent entraîner des microfractures, plus ou moins étendues en surface et aux bords aigus. La plaque bactérienne, en l'absence d'hygiène buccodentaire appropriée, continue à se développer sur ces sites de rétention préférentiels (Figure 13).

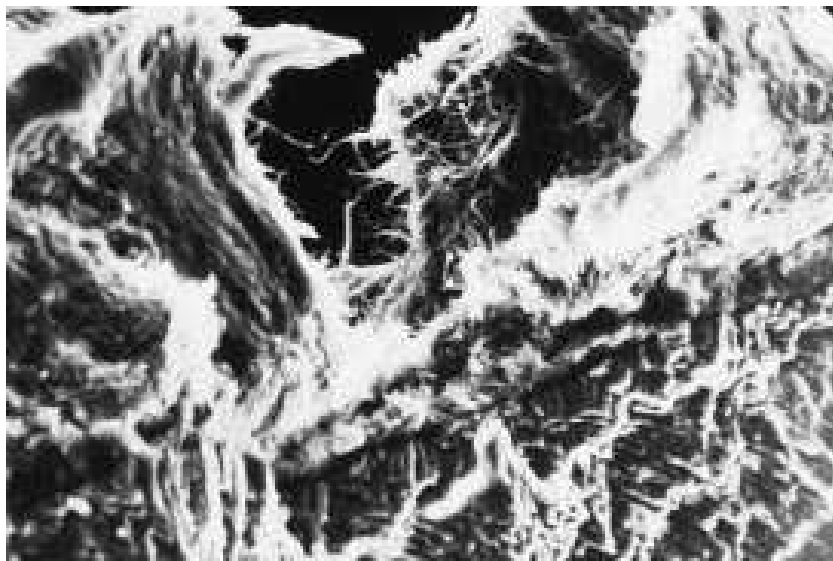
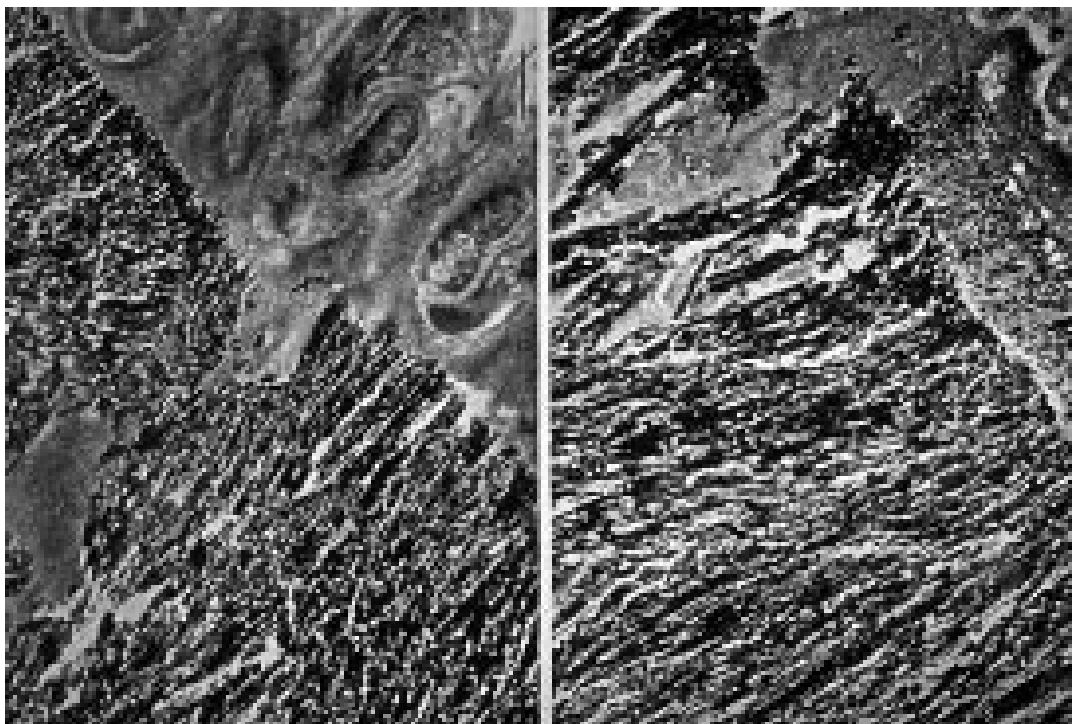


Figure 13: Vue, sur fracture perpendiculaire à la surface, des relations étroites entre la plaque dentaire et l'émail sous-jacent (x 500)

À ce stade de développement, la lésion est visible, même en l'absence de séchage, et la perte minérale sous-jacente augmente de façon significative. Cependant, la lésion carieuse initiale, c'est-à-dire avant le stade de la cavitation, peut faire l'objet d'une reminéralisation à partir notamment des sels minéraux salivaires et des apports exogènes de fluor. Elle doit donc être considérée comme étant réversible et des mesures prophylactiques doivent être instaurées afin de favoriser la guérison. Les lésions stabilisées montrent, d'un point de vue ultrastructural, un relief émoussé et abrasé, mais où peut cependant persister un degré de microporosité plus ou moins important. À l'inverse, en cas de reprise et d'aggravation des facteurs cariogènes, les lésions vont s'étendre en surface et évoluer rapidement vers le stade de la cavitation.

La microscopie électronique à transmission permet de suivre la progression de la lésion carieuse depuis les microfissures amélaire de surface (Figure 14) jusqu'à la dentine et d'étudier les altérations des prismes d'émail en sections longitudinales ou transversales. La lésion a été décrite comme progressant le long des stries de Retzius et attaquant de façon prioritaire la périphérie des cristaux selon certains auteurs, alors que pour d'autres, le cœur serait détruit le premier.



**Figure 14:** Aspect, en microscopie électronique à transmission sur coupes non déminéralisées, de la pénétration de la plaque bactérienne dans les microcanaux de l'émail



La lésion carieuse progresse à la jonction des prismes et il y a tout d'abord un élargissement des espaces intercrystallins dû à une discrète dissolution de la surface des cristaux. Puis, dans un second temps, la dissolution concerne le cœur du cristal selon son axe C, lui donnant un aspect en « barrette » (hairpin). Ces deux types de dissolution résultent des différences de solubilité entre le cœur et l'extérieur du cristal et les deux parties de la barrette ainsi formée peuvent même se séparer.

D'après Hayashi (1995), le mode de dissolution des cristaux au cours de la progression de la lésion carieuse varie en fonction du temps et de la localisation du phénomène pathologique au sein de l'émail. Dans son étude sur la lésion initiale de l'émail à partir de coupes ultrafines observées au microscope électronique à haute résolution, une dissolution de la périphérie des prismes est présente dans la couche la plus superficielle, alors qu'elle concerne le cœur des prismes dans la couche de subsurface sous-jacente. La dissolution centrale des prismes dans cette zone a pour conséquences une diffusion facilitée des acides vers la dentine et une dissolution plus rapide des cristaux d'hydroxyapatite.

Selon Arends (1973), la dissolution centrale commence par les deux extrémités du cristal, entraînant la formation en coupe d'hexagones ou de rectangles creux. Ceci est théorique et implique que le canevas du cristal soit parfait. Or, pratiquement tous ont des défauts de minéralisation et des images de dislocation, surtout au centre où la cristallisation s'est effectuée plus rapidement, leur confèrent une fragilité accrue vis-à-vis de la lésion carieuse. De plus, Silverstone (1983) a montré qu'à la périphérie de la lésion, certains cristaux sont plus denses à la suite d'un phénomène de reminéralisation secondaire. Ce processus de redéposition de minéraux entraîne aussi l'apparition de larges cristaux, irréguliers ou rhomboédriques, appelés « cristaux de la carie » et généralement situés le long des axes de pénétration de la lésion. Par ailleurs, il semble que les cristaux de la couche de surface et de la zone opaque soient plus développés que les cristaux normaux.

Alors que l'émail, produit de sécrétion très fortement minéralisé, est acellulaire, la dentine est un tissu conjonctif minéralisé mais avasculaire, à la différence de l'os. La dentine constitue donc un tissu vivant ; elle est traversée sur toute son épaisseur par des tubules renfermant des prolongements cellulaires dont le corps est situé en périphérie du mésenchyme pulpaire en regard de la prédentine. Aussi parle-t-on le plus souvent du « complexe pulpodentinaire ». Du fait de ces particularités anatomiques, toute atteinte de la dentine a très

vite une répercussion sur le mésenchyme pulpaire. Par ailleurs, le degré de minéralisation de la dentine n'est pas homogène. Il existe en effet, autour de la lumière tubulaire, un manchon de dentine péritubulaire hyperminéralisée qui se distingue du reste de la dentine intertubulaire. Lors de la déminéralisation carieuse, c'est cette dentine péritubulaire qui est détruite en premier par les acides. L'existence du réseau tubulaire rend la dentine hautement perméable à toute agression microbienne ou chimique qui se propage très rapidement dès lors que la barrière constituée par l'émail est franchie. Cette perméabilité est par ailleurs dépendante de l'âge du sujet (Tagami *et al.*, 1993). Une dentine jeune, dont les diamètres tubulaires sont plus grands, est bien plus perméable qu'une dentine âgée où la lumière tubulaire est réduite, voire obturée. Ceci explique, en partie, la plus grande rapidité de progression de la carie dentinaire chez le sujet jeune. À la différence de l'émail acellulaire, où la lésion carieuse résulte essentiellement de réactions physicochimiques, la dentine peut être le siège de phénomènes de réparation tissulaire.

Si la progression de la carie est relativement lente dans l'émail, elle est beaucoup plus rapide dans la dentine. Ceci s'explique par les différences dans la morphologie et le degré de minéralisation (l'émail contient 99 % de sels minéraux et seulement 1 % de matière organique, alors que la dentine en contient respectivement environ 80 et 20 %). De plus, à la surface amélaire, les acides produits par la plaque dentaire peuvent être partiellement neutralisés par les tampons salivaires, et ainsi l'émail se dissout plus lentement. Au contraire, dans la carie dentinaire après cavitation, le pH de la plaque est beaucoup plus bas, entraînant une modification de la flore bactérienne qui devient plus acidogène et principalement constituée de lactobacilles. Alors que la lésion carieuse de l'émail est asymptomatique pour le patient, dès que la dentine est atteinte, une sensibilité plus ou moins importante intervient du fait de la présence, dans les tubules, du fluide dentinaire, du prolongement odontoplastique et de fibres nerveuses. Cliniquement, deux types de lésions carieuses peuvent s'observer : des caries actives où la dentine est jaune pâle et ramollie, et des caries chroniques à progression lente où le tissu est brunâtre et plus dur. Dans un premier temps, les acides synthétisés dans la plaque microbienne dissolvent les sels minéraux dentinaires. La trame collagénique ainsi exposée est transformée en gélatine par les acides en présence de sels de calcium. Les protéases bactériennes peuvent alors couper cette gélatine en acides aminés et peptides de plus petit poids moléculaire qui sont à leur tour métabolisés en protéines microbiennes (Woltgens, 1986).

Une fois l'épaisseur amélaire traversée, la lésion carieuse a tendance à s'étendre latéralement le long de la jonction amélodentinaire. Il semble cependant que cette extension latérale s'observe principalement dans le cas de lésions occlusales cavitaires. L'émail sain surplombant est progressivement miné et cela aboutit à une lésion plus étendue que le simple examen clinique de l'émail détruit ne le laisse supposer. L'attaque acide progresse également en profondeur en direction de la pulpe en suivant l'axe des tubules dentinaires. La lésion prend ainsi la forme d'un cône dont la base suit la jonction amélodentinaire et le sommet est tourné vers la pulpe. L'émail, progressivement privé de son support dentinaire sousjacent, finit par se fracturer et s'effondrer sous l'effet des forces masticatrices, aboutissant à la formation d'une cavité importante.

Plusieurs zones sont schématiquement distinguées dans la lésion carieuse dentinaire :

- la zone nécrotique, ou zone décomposée, consiste en une destruction du tissu dentinaire et de son réseau tubulaire. On y trouve un mélange de plaque bactérienne et de matrice collagénique désintégrée par l'activité bactérienne protéolytique. C'est cette partie de la lésion qui est facilement enlevée manuellement à l'aide de curettes en clinique ;
- la zone infectée, ou zone d'invasion bactérienne, est située sous la précédente. Elle est caractérisée par une atteinte de la dentine péritubulaire et la présence de nombreuses bactéries dans les tubules. Ces bactéries apparaissent isolées ou, le plus souvent, sous forme d'agrégats (Symonds, 1970). Fréquemment, les lumières de plusieurs tubules adjacents sont distendues et peuvent fusionner, aboutissant à ce que les premiers observateurs ont appelé des « foyers de liquéfaction », ce terme étant impropre car ces dilatations sont remplies de bactéries et de débris et non de liquide. Si la destruction dentinaire progresse essentiellement en suivant l'axe des tubules, elle peut aussi s'étendre latéralement en suivant les lignes d'accroissement de la dentine qui sont perpendiculaires aux tubules (lignes d'Owen). Il y a ainsi formation de « fissures transversales » ;
- la zone affectée, ou zone de déminéralisation, où les sels minéraux sont partiellement dissous, mais avec préservation de la morphologie péri- et intertubulaire (Hayashi *et al.*, 1995). Il existe des bactéries dans les tubules mais celles-ci se font de plus en plus rares en direction de la pulpe. Alors que zones nécrotiques et infectées doivent être impérativement curetées cliniquement, cette troisième zone peut être partiellement

laissée en place, en particulier dans la technique du coiffage indirect à l'hydroxyde de calcium lorsque, pour des caries profondes, on souhaite préserver l'intégrité pulpaire. Le dépôt d'une couche d'hydroxyde de calcium peut en effet provoquer une reminéralisation de la dentine partiellement déminéralisée et la formation de dentine réactionnelle dans la pulpe située en regard de l'agression.

Il faut souligner que la transition entre ces différentes zones ne se fait pas de façon franche mais au contraire progressivement, la limite entre les zones n'étant pas nette, surtout dans le cas de lésion carieuse à progression rapide. Ceci explique que certains auteurs comme Newbrun (1989) distinguent un nombre supérieur de couches. Cliniquement, le curetage de la dentine cariée repose essentiellement sur les critères de ramollissement et de teinte de la dentine. Cependant, la distinction entre dentine ramollie, hautement infectée et devant être éliminée, et le reste de la dentine partiellement déminéralisée et pouvant être laissée en place n'est pas toujours aisée en clinique. L'élimination de la dentine cariée par la seule utilisation d'instruments rotatifs peut malheureusement aboutir à une perte tissulaire excessive. Aussi, depuis quelques années, de nouvelles méthodes ont-elles fait leur apparition afin de minimiser les pertes de substance dentaire : laser, air-abrasion, sonoabrasion, méthodes ultrasoniques, chimicomécaniques, enzymatiques (Yip *et al.*, 1995).

Tous les moyens de diagnostic des caries proximales reposent sur l'analyse des modifications structurales macroscopiques et microscopiques de la dent. Cependant, avant de décrire tous ces moyens de diagnostic, il est nécessaire d'étudier les mécanismes causals des lésions carieuses. En effet, les principes de prophylaxie reposent essentiellement sur la modification de tous les facteurs déclenchant.

#### **1.4. Etiopathogénie**

La carie dentaire est considérée habituellement comme une maladie infectieuse qui provoque une destruction localisée des tissus durs dentaires. Les facteurs étiologiques sont bien connus : la déminéralisation des tissus durs dentaires résulte de la production d'acides par les micro-organismes de la cavité buccale au terme de la dégradation, par ces derniers, des hydrates de carbone alimentaires (Triller *et al.*, 1991). Le premier modèle expliquant l'étiologie de la carie dentaire a été proposé par Keyes. Ce dernier a identifié trois facteurs causals interreliés: un hôte susceptible, des bactéries cariogènes et des glucides

fermentescibles (Keyes, 1960). Le facteur temps a été ajouté au diagramme original par Newbrun en 1978; en effet, l'interaction entre les trois facteurs doit avoir lieu durant une certaine période pour que la carie se développe (Newbrun, 1983) (Figure 15). Depuis, les chercheurs ont identifié plusieurs autres facteurs (génétiques, comportementaux et environnementaux) influençant le développement de la carie dentaire.

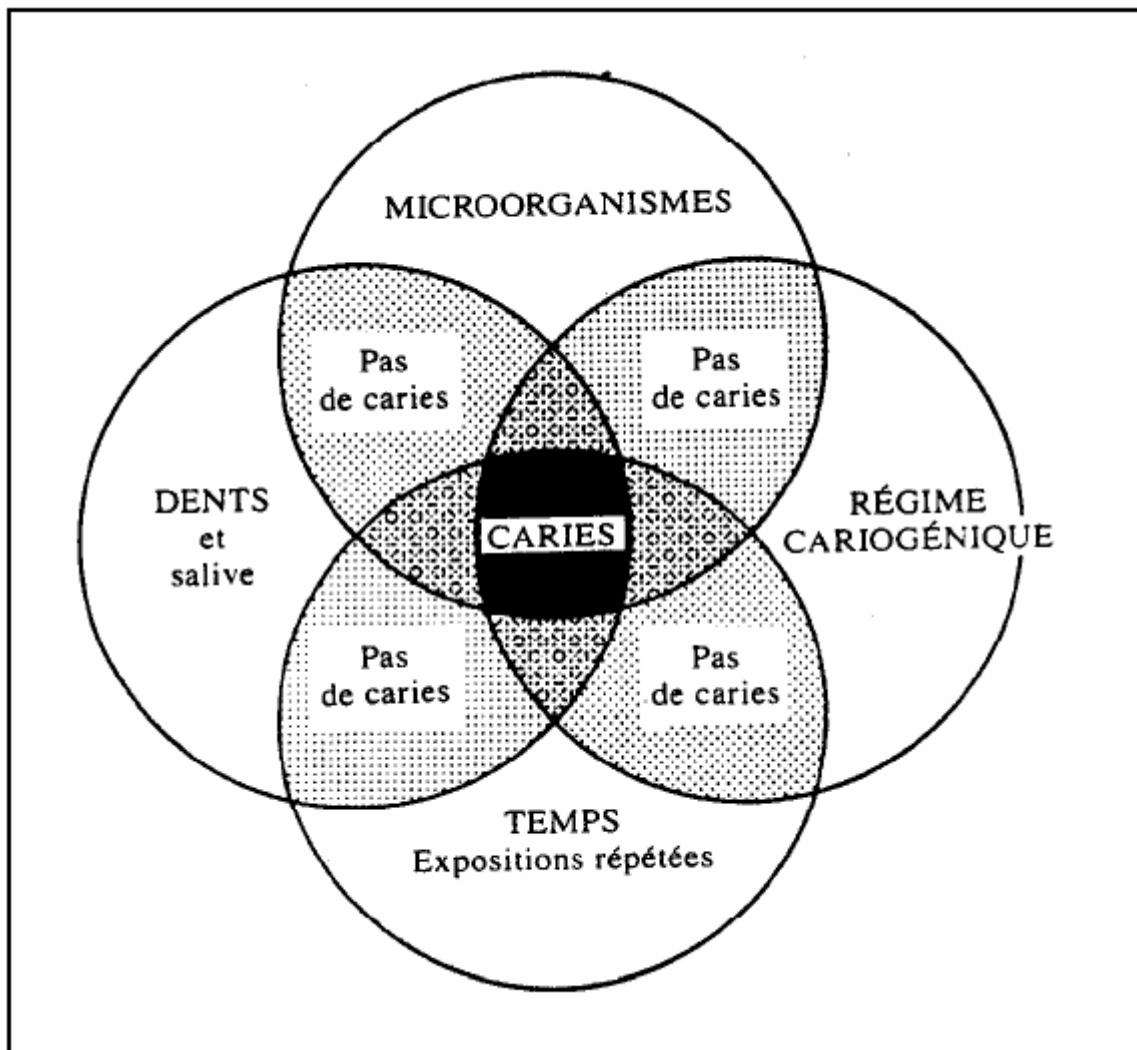
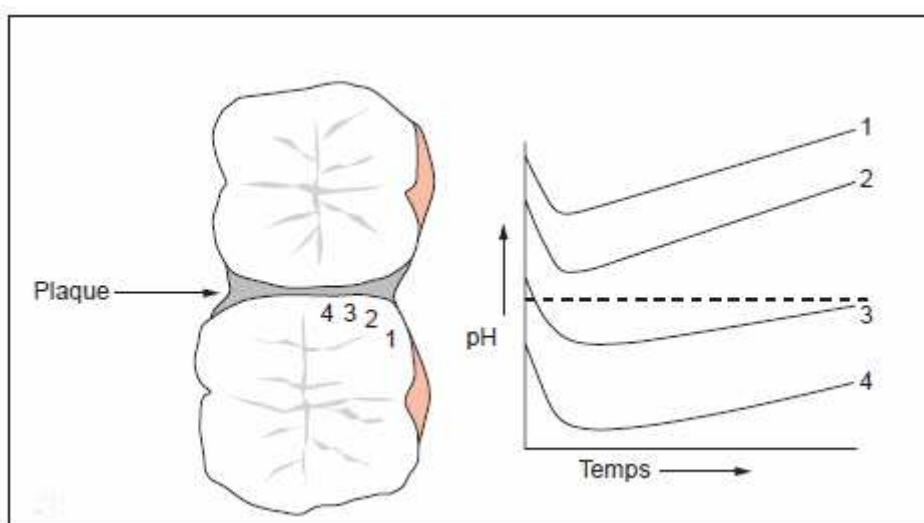


Figure 15: Schéma de Keyes, revu par Newbrun

Le premier facteur responsable des caries dentaires est la présence de bactéries. Les bactéries cariogènes de la cavité buccale colonisent la surface dentaire en formant un biofilm communément appelé plaque dentaire. La déminéralisation acide des tissus calcifiés de la dent est induite par des acides organiques qui sont produits par le métabolisme des sucres des bactéries de la plaque dentaire (Pellat *et al.*, 2002). La flore bactérienne buccale est constituée de plus de 250 taxons en associations intragénériques ou intergénériques. Organisée sous

forme d'un biofilm multigénérique, elle est associée au développement de la pathologie carieuse mais aussi parodontale. Deux types de plaque définis en fonction de leur localisation anatomique sont décrits : la plaque supragingivale impliquée dans la pathologie carieuse et la plaque sous-gingivale associée aux pathologies gingivales et parodontales. Certaines espèces telles que *Streptococcus mutans*, *S. sobrinus* et *Lactobacillus*, identifiables dans ce biofilm, sont cariogènes et constituent les espèces colonisatrices primaires des surfaces dentaires par interaction avec des molécules d'origine salivaire. Le dénominateur commun de ces bactéries cariogènes est, d'une part que celles-ci sont susceptibles de coloniser les surfaces dentaires selon des mécanismes saccharose-dépendants et indépendants, d'autre part qu'elles produisent des acides organiques, notamment de l'acide lactique, capables de dissoudre la fraction inorganique apatitique des dents à partir des glucides alimentaires. La colonisation initiale des surfaces dentaires par les bactéries cariogènes est une étape saccharose-indépendante au cours de laquelle les micro-organismes se fixent sur la pellicule exogène acquise, constituée principalement de glycoprotéines salivaires (Haïkel, 1999). La seconde étape de la formation du biofilm est saccharosépendante. Grâce à leur équipement enzymatique en glucosyltransférases (GTF), les bactéries cariogènes élaborent des polysaccharides extracellulaires incorporés dans la matrice interbactérienne de ce biofilm. Ces polysaccharides sont des polymères solubles (dextranes) et insolubles (mutanes) du glucose. Les espèces bactériennes de la flore buccale expriment des facteurs de virulence dont les effets sont observables localement et certains à distance : facteurs de colonisation (adhésines), de persistance (agressines, toxines, impédines, protéines de stress, facteurs d'inhibition, effecteurs de l'immunité) et de destruction tissulaire (agressines, acidogénicité, activités protéasiques, activités pro-inflammatoires). Les streptocoques de la cavité buccale colonisent les surfaces dentaires par l'intermédiaire des adhésines (I/II, Lrals) qui sont des constituants protéiques de la paroi bactérienne. *Streptococcus mutans* joue un rôle clé à la fois dans le son métabolisme de type homofermentaire, mais aussi à sa capacité à produire des homopolymères de glucose à liaison 1-6 (dextranes solubles) synthétisés par des GTF. La plupart des souches de *Streptococcus mutans* possèdent trois gènes codant pour des enzymes synthétisant des polymères insolubles (gtfB, gtfC) et solubles (gtfD). Les GTF participent aux capacités d'adhérence des streptocoques cariogènes par l'intermédiaire des polymères de glucose qu'elles synthétisent (Burne, 1998). Les enzymes impliquées dans le stockage intracellulaire des polysaccharides seraient aussi des éléments de cariogénicité.

Par méthode téléométrique, Imfeld, dès 1978, a montré que le rinçage avec une solution sucrée à 10 % entraînait une importante chute de pH, en dessous d'un pH de 4 au niveau de la plaque interdentaire de 3 jours. Firestone (1982), a mesuré l'évolution du pH sur différents sites interproximaux par la même technique après rinçage avec une solution sucrée à 10 % (Figure 16). L'élimination mécanique de la plaque interdentaire paraît essentielle dans la diminution de la carie. Dans les pays européens, ce contrôle de la plaque interdentaire par le fil, les brossettes ou autres moyens est pratiqué par moins de 10 % de la population (Haikel, 2001).



**Figure 16:** Baisse du pH de la plaque à quatre niveaux interproximaux différents après rinçage avec une solution de glucose à 10 %

Un autre facteur responsable du développement carieux est lié à l'alimentation de l'individu. En effet, le développement de la carie dentaire est en rapport avec certains constituants de l'alimentation. Cependant, la carie n'est pas considérée comme une maladie de nutrition. Le processus carieux est plutôt considéré comme une affection résultant des effets locaux de la surconsommation par voie buccale de certains types d'aliments. Ceux-ci sont essentiellement constitués par divers glucides assimilables qui ont des potentialités cariogènes variables. La consommation de glucides a progressivement augmenté depuis le Moyen Âge. Jusqu'au XVe siècle, les sucres étaient surtout réservés aux classes privilégiées et la consommation moyenne par personne était de l'ordre de 1 kg par an. Actuellement, dans les pays industrialisés, la consommation moyenne par personne est de l'ordre de 40 kg par an (50 kg pour l'Australie et 30 kg pour l'Espagne). Historiquement, les sucres ont connu un développement sans pareil : la production totale annuelle de sucre qui était de 8 millions de

tonnes en 1900 est passée à 83 millions en 1973. Le sucre produit à partir de la canne à sucre a connu le début de son extension en Europe, surtout après les voyages de Christophe Colomb, alors que l'exploitation du sucre de betterave s'est développée à partir du XVIII<sup>e</sup> siècle. Dans l'alimentation humaine, les glucides proviennent non seulement des sucres de betterave et de canne, mais également des fruits et des produits amylacés, des céréales, pommes de terre et légumineuses. Tous ces glucides peuvent être métabolisés plus ou moins rapidement par les bactéries cariogènes pour couvrir leur besoin en énergie (Piette, 2001). La corrélation entre consommation de glucides et carie dentaire ressort également de l'étude de certaines populations qui, pour des raisons de changements d'environnement, ont modifié rapidement des habitudes alimentaires ancestrales. Pendant des générations, l'alimentation des Inuits du Groenland se composait principalement des produits de la pêche et de la chasse et était pauvre en glucides. Ces Inuits ne présentaient pratiquement pas de caries. L'implantation de bases militaires sur leur territoire pendant la Seconde Guerre mondiale a entraîné une modification spectaculaire de leurs habitudes alimentaires avec consommation de glucides. La carie dentaire prit immédiatement des proportions importantes. Un autre exemple de corrélation entre la consommation de glucides et la carie dentaire est fourni par une maladie rare, à savoir l'intolérance héréditaire au fructose. Il s'agit d'un trouble du métabolisme du fructose, conditionné génétiquement et lié à une déficience en aldolase fructose-1, phosphate du foie. Chez les sujets atteints de cette maladie, la consommation d'aliments contenant du fructose ou du sucre de canne provoque des nausées, des vomissements et une sudation excessive pouvant aller jusqu'à des convulsions et au coma. L'ingestion de glucides étant donc très fortement réduite chez ces malades, plus de la moitié sont indemnes de caries et présentent une très faible prévalence carieuse (Piette, 2001).

L'alimentation joue un rôle essentiel dans la formation et le développement de la carie dentaire. Les observations réalisées *in vitro*, chez l'animal et chez l'homme, ont mis en évidence une relation entre la fréquence de consommation des sucres fermentescibles et la fréquence carieuse (Bowen *et al.*, 1986). Le pH est le facteur déterminant dans la balance déminéralisation/reminéralisation de l'émail. Le principe des mesures intraorales du pH est l'une des méthodes les plus simples pour déterminer la cariogénicité potentielle des aliments. Le potentiel cariogénique est lié à leur contenu en sucres. Les sucres le plus fréquemment rencontrés dans l'alimentation sont le glucose et le fructose (monosaccharides), le saccharose, le maltose et le lactose (disaccharides), l'amidon (polysaccharide). Le saccharose est considéré comme le plus cariogénique. Cependant, Bowen *et al.* (1986) ont montré que le



glucose, le fructose et le sucre inverti sont également fortement cariogéniques. Le lactose a le potentiel cariogénique le moins élevé par rapport au saccharose, au glucose et au fructose. Tous les tests de mesure du pH de la plaque interdentaire montrent dans tous les cas une chute de pH, mais plus prononcée pour le fructose, le glucose, le maltose et le saccharose. Le pH considéré comme critique est de 5,7. En ce qui concerne l'amidon, les résultats semblent dépendre de la forme sous laquelle il est consommé. L'amidon naturel, non cuit, est nettement moins cariogénique que les autres sucres. Firestone *et al.* (1982) ont montré que l'amidon associé au saccharose seul devient plus cariogénique et cette cariogénicité augmente avec la fréquence de consommation. La fréquence carieuse basse enregistrée est plus en rapport avec la fréquence réduite de consommation qu'avec le type de sucre dans l'alimentation.

La manière dont le sucre est consommé est plus importante, pour la prophylaxie de la carie, que la quantité consommée. Ce qui est nocif pour la dent c'est l'ingestion continue de sucre durant la journée. Par exemple, une cannette de boisson sucrée que l'on boit durant une heure à raison d'une gorgée toute les 30 minutes, fait chuter le pH (pH acide) de la cavité buccale en dessous de 5,5 (glycolyse), zone limite où l'émail se dissout. Le nombre de caries est très important chez les jeunes patients qui ont de mauvaises habitudes alimentaires. Il est nécessaire de rendre attentif les parents sur le rôle de l'alimentation dans la prévention de la carie. Les boissons sucrées et autres aliments cariogènes mangés fréquemment entre les repas augmentent l'incidence de la carie dans une population. Il est important d'informer les patients sur la fréquence d'ingestion des sucres.

La salive joue également un rôle très important dans l'alimentation. En effet, la salive dilue les aliments pour donner naissance aux sensations gustatives. Elle lubrifie pour permettre la mastication, la déglutition et la formation du bol alimentaire. Elle initie la digestion des glucides grâce à l'amylase salivaire. La salive effectue un auto-nettoyage de la cavité buccale lors de la mastication. En plus, le pouvoir tampon de la salive, qui fonctionne dès que le pH descend en dessous de 6, absorbe l'acidité et rétablit un pH au-dessus de 6 en trente minutes environ. Ce mécanisme est efficace seulement si la consommation d'aliments sucrés est ponctuelle. Lorsque la consommation de sucre est trop fréquente le pouvoir tampon n'a pas le temps d'effectuer ce travail et le pH de la cavité buccale demeure acide et entraîne la déminéralisation de l'émail ce qui correspond à la première étape dans la formation de la carie.

L'élimination de la plaque et des débris alimentaires constitue une mesure indispensable à la santé buccodentaire. Aujourd'hui, 90 % des populations des pays industrialisés brossent leurs dents plus ou moins régulièrement. Cependant, les enquêtes épidémiologiques ne sont pas unanimes sur la relation entre le brossage et le développement de la carie dentaire. Certaines études montrent une corrélation positive entre la fréquence de brossage et la fréquence carieuse (Ainamo et Parviainen, 1990). Les investigations se sont orientées vers des enquêtes supervisées qui considèrent plus l'effet du nettoyage que le fait de se brosser. Les résultats des différentes enquêtes montrent que l'effet du brossage n'est effectif que s'il est réalisé avec un dentifrice fluoré (Honkala *et al.*, 1990). Après son élimination, la plaque supragingivale se réaccumule lentement ; en l'absence de soins, elle reste limitée pendant 2 jours, puis augmente considérablement pour atteindre un maximum après 7 jours. Cependant, de grandes différences existent dans le renouvellement de la plaque entre les différents patients. Un certain nombre de facteurs prédisposent à cette réaccumulation de plaque. La rétention de plaque est favorisée par les caries, les obturations débordantes ou aux bords defectueux, les défauts d'adaptation marginale des couronnes et inlays, les obturations non polies, le tartre supragingival et les racines dénudées non polies. La détection de la plaque révélée par les nombreux colorants objective les zones de rétention et guide le patient lors du brossage. Cependant, pour les zones interproximales difficilement contrôlables, il existe des accessoires qui permettent l'élimination de la plaque à ce niveau. Quand les espaces interdentaires sont suffisamment larges, la brosse interdentaire permet un nettoyage optimal. Le fil de soie s'avère nécessaire si la papille remplit l'espace interdentaire. Les hydropulseurs employant un ou plusieurs jets, avec ou sans pulsations, montrent une efficacité incontestable dans l'élimination des débris alimentaires et constituent un excellent complément de brossage mécanique particulièrement recommandé aux porteurs de prothèses ou dispositifs orthodontiques. La nécessité d'un dentifrice est parfois discutée, l'élimination de la plaque dépend plus de la technique et du temps consacré que du dentifrice. Cependant, le dentifrice reste l'unique support répétitif de la motivation pour l'hygiène dentaire et la sensation de « fraîcheur de la bouche » apportée par les essences contenues dans les dentifrices constitue la récompense immédiate de l'exécution fastidieuse du brossage.

## **1.5. Epidémiologie**

Les caries dentaires ont été énormément étudiées ces 50 dernières années en Europe et en Amérique du Nord. Ces études épidémiologiques ont été très utiles pour connaître les besoins et l'efficacité des traitements conservateurs. À l'origine, l'épidémiologie était axée sur l'étude des épidémies, mais aujourd'hui les études épidémiologiques ont été élargies pour couvrir tous les aspects des besoins de santé d'une population. Une population est constituée d'individus se trouvant dans une région précise. Le nombre d'individus dans une population ayant une maladie à un moment précis dans le temps est connu comme étant la prévalence de la maladie. Plusieurs études ont été réalisées à travers le monde pour étudier la prévalence des caries proximales.

En 1986, Eklund *et al.* ont présenté dans leur étude la prévalence des caries proximales de la population américaine de 1971 à 1974. Ces données sont issues du centre national des statistiques épidémiologiques des Etats-Unis. La figure 17 présente les résultats obtenus. Au cours de cette étude, Eklund *et al.* ont rapporté que la carie occlusale précédait toutes les autres et apparaissait rapidement sur les molaires. Les caries proximales, quant à elles, apparaissent plus tardivement. Toutefois, il est possible de voir que les lésions carieuses proximales ne sont pas sporadiques et nécessitent une grande surveillance.

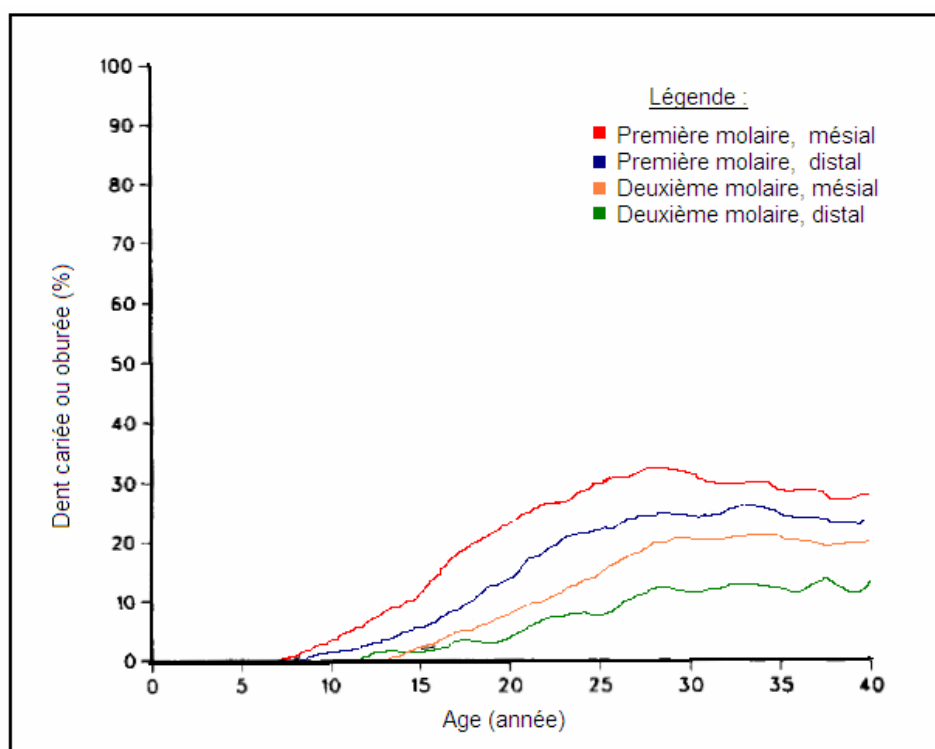


Figure 17: Pourcentage de faces proximales cariées ou obturées en fonction de l'âge

En 1999, Forsling *et al.* ont étudié la prévalence des caries proximales en Suède. Les 511 patients observés étaient tous âgés de 19 ans. Lors de l'étude, 56% des patients étaient exempts de lésions carieuses. Toutefois, ils n'étaient seulement que de 27% lorsque le critère : « présence d'une lésion initiale » a été ajouté. Les caries initiales ont constitué 90% du total des lésions carieuses. Cette étude permet de voir que la prévalence des lésions précoces au niveau proximal est particulièrement importante. Les moyens de diagnostic alors utilisés doivent présenter l'avantage de détecter les caries au stade le plus précoce.

Les mesures cliniques et les données épidémiologiques indiquent que la majeure partie des lésions carieuses chez les enfants et adolescents Danois touchent la face occlusale des molaires. Cependant, chez les jeunes adultes, la majeure partie des lésions carieuses se situent au niveau des faces proximales. Mejäre *et al.* (1998) ont suivi pendant 10 ans des patients suédois initialement âgés de 12 ans. Chaque année des radiographies de type bitewing ont été réalisées. Cette étude a montré une augmentation de la prévalence des lésions carieuses proximales. En effet, à l'âge de 12 ans, la prévalence était de 39% contre 72% à l'âge de 21 ans ; et ceci malgré le fait que les patients soient suivis régulièrement par un dentiste. Il semble donc difficile de contrôler la progression des caries proximales chez les jeunes adultes, même avec des mesures préventives très strictes. Martignon *et al.* (2010) ont étudié

l'évolution des lésions carieuses proximales chez de jeunes adultes Danois après qu'une lésion ait été détectée par radiographie. Cette évolution a été suivie sur une période de 6 ans. Après 6 ans, les 73 patients suivis devaient répondre à un questionnaire. Le nombre moyen de surfaces obturées par des restaurations étaient de 7,5 dont 23% étaient des lésions proximales sur dents postérieures. Radiographiquement, le nombre moyen de lésions proximales visibles étaient de 5,5. Au cours des 6 années, la progression des lésions profondes ou des restaurations a augmenté dans 57% des cas. Le questionnaire a montré une faible compliance des patients pour l'usage du fil dentaire et des brossettes interdentaires. Les auteurs de cette étude en concluent que des mesures de prévention plus efficaces doivent être mises en place afin d'assurer un meilleur nettoyage proximale.

Sahba *et al.* (2004) ont évalué la prévalence des caries proximales chez les étudiants en chirurgie dentaire de l'université d'Azad (Iran). 89 étudiants composés de 41 hommes et 48 femmes ont été sélectionnés au hasard. Sur chaque étudiant, une radiographie de type bitewing a été réalisée au niveau du secteur postérieur droit et gauche. Les espaces interproximaux analysés sont situés entre : 7 et 6 ; 6 et 5 ; 5 et 4. Au total, 12 espaces interproximaux sont étudiés sur chaque individu. Les résultats ont montré que seuls 6 individus (6,7%) étaient complètement exempts de caries. Les 83 autres individus, soit 93,3%, présentaient au moins une lésion proximale. Sur les 1068 faces proximales étudiées, 794 (73,4%) étaient exemptes de caries, mais 274 faces (25,7%) étaient atteintes de lésions carieuses. Dans cette étude, la plupart des caries proximales ont été décelées entre la deuxième prémolaire et la première molaire, au niveau maxillaire. Le site le moins touché par les caries était entre la première et la seconde prémolaire, au niveau mandibulaire. Ainsi, sur une population pourtant sensibilisée aux problèmes dentaires, l'incidence des caries proximales est relativement élevée. Un dépistage précoce et sûr est, par conséquent, nécessaire au cabinet dentaire pour enrayer au plus tôt la lésion carieuse.

Les faces proximales des dents jouent un rôle important dans l'occlusion. Elles sont la clé de voute de toute l'arcade dentaire. Au niveau parodontal, l'anatomie de la papille gingivale dépend des contacts proximaux et de la longueur de l'espace interdentaire. Le point de contact (situé au 1/3 vestibulo-occlusal de la face proximale) protège la papille et maintient l'intégrité tissulaire du parodonte par une bonne déflexion des aliments. En outre, les faces proximales sont primordiales pour la pérennité de la dent et leurs pertes fragilisent considérablement la structure dentaire.

Cependant, les faces proximales, comme toutes autres surfaces dentaires, peuvent être touchées par les lésions carieuses. Elles sont, par ailleurs, particulièrement exposées à la plaque dentaire du fait des carences d'utilisation du fil dentaire et des brossettes interdentaires. Le développement des caries proximales est particulièrement insidieux et les lésions au stade le plus précoce échappent bien souvent au praticien. Leur détection est, par conséquent, tardive, à un stade où tous les traitements de reminéralisation seront inefficaces. Les reconstitutions seront alors la seule thérapeutique envisageable. Au niveau proximal, les reconstitutions par méthodes directes sont particulièrement difficiles. En effet, le praticien doit gérer tous les liquides tels que les saignements gingivaux, le fluide gingival issu du sulcus, mais aussi la salive. La reconstitution du point de contact est aussi particulièrement délicate. Un point de contact insuffisant aura pour conséquence un bourrage alimentaire. Celui-ci engendrera une destruction progressive du parodonte, des reprises de caries et des douleurs. Un point de contact placé incorrectement peut engendrer une légère rotation de la dent. Celle-ci cherche, en effet, à retrouver une position physiologique au détriment d'une occlusion optimale.

Le diagnostic précoce et correct d'une lésion carieuse est important pour permettre l'introduction de mesures de prophylaxie et de traitement appropriées. Au fil du temps, l'émergence des nouvelles technologies n'a cessé d'améliorer et d'optimiser les diagnostics dans le domaine médical. Dans le cadre du diagnostic des caries proximales, plusieurs dispositifs sont à ce jour disponibles en cabinet dentaires. Des dispositifs, prometteurs, sont aussi en cours de développement afin de toujours plus faciliter le dépistage des lésions carieuses proximales. On peut, toutefois, se demander sur quels principes reposent ces dispositifs ; mais aussi quels sont leurs impacts réels pour le patient et le praticien.

2<sup>ème</sup> partie :  
Les différents moyens de diagnostic

## **2. Diagnostic par examen visuel**

### **2.1. Les difficultés rencontrées**

La détection visuelle des caries a été décrite en 1801 dans le livre intitulé « A Treatise of Human Teeth ». L'une des plus importantes contributions pour le diagnostic des caries provient de Greene Vardiman Black, doyen de l'université dentaire de Northwestern à Chicago. G.V. Black fut le premier à décrire en détail les méthodes de détections visuelles et tactiles (Zero *et al.*, 2009).

L'examen visuel est la première étape dans le dépistage et le diagnostic des caries dentaires. Cette étape est primordiale et doit toujours être réalisée même si d'autres dispositifs de diagnostic sont utilisés. L'examen visuel permet aussi d'évaluer l'hygiène du patient grâce à la présence, en quantité importante ou non, de plaque dentaire. La quantification de la plaque va permettre d'apprécier le risque carieux du patient. Une fois cette appréciation réalisée, la plaque dentaire doit être éliminée des surfaces dentaires afin de permettre une analyse précise de chaque dent. En effet, l'inspection visuelle doit être réalisée sur des dents propres, nettoyées et séchées, sous un bon éclairage, à l'aide d'un miroir. Cette inspection a pour but de détecter toute opacité, coloration ou changement la translucidité avec ou sans séchage prolongé (Chala *et al.*, 2004). Cependant, il est impossible de visualiser dans son intégralité la face proximale d'une dent. En effet, les points de contact ainsi que les zones en contact avec la papille interdentaire ne sont pas accessibles pour un examen visuel complet. De plus, il est difficile de diagnostiquer les lésions aux stades initiaux ou les lésions qui, bien qu'ayant pénétrées jusqu'à la dentine, ne se manifestent pas par des altérations de la surface, qui reste alors macroscopiquement intacte. Ce phénomène est avant tout observé au niveau des faces occlusales mais aussi au niveau des surfaces proximales (Lussi *et al.*, 2004). Par ailleurs, il a été démontré que moins de 50% des caries proximales étaient détectées par un examen visuel seul (Peker *et al.*, 2008 ; Da Silva *et al.*, 2008).

D'autres difficultés peuvent s'ajouter lors de l'examen visuel des faces proximales telles que les encombrements dentaires, ou les variations naturelles des formes des dents. De plus, il existe une usure physiologique du point de contact transformant celui-ci en surface de contact (Figure 18). Cette surface de contact devient de plus en plus importante au fil des



années (Lautrou, 2006). Ainsi, les zones directement accessibles à l'examen visuel se restreignent pour le praticien.

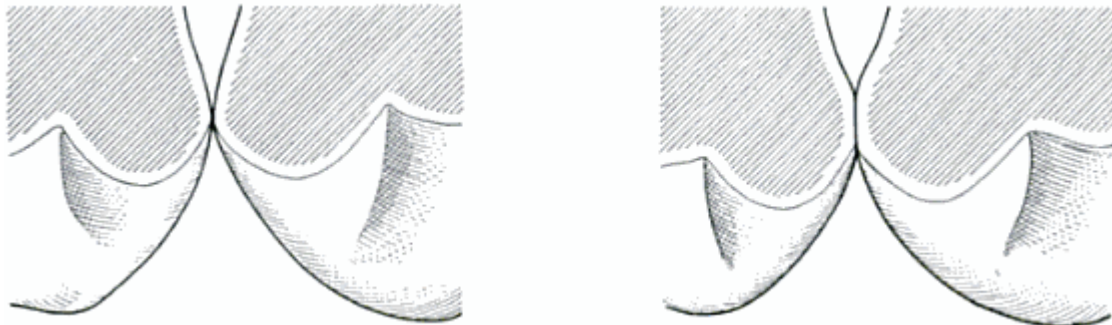


Figure 18: Coupes mésio-distales de deux prémolaires maxillaires droites adjacentes

L'accès visuel direct des faces proximales est bien souvent impossible et, pour parvenir à les analyser, le praticien doit avoir recours au miroir. La présence d'humidité et de buée sur ce miroir ne facilite pas la tâche du praticien dans son inspection visuelle. De plus, l'apport de lumière dans les espaces interdentaires est particulièrement difficile, notamment pour les dents les plus postérieures. La différence de contraste entre une structure dentaire saine et une lésion de type white spot est, de ce fait, beaucoup moins marquée.

La musculature des joues, les mouvements linguaux ainsi que la faible ouverture buccale rendent aussi l'examen visuel des faces proximales très complexe. Tous ces mouvements vont interférer avec les instruments du praticien et gêner celui-ci lors de son inspection.

De plus, l'isolement des dents à la salive est difficile à maintenir. En effet, lors de phases de stress, la quantité de salive excrétée est plus importante. Or, être assis sur le fauteuil dentaire est source de stress pour de nombreux patients. Par conséquent, les canaux de Sténon et de Warton vont excréter en grande quantité de la salive. Celle-ci va, par la suite, s'étaler au niveau des surfaces lisses des dents et stagner dans les espaces interproximaux. La présence de salive va altérer les différences d'opacité et de translucidité entre une surface saine et une surface déminéralisée.

Enfin, l'examen visuel est dépendant de l'expérience du praticien qui le réalise. En effet, un étudiant n'aura pas la même capacité à détecter la présence de lésions précoces qu'un spécialiste en odontologie conservatrice (Chala *et al.*, 2004).

## **2.2. Les aides à l'examen visuel**

L'examen visuel est un examen à caractère subjectif. Il est dépendant du praticien, de son acuité visuelle, mais aussi de son expérience. Bien qu'indispensable, l'examen visuel n'est pas suffisant dans la détection des caries proximales. Afin d'affiner cet examen, plusieurs aides sont à la disposition du clinicien.

### **2.2.1. Le sondage**

Le sondage est utilisé pour évaluer la consistance du tissu dentaire. Il nécessite le recours à des sondes exploratrices. Ces sondes, de formes différentes, sont spécifiques de chaque site examiné. Les principales sondes exploratrices utilisées en odontologie conservatrice sont les sondes numéro 23, numéro 6 et numéro 17. Dans le cadre du diagnostic des caries proximales, la sonde utilisée est la sonde numéro 17 (Figure 19).



Figure 19 : Sonde n° 17

Le passage délicat d'une sonde sur une tache blanche peut révéler une légère rugosité ; il faut noter qu'à ce stade superficiel initial, l'émail de surface est encore continu étant donné l'absence macroscopique de perte de substance. Il faut surtout éviter d'enfoncer la sonde, ce qui risque d'effondrer les prismes d'émail dans un site potentiellement reminéralisable (Kequeler, 1998).

Le sondage ne fournit aucune indication fiable sur la nature pathologique de la zone sondée. Ces dernières années le sondage a été remis en question. En effet, la pression exercée lors d'un sondage rigoureux peut produire des traumatismes de l'émail de surface correspondant à des lésions de sub-surface et la fissure peut ainsi devenir plus susceptible à la progression de la lésion. De plus, il favoriserait le transport bactérien d'un site à l'autre et permettrait donc la contamination des sites sains (Chala *et al.*, 2004).

La sonde peut permettre de suspecter la présence de lésions carieuses. Toutefois, elle ne permet pas de définir, ni l'étendue, ni les limites de celles-ci. En outre, le sondage ne permet pas de savoir si la carie est active ou arrêtée. Ce manque d'informations pour le praticien est préjudiciable pour établir un traitement optimal. Le principal risque est le surtraitement avec une éviction importante de tissus sains, sans préalablement tenter un traitement de reminéralisation.

En conclusion, le sondage est une aide peu précise et pouvant être iatrogène. Dans le cadre des caries proximales, les informations apportées sont bien souvent aléatoires et le préjudice possible pour la dent est beaucoup plus important que le bénéfice. L'usage de la sonde doit alors se limiter à la vérification de la consistance dentinaire après éviction de la lésion par l'excavateur.

### **1.2.2. La caméra intra-orale**

Les caméras intra-orales se sont beaucoup développées dans les cabinets dentaires. Plus que de simples « gadgets », elles font parties des instruments nécessaires aux praticiens voulant vérifier précisément leurs actes. Leurs plages d'utilisation vont de la prothèse, avec une inspection de la taille et des dépouilles, à l'endodontie avec l'analyse de la chambre pulpaire et des entrées canalaire.

Disposées sur le plan de travail ou incorporées à l'unit, petites, légères avec ou sans fil, elles incitent à développer une culture de l'image. Associées à des écrans plats, accessibles au patient pendant la prise de vue, elles se révèlent être de formidables vecteurs de communication. Elles permettent d'informer les patients, de dialoguer avec eux et de les motiver.

En outre, la caméra peut être considérée comme le prolongement de l'œil du praticien. La prise d'images numériques permet au praticien de mieux analyser les surfaces dentaires. De plus, l'avantage des caméras est l'apport de lumière dans les zones postérieures ; permettant ainsi une vision plus précise et plus nette de la dent. L'agrandissement des images est possible ; le contraste, la luminosité et la saturation de celles-ci peuvent être redéfinies à l'aide de logiciels d'imagerie numérique. De plus, les images acquises peuvent être conservées dans le dossier du patient. Un suivi dans le temps est alors possible et permet de voir l'évolution de l'état bucco-dentaire du patient.

La figure 20 présente une image de première molaire mandibulaire droite acquise par la caméra Einstein<sup>®</sup> de la société RFsystemLab. Le grossissement obtenu permet une meilleure analyse de la structure de la dent, notamment au niveau des variations de couleurs et de translucidité.



Figure 20: Image de première molaire mandibulaire droite

L'utilisation de caméra intra-orale permet une recherche d'atteintes carieuses beaucoup plus accessible pour le clinicien. Toutefois, la précision des images est dépendante de la résolution de la caméra. Les mouvements du patient et du praticien lors de l'acquisition de l'image peuvent générer un flou et donc altérer la qualité de celle-ci. De plus, l'agrandissement des images numériques entraîne un effet de pixellisation qui diminue la netteté de l'image. Malgré son aide non négligeable, la caméra intra-orale ne peut pas analyser les surfaces de contact ainsi que les zones en relation avec la papille interdentaire. Par conséquent, l'analyse des faces proximales est incomplète.

### **2.2.3. Le microscope chirurgical**

Le microscope chirurgical fait partie des technologies de pointes en dentisterie moderne. Cette évolution biotechnologique de l'odontologie contemporaine vise à améliorer le bénéfice thérapeutique des traitements bucco-dentaires en intégrant de nouveaux outils de diagnostic, de soins et de nouvelles techniques cliniques plus performantes avec un moindre risque pour les patients.

En dentisterie préventive, il a été démontré que le microscope permettait de diagnostiquer les lésions carieuses à un stade très précoce avant qu'elles ne constituent des cavités. Il devient alors possible de mettre en œuvre des traitements de reminéralisation de ces lésions et de guérir ad integrum ces caries débutantes par des procédés strictement non invasifs. De plus, le microscope améliore la qualité des soins préventifs tels que les nettoyages des surfaces dentaires et les détartrages. Le champ opératoire est illuminé de façon homogène et sans ombre, avec une grande richesse de contrastes et de détails et un excellent effet tridimensionnel.

Cependant, ce matériel étant très onéreux, il est quasiment impossible pour les praticiens exerçant dans le cadre conventionnel et qui ont fait le choix de travailler sous microscope de répercuter le surcoût engendré, bien que la qualité de la prestation délivrée au patient soit nettement meilleure.

Des études ont été réalisées pour analyser l'impact réel du microscope chirurgical sur la détection des lésions carieuses et plus particulièrement des caries proximales. Haak *et al.* (2002) ont étudié la capacité de 7 étudiants et de 7 dentistes à détecter les caries proximales à l'aide d'un microscope chirurgical. 160 molaires et prémolaires extraites ont été placées sur dix modèles. Sur ces modèles, les dents sont mises en contact les unes par rapport aux autres et la gencive est imitée grâce à du silicone. Les modèles sont ensuite analysés par les 7 étudiants puis par les 7 dentistes. Après analyse des résultats, il a été démontré que l'utilisation du microscope chirurgical n'augmentait pas la détection des caries proximales si les utilisateurs n'avaient aucune expérience du microscope. En effet, les étudiants et les dentistes ont obtenu les mêmes résultats lors de leurs analyses. Le microscope chirurgical est donc « opérateur-dépendant », et ne peut pas objectiver le diagnostic des caries proximales.

Peker *et al.* (2008) ont comparé la radiographie de type bitewing, l'examen visuel seul et la microscopie chirurgicale (modèle Dento 300<sup>®</sup> de Moller-Wedel) sur la détection des caries proximales. L'étude a porté sur 24 molaires et 24 prémolaires montées sur modèles fixés sur des fantômes. Cette préparation permet ainsi de reproduire des conditions cliniques. Les expérimentateurs sont composés de deux dentistes et d'un spécialiste en odontologie conservatrice ; tous trois ont plus de 10 années d'expérience clinique. Après analyse des dents par les trois dispositifs, un examen histologique est réalisé pour confirmer ou non la présence de lésions carieuses. Au final, l'efficacité du microscope est équivalente à une simple évaluation visuelle et est même moindre qu'une radiographie de type bitewing. En effet, l'expérience de l'opérateur est un élément primordial pour que le microscope devienne un instrument de diagnostic précis et fiable. Sans cette expérience, le microscope n'apporte aucune aide au diagnostic des caries proximales.

#### **2.2.4. Le fil dentaire**

L'utilisation du fil dentaire a été décrite par G. V. Black lors de ses recherches en cariologie et en odontologie conservatrice. Lors d'une atteinte carieuse, la déminéralisation modifie l'état de surface amélaire. Les surfaces lisses sont altérées et il est possible d'observer l'apparition de rugosités. Ces rugosités sont dues à une accentuation du relief ondulé des périkématies qui correspondent à l'aboutissement des stries de Retzius à la surface de l'émail (Kaqueler, 1998). Le fil dentaire va permettre de détecter ces rugosités.

En effet, le fil dentaire, de préférence non ciré, est plaqué contre la dent. Lors de mouvements verticaux, le fil va entrer en contact avec la lésion amélaire et celui-ci va s'effiloche (Zero *et al.*, 2009). Toutefois, les lésions précoces et les lésions dentinaires ne sont pas détectées par cette technique. La détection des lésions proximales par le praticien est donc très tardive et peu efficace. Cette méthode utilisée au XIX<sup>ème</sup> et au début du XX<sup>ème</sup> siècle ne peut pas être corrélée aux principes de microdentisterie et de dépistage précoce recherchés de nos jours.

Le fil dentaire va toutefois permettre au praticien d'observer la quantité de plaque dentaire présente dans les espaces interdentaires. Ainsi, il va pouvoir accentuer ou non sa recherche de lésions carieuses interproximales. L'état du fil dentaire peut être présenté au patient afin de lui faire prendre conscience de l'importance de son utilisation pour l'hygiène bucco-dentaire.

### **2.2.5. Les élastiques séparateurs**

L'utilisation d'élastiques séparateurs orthodontiques est aussi une méthode d'aide à l'examen visuel. Dans le diagnostic des caries proximales, l'objectif de ces élastiques séparateurs est d'ouvrir l'espace interproximal afin d'avoir une vision directe sur la surface dentaire dans son intégralité (Zero *et al.*, 2009).

Les séparateurs élastiques sont des anneaux élastomériques utilisés en orthodontie. Ils permettent d'écarter les espaces interproximaux, facilitant ainsi la mise en place de bagues orthodontiques. Les mouvements engendrés par l'élastique sont des mouvements mineurs et se limitent au ligament alvéolo-dentaire (ou desmodonte). L'une des composantes du desmodonte est la fibre élastique. Ces fibres sont ancrées sur le cément dentaire et sur la corticale alvéolaire interne de l'os alvéolaire. La pression engendrée par le séparateur entraîne un étirement des fibres élastiques. Par conséquent, un faible déplacement dentaire va se créer. Ce déplacement est réversible et au bout de quelques jours, les fibres élastiques ainsi que les dents vont reprendre leurs situations initiales. La figure 21 présente la mise en place d'élastiques séparateurs ainsi que le résultat obtenu.



**Figure 21:** Espace interdentaire avec élastique séparateur puis sans élastique séparateur

La mise en place de ces élastiques séparateurs requiert une bonne dextérité du praticien. Le point de contact doit se trouver exactement au centre de l'anneau élastomérique. Cette étape peut être particulièrement difficile lorsque les dents sont serrées. De plus la mise en place des élastiques séparateurs est longue et fastidieuse, surtout si le praticien doit en placer sur un grand nombre d'espace interdentaire.

Afin d'obtenir un écartement dentaire, les élastiques séparateurs doivent rester en place sur une durée de 3 à 5 jours. Le patient devra être particulièrement vigilant à ne pas expulser les séparateurs lors du brossage dentaire et éviter les aliments collants (chewing-gum...). Le patient devra revenir au cabinet dentaire pour se faire retirer les élastiques séparateurs. Le clinicien pourra ensuite analyser les faces proximales dans leur intégralité.

Dans le cadre d'un traitement orthodontique, la durée de mise en place des élastiques séparateurs n'est pas un problème et est une étape nécessaire pour la pose de bagues orthodontiques. Or, dans le diagnostic des caries proximales, il est peu concevable de mettre un tel dispositif en place. D'autant plus que l'étirement des fibres élastiques desmodontales engendre une douleur pour le patient.

#### **2.2.6. Les colorants**

Les révélateurs de caries sont apparus dans les années 1970. Le colorant principalement utilisé était la fuchsine basique. Ce colorant rouge violacé permet de teindre la dentine infectée. En effet, la dentine infectée s'étend à la périphérie de la lésion carieuse. Elle est fortement infectée par une flore bactérienne importante et diversifiée, provoquant des



lésions marquées de la matrice de collagène. La consistance de la dentine infectée est relativement molle et peut donc être facilement éliminée à l'aide d'un excavateur affuté. Il est cependant difficile de déterminer avec précision les limites de cette zone. La fuchsine est un colorant efficace de la matrice collagénique dénaturée permettant donc de limiter la zone atteinte. Elle est souvent utilisée pour les confirmations histologiques de lésions carieuses dans les publications. Cependant, la fuchsine est un carcinogène connu qui n'est donc pas utilisé pour la détection carieuse in vivo. La fuchsine est remplacée par des teintures à base de polypropylène glycol et de colorants : acide rouge 52 à 1% pour le Kuraray Caries Detector<sup>®</sup> ; des pigments bleus-noirs pour le Snoop<sup>®</sup> (Figure 22). Dans ces deux produits, le propylène glycol se fixe sur le collagène dénaturé présent dans la dentine infectée. Le Kuraray Caries Detector<sup>®</sup> va ainsi colorer la dentine infectée en rouge alors que le Snoop<sup>®</sup> colore celle-ci en bleu.



Figure 22: Colorants dentinaires : Snoop(a) ; Kuraray Caries Detector (b)

Ces colorations peuvent entraîner des erreurs d'interprétation de la part du praticien. En effet, la coloration rouge peut être confondue avec du sang provenant de la pulpe. La coloration bleue-noire peut, quant à elle, être confondue avec la pénétration d'ions métalliques dans les tubules dentinaires dont l'origine est la présence d'un amalgame.

Ces colorants ont pour cible la dentine infectée, mais d'autres colorants ont pour cible la carie amélaire, comme ce fut le cas pour le colorant Procion<sup>®</sup>. Ce colorant se fixait aux groupements hydroxyles de l'émail présents à l'état ionique lors d'une phase de

déminéralisation. Toutefois, le désavantage de cette coloration est son irréversibilité. La coloration va donc rester même si un traitement de reminéralisation est mis en place.

La validité de ces colorants pour la détection des caries amélaire est plus douteuse que pour la carie dentinaire. Vaarkamp *et al.* (1997) ont confirmé l'intérêt limité de son usage, lié à une pénétration réduite du colorant dans la lésion initiale. Cette méthode étant à l'origine de nombreux faux positifs, son application à la pratique quotidienne pourrait être source de surtraitements (Chala *et al.*, 2004).

De plus, l'utilisation de révélateur sur une carie dentinaire fermée n'est pas toujours probante. Des études ont montré une pénétration des *streptocoques mutans* et *lactobacilles* au-delà des zones colorables, que la carie soit active ou non (Demonet, 2001).

Ainsi, l'intérêt de ces colorants va se limiter à valider l'élimination complète de la dentine infectée après l'utilisation de l'excavateur. Ils ne permettent pas au praticien de clairement identifier la présence d'une lésion carieuse.

### **2.3. Les désavantages de l'examen visuel**

Le diagnostic précoce des lésions carieuses revêt une importance capitale, puisqu'il permet, le cas échéant, de procéder en un temps opportun à l'instauration des mesures de prophylaxie adéquates. Les traitements restaurateurs ne devraient être mis en place que quand la lésion carieuse a atteint un point de non retour. Afin de pouvoir mettre en œuvre des techniques de soin et de restauration adaptées, un diagnostic clinique correct et précis est indispensable. Le principal désavantage de l'examen visuel est son manque de précision, ce qui minore sa sensibilité, sa spécificité et sa reproductibilité. Le risque majeur est alors de ne pas dépister une lésion précoce ou au contraire d'avoir un résultat faux positif entraînant, par le fait, un traitement inutile.

L'accumulation des différentes aides à l'examen visuel ne permet pas d'améliorer considérablement la sensibilité et la spécificité. Certaines aides apportent un résultat trop aléatoire, tandis que d'autres ne permettent pas d'analyser la surface proximale dans son intégralité. L'un des autres problèmes de l'examen visuel est sa subjectivité. Il est, en effet,

difficile d'évaluer les résultats d'un traitement de reminéralisation et il est impossible d'objectiver un suivi de lésions dans le temps. En corrélation avec cette subjectivité, il faut noter le lien entre l'expérience du praticien et l'examen visuel. L'expérience clinique est un facteur indispensable pour obtenir une bonne analyse. L'expérience des aides, telles que le microscope chirurgical, est aussi primordiale pour obtenir une sensibilité accrue de l'inspection visuelle.

Les problèmes de visualisation de la face proximale dans son intégralité est aussi un frein pour le diagnostic précoce des lésions carieuses. Ainsi, les faibles déminéralisations ne sont pas détectées par le praticien, empêchant la mise en place de mesures prophylactiques.

L'outil qui va de paire avec un examen visuel en dentisterie est la sonde exploratrice. Toutefois, la sonde n'apporte que très peu d'avantages dans l'examen des faces proximales et le risque d'effondrement amélaire d'origine iatrogène n'est pas négligeable. Seulement un tiers des caries proximales ayant manifestement pénétrées dans la dentine sont diagnostiquées par la sonde (Lussi *et al.*, 1998). Elle n'a donc que comme intérêt de permettre au praticien de quantifier la plaque dentaire présente dans les espaces interdentaires.

En conclusion, tous ces désavantages font, de l'examen visuel, un moyen de diagnostic peu fiable pour les caries proximales. Il reste, toutefois, l'examen de première intention avant d'utiliser tous autres dispositifs. En effet, l'appréciation du praticien ne peut en aucun cas être remplacée par un système électronique. Cependant, le praticien doit s'appuyer sur des dispositifs capables d'analyser avec précision l'intégralité des surfaces proximales pour lui permettre d'adapter au mieux le traitement de la lésion.

### **3. Diagnostic par examen radiologique**

#### **3.1. Bitewing, la technique radiographique de référence**

La première radiographie dentaire fut réalisée en 1895 par Otto Walkhoff. Pendant trois quarts de siècle, le principe est resté immuablement le même selon la triade :

- un tube à rayon X émettant un faisceau homogène ;
- un organe ou un tissu radiographié, traversé par le faisceau incident ainsi modulé ;
- un récepteur riche en sels d'argent recueillant l'image latente portée par le faisceau émergent et révélée chimiquement.

L'amélioration constante des récepteurs argentiques (film dentaire) a entraîné une réduction de l'irradiation par réduction du temps de pose et a permis de fournir des images porteuses d'une information maximale dans la gamme des gris avec un pouvoir de résolution de haute qualité (Cavézian, 2005).

En 1972, G.H. Hounsfield révolutionne l'imagerie médicale par l'invention de la tomodensitométrie ou scanner à rayons X. Il partage avec A.M. Cormack le prix Nobel de médecine en 1979. Dans la triade d'acquisition de l'image, le récepteur argentique est remplacé par une couronne de chambres d'ionisation au xénon. Les informations de densité acquises au passage du faisceau émergent de rayons X sont traitées par l'informatique. En 1987, Mouyen, par la mise au point de la radiovisiographie, donne à l'évaluation intrabuccale la possibilité numérique de l'image qu'elle attendait (Cavézian, 2005).

En radiographie conventionnelle, l'image est produite par les rayons X passant à travers la dent et interagissant avec l'émulsion photographique du film argentique. Cette interaction se traduit par le noircissement du film. La mesure dans laquelle l'émulsion est noircie dépend du nombre de rayons X atteignant le film, qui à son tour dépend de la densité de l'objet. L'image finale peut être décrite comme une image bidimensionnelle composée d'une variété d'ombres noires, blanches et grises superposées. Le nombre de rayons X stoppés par l'objet va déterminer la radiodensité des différentes ombres :

- Les ombres blanches ou radio-opaques représentent les différentes structures denses à l'intérieur de l'objet qui ont totalement arrêté le faisceau de rayons X.
- Les ombres noires ou radio-transparentes représentent des zones où le faisceau de rayons X a traversé l'objet et n'a pas été arrêté.
- Les ombres grises représentent les zones où le faisceau de rayons X a été arrêté à des degrés divers.

La forme, la densité et l'épaisseur des tissus durs du patient vont affecter l'image radiographique et faire varier les zones radio-opaques et radio-transparentes (Whaites, 2006).

La carie ramollit les tissus dentaires avant de les détruire. Ce ramollissement correspond à une déminéralisation et une dissolution du tissu dentaire. Les tissus minéraux susceptibles de stopper le faisceau de rayons X sont altérés. Par conséquent, la carie se traduira sur l'image par une zone de radio-transparence accrue à limites floues (Figure 23).



Figure 23: Radiographie d'une carie distale de première molaire mandibulaire

De nos jours, le film radiologique est remplacé par des détecteurs couplés à un ordinateur. La transformation du message photonique en équivalent électrique permet, par analyse et amplification électroniques, d'attribuer à chaque petite entité de volume d'une structure ou "voxel" (volume élément), sa valeur de densité exacte et de multiplier ainsi la sensibilité densitométrique du système, environ par 200 par rapport au système conventionnel. Les systèmes radiologiques, actuellement proposés, diffèrent en fonction de la surface sensible utilisée. Les capteurs disponibles en cabinet dentaire sont le capteur CCD (ou

CMOS) ou le capteur ERLM. Dans le premier cas, le signal électrique est numérisé à la sortie du capteur et stocké instantanément dans l'ordinateur. La liaison entre le capteur et l'ordinateur se fait soit avec un fil soit avec une onde radio. Cette dernière solution rend la liberté de manœuvre à l'opérateur. Le second système nécessite une « révélation » du film faite dans le système de lecture relié à un ordinateur qui numérise et stocke l'image. Dans ce cas, « l'instantanéité » de la capture n'existe pas et les manipulations sont plus nombreuses. Avec l'un ou l'autre système, l'image brute est traitée par un logiciel afin de rendre lisibles les données.

Afin de minimiser les déformations et les superpositions des structures dentaires, la technique idéale est la technique des plans parallèles. Celle-ci possède trois caractéristiques remarquables :

- une distance foyer-film d'au moins 40 cm.
- Un parallélisme entre le plan du film et le plan formé par l'axe des dents à radiographier, dans le plan horizontal et vertical, autant que l'anatomie le permet.
- L'utilisation de supports et de porte-films permettant un centrage du faisceau et l'assurance d'un rayon directeur perpendiculaire à la surface du film.

Les équipements radiographiques pour la radiographie intra-orale ne doivent pas comporter de tube radiogène produisant un rayonnement X sous moins de 50kV. La tension optimale en radiographie dentaire se situe entre 60 et 90kV.

Il existe différents types de clichés radiographiques dentaires tels que la radiographie panoramique, le mordu occlusal, la radiographie rétro-alvéolaire ou bien encore le cliché rétrocoronaire.

Le cliché rétrocoronaire (ou bitewing) est probablement le cliché le plus important en complément de l'information fondamentale livrée par l'orthopantomographie. Les clichés rétrocoronaires conservent, malgré l'efficacité des mesures de prévention, un rôle prépondérant dans le diagnostic précoce des caries interproximales. Les radiographies rétrocoronaires sont faciles à réaliser et sont également appréciées en odontologie pédiatrique pour le dépistage précoce des caries interproximales de l'enfant. L'expérience montre toutefois que l'examen par bitewing ne détecte que relativement tardivement les caries des

sillons et que les lésions vestibulaires, linguales ou palatines sont à peine visibles. L'explication est simple : des petites pertes de substance ne seront visibles sous forme d'une clarté que sur les surfaces abordées tangentiellement par les rayons X et auxquelles ne vient pas se superposer une épaisseur trop importante de tissu dentaire sain et dense. Les petites lésions carieuses des surfaces perpendiculaires aux rayons X ou auxquelles vient se superposer toute l'épaisseur d'une couronne intacte ne seront pas visibles (Pasler, 1994).

L'analyse d'une radiographie reste très subjective et il est difficile de comparer, entre elles, les lésions se trouvant sur différents sites proximaux. Ainsi, l'étude de Hintze *et al.* (1998) a permis d'établir une échelle d'évaluation des lésions proximales selon la profondeur estimée à la radiographie rétrocoronaire. Cette échelle se compose de cinq scores :

- score 0 : tissus sains (pas de radioclarité)
- score 1 : radioclarité touchant la moitié externe de l'émail
- score 2 : radioclarité s'étendant à la moitié interne de l'émail,
- score 3 : radioclarité atteignant le tiers externe de la dentine,
- score 4 : radioclarité s'étendant aux deux tiers internes de la dentine.

Ce type d'échelle permet une comparaison objective des différentes lésions. Cette échelle est d'ailleurs utilisée pour comparer la sensibilité et la spécificité de la radiographie en fonction de la lésion.

De plus, il est possible d'apprécier la vitesse de pénétration de la carie par la comparaison des radiographies de facture récente avec des clichés plus anciens, lorsqu'ils ont été archivés. Lors de la prise de radiographies, il convient d'utiliser, autant que peut, des techniques d'exposition, de développement et de visualisations standardisées. L'emploi systématique d'un porte-film est recommandé, afin de réduire au minimum d'éventuelles superpositions dans les régions interproximales. La lecture des clichés devrait toujours s'opérer sous agrandissement optique (2,5x) et à l'abri de toute influence gênante de lumière latérale. Les déviations horizontales de la direction du faisceau central sont fréquentes; sur le cliché radiographique, elles provoquent une projection de caries situées dans l'émail vers les tissus dentinaires. Cet artefact peut, le cas échéant, aboutir à un faux diagnostic. Par conséquent, en présence d'une radiotransparence de la dentine, certains auteurs recommandent de recourir à un traitement invasif uniquement en cas de diagnostic confirmé

d'une lésion de l'émail (Mileman *et al.*, 1992), ou alors, en cas de doute, d'approfondir l'examen par des méthodes complémentaires.

Dove (2001) a recensé toutes les études et publications présentant la sensibilité et la spécificité de la radiographie dans la détection des lésions carieuses, notamment les caries proximales. Ainsi, plusieurs publications réalisées entre janvier 1966 et décembre 2000 ont été choisies avec, comme critère principal de sélection, le type de lésions (dentinaire ou cavitaire). Le tableau 1 présente les résultats ainsi obtenus.



Publication	Nombre de site	Atteinte	Sensibilité	Spécificité	Type de lésion
Rugg-Gunn, 1972	370	Lésion amélaire	0,35	1,00	Lésion cavitaire
Downer, 1975	185	Lésion à la jonction amélodentinaire	0,73	0,97	Lésion cavitaire
Mejare <i>et al.</i> , 1985	598	Lésion amélaire	0,36	0,98	Lésion cavitaire
Pitts et Rimmer, 1992	1468	Lésion dans la dentine	0,87	0,99	Lésion cavitaire
Hintze <i>et al.</i> , 1998	338	Lésion dans la dentine	0,63	0,93	Lésion cavitaire
Espelid et Tveit, 1986	151	Lésion dans la dentine	0,69	0,89	Lésion cavitaire
<b>Performance moyenne</b>			<b>0,61 ± 0,21</b>	<b>0,96 ± 0,04</b>	
Mileman et van der Weele, 1990	276	Lésion dans la dentine	0,54	0,97	Lésion dentinaire
Verdonschot <i>et al.</i> , 1991	21	Lésion dans la dentine	0,50	0,94	Lésion dentinaire
Russell et Pitts, 1993	240	Lésions pénétrant la jonction amélodentinaire			Lésion dentinaire
D-speed film			0,29	0,92	
E-speed film			0,30	0,96	
RVG			0,16	0,96	
Ricketts <i>et al.</i> , 1997	96	Lésion dans la dentine	0,16	0,99	Lésion dentinaire
<b>Performance moyenne</b>			<b>0,33 ± 0,16</b>	<b>0,96 ± 0,02</b>	
Heaven <i>et al.</i> , 1992	16	Non rapportée	1,00	1,00	Tous types de lésion
Russell et Pitts, 1993	240	Lésions pénétrant la jonction amélodentinaire			Tous types de lésion
D-speed film			0,26	0,90	
E-speed film			0,25	0,90	
RVG			0,15	0,92	
Ricketts <i>et al.</i> , 1997	96	Lésion dans la dentine	0,27	0,97	Tous types de lésion
Firestone <i>et al.</i> , 1998	102	Non rapportée	0,61	0,86	Tous types de lésion
<b>Performance moyenne</b>			<b>0,51 ± 0,31</b>	<b>0,89 ± 0,08</b>	

Tableau 1: Résultats sur les faces proximales de dents postérieures permanentes

Toutes ces publications mettent en évidence le haut degré de spécificité de la radiographie par rapport à sa sensibilité. De ce fait, le diagnostic faux négatif, en présence de caries est beaucoup plus apte à se produire. L'inconvénient majeur est, par conséquent, la non détection d'importantes lésions, ou la détection tardive de celles-ci, à un stade où la reminéralisation n'est plus envisageable (Bullock *et al.*, 2009).

D'autres études ont confirmé la détection tardive des lésions proximales par la radiographie rétrocoronaire. L'étude de Da Silva Neto *et al.* (2008) a montré que la radiographie de faces proximales n'a pas permis de détecter des lésions amélares et du tiers externe de la dentine. Ces lésions ont pourtant été détectées par un examen histologique. Cette étude a, par ailleurs, montré que radiographiquement, les lésions proximales commencent à être visibles quand plus de la moitié de l'émail est touché ; ce fut cependant une minorité des cas (6,8%). Ceci suggère que la radiographie n'est pas la méthode la plus indiquée pour détecter les caries naissantes, confinées à l'émail. Les analyses radiographiques ont été les plus fiables quand la lésion touchait la dentine en grande partie. La radiographie rétrocoronaire est un outil fiable pour la détection des lésions dentinaires proximales profondes mais ne permet pas de refléter l'aspect histologique des caries amélares.

Outre le fait que la radiographie rétrocoronaire détecte tardivement les lésions, d'autres inconvénients sont à imputer à cette méthode de diagnostic. Kielbassa *et al.* (2006) a montré que la radiographie rétrocoronaire tend à sous estimer l'étendue des lésions proximales. De ce fait, lorsque la lésion est détectable sur la radiographie, il est sûr que l'atteinte histologique de la dent est beaucoup plus importante. La figure 24 présente une radiographie de molaire mandibulaire ainsi qu'une coupe histologique de celle-ci. Il est ainsi possible de voir que sur la radiographie, les deux lésions semblent minimales. L'image de l'atteinte proximale peut même laisser supposer que seul l'émail est touché. Toutefois, l'analyse de la coupe histologique montre clairement que les deux lésions ont une étendue sévère et l'atteinte proximale touche très clairement la dentine.

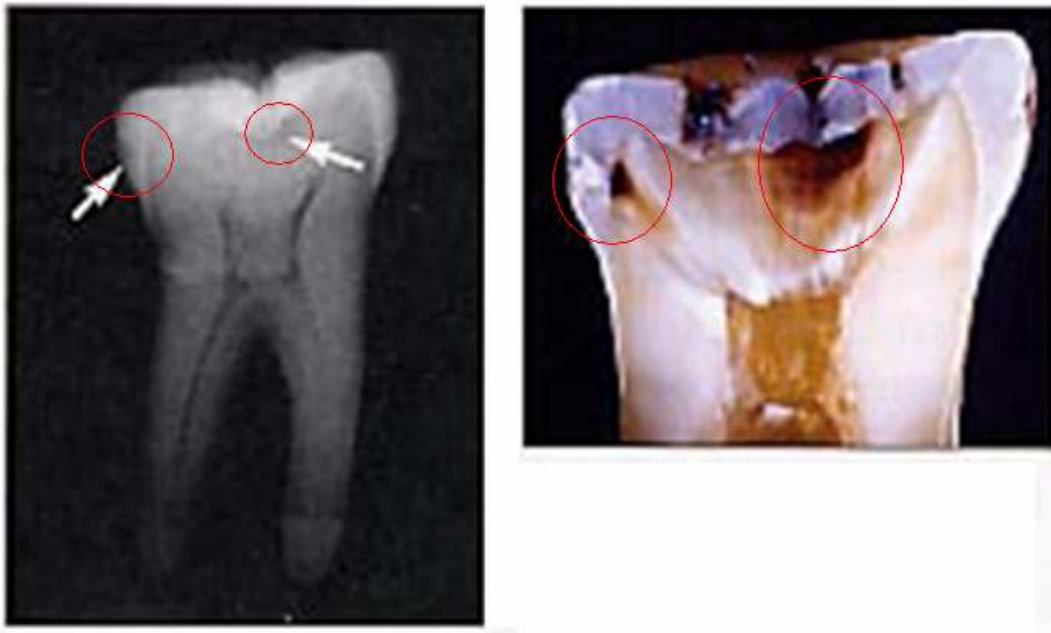


Figure 24: Radiographie d'une molaire mandibulaire et sa coupe histologique

Un autre inconvénient de la radiographie est son émission de rayonnements ionisants. Les effets biologiques des rayonnements ionisants ont été mis en évidence peu de temps après la découverte des rayons X par Röntgen. En effet, les rayons X sont des rayonnements ionisants d'origine artificielle qui, comme les sources naturelles radioactives, ont la particularité d'avoir une énergie suffisante pour pouvoir arracher un électron à l'un des atomes d'une structure moléculaire (phénomène d'ionisation). Par transfert d'énergie, les rayonnements ionisants ont une action sur la matière et plus particulièrement sont susceptibles d'effets biologiques sur les cellules vivantes (Cavézian *et al.*, 2006).

Le premier risque est pour le praticien, lors d'expositions à répétition. Les conséquences d'une irradiation répétée et chronique s'observent sur la peau, en particulier sur les mains du praticien travaillant constamment et imprudemment dans le champ des faisceaux de rayons X. Une faible dose répétée peut abaisser suffisamment le seuil pour qu'apparaisse, après quelques mois, voire quelques années, une épidermite exsudative et/ou une nécrose.

Le second risque concerne, quant à lui, le patient et notamment la femme enceinte. L'induction de malformations (tératogénèse) sur l'embryon ou le fœtus, la survenue retardée de cancers (cancérogénèses) et la modification du patrimoine génétique (effets héréditaires) après expositions aux radiations ionisantes, sont les craintes qui alimentent « la peur des rayons » d'un public mal informé. L'irradiation de l'embryon ou du fœtus pose des problèmes

particuliers en raison de leur sensibilité aux irradiations ionisantes et de l'angoisse suscitée chez la femme possiblement enceinte. Le risque potentiel est admis par prudence, on considère que des effets aléatoires, sans seuil, peuvent toujours se manifester.

Les autres patients considérés comme à risque sont les enfants, avec l'irradiation de la glande thyroïde. La thyroïde concentre l'iode pour fabriquer les hormones thyroïdiennes. Celles-ci jouent un rôle fondamental dans l'apparition des points d'ossification et la croissance osseuse. Elles agissent sur les cartilages de conjugaison en présence d'hormones de croissance. Les hormones thyroïdiennes sont également indispensables à la maturation du système nerveux central. Elles ont aussi une action sur la myélinisation et sur le développement des axones des cellules cérébrales. La quantité d'iode incorporée dans la thyroïde est presque identique à l'adulte alors que la masse de l'organe est plus faible. Les cellules de la thyroïde des enfants sont en pleine division et sont, par conséquent, beaucoup plus vulnérables. En effet, cette importante multiplication cellulaire nécessaire à la croissance de l'organe rend celui-ci extrêmement radiosensible. La protection de la thyroïde doit être envisagée notamment lors des radiographies dentaires et de la face. Sikorski et Taylor (1984) ont montré que chez l'enfant, une protection thyroïdienne (0,3 mm d'équivalent plomb) réduisait la dose à la thyroïde de 63 à 92% lors de divers types d'examens dentaires.

En imagerie odontologique et en valeurs moyennes, les doses efficaces et les risques stochastiques résultant d'un calcul statistique peuvent être résumés dans le tableau 2. Il est fondamental de comparer le risque statistique radiogène à d'autres risques statistiques de la vie quotidienne pour faire prendre conscience au public d'une échelle de valeurs, afin qu'il puisse déterminer lui-même le risque acceptable (Cavézian *et al.*, 2006).

<b>Technique radiologique</b>	<b>Dose efficace (mSv)</b>	<b>Equivalence irradiation naturelle</b>	<b>Risque non prédictif de cancer par 10<sup>6</sup> individus</b>	<b>Equivalence du risque par nombre de cigarettes</b>
Cliché retrocoronaire	1 – 8	4 heures – 1 jour	0,02 – 0,06	1 – 2
Radiographie panoramique	4 – 30	10 heures – 5 jours	0,2 – 2	1 – 10

Tableau 2: Les risques stochastiques des techniques d'imageries odontologiques

Il est ainsi possible de voir que la radiographie rétrocoronaire présente un effet délétère quasiment négligeable. Toutefois, l'utilisation de moyens de diagnostic des caries proximales autre que la radiographie tend à rassurer le patient.

Les radiographies dentaires de routine sont un élément utile et fiable du diagnostic des affections des structures dentaires. Il s'agit d'une méthode efficace et peu coûteuse pour vérifier la reconstitution des tissus et prévoir de nouvelles affections éventuelles. C'est un instrument préventif efficace pour contrôler l'évolution des lésions carieuses. La radiographie dentaire est généralement considérée comme un instrument particulièrement efficace de diagnostic des lésions carieuses interproximales du fond de la bouche. Mais l'emploi régulier et systématique de cette pratique ne se justifie que si elle répond aux normes reconnues en tenue de compétence humaine et de niveau technologique (Pillai, 1999). Les possibles effets délétères des irradiations ionisantes font de la radiographie un moyen de diagnostic très contrôlé et très réglementé, tant au niveau ordinal que législatif.

### **3.2. La réglementation du radiodiagnostic et de la radioprotection**

Les applications médicales des rayonnements ionisants ont été un des facteurs essentiels des progrès de la santé depuis un siècle. L'imagerie par rayons X en particulier, est aujourd'hui un outil indispensable pour le diagnostic d'un grand nombre de pathologies, l'orientation des traitements et leur suivi. Ces bénéfices indiscutables pour les patients ne doivent pas néanmoins faire oublier les risques potentiels liés à l'utilisation des rayonnements ionisants, et le fait que les expositions d'origine médicale constituent la principale source d'irradiation d'origine humaine de la population. Dans ce contexte, la réduction à leur minimum des risques liés aux examens radiologiques (radioprotection des patients) est depuis de nombreuses années une préoccupation des chirurgiens-dentistes, des stomatologues et des radiologues. Les directives Euratom du conseil de l'Union Européenne a fait de cette règle éthique une obligation légale.

Les directives européennes Euratom 96/29 et 97/43, qui fixent les normes relatives à la protection de la population, des travailleurs et des patients contre les dangers des rayonnements ionisants, ont récemment modifié l'organisation et la réglementation de la radioprotection en France.

Les Codes de la santé publique, du travail et de la Sécurité sociale imposent au chirurgien dentiste :

- une formation initiale et continue relative à la protection des patients exposés aux rayonnements ionisants ;
- la maintenance et le contrôle de qualité des installations de radiodiagnostic ;
- la justification et l'optimisation de chaque acte de radiodiagnostic ;
- la désignation et la formation d'une personne compétente en radioprotection.

Dans le domaine de la radioprotection, deux organismes d'Etat ont vu le jour :

- La Direction générale de la sûreté nucléaire et de la radioprotection (DGSNR), chargée des contrôles de la sûreté des installations nucléaires et de la radioprotection. Cet organisme établit les règles. Il a donc hérité les prérogatives détenues auparavant par d'autres structures comme l'Office de protection contre les rayonnements ionisants (OPRI). Cette nouvelle structure contrôle de la même manière toutes les installations nucléaires, au-delà des sources médicales de rayonnements X. De ce fait, le même organisme se préoccupe simultanément de la sûreté des installations et de la protection des populations. Au niveau régional, la DGSNR est représentée par la Division de sûreté nucléaire régionale (DSNR), intégrée au sein des Directions régionales de l'industrie, de la recherche et de l'environnement.
- L'Institut de la radioprotection et de la sûreté nucléaire (IRSN), dont la mission consiste essentiellement en l'information et l'expertise scientifique, récupère les prérogatives de l'Institut de protection et de sûreté nucléaire (IPSN). L'expertise se trouve totalement séparée de la réglementation et du contrôle.

Concernant l'activité des chirurgiens dentistes, de nouvelles obligations sont applicables. Tout d'abord, le chirurgien dentiste a une obligation de formation. Il s'agit de sensibiliser les praticiens à la radioprotection et aux risques liés à l'exposition aux rayonnements ionisants. Chaque chirurgien dentiste doit justifier d'une formation à la protection des personnes exposées à des fins médicales. La formation continue des praticiens

en exercice sera actualisée et la périodicité sera vraisemblablement de dix ans. De plus, les cabinets dentaires se verront contraints de recourir aux services d'une "personne spécialisée en radiophysique médicale" de manière à conseiller le praticien sur l'utilisation des appareils afin d'optimiser les expositions, la consultation de cette personne spécialisée devant avoir lieu au moins une fois par an (Article L.1333-11 du Code de la Santé publique).

Le praticien a une obligation de maintenance des appareils (Article L.5212-1 du Code de la Santé publique). Trois contrôles différents de maintenance sont obligatoires en matière de radioprotection. Les contrôles d'ambiance permettent d'évaluer l'exposition des personnels. Les contrôles techniques de radioprotection ont pour but de s'assurer de l'efficacité de l'organisation et des dispositions techniques mises en place dans le cabinet pour assurer la radioprotection des personnels mais aussi du public et de l'environnement. Les contrôles de qualité permettent d'évaluer le maintien des performances des appareils de radiologie et concourent à la radioprotection des patients. Les articles R.4452-12 et R.4452-13 du code du travail imposent à l'employeur la réalisation de contrôles techniques de radioprotection des sources et appareils émetteurs de rayonnements ionisants, des dispositifs d'alarme et des instruments de mesure utilisés ainsi que des contrôles techniques d'ambiance.

De plus, le praticien a une obligation de justification des actes. Le chirurgien dentiste doit justifier tous ses actes de radiologie par écrit sur la fiche du patient de manière à réduire les expositions inutiles et à éliminer les doses non justifiées. Toute exposition d'un patient, plus particulièrement lorsqu'il est jeune, dans un but diagnostic ou thérapeutique, en radiologie notamment, doit faire l'objet d'une analyse préalable permettant de s'assurer que cette exposition présente un avantage médical direct suffisant au regard du risque qu'elle peut présenter et qu'aucune autre technique donnant un résultat comparable mais présentant un risque moindre d'exposition ou ne comportant pas de risque d'exposition n'est disponible (Article R.1333-56 du code de la santé publique).

Enfin, le praticien a une obligation d'optimisation. Il doit veiller à adopter un niveau d'exposition minimal en fonction du résultat recherché, il s'agit d'obtenir le meilleur résultat avec la moindre dose.

L'article L.1333-4 du Code de la santé publique soumet les activités de radiologie dentaire à une obligation de déclaration. De plus, en vertu de l'article R.162-53 du code de la

sécurité sociale, seuls peuvent être remboursés ou pris en charge les examens radiologiques exécutés au moyen d'appareils et d'installations déclarés. L'usage d'appareils de radiodiagnostic dentaire sur l'homme sans le respect de ces dispositions est contraire à la réglementation de la santé publique. Tous les appareils de radiodiagnostic d'un cabinet dentaire doivent faire l'objet d'une déclaration auprès de la division territoriale de l'Autorité de sûreté nucléaire (ASN). Cette obligation a évolué au cours du temps, passant le 20 juin 2004 du régime d'agrément attribué à un seul appareil et valable 10 ans à celui de déclaration, pour l'ensemble des appareils du cabinet, valable 5 ans. Depuis le décret 2007-1582 du 7 novembre 2007, la déclaration se fait toujours pour l'ensemble des appareils du cabinet mais n'a plus de limite de validité. Une nouvelle déclaration est toutefois exigée en cas de modification de l'installation.

Toutes ces directives présentent les obligations imposées au praticien, en matière de radioprotection. Toutefois, il existe un paradoxe entre la NGAP et la réglementation en matière de sécurité sociale. Ainsi, l'arrêté du 11 mars 2003 textes peut, par exemple, être évoqué. En effet, celui-ci impose une radiographie préopératoire et postopératoire pour toute dévitalisation. Certaines irradiations ne sont pas justifiées médicalement et ne sont pas effectuées dans l'intérêt du malade mais seulement pour permettre un contrôle administratif des actes codifiés. Plus encore, les contrôles d'activité réalisés par les Caisses d'assurance maladie ont augmenté du fait de la suppression du principe de la demande d'entente préalable en matière de prothèse dentaire, à tel point qu'une charte du praticien contrôlé doit être mise en application prochainement. Les praticiens conseils en charge de ces contrôles effectuent des clichés radiographiques des travaux réalisés afin d'en évaluer la qualité. Les techniques de réalisation et les installations radiographiques sont propres à chaque caisse, mais on est en droit d'admettre qu'un paradoxe existe manifestement entre les préoccupations actuelles en matière de santé publique et de protection des personnes vis-à-vis des rayonnements ionisants et les méthodes employées par les praticiens conseils du service médical des caisses d'assurance maladie pour le contrôle d'activité des praticiens libéraux, soumis, eux, à toutes les obligations évoquées préalablement.



L'Agence Nationale pour le Développement de l'Évaluation Médicale (ANDEM) a pour mission de promouvoir la démarche d'évaluation dans le domaine des techniques et des stratégies médicales ; elle contribue à ce titre à mieux faire comprendre les mécanismes qui relient évaluation, amélioration de la qualité et régulation du système de santé. L'ANDEM a, dans son rapport de 1996, défini les différentes techniques radiographiques dont la radiographie rétrocoronaire. Les clichés rétro-coronaires utilisent des films soit porteurs d'une ailette de papier destinée à être mordue par le patient, soit maintenus par des porte-films spéciaux. Le film est positionné en arrière des couronnes dans le secteur molaire-prémolaire. Cette technique ignore délibérément les racines pour donner une image de haute qualité des couronnes antagonistes, des rebords alvéolaires maxillaires et mandibulaires et des espaces inter-dentaires. Ces clichés comptent parmi ceux qui peuvent apporter le maximum d'information locale au praticien. Ils fournissent en un seul film une image précise des couronnes dentaires et des rebords alvéolaires maxillaires et mandibulaires.

Le groupe de travail de l'ANDEM considère qu'il n'y a pas lieu de réaliser des radiographies systématiques, mais qu'il faut se reporter au tableau 3 et aux indications des examens radiographiques en fonction des circonstances cliniques. Les recommandations présentées dans le tableau ne l'emportent pas sur le jugement clinique du praticien et ne s'appliquent donc pas à tous les patients. Les praticiens ne s'y reporteront qu'après avoir passé en revue les antécédents du patient et après un examen clinique complet.

<b>CATÉGORIE DE PATIENT</b>	<b>ENFANT</b> Denture lactéale (avant l'éruption de la première dent permanente)	<b>ENFANT</b> Denture mixte (après l'éruption de la première dent permanente)	<b>ADOLESCENT</b> Denture permanente (avant éruption des dents de sagesse)	<b>ADULTE dentés</b>	<b>ADULTE Edenté</b>
<b>Première visite</b> Tous les nouveaux patients afin de constater le stade de développement et les affections	Examen rétrocoronaire des régions distales si les surfaces proximales des dents de lait ne sont ni visibles ni sondables	Cliché panoramique et rétrocoronaire postérieurs ou clichés rétroalvéolaire ± occlusaux et rétrocoronaire postérieurs	Clichés rétrocoronaires des régions distales et rétro-alvéolaire sélectif.	rétrocoronaires des régions distales et rétroalvéolaire sélectif.	Néant
<b>Visites suivantes</b> <b>Caries cliniques ou risques très élevés</b>	Examen rétrocoronaire des régions distales tous les 6 mois ou jusqu'à disparition de toute lésion carieuse  Cliché rétroalvéolaire pour voir l'état apical si caries pénétrantes	Examen rétrocoronaire des régions distales tous les 6 mois ou jusqu'à disparition de toute lésion carieuse  Cliché rétroalvéolaire pour voir l'état apical si caries pénétrantes	Examen rétrocoronaire des régions distales tous les 6 à 12 mois ou jusqu'à disparition de toute lésion carieuse  Cliché rétroalvéolaire pour voir l'état apical si caries pénétrantes	Examen rétrocoronaire des régions distales tous les 12 à 18 mois  Cliché rétroalvéolaire pour voir l'état apical si caries pénétrantes	Néant
<b>Pas de caries cliniques et pas de risques très élevés</b>	Examen rétrocoronaire tous les 12 à 24 mois si les surfaces proximales des dents de lait ne sont ni visibles ni sondables	Examen rétrocoronaire des régions postérieures tous les 12 à 24 mois	Examen rétrocoronaire des régions distales tous les 18 à 36 mois	Examen rétrocoronaire des régions distales tous les 24 à 36 mois	Néant
<b>Consultation de suivi</b>	Cliché panoramique possible si interruption trop longue dans le suivi du patient et si l'examen clinique le justifie	Cliché panoramique possible si interruption trop longue dans le suivi du patient et si l'examen clinique le justifie	Cliché panoramique possible si interruption trop longue dans le suivi du patient et si l'examen clinique le justifie	Cliché panoramique possible si interruption trop longue dans le suivi du patient et si l'examen clinique le justifie	Néant

Tableau 3: Recommandation ANDEM, 1996

L'ANDEM a aussi créé une liste de situations cliniques pour lesquelles les radiographies peuvent être indiquées :

#### Anamnèse

1. Traitement parodontal ou endodontique antérieur.
2. Notion de traumatisme ou de douleur.
3. Passé familial d'anomalies dentaires.
4. Évaluation post-opératoire de guérison.
5. Présence d'implants.

#### Signes cliniques

1. Signe clinique de maladie parodontale.
2. Reconstitution étendue ou profonde.
3. Caries profondes.
4. Malpositions ou inclusions dentaires cliniquement évidentes.
5. Tuméfaction.
6. Signe de traumatisme facial.
7. Mobilité dentaire.
8. Fistule ou infection sinusienne.
9. Suspicion clinique de pathologie des sinus.
10. Anomalies de croissance.
11. Localisation odonto-stomalogique d'une maladie systémique connue ou suspectée ou d'une maladie générale.
12. Signes neurologiques à l'étage cervico-céphalique.
13. Douleur et/ou dysfonction de l'articulation temporo-mandibulaire.
14. Asymétrie faciale.
15. Pilier dentaire pour prothèse partielle fixe ou amovible.
16. Saignement inexpliqué.
17. Sensibilité dentaire inexpliquée.
18. Éruption, diastème ou déplacement dentaire inhabituel.
19. Morphologie, calcification ou couleur inhabituelle des dents.
20. Dents manquantes pour une raison inconnue.

### Circonstances particulières

Examens pré- per- et post-opératoires dans les différents domaines de l'odontologie sans exception.

### Les patients à risque de carie élevé peuvent présenter l'une des caractéristiques suivantes :

1. Atteintes carieuses multiples.
2. Notion de récives carieuses.
3. Reconstitution de mauvaise qualité.
4. Mauvaise hygiène buccale.
5. Imprégnation fluorée insuffisante.
6. Allaitement prolongé (biberon ou sein).
7. Régime à forte teneur en saccharose.
8. Santé dentaire familiale déficiente.
9. Défauts de formation de l'émail.
10. Défauts de croissance.
11. Xérostomie.
12. Anomalies génétiques des dents.
13. Nombreuses reconstitutions multi-surface.
14. Chimiothérapie/Radiothérapie.

La détermination et l'application de critères de sélection des patients doivent garantir une meilleure utilisation de la radiographie : ces critères de sélection reposent sur les conditions cliniques des patients et leurs antécédents. L'application de ces critères permet une meilleure utilisation des rayons X, c'est-à-dire une réduction :

- de leur utilisation abusive (cette dernière se traduit par une exposition excessive)
- de leur sous-utilisation (aboutissant à l'établissement d'un diagnostic incomplet ou erroné).

Ces critères ou "guidelines" ne constituent ni des obligations, ni des règlements, mais simplement des recommandations fondées sur une analyse de la littérature scientifique. La détermination et l'application de critères de sélection des patients doivent garantir une meilleure utilisation de la radiographie d'un point de vue diagnostic ainsi qu'une réduction des coûts. Il est fondamental que toute exposition aux radiations ionisantes dans l'exercice

dentaire soit cliniquement justifiée. La décision étant prise, à la suite de l'examen clinique, de réaliser un examen radiographique.

La NGAP établit aussi clairement les règles en matière de radiographie dentaire. En effet, pour donner lieu à remboursement, tout acte de radiodiagnostic doit comporter une ou plusieurs incidence(s) radiographique(s) matérialisée(s) par un document, film ou épreuve, et être accompagné d'un compte rendu écrit, signé par le médecin. Le compte rendu, ainsi que chaque film ou épreuve, doit être daté et porter les noms et prénoms du patient examiné, ainsi que le nom du médecin ayant effectué l'examen. Le compte rendu doit comporter les indications, les incidences, l'analyse et l'interprétation de l'examen. Le compte rendu n'est obligatoire que pour le status et la radiographie panoramique (NGAP : Acte en radiodiagnostic, Chapitre I, article 1<sup>er</sup>). La lettre clé de la radiographie en nomenclature NGAP est Z ; Z4 correspond au premier cliché d'un examen radiographique intrabuccal rétroalvéolaire, par dent ou groupe de deux ou trois dents contiguës, au cours d'une même séance de diagnostic ou de traitement. Z1 correspond au deuxième cliché et aux suivants d'un examen radiographique intrabuccal rétroalvéolaire, par dent ou groupe de deux ou trois dents contiguës, au cours d'une même séance de diagnostic ou de traitement. Z6 correspond, quant à lui, à un examen radiographique intrabuccal à images numérisées par capteur, par dent ou groupe de deux ou trois dents contiguës, au cours d'une même séance de diagnostic ou de traitement. Seuls peuvent être pris en charge les examens réalisés avec des appareils ou des installations agréés par l'Office de protection contre les rayonnements ionisants en application des dispositions de l'article R. 162.53 du code de la sécurité sociale.

En conclusion, outre l'évidence qu'il convient de savoir et appliquer les règles générales de la radioprotection, un dentiste doit également satisfaire à toute une série d'obligations. Il doit, de plus, être convenablement formé et informé afin de répondre aux interrogations du patient mais aussi de solliciter ou d'effectuer les examens diagnostics utilisant les radiations ionisantes dans les conditions définies par la loi.

### **3.3. La radiographie argentique et numérique, comparaison des deux dispositifs**

Dans le domaine de l'odontologie, la radiologie prend une place très importante dans l'établissement du diagnostic, car c'est un instrument simple à utiliser, très riche d'enseignements, mais répondant à un protocole opératoire rigoureux. La radiographie argentique est bien connue et sert de référence dans le domaine radiologique (Bonnet *et al.*, 2001). Au côté de la radiographie argentique, dite radiographie conventionnelle, est apparue la radiographie numérique. Ce nouveau mode radiographique, introduit par Mouyen en 1987 avec la RadioVisioGraphie (plus communément appelée RVG), modifie notre schéma initial par le détecteur utilisé. Le support argentique est remplacé par un capteur, qui est appelé capteur numérique intrabuccal (CNIB). Les règles d'acquisition sont en revanche identiques entre le support argentique et les CNIB : nous restons dans le domaine bidimensionnel, à part entière. Deux principaux types d'imagerie numérique coexistent : l'imagerie numérique directe et l'imagerie numérique indirecte. L'imagerie numérique directe, comme son nom l'indique, donne une image instantanée sur le moniteur vidéo, dès réception des rayons X sur le capteur ; le capteur est relié à l'unité centrale par un câble. L'imagerie numérique indirecte nécessite un traitement supplémentaire du détecteur ; une fois soumis aux rayons X, l'écran radioluminescent à mémoire (ERLM) utilisé ici est lu par un balayage laser dans une unité de lecture ; 20 à 90 secondes après, la visualisation sur le moniteur vidéo peut s'envisager (Bonnet *et al.*, 2001). Ces capteurs, dont la technologie se rapproche de celle des dispositifs à transferts de charge (DTC ou charge coupled device [CCD]), ont été étudiés par le biais de différents critères. Parmi ceux-ci, certains critères sont inhérents au capteur lui-même, comme la mesure de la résolution, l'évaluation de l'uniformité spatiale ou des déformations géométriques. Ces paramètres étant acquis, le praticien n'a aucune influence sur ces éléments. D'autres, en revanche, comme la sensibilité ou le rapport signal sur bruit, sont des critères sur lesquels le praticien peut agir : grâce à cette latitude et aux nombreux algorithmes mathématiques, la qualité de l'image et du diagnostic s'en trouve améliorée. La sensibilité des capteurs aux rayons X est importante mais elle se réalise sur une plage (ou intervalle) de temps d'exposition (ou de dose) très faible. C'est pourquoi il faut utiliser un générateur le plus précis possible, type générateur haute fréquence, dans la délivrance de doses pour obtenir des images reproductibles et de qualité (cette notion est impérative dans la technologie des DTC). L'acquisition avec ces détecteurs suit les mêmes règles que celle de l'imagerie argentique. Les porte-films sont impératifs car la stabilité des angulateurs diminue le flou cinétique et

assure la technique des plans parallèles, qui a pour effet de diminuer le phénomène de projection et donc de pouvoir mieux quantifier les résultats obtenus sur le moniteur.

La radiographie numérique a apporté de nouveaux avantages face aux techniques de radiographies conventionnelles. Ces avantages sont principalement la baisse d'irradiation du patient et la vitesse d'exécution des radiographies. Toutefois, l'apport de la radiographie numérique en matière de diagnostic de la carie fait objet de controverses dans la littérature ; alors que la plupart des travaux à ce sujet font état d'une qualité identique à celle des radiographies conventionnelles, certains auteurs rapportent des résultats moins bons (Chala *et al.*, 2004). Dans le diagnostic des caries proximales, il est nécessaire de comparer les deux dispositifs afin de déterminer si une des techniques est plus performante et précise que l'autre.

Galcéra *et al.* (2007) ont comparé la radiographie numérique, la radiographie conventionnelle ainsi que l'analyse visuelle pour le diagnostic de lésions proximales sur un groupe de patients à faible risque carieux. Cette étude a pour principal intérêt, d'être réalisée dans des conditions *in vivo*. Ainsi, 958 faces proximales ont été étudiées à l'aide de miroirs buccaux, puis radiographiées sur des films D-speed Ultra-Speed de Kodak. Enfin, le système Digora<sup>®</sup>, utilisant les capteurs de type ERLM, a été sélectionné pour les radiographies numériques. Les résultats ont, par la suite, été comparés entre eux à l'aide de données statistiques telles que le pourcentage de correspondance et le Kappa. Dans cette étude, le Kappa permet de déterminer le degré de concordance entre les dispositifs. Il correspond à une échelle variant entre 0 et 1, plus celui-ci est élevé, plus l'accord est important. Le pourcentage de correspondance montre si les dispositifs sont en accord avec la catégorie de lésion détectée. Le tableau 4 présente le pourcentage de correspondance et le Kappa selon chaque dispositif comparé.

Comparaison	Catégorie	Pourcentage de correspondance	Kappa
Examen clinique Contre Radiographie conventionnelle	Total	94,89%	0,1962
	Dent saine	92,80%	0,1531
	Carie amélaire	95,62%	-0,003
	Carie dentinaire	96,97%	0,2830
Examen clinique Contre Digora®	Total	94,36%	0,1801
	Dent saine	91,96%	0,1370
	Carie amélaire	94,99%	-0,004
	Carie dentinaire	96,76%	0,269
Radiographie conventionnelle Contre Digora®	Total	97,91%	0,8069
	Dent saine	96,66%	0,7741
	Carie amélaire	97,08%	0,6592
	Carie dentinaire	99,16%	0,8780

Tableau 4: Pourcentage de correspondance et Kappa des différents dispositifs

La concordance entre l'examen visuel et la radiographie est très faible, que ce soit avec la radiographie conventionnelle (Kappa = 0,19) ou avec la radiographie numérique (Kappa = 0,18). La concordance entre les deux types de radiographies est, quant à elle, très élevée avec un Kappa correspondant à 0,80. Celui-ci atteint d'ailleurs sa valeur la plus élevée pour les caries dentinaires (Kappa = 0,87). Par conséquent, il n'existe pas de différences significatives entre la radiographie conventionnelle et la radiographie numérique. Toutefois, lors de cette étude, il a été mis en évidence que la radiographie numérique détectait 1,33 fois plus de lésions amélares précoces (moins de la moitié de l'émail atteint) mais 0,9 fois moins de caries amélares établies (plus de la moitié de l'émail atteint).

En conclusion, la radiographie numérique permet de détecter 1,15 fois plus de caries amélares par rapport à la radiographie conventionnelle. Cette légère différence ne se limite qu'aux lésions amélares, il n'existe pas de différence pour les lésions dentinaires.

L'étude de Kahn *et al.* (2005) a aussi comparé la radiographie conventionnelle à la radiographie numérique (capteur CCD) pour la détection des caries proximales. A la différence de l'étude de Galcéra *et al.* (2007), cette expérimentation a été réalisée dans des



conditions in vitro. Ainsi, 40 molaires ont été analysées par l'intermédiaire de quatre examinateurs. Lors de cette étude, il a été démontré que la performance des capteurs de type CCD et de la radiographie argentique (film Ektaspeed plus®) n'avait aucune différence significative. Cette étude in vitro confirme ainsi les résultats de l'étude in vivo de Galcéra *et al.* (2007).

Rockenbach *et al.* (2008) ont comparé la radiographie conventionnelle à plusieurs systèmes de radiographies numériques (capteur CCD et ERLM), dans le diagnostic des caries proximales. Ainsi, cette étude permet de comparer d'une part la radiographie conventionnelle à la radiographie numérique ; mais aussi les principaux types d'imagerie numérique. L'expérimentation est réalisée dans des conditions in vitro sur 51 molaires et 24 prémolaires ; seules les faces proximales ont été analysées au cours de l'étude. Les différents systèmes de radiographies numériques se composent du CygnusRay MPS system® (capteur CCD), du système Digora® (capteur ERLM) et du système DenOptix® (capteur ERLM). La sensibilité et la spécificité de chaque système ont ensuite été analysées et reportées dans le tableau 5.

<b>Dispositif</b>	<b>Sensibilité</b>	<b>Spécificité</b>
Radiographie conventionnelle	55,6%	67,9%
CygnusRay MPS system®	55,6%	75%
DenOptix®	56,9%	78,6%
Digora®	51,4%	85,7%

Tableau 5: Sensibilité et spécificité des différents systèmes de radiographies

Il n'y a statistiquement pas de différences significatives de sensibilité et de spécificité pour les quatre dispositifs radiographiques. L'étude conclut que, dans le diagnostic des caries proximales, les résultats de la radiographie numérique et de la radiographie conventionnelle sont similaires. De plus, les capteurs ERLM (Digora® et DenOptix®) offrent des résultats comparables aux capteurs CCD (CygnusRay MPS system®) dans le diagnostic des caries proximales.

La comparaison entre les différents capteurs sur les caries proximales a été aussi réalisée par Haiter-Neto *et al.* (2007). Leur étude *in vitro* a démontré que, seules les radiographies numériques de dernière génération (Schlick CDR wireless<sup>®</sup> et Digora Optime<sup>®</sup>) permettraient d'obtenir une sensibilité plus élevée que les radiographies conventionnelles. Cette augmentation de sensibilité serait due à l'amélioration de la résolution spatiale des capteurs numériques de dernière génération. Cette résolution spatiale représente la taille du plus petit détail décelable. Une résolution élevée correspond à une taille de pixel faible et à un nombre de paire de ligne (pl) par mm élevé. Ainsi, plus la résolution spatiale est élevée, plus l'image sera nette et de bonne qualité. Toutefois, l'étude de Li *et al.* (2008) contredit l'étude de Haiter-Neto *et al.* En effet, l'analyse de 72 faces proximales par 10 dentistes, à l'aide du système Digora Fmx<sup>®</sup> (7,8pl.mm<sup>-1</sup>), du Digora Optime<sup>®</sup> (7,8 et 12,1 pl.mm<sup>-1</sup>) et du VistaScan<sup>®</sup> (10 et 20 pl.mm<sup>-1</sup>) a montré qu'il n'y avait aucune augmentation dans la détection des caries proximales.

Ainsi, la radiographie numérique et la radiographie conventionnelle sont deux dispositifs similaires pour le diagnostic des caries proximales. En effet, toutes les études ont clairement mis en évidence que, quel que soit le dispositif utilisé, la sensibilité ne varie pas significativement. Toutefois, la radiographie numérique est bien plus qu'un simple outil de diagnostic, elle est aussi un formidable outil de communication. L'affichage des images sur l'écran LCD devient un moyen didactique assurant une meilleure relation entre le praticien et le patient. Par l'image, la compréhension du patient est facilitée, favorisant ainsi son adhésion à la thérapeutique. L'imagerie numérique permet d'amener une rapidité d'intervention, ainsi qu'une dynamique de l'image très intéressante dans le diagnostic des caries proximales. Mais ce support nécessite une connaissance parfaite de l'outil pour pouvoir en retirer les informations utiles à l'exercice odontologique. En revanche quel que soit le support utilisé, argentique ou numérique, la radiographie reste une représentation en deux dimensions d'une structure initiale tridimensionnelle. Seules des connaissances précises de ces projections en radioanatomie doivent permettre d'affirmer un diagnostic ou un suivi thérapeutique.

### **3.4. L'intérêt du contraste dans la radiographie**

La différence qui existe entre des tonalités de noir, de gris et de blanc sur le film détermine le contraste. Le contraste permet de différencier une zone d'une autre si elle diffère de composition chimique, de densité et d'épaisseur comme l'émail, la dentine, la pulpe, ou les tissus mous. Le contraste se définit donc comme la différence entre deux densités voisines.

Le contraste de l'image observée peut être réglé de manière à révéler les détails anatomiques recherchés par le praticien s'ils sont contenus dans le domaine des niveaux de gris les plus forts ou les plus faibles de l'image (Chala *et al.*, 2004)

Le contraste d'une radiographie conventionnelle est dépendante de nombreux facteurs tels que la collimation, le kilovoltage, la filtration ou bien encore le contraste du film. En effet, plus le diamètre du faisceau des rayons X est petit, moins il y a de tissu exposé et conséquemment, moins il y a de radiations secondaires, ce qui permet un contraste plus considérable. Aussi, plus le kilovoltage est élevé, moins le contraste est considérable. Le pouvoir de pénétration, du faisceau augmente en présence d'un faisceau de kilovoltage plus élevé. Il peut alors pénétrer plus efficacement toutes les structures, diminuant ainsi le contraste. Le plus haut degré de contraste est possible avec un bas kilovoltage (60 kV); ceci entraîne des différences nettes et bien marquées entre les tonalités de noir, de gris et de blanc. Avec un haut kilovoltage (90 kV), les structures sont beaucoup plus traversées par les rayons X. De ce fait, une quantité moindre de rayons X est absorbée par les tissus et plus d'entre eux atteignent le film dans une unité de temps. Ceci produit donc beaucoup plus de tonalités de gris avec des différences beaucoup moins marquées. En somme, avec un haut kilovoltage, on augmente l'échelle des contrastes mais l'image est moins contrastante. L'augmentation de la filtration du faisceau des rayons X a le même effet que l'augmentation du kilovoltage. De plus, les filtres constituent des facteurs de radiations secondaires. Par conséquent, si la filtration augmente le contraste diminue.

Le contraste du film est déterminé lors de sa fabrication. Il est indépendant des facteurs du faisceau des rayons X. Les pellicules à émulsion rapide donnent un meilleur contraste. Cependant, le contraste du film varie selon le manufacturier. La manipulation des films lors du développement affecte aussi les contrastes. Le sous-développement causé par des solutions épuisées, faibles ou trop froides, ou par un temps de développement trop court,

diminue le contraste. Le contraste est aussi affecté si un film est sous-exposé et s'il est surdéveloppé. En augmentant le temps de développement à 6 minutes, on augmente le contraste des tissus mous de 5% à 15% et le contraste des tissus durs de 8 à 25% et ceci indépendamment du genre de révélateur qu'on emploie. Il est évident qu'un développement excessif ou l'usage de solutions à de très hautes températures causera du brouillard chimique ce qui entraînera en retour une diminution du contraste.

Le contraste d'une radiographie argentique peut être modifié en variant les paramètres d'acquisition du cliché. Ces variations sont, cependant, difficilement maîtrisables par le praticien. De plus, l'image issue de la radiographie conventionnelle est une image statique. Dès son développement, la composante colorimétrique de l'image est figée et le praticien ne peut plus l'adapter pour le diagnostic des caries proximales.

Les radiographies numériques ont pour principal avantage de rester toujours dynamiques. Les images peuvent ainsi être « retravaillées » afin d'affiner la recherche de lésions carieuses. Cette retouche d'image est rendue possible grâce aux logiciels d'acquisition radiographique. Ces logiciels sont composés d'un large panel d'outils d'aide à l'observation. Parmi eux, on trouve la loupe, le rehaussement de contrastes, l'inverse vidéo ou la mesure de distance. Le rehaussement de contraste, est un outil dynamique qui s'adapte en fonction de la vision de chacun, assurant ainsi le meilleur radiodiagnostic (Bonnet *et al.*, 2001).

L'intérêt du traitement des images est très simple : améliorer la qualité visuelle d'un cliché en amenant une possibilité de visualisation à l'œil humain des zones non lisibles sur un cliché brut. La quantification des images par le phénomène de numérisation va ainsi permettre de travailler sur une région d'intérêt. La radiologie, en tant qu'examen complémentaire, prend ici toute sa valeur. Il s'agit là du secteur le plus important dans le domaine numérique. En effet, l'ensemble des études actuelles se penche davantage sur l'évolution vers le traitement des images que sur l'aspect technologique de ces capteurs. Dans la détection précoce des caries, et notamment dans les lésions proximales, les images numériques s'intéressent à montrer un phénomène de déminéralisation le plus tôt possible ; le terme de prévention prend alors toute sa valeur (Bonnet *et al.*, 2001).

La figure 25 présente un cliché rétrocoronaire obtenu grâce à un dispositif numérique équipé d'un capteur ERLM. Sur la radiographie initiale, la lésion proximale de la deuxième prémolaire maxillaire peut échapper au regard du praticien. En effet, la différence des niveaux de gris entre la lésion et la surface exempte de caries n'est pas clairement établie. Toutefois, à partir du panel d'outils du logiciel d'imagerie, le praticien peut faire varier le contraste, et ainsi accentuer cette différence. Ces variations, entièrement contrôlables, vont permettre, d'une part de détecter la lésion proximale et, d'autre part d'avoir une idée approximative des limites de la lésion. Ces informations vont permettre au praticien d'identifier plus facilement les lésions carieuses mais aussi d'adapter son approche thérapeutique.



Figure 25: Cliché rétrocoronaire avant et après modification du contraste

Un autre outil intégré aux logiciels d'imagerie est l'inverse vidéo. Cet outil consiste en une inversion des niveaux de gris de l'image. Ainsi, les structures apparaissant blanches sur l'image originale, apparaissent noires sur l'image modifiée. Il en va du même principe pour les structures noires sur l'image originale (Figure 26).



Figure 26: Radiographie d'une première molaire mandibulaire et son inverse vidéo

Toutefois, Haak et Wicht (2005) ont clairement démontré que l'inversion des niveaux de gris n'avait pas d'intérêt dans la détection des caries interproximales. En effet, 5 dentistes ont observé des radiographies numériques de 320 faces proximales. L'image radiographique originale fut d'abord analysée. Puis les images ayant subies l'inverse vidéo, ont, elles aussi, été analysées. Les résultats ont montré que la détection des caries proximales n'était pas optimisée par l'inverse vidéo et qu'au contraire, il détériore la détection des lésions dentinaires.

Le principal intérêt de l'inverse vidéo est l'évaluation de la bonne mise en place des limes endodontiques. De plus, il peut être utile pour l'évaluation de la cicatrisation osseuse. Cependant, les avantages de l'inversion vidéo dépendent entièrement de la perception visuelle de l'observateur.

En conclusion, la modification du contraste des radiographies va aider le praticien à mieux analyser les images. Les variations du contraste des radiographies conventionnelles sont difficilement contrôlables par le praticien et, de ce fait, n'apportent pas un réel avantage pour le diagnostic des caries proximales. La dynamique des radiographies numériques offre l'avantage au praticien de pouvoir retoucher tous les clichés et ainsi de focaliser son attention sur des régions d'intérêts. Le dépistage des lésions carieuses reste, cependant, totalement dépendant de l'acuité visuelle et de l'expérience du praticien.

Le panel d'outil offert par les logiciels d'imagerie numérique permet d'adapter les recherches aux différentes situations cliniques quotidiennes rencontrées par le praticien. Ce panel s'est étoffé au cours des années pour proposer toujours plus d'ergonomie au praticien, et lui permettre d'exploiter au mieux les clichés radiographiques. Dans un même logiciel, on peut aujourd'hui trouver des instruments de mesure, une loupe, un rehausseur de contraste et de luminosité, ou encore des filtres graphiques. Néanmoins, les logiciels d'imagerie n'offrent qu'un confort visuel au praticien mais ils n'améliorent pas significativement le diagnostic des caries proximales. Il a ainsi été démontré que la sensibilité du diagnostic des caries proximales n'augmentait pas de manière flagrante.

Pour aider le praticien dans le diagnostic des caries proximales des logiciels d'analyse radiographique ont été mis au point. Ils permettraient ainsi une analyse plus pointue des images numériques et objectiveraient le dépistage des lésions carieuses.

### **3.5. Les logiciels d'analyse radiographique**

L'analyse visuelle des radiographies pour les caries proximales est très difficile, en raison des variations du niveau d'exposition, de la structure de la dent et de sa forme. De plus, l'œil humain a tendance à lisser les nuances de gris (Gakenheimer, 2002). Une étude menée en 1984 par des chercheurs de l'Université de Californie à Los Angeles (UCLA), a montré que les dentistes réalisant des radiographies évaluaient mal la profondeur de la carie dans 40% des cas et que des dents saines ont été diagnostiquées comme ayant des caries 20 fois sur 100. Bien d'autres études ont clairement mis en évidence les difficultés de détection des lésions proximales à l'aide de radiographies.

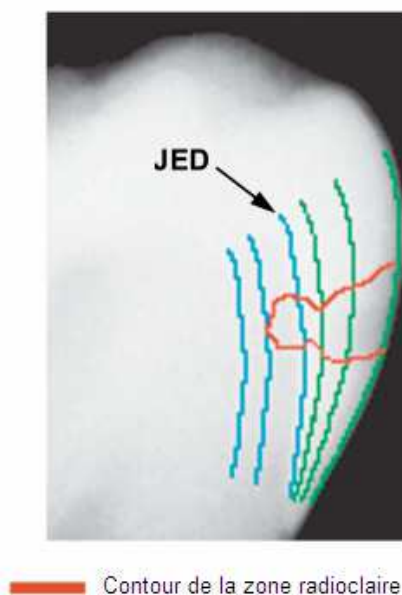
En Mars 2001, le National Institutes of Health (NIH), a publié une déclaration de consensus sur le diagnostic et le traitement des caries dentaires, exprimant un besoin de progrès dans les méthodes de contrôle radiographique de diagnostic de lésions non cavitaires. Le NIH a, par ailleurs, évoqué la nécessité de réaliser des essais cliniques et des études de laboratoire pour évaluer l'efficacité des nouvelles méthodes.

L'avènement de la radiographie numérique a apporté de nouvelles opportunités pour aider les dentistes, et cela grâce aux logiciels d'analyse. Ainsi, Logicon Inc. (Northrop Grumman Information Technology) a développé un logiciel unique pour aider les praticiens

dans le diagnostic des caries proximales. Ce logiciel porte le nom de Logicon Caries Detector. Celui-ci analyse les changements de densité radiographique (directement liés à la densité de la dent) pour identifier les régions déminéralisées de la dent et déterminer la probabilité qu'une lésion carieuse soit présente dans l'émail et la dentine.

Une interface graphique affiche une image agrandie de la radiographie, décrivant le site de la lésion potentielle sur la dent en question. Il trace le contour des lésions potentielles sur l'image, représente graphiquement les changements de densité de la dent et évalue la probabilité d'une lésion. Le logiciel analyse les caractéristiques des radiographies pour les comparer à une base de données de caries connues. Il met automatiquement en évidence les lésions éventuelles sur les clichés, indiquant au dentiste les régions de la dent à examiner plus en détail. Cette base de données a été développée par l'école de dentisterie de UCLA à partir de dents extraites. Ces dents ont été radiographiées, puis sectionnées et analysées histologiquement au microscope afin de déterminer le statut véritable de la lésion.

Après la prise de radiographies numériques, le programme va analyser celles-ci en trois étapes. Lors de la première étape, le logiciel recherche le bord extérieur de la dent et la jonction émail-dentine (ou JED). Le logiciel offre un mode manuel au cas où le dentiste préfère tracer ces limites. La variation de la densité radiographique et, par conséquent, la variation de densité de la dent, sont analysées. Le programme balaye les contours de la dent et de la JED, lui permettant de détecter les zones radioclares et de définir ses contours (Figure 27).



**Figure 27 :** Recherche de radioclarité par le logiciel Logicon



Lors du balayage de la dent par le logiciel, celui-ci analyse l'émail en dix sections équidistantes (tracé vert sur la figure 27). Puis la dentine est analysée sur cinq sections (tracé bleu sur la figure 27). Les changements de densité sont déterminés le long de chaque section et affichés sur l'écran LCD. Pour chaque section, il est possible de voir les variations de densité (Figure 28).

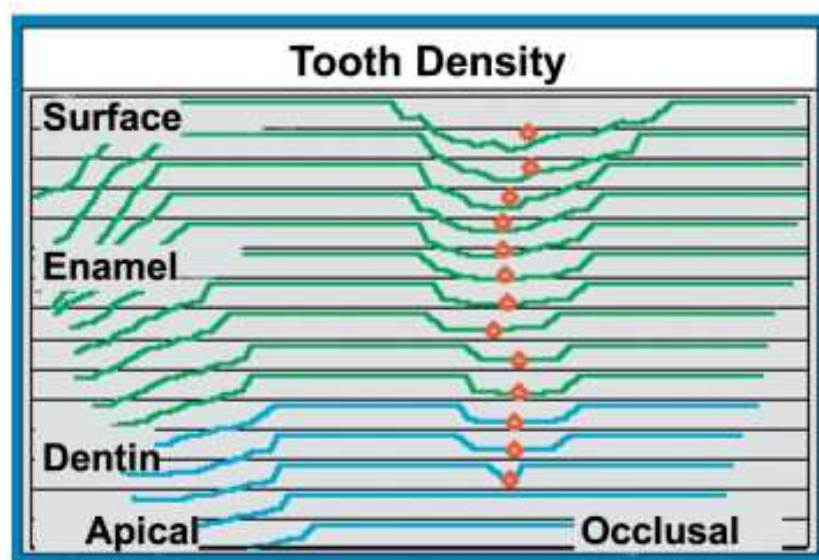


Figure 28: Variation de densité de la dent

Le programme cherche alors une corrélation entre les variations de densité et la présence d'une lésion carieuse. Pour cela, il va comparer les informations enregistrées avec sa base de données. Celle-ci est composée d'images de 608 dents (comprenant molaire, prémolaire, canine et incisive) avec toute une gamme de lésions :

- pas de lésions carieuses
- lésion de l'émail de surface
- lésion touchant plus de la moitié de l'émail
- lésion pénétrant la dentine

Puis grâce à une analyse mathématique, le logiciel va calculer la probabilité de présence d'une lésion carieuse (Figure 29).

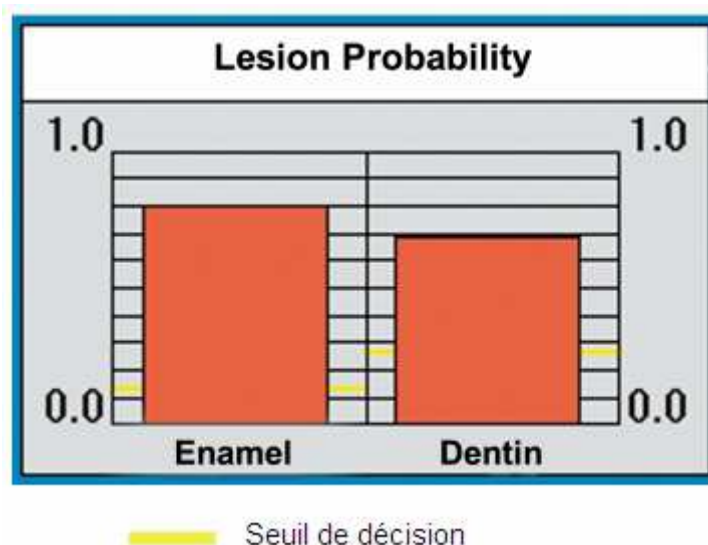


Figure 29: Probabilité de la présence d'une lésion

Le seuil de décision indique la limite sous laquelle un résultat faux positif est possible. Ainsi, si la barre de probabilité est bien au-dessus du seuil, le praticien peut envisager la mise en place d'un traitement. Si la barre est proche ou en dessous du seuil, il est préférable pour le praticien de ne pas intervenir et de réévaluer le cas ultérieurement. Ce seuil a été défini par Logicon inc. et repose sur un taux de détection de faux positifs de 15%.

Afin de réaliser des essais cliniques, 18 dentistes des U.S.A. (15 libéraux et 3 praticiens hospitaliers) ont été choisis pour essayer le Logicon dans leur exercice quotidien. Tous utilisent les radiographies numériques et ont de bonnes connaissances informatiques. Seules les faces proximales des dents devaient être analysées. Le tableau 6 présente la distribution des dentistes et des patients selon leur géographie ainsi que le nombre de faces analysées (Gakenheimer, 2002).

Région	Nombre de dentistes	Nombre de patients	Nombre de faces
California	7	32	61
Utah	1	8	19
Idaho	1	8	5
Washington	3	24	42
North Carolina	4	18	39
Georgia	1	2	3
New York	1	3	6
<b>TOTAL</b>	<b>18</b>	<b>90</b>	<b>175</b>

Tableau 6: Distribution des dentistes et des patients par région

Les patients sont de tous âges, groupes ethniques et sexes afin de balayer la population dans son ensemble. Les résultats avant et après utilisation du Logicon sont présentés dans le tableau 7.

	<b>Résultat (%)</b>		<b>Différence</b>
	<b>Sans Logicon</b>	<b>Avec Logicon</b>	
<b>Sensibilité</b>	70,3	90,5	+ 20,2
<b>Spécificité</b>	88,6	88,3	- 0,3
<b>Précision</b>	75,6	88,3	+ 12,7

Tableau 7: Résultats de l'étude clinique du Logicon

Il est ainsi possible de voir que la sensibilité augmente fortement avec l'utilisation du logiciel Logicon. Toutefois, la spécificité, quant à elle, ne varie pas. L'augmentation de précision n'est donc due qu'à la forte augmentation de la sensibilité. Cette forte augmentation de la sensibilité s'explique avant tout grâce à la capacité d'analyse du logiciel. En effet, le Logicon est capable de différencier 256 nuances de gris tandis que l'œil humain n'est capable d'en différencier que 40. Toutefois, l'étude de Kang *et al.* (2002) a clairement démontré que le Logicon caries detector<sup>®</sup> est plus apte à détecter les lésions ayant déjà pénétré la dentine, que les déminéralisations de surface. Le dépistage de la lésion est, par conséquent, tardif et nécessite la mise en place de restaurations. Par ailleurs, Kang *et al.* mettent en avant les possibles incohérences entre la densité de la dent et la base de données. En effet, les anomalies dentaires, telles que les hypoplasies, ou les usures physiologiques des faces proximales risquent d'être reconnues par le logiciel comme étant des lésions carieuses. La conséquence est l'obtention d'un résultat faux positif, qui va amener le praticien à réaliser un traitement non nécessaire.

A ce jour, le Logicon caries detector<sup>®</sup> est le seul logiciel disponible dans les cabinets dentaires. Toutefois, des recherches sont en cours pour trouver de nouveaux logiciels capables d'aider le praticien dans l'analyse des radiographies.

Ainsi, Park *et al.* (2009) ont mis en évidence la possibilité d'utiliser le profil linéaire et l'histogramme d'une image radiographique pour détecter les lésions carieuses. Afin de comprendre le principe, il est nécessaire de définir ce qu'est un histogramme et un profil linéaire d'une image numérique.

L'image en noir et blanc est une matrice de pixels dont la précision est limitée à 0 (éteint) ou 1 (allumé). Chaque pixel dans une image en noir et blanc (bi-niveau) tient sur un bit ( $2^1=2$  couleurs). L'image en niveaux de gris, comme une radiographie, a une définition de pixels qui dépend de sa brillance. Chaque pixel tient sur 8 bits, soit  $2^8=256$  niveaux de gris. Ces niveaux sont répartis sur une gamme de ton qui va du noir (niveau 0) au blanc (niveau 255). L'histogramme est une représentation graphique de toutes ces nuances. Il est constitué de 256 barres verticales représentant pour chaque nuance de gris, sa quantité (Figure 30).

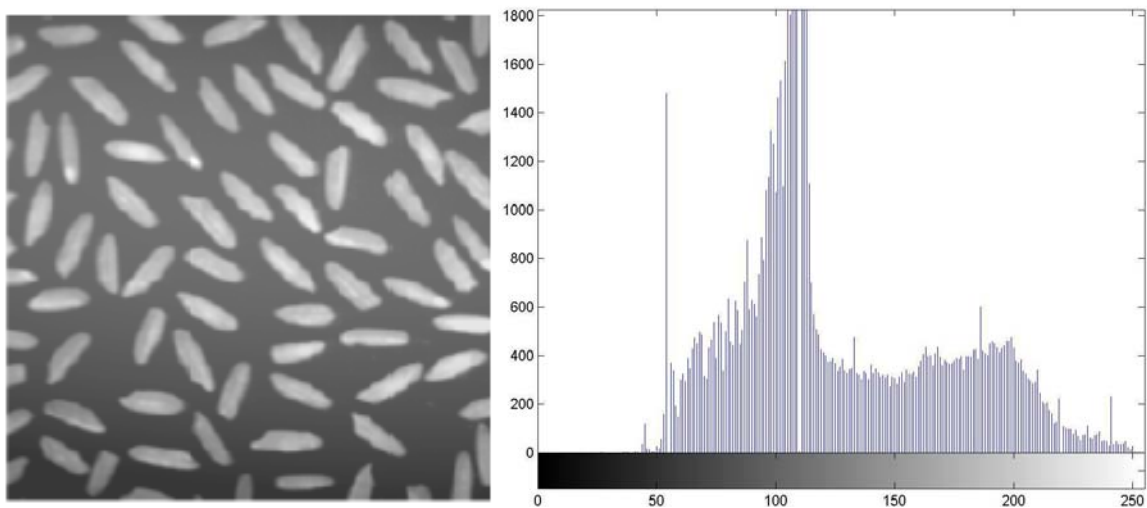


Figure 30: Image en noir et blanc, et son histogramme

Mathématiquement, l'histogramme est la fonction  $H$  définie par une échelle de gris  $[0, \dots, k, \dots, 255]$ , tel que le nombre de pixels équivalent au niveau de gris  $k$  s'écrit :

$$H(k) = n_k$$

Où :  $k$  = la valeur du niveau de gris

$n_k$  = le nombre de pixels équivalent au niveau de gris  $k$

$$\sum n_k = n$$

Où :  $n$  = nombre total des pixels de l'image

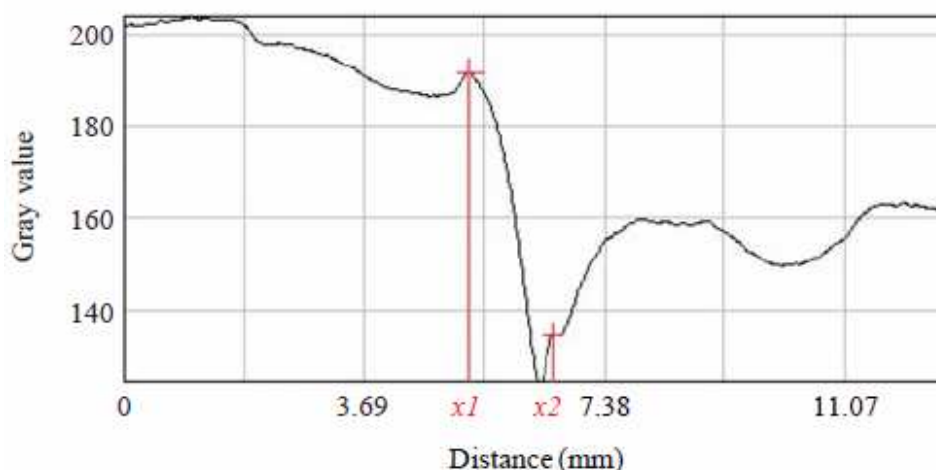
Le profil d'une image permet d'échantillonner les données de celle-ci. Les données peuvent, dans le cas d'une radiographie, être la densité des différents niveaux de gris. Le profil peut se faire sur une partie bien distincte, suivant un trajet défini par l'utilisateur. Ce trajet se matérialise par une droite sur l'image où, pour chaque point de la droite il est possible d'établir le profil de l'image. Ce profil est aussi nommé profil linéaire. La figure 31 présente une radiographie numérique ainsi que la droite définie pour établir le profil linéaire.



Figure 31: Radiographie numérique

Tout le long de cette ligne, un histogramme va pouvoir être établi avec la moyenne des valeurs de gris. Si les deux dents sont toutes les deux saines, leurs niveaux de gris vont rester constants l'un par rapport à l'autre. Par contre, en cas de déminéralisation d'une des dents, les niveaux de gris vont varier. Les valeurs vont être présentées sous forme d'un graphique avec pour abscisse la longueur de la droite, et en ordonnée les valeurs de gris (Figure 32). Il est possible de voir une variation des niveaux de gris à l'endroit où se situe la lésion. La variation est proportionnelle à l'importance de l'atteinte. Sur la figure 32, l'espace entre  $x_1$  et  $x_2$  présente l'espace interdentaire. Du fait de l'absence de tissus radio-opaque, le niveau de gris chute au niveau 0, soit le ton noir sur l'histogramme.

De plus, la zone de variation peut être clairement délimitée et mesurée sur le graphique. Dans cet exemple (Figure 31), la lésion s'étend de  $x_2$  à la fin de la droite. L'étendue de la lésion, ainsi connue, permet au praticien d'adapter son traitement.



**Figure 32:** Valeur moyenne des niveaux de gris en fonction de la distance

L'avantage de ce principe est de comparer la dent directement à la dent adjacente et non pas à une base de données, comme pour le Logicon caries detector<sup>®</sup>. Il permet, en outre de connaître l'étendue de la lésion. Toutefois, ce système est encore en cours de développement et ses capacités ne peuvent être comparées au Logicon.

En conclusion, les logiciels d'analyse radiographique apportent une aide non négligeable au praticien pour la détection des caries proximales. Leur capacité à détecter des atteintes dentinaires invisibles à l'œil nu est cliniquement établi. Ils permettent d'objectiver l'analyse des radiographies et de renforcer leurs précisions. Ils aident aussi à l'éducation du patient et au partage des informations avec lui (Gakenheimer *et al.*, 2002). Cependant, la détection des lésions carieuses reste tardive, lorsque celles-ci sont déjà arrivées à un stade irréversible. La mise en place de restaurations est alors inéluctable. La faible capacité des radiographies à détecter les déminéralisations de surface ne permet pas au praticien de mettre en place des traitements prophylactiques. En outre, le dépistage précoce des caries secondaires est aussi très tardif et les logiciels d'analyse ne permettent pas d'aider le praticien dans leurs analyses.

La radiographie reste le moyen le plus utilisé par les praticiens pour le diagnostic des caries proximales. Cependant, depuis quelques années, de nouveaux outils diagnostics, présentant une meilleure sensibilité, ont vu le jour. Ils permettent un diagnostic sans utilisation de radiations ionisantes, et permettent un dépistage beaucoup plus précoce des lésions proximales.

## **4. Dispositif recourant à l'impédance électrique**

### **4.1. Effet de l'impédance électrique sur les tissus dentaires**

L'impédance électrique se définit comme la mesure de la résistance des tissus biologiques par l'envoi d'un courant sinusoïdal de faible intensité et de haute fréquence à travers des électrodes. En appliquant une tension aux bornes des électrodes, il est possible de mesurer une impédance par le biais de la loi d'Ohm (Bruce *et al.*, 1994).

L'impédance (Z) détermine la notion de résistance lorsqu'un conducteur est parcouru par un courant alternatif. Elle est composée de la résistance pure (R) du conducteur et de la réactance (X) produite par la capacitance des membranes cellulaires, les interfaces tissulaires et les tissus non ioniques (Chumlea *et al.*, 1994).

L'expression mathématique de l'impédance est un nombre complexe. Il se compose d'un ensemble de deux nombres  $x$  et  $y$  pouvant s'écrire  $z = x + i y$  avec la convention  $i^2 = -1$ ,  $x$  est appelée partie réelle de  $z$  et  $y$  sa partie imaginaire.

L'impédance peut ainsi être exprimée comme telle :

$$Z = R + jX$$

Où : R = Résistance du tissu

X = Réactance du tissu

$$j = \sqrt{-1}$$

La résistance R est directement liée à l'état d'hydratation des tissus, de leur minéralisation et de leur vascularisation ; elle est la partie réelle de l'équation de l'impédance. La réactance X correspond, quant à elle, à la partie imaginaire de l'équation de l'impédance.

Elle possède deux composantes : l'une inductive (L) et l'autre capacitive (C), telle que :

$$X = L.\omega - \frac{1}{C.\omega}$$

$$\text{Où : } \omega = 2.\pi.f$$

L = composante inductive

C = composante capacitive

A partir de cette formule, nous pouvons constater que la réactance est dépendante de la fréquence émise. Le tissu se comporte comme un condensateur avec une phase de charge : la composante capacitive (C) et une phase de décharge : la composante inductive (L). Ces deux composantes sont directement liées au courant sinusoïdal et par conséquent à la fréquence émise.

La fonction  $Z = R + jX$  peut être représentée dans un plan complexe (Figure 33).

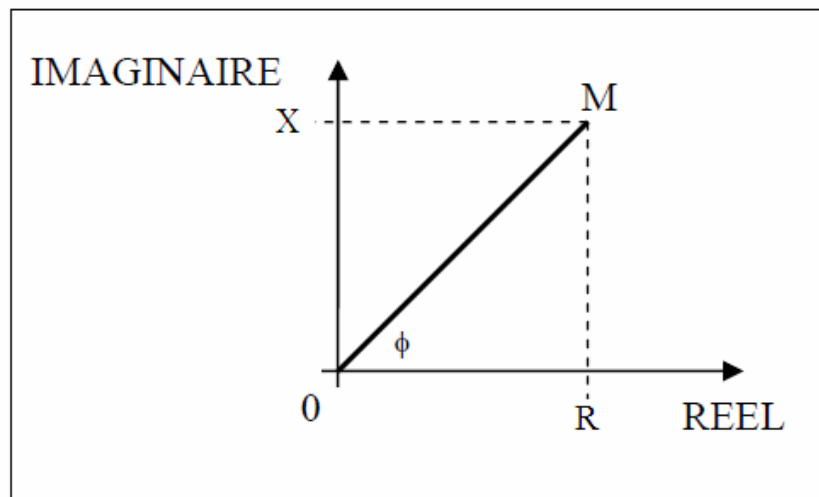


Figure 33: Représentation graphique de l'impédance

L'angle  $\Phi$  obtenu est appelé angle de déphasage. Cet angle est dépendant de la fréquence émise. Ainsi, chaque fréquence permet d'obtenir un angle  $\Phi$  et un point M. Lors d'une émission de plusieurs fréquences, plusieurs points M sont obtenus et reportés sur un



diagramme : le diagramme de Nyquist (Figure 34) (Bruce *et al.*, 1994). Ces points M «optimaux » sont obtenus par étalonnage des fréquences sur un tissu sain.

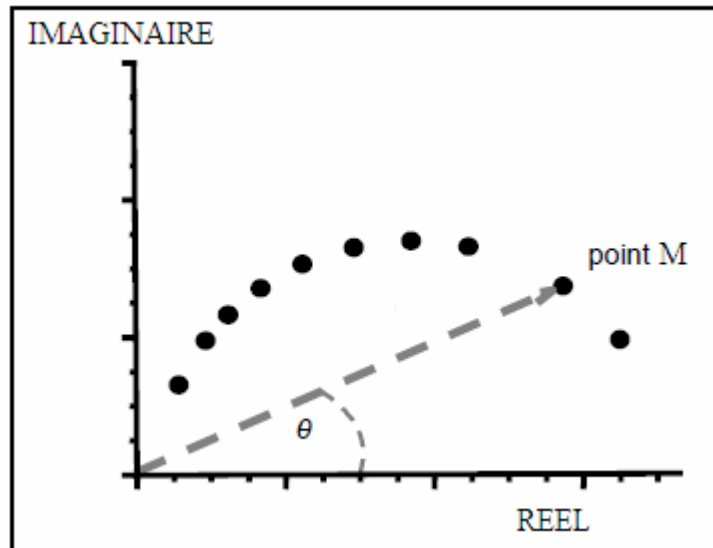


Figure 34: Diagramme de Nyquist

A partir de ce diagramme, pour une fréquence donnée, il est possible de définir une valeur de résistance du tissu. Lors d'une mesure d'impédance sur un tissu ou un matériau, les points M obtenus par mesure seront comparés aux points M issus du diagramme de Nyquist. Ainsi, toutes divergences de valeur signifieront une modification de la résistance du tissu.

Le système d'impédance électrique est utilisé dans de nombreux domaines tels que la métallurgie (possibilité d'analyser la corrosion des métaux), la médecine (détection d'ostéoporose ; dépistage de cancer) mais aussi en odontologie. En effet, des essais cliniques sont effectués pour évaluer l'évolution de l'ostéointégration implantaire grâce à l'impédance électrique. Mais elle sert aussi à la détection des caries dentaires.

Afin de comprendre la modification de la résistance du tissu dentaire, il est nécessaire de rappeler la composition de l'émail ainsi que le processus de déminéralisation lors d'une atteinte carieuse.

L'émail dentaire possède une phase minérale composée d'apatite carbonatée. D'autres éléments que le calcium et le phosphate interviennent dans la composition minérale de l'émail : sodium, potassium, magnésium, chlore, zinc, fluorure (Piette, 2001). Ces ions font également partie de la composition inorganique de la salive. Le module le plus élémentaire

des cristallites est le monocristal d'hydroxyapatite. Le monocristal d'hydroxyapatite est une structure ayant comme propriété une haute résistance électrique (Huysmans *et al.*, 1996). Par conséquent, l'impédance d'une dent exempte de caries est très élevée.

La lésion initiale de l'émail est le résultat d'une baisse du pH à la surface de la dent, qui ne peut être contrebalancée par la reminéralisation. Les ions acides pénètrent profondément par des voies de passage à travers les structures de l'émail de surface. La lésion initiale de l'émail est décrite comme une lésion de déminéralisation de subsurface recouverte par une couche de surface apparemment intacte (Figure 35) (Piette., 2001).

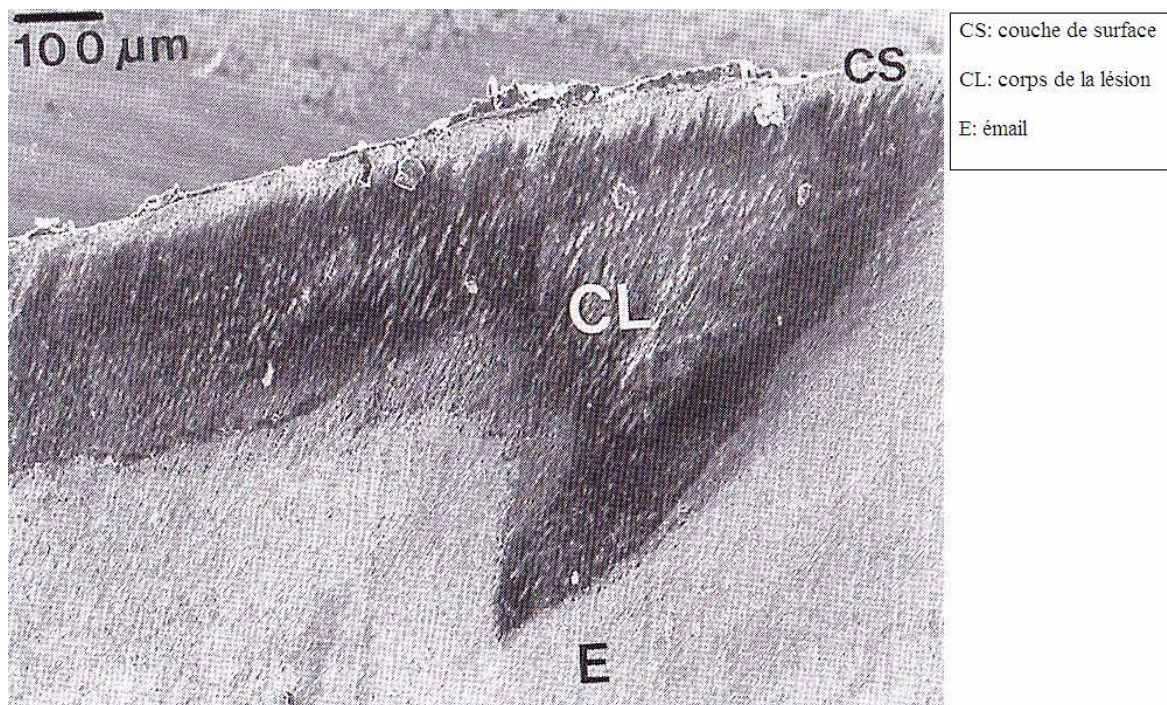


Figure 35: Coupe mésiodistale d'une carie de l'émail (M.EB.)

La déminéralisation de l'émail augmente la porosité de la structure de la dent. Ces porosités sont, par la suite, comblées par les fluides de la cavité buccale chargés en ions (notamment la salive) (Angmar *et al.*, 1993).

La porosité associée à l'importante charge ionique entraîne une augmentation de la conductivité électrique et, de ce fait, diminue la résistance électrique. L'impédance se voit dès lors modifiée (Figure 36) (Longbottom *et al.*, 2004).

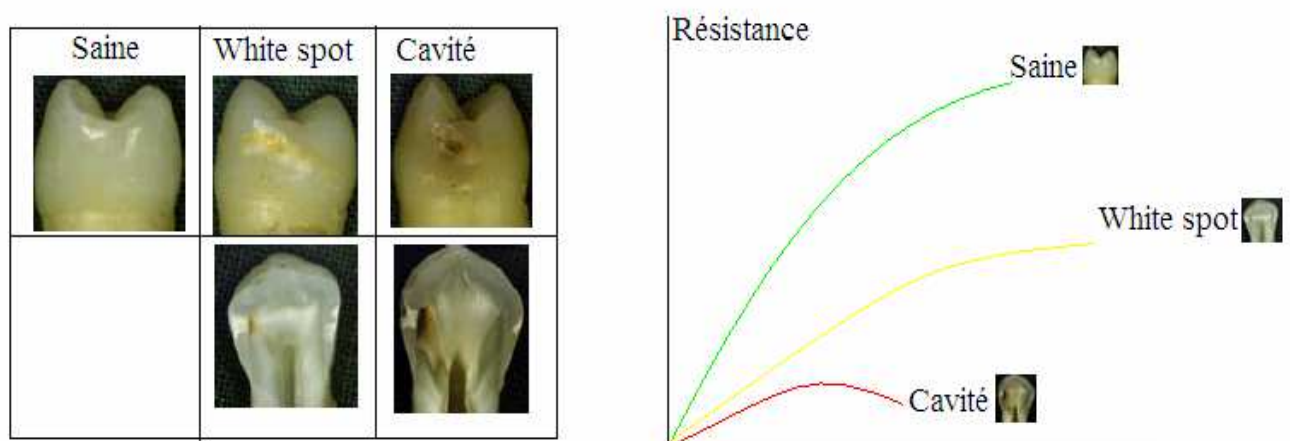


Figure 36: Relation impédance / déminéralisation dentaire

Ainsi, le principe de cette technique serait basé sur la détection de l'augmentation de la conductivité électrique qui accompagne la réduction du contenu minéral des lésions carieuses.

Cette augmentation de la conductivité est due à la présence de microcavités de déminéralisation obturées par la salive qui joue le rôle d'électrolyte permettant la transmission du courant électrique.

#### 4.2. L'impédance électrique dans la détection des caries proximales

De nombreuses études in vivo et in vitro ont été réalisées pour démontrer l'efficacité de l'impédance électrique pour la détection des caries occlusales. Cependant, les études démontrant l'efficacité de l'impédance électrique dans la détection des caries proximales sont limitées au milieu in vitro. Les études de Pitts *et al.* (2008), ont mis en évidence la haute sensibilité et spécificité de l'impédance électrique dans la détection des caries. En effet, sur 137 molaires et prémolaires extraites, la détection de caries sur les surfaces lisses a atteint une sensibilité de 92,5% et une spécificité de 92,5%.

Une autre étude de Pitts *et al.* (2007) a analysé la sensibilité de la détection des caries proximales en fonction de l'étendue de la lésion. Pour cela, les dents ont été classées en trois catégories : face proximale saine, face proximale avec atteinte de l'émail, face proximale avec carie et atteinte de la moitié de la dentine (Tableau 8).

	<b>Nombre de sites par catégorie</b>
<b>sain</b>	79
<b>Atteinte de l'email</b>	30
<b>Carie avec atteinte de la moitié de la dentine</b>	6
	Total : 115

Tableau 8: Répartition des dents en fonction de leurs atteintes

Trois dentistes ont ensuite analysé les dents à l'aide des systèmes d'impédance électrique. Les résultats obtenus sont dans le tableau 9.

	<b>Surface proximale</b>		
	<b>Succès (%)</b>	<b>Sensibilité (%)</b>	
		<b>Min.</b>	<b>Max.</b>
<b>sain</b>	91	87	94
<b>Atteinte de l'email</b>	89	81	93
<b>Carie avec atteinte de la moitié de la dentine</b>	87	70	95

Tableau 9: Résultats de l'étude de Pitts *et al.* (2007)

Les résultats obtenus grâce à l'impédance électrique montrent un haut taux de sensibilité. Toutefois, il est nécessaire de rappeler que les résultats obtenus sont issus d'expériences *in vitro*. Or, plusieurs facteurs peuvent avoir un impact sur la résistance électrique. Les principaux facteurs sont : la porosité de l'email, l'épaisseur du tissu, l'hydratation de l'email et la température (Longbottom *et al.*, 2004).

Il a été démontré que la porosité d'un email sain est un facteur variable; particulièrement dans les 15 à 18 mois après l'éruption de la dent sur l'arcade. Une erreur de

mesure sur les secondes molaires d'un adolescent est alors tout à fait possible et à été montrée lors d'essais cliniques (Longbottom *et al.*, 2004).

L'épaisseur du tissu peut aussi avoir un impact lors des mesures. En effet, le dispositif ne peut pas différencier une déminéralisation d'origine carieuse, d'une déminéralisation d'origine hypoplasique.

L'hydratation de l'émail et la température sont des facteurs pouvant être contrôlés lors d'expérience in vitro. Ainsi, pour les études de Pitts *et al.*, le taux d'humidité et la température étaient similaires aux conditions de la cavité buccale.

Les expérimentations de Hyusmans *et al.* (1996) ont aussi été réalisées in vitro et concernent uniquement les lésions carieuses proximales. Elles ont permis d'obtenir une haute sensibilité pour les caries superficielles de l'émail (0,83%) et une sensibilité de 100% pour les lésions cavitaires. Hyusmans émet cependant des réserves sur la possibilité de telles mesures in vivo. En effet, la principale difficulté reste le contact intime de l'électrode contre la face proximale. La difficulté d'accès au site et la présence de la papille gingivale risque d'empêcher un contact optimal entre l'électrode et la dent. De plus, la salive présente dans les espaces interdentaires risque aussi de modifier les résultats. Huysmans voit en la fibre de carbone associée à l'utilisation de coins en plastique une solution à ces problèmes.

Bien que réalisées in vitro, les études de Pitts *et al.* (2007) ainsi que celles de Hyusmans *et al.* (1996) ont permis de mettre en évidence la performance de l'impédance électrique dans la détection des caries proximales.

### 4.3. Les dispositifs actuellement utilisés en cabinet dentaire

Les dispositifs actuellement utilisés en cabinet dentaire sont le cariscan pro<sup>®</sup> de la société IDMoS (Figure 37). Ces dispositifs sont récents puisqu'ils ne sont disponibles que depuis 2008.



Figure 37: Cariescan pro<sup>®</sup>

Le système cariescan pro<sup>®</sup> est calibré lors de sa conception ; il n'est donc pas nécessaire de l'étalonner en bouche sur une dent saine avant son utilisation.

Afin d'être en circuit électrique fermé, un crochet à lèvre (Figure 38), similaire au crochet des localisateurs d'apex, est mis en place sur la lèvre inférieure.



Figure 38: Crochet à lèvre

Le protocole avant la réalisation de détection carieuse consiste en un nettoyage de la dent, une isolation de celle-ci avec des cotons hydrophiles et un séchage à l'air de la surface. Ce protocole est primordial pour éviter tous risques de modification de la conductance lors du passage du courant électrique. Puis, le capteur est placé sur la zone à analyser sur une durée d'environ 4 secondes (Figure 39).





**Figure 39:** Mesure de la surface occlusale

Le cariescan pro<sup>®</sup> va balayer plusieurs fréquences allant de 200 à 100000 Hz et enregistrer les données afin de créer un diagramme de Nyquist pour la dent testée (Tableau 10). Le processeur va ainsi analyser les données et les comparer à la base de données du système (Guimerà *et al.*, 2008).

Fréquence (Hz)	Point par cycle	Nombre de cycle	Total des points
200	75	13	975
1000	30	17	510
5000	6	85	510
10000	9	56	504
50000	6	85	510
100000	6	85	510

**Tableau 10:** Données enregistrées par le cariescan pro<sup>®</sup>

Les mesures possibles avec le cariescan pro<sup>®</sup> sont à ce jour limitées aux surfaces planes et aux surfaces occlusales. En effet, les mesures ne peuvent être réalisées pour les caries radiculaires, les caries secondaires mais aussi au niveau du point de contact et sur les surfaces en contact avec la papille interdentaire. Bien que des études aient démontré in vitro

qu'il était possible de détecter les caries proximales grâce à l'impédance électrique (Pitts *et al.* (2007) ; Hyusmans *et al.* (1996)), le problème réside au niveau de la sonde.

En effet, la sonde du cariescan pro<sup>®</sup> (Figure 40) est composée d'une multitude de filaments métalliques comparable à un pinceau. De ce fait, elle ne permet pas un contact optimal dans la zone proximale où l'accès est difficile. De plus, le protocole (séchage à l'air de la surface) est impossible à mettre en place.



Figure 40: Sonde du cariescan pro<sup>®</sup>

Pour palier à ces différents problèmes, des prototypes de sonde sont mis au point et testés. Chang *et al.* (2008) ont mis au point un prototype de sonde fluide capable de s'adapter à la forme de la dent. Lors de sa mise en place sur la dent, la salive environnante va être chassée permettant une isolation de la surface dentaire analysée. Ce prototype de sonde a été utilisé pour détecter les caries proximales situées au niveau du point de contact et au niveau de la papille interdentaire. Les résultats de ce prototype présentent une bonne efficacité pour la détection des caries proximales.

En conclusion, l'impédance électrique est un outil de diagnostic efficace pour la détection de toutes modifications minérales du tissu dentaire. Dans le diagnostic des caries proximales ; à ce jour seule une petite zone des prémolaires et molaires peuvent être analysées. Les faces proximales du secteur antérieur peuvent, quant à elles, être analysées via un abord vestibulaire et lingual par la sonde. Le point de contact ainsi que les zones avoisinant les papilles interdentaires des dents postérieures ne peuvent être analysées *in vivo*. Les différentes études *in vitro* ont mis en évidence l'efficacité de l'impédance électrique dans la détection des caries proximales ; c'est pourquoi plusieurs prototypes sont en cours d'étude afin de permettre l'analyse complète de la face proximale. L'impédance électrique peut être considérée comme un moyen de diagnostic d'avenir dans le dépistage et la prévention des caries proximales.



## 5. Diagnostic par dispositif de fluorescence

### 5.1. Les propriétés optiques des lésions carieuses

Les méthodes optiques de détections de caries sont basées sur l'observation de l'interaction de l'énergie appliquée à la dent ou sur l'observation de l'énergie émise par la dent (Hall *et al.*, 2004). Cette énergie prend la forme d'une onde appartenant au spectre électromagnétique (Figure 41). Les longueurs d'ondes principalement utilisées sont celles appartenant à la lumière visible (400 nm à 700 nm), ainsi que celles de la lumière proche infrarouge (700 à 1500 nm).

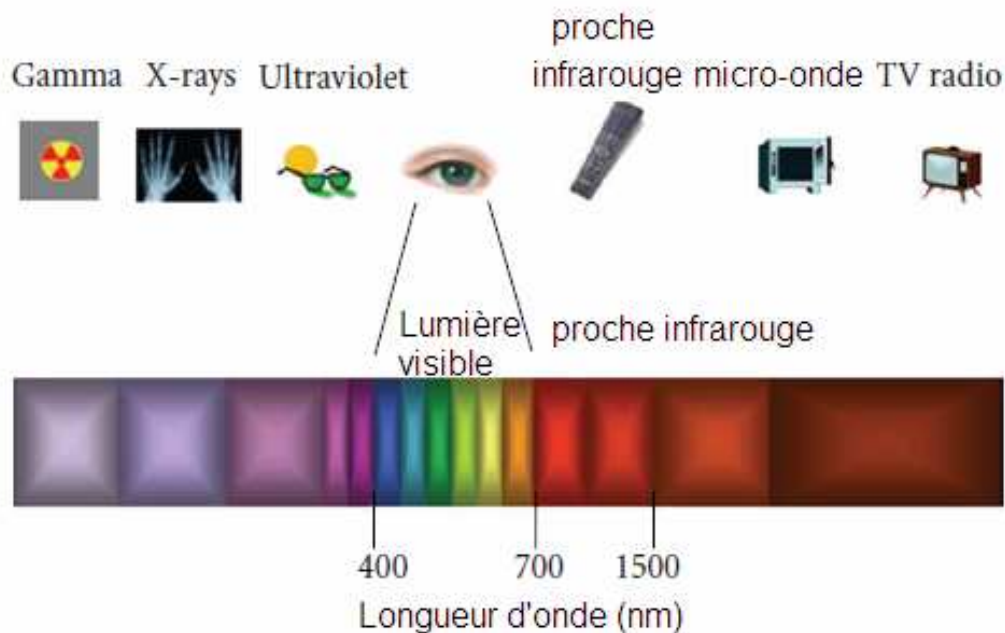


Figure 41: Spectre électromagnétique

Dans sa forme la plus simple, la carie peut être décrite comme un processus résultant d'une modification structurale du tissu dentaire. La diffusion des ions calcium, phosphate et carbonate résulte de la perte du contenu minéral de la dent. La zone déminéralisée est principalement comblée par des bactéries et de l'eau. La porosité de cette zone est alors plus importante que les structures environnantes (Karlsson *et al.*, 2010).

La dispersion accrue de la lumière incidente due à ces modifications structurales apparaît à l'œil humain sous la forme de tache blanche (white spot). Ainsi, le processus

cariex entraîne des changements optiques distincts pouvant être mesurés et quantifiés avec les méthodes de détection basées sur la lumière et son interaction avec la dent.

La lumière se définit comme une onde électromagnétique. Celle-ci interagit de plusieurs manières avec la structure dentaire. Les ondes peuvent rebondir sur la surface dentaire ; le rayon lumineux est alors réfléchi. L'onde peut aussi pénétrer la surface dentaire et changer de direction ; on parle alors de dispersion. Les photons peuvent alors ressortir par la face où ils sont entrés ou ressortir par une autre face. L'onde peut entièrement traverser la dent sans modification de son trajet ; la lumière est alors transmise. La lumière peut être absorbée et entraîner une production de chaleur. Enfin, l'onde incidente peut être absorbée puis réémise sous forme de fluorescence (Hall *et al.*, 2004). La figure 42 présente ces interactions entre la lumière et le tissu dentaire.

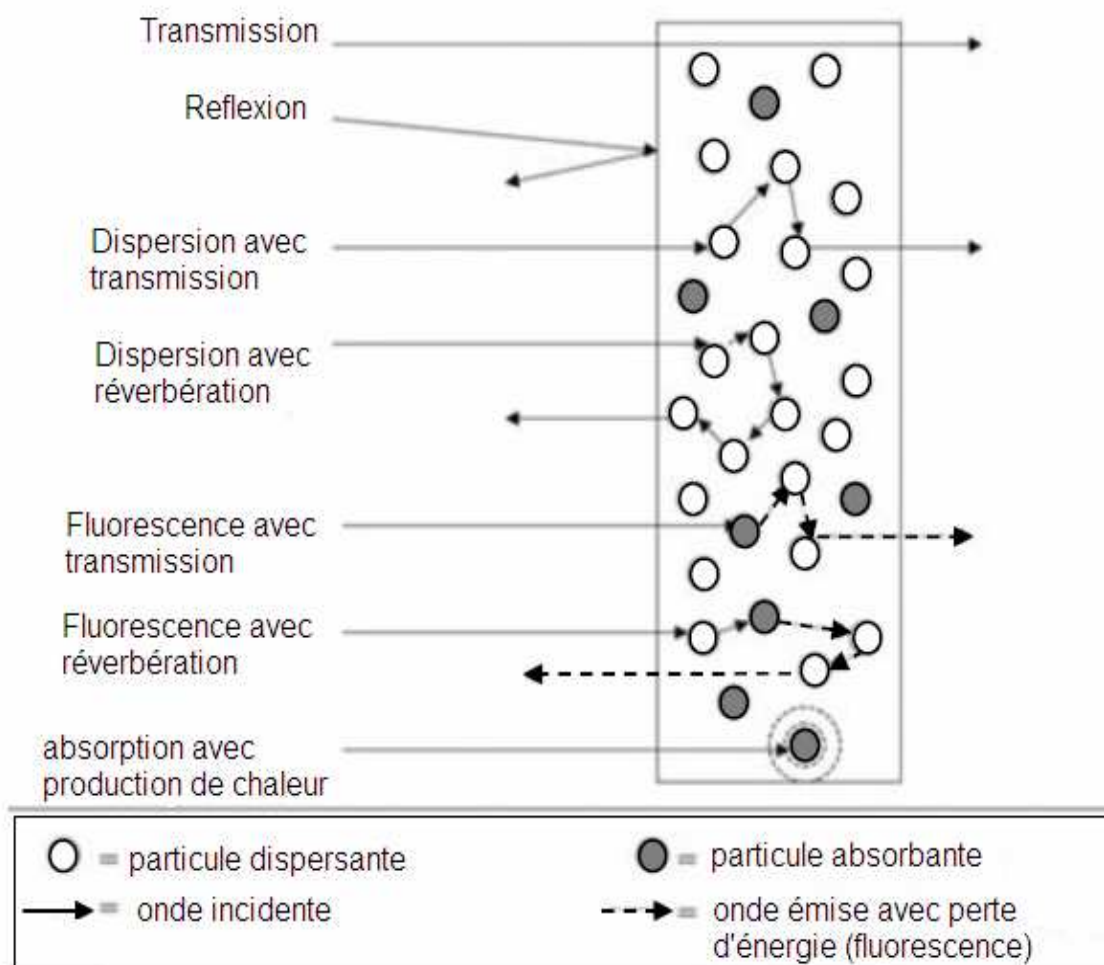


Figure 42: Interaction lumière – tissu dentaire

L'une des principales interactions utilisées par les dispositifs de détection est la dispersion. La dispersion est le processus où le photon change de direction sans perdre d'énergie. La lumière incidente voit son trajet dévié quand elle interagit avec des petites particules ou des objets présents dans le milieu où elle passe. La dispersion fait partie des propriétés du milieu. Un verre de lait apparaît blanc car la lumière incidente est dispersée dans toutes les directions, quittant ainsi le lait sans aucune absorption (Zijp, 2001). La neige apparaît aussi blanche car la lumière incidente est dispersée dans toutes les directions par les cristaux de glace. Ainsi, toutes les couleurs du spectre visible quittent la neige sans subir d'absorption. La dispersion est très sensible aux longueurs d'onde. Une longueur d'onde courte se disperse beaucoup plus qu'une longueur d'onde longue (Hall *et al.*, 2004). C'est pourquoi, les méthodes de détection de caries utilisant des longueurs d'onde appartenant à la région visible du spectre électromagnétique (400 nm à 700 nm) sont vite limitées par le phénomène de dispersion. Une lésion amélaire apparaît plus blanche que l'émail sain environnant car la lumière est beaucoup plus dispersée au niveau de la lésion (Angmar *et al.*, 1993). De ce fait, les dispositifs mesurant la sévérité des lésions sont basés sur la différence de dispersion entre un émail sain et un émail carié.

L'autre interaction entre le tissu et la lumière utilisée par les dispositifs de détection de carie est l'absorption avec émission de fluorescence. L'absorption est le processus dans lequel les photons sont stoppés par un objet puis l'onde énergétique est récupérée par cet objet. L'énergie perdue est en partie convertie en chaleur ou en une autre onde de moindre énergie. L'absorption dépend aussi des propriétés du milieu. L'analogie précédente du verre de lait peut être étendue à une tasse de thé (Hall *et al.*, 2004). En effet, le thé apparaît transparent car il ne disperse pas la lumière, mais il apparaît brun car une partie de la lumière est absorbée par celui-ci. Aussi, la boue et la pollution sur de la neige lui donnent une teinte noire car certaines longueurs d'onde sont absorbées par ces zones polluées. L'absorption de la lumière par un tissu est hautement dépendante de la longueur d'onde. L'eau est un exemple d'absorbant puissant de lumière infrarouge. Après son absorption, l'énergie peut être relâchée sous forme d'émission lumineuse à travers un processus de fluorescence.

La fluorescence est la résultante de l'interaction entre la longueur d'onde illuminant un objet et les molécules de cet objet. L'énergie est absorbée par les molécules avec un passage à un état électronique excité où les électrons vont rester pendant une période très courte. A partir de là, les électrons peuvent retourner à un état fondamental et relarguer de l'énergie

sous forme d'onde lumineuse de fluorescence (Karlsson *et al.*, 2010). Ce retour à l'état fondamental se fait extrêmement rapidement.

Au tout premier stade de la carie, une destruction des cristaux entraîne une augmentation de la taille des pores de l'émail. Ce stade est réversible et peut être mesuré au moyen de méthodes de dispersion de la lumière mais à condition que les surfaces soient planes, exemptes de microreliefs. Il a été montré qu'une reminéralisation est possible entre une et deux semaines. Plusieurs types de lumière ont été utilisés pour améliorer la visibilité des microdéfauts de surface de l'émail quasiment invisibles à l'œil nu :

- la lumière blanche
- la lumière violette, obtenue à partir d'un filtrage de la précédente par un filtre passe bas (inférieur à 445 nm)
- la lumière ultra violette
- la lumière laser cohérente

Dans les années 1988 à 1993 ces techniques ont été utilisées pour quantifier les lésions initiales (Angmar *et al.*, 1987). Elles ont montré leurs limites de définition qui dépendent du contraste, de la brillance de l'image et de la taille de la zone photographiée. Elles dépendent également du nombre de niveaux de gris ou de couleurs que les écrans vidéo sont capables de reproduire et que l'œil est capable de différencier. La quantification de la porosité de l'émail et des variations de structure cristalline n'est pas possible. En particulier, il est difficile de faire un diagnostic différentiel entre une carie initiale (white spot) et une fluorose localisée dans une région fréquemment cariée (Demonet, 2001). Leurs études de dispersion de la lumière et d'analyse en niveau de gris ont mis en évidence la supériorité de la lumière laser cohérente.

Les tissus biologiques exposés à une lumière réagissent en l'absorbant, en la dispersant et en réfléchissant des photons. Selon leur composition, et selon la longueur d'onde de la lumière incidente, les photons réfléchis peuvent émettre une fluorescence. Celle-ci émane du tissu irradié. On parle d'auto-fluorescence (De Josselin De Jong *et al.*, 1995). Cette fluorescence peut être mise à profit pour différencier un espace riche en éléments organiques comme la carie dentaire par rapport à la zone saine environnante, bien minéralisée et pauvre en matières organiques. L'émail et la dentine possèdent une faible auto-fluorescence dans le

spectre rouge de l'émission électromagnétique. Toutefois, la dentine cariée présente une forte augmentation d'auto-fluorescence (Sundström *et al.*, 1985).

Cela pourrait faire penser à une auto-fluorescence due à la déminéralisation acide. Or, la dimension de la zone émettant une auto-fluorescence est plus grande que celle mesurée à l'aide d'un microscope confocal (Banerjee *et al.*, 1998) ; bien que ces deux méthodes mesurent des surfaces à peu près équivalentes, leurs histogrammes ne se superposent pas. Il n'est donc pas évident que cette auto-fluorescence soit due à la déminéralisation. Au contraire, il semble bien qu'elle soit due à des chromophores de nature organique. Soit ces chromophores sont issus de la matrice de la dentine, soit ils sont exogènes (introduit pendant le processus carieux). Les produits de dégradation du métabolisme des bactéries (acide lactique et protéases) ne présentent pas d'auto-fluorescence et les variations de pH n'affectent pas l'auto-fluorescence. Il semble donc que cette augmentation soit due à des molécules exogènes. Un grand nombre de molécules sont possibles, en particulier dans la famille des acides aminés dont la protoporphyrine IX (Karlsson *et al.*, 2010).

Certaines protéines plasmatiques comme par exemple l'albumine et l' $\alpha_2$  HS-glycoprotéine peuvent atteindre la lésion par le système circulatoire. On les retrouve à l'intérieur de la dentine cariée (Banerjee *et al.*, 1998). Elles peuvent comporter des résidus qui sont excités comme par exemple le sérum albumine qui a une fluorescence sur son résidu tryptophane. Les bactéries peuvent pénétrer dans les tubulis dentinaires (Gonzales-Cabezas *et al.*, 1995), certaines ont un potentiel d'auto-fluorescence. La constatation in vitro d'une réduction de l'auto-fluorescence lors du retrait à l'excavateur de la dentine cariée, pourrait faire penser à une relation entre la dureté du tissu et son auto-fluorescence. Or, ce n'est pas le cas ; Banerjee *et al.* (1999) ont montré qu'il n'y a pas de corrélation entre le contenu minéral et l'auto-fluorescence à l'intérieur de la carie et que l'absence d'auto-fluorescence au niveau de la zone translucide bordant la carie confirme que cette zone est bien la limite de la lésion.

L'auto-fluorescence est provoquée par le contenu de la matrice dégradée par les bactéries. La fluorescence varie également en fonction de l'état d'hydratation (Banerjee *et al.*, 1998). La carie dentaire consiste en un appauvrissement en éléments minéraux et un enrichissement en matières organiques (bactéries, protéines plasmatiques ou salivaires) créant un important différentiel de fluorescence. Ainsi, la modification de la fluorescence peut être utilisée pour déterminer la présence ou non d'une altération structurale.

Deux moyens de détection vont utiliser les émissions de fluorescence dans le diagnostic des caries proximales : le QLF et le laser à fluorescence.

## **5.2. Le QLF (Quantitative Light induced Fluorescence)**

### **5.2.1. Présentation et résultats du QLF**

Au début des années 80, la lumière laser a été utilisée pour induire l'auto-fluorescence de l'émail. Elle a été employée pour développer une méthode de diagnostic sensible et non destructrice des déminéralisations amélaire et des caries dentaires.

Le terme QLF (Quantitative Light-induced Fluorescence) est appliqué aux méthodes de recherche induisant une fluorescence de la dent après émission de lumière et ceci dans le but de quantifier la déminéralisation et la sévérité de la lésion.

Les premières études de fluorescence utilisaient la lumière ultra-violette (longueur d'onde  $\lambda = 300$  à  $400$  nm) pour étudier la fluorescence de la dent. Toutefois, la lumière ultra-violette est délétère pour les tissus ; c'est pourquoi la lumière utilisée par la suite appartient au spectre visible. Après de nombreuses recherches, il s'est avéré que la lumière bleue donnait une meilleure sensibilité et un meilleur contraste dans l'analyse de la fluorescence par le QLF.

Le principe du QLF est basé sur la modification de l'auto-fluorescence du tissu dentaire après une altération de sa structure minérale. Lors d'une lésion amélaire, la porosité de la structure va être augmentée. Les minéraux sont principalement remplacés par de l'eau. Ceci entraîne une baisse d'absorption de la lumière par l'émail. Du fait de cette baisse de pénétration dans la dent, la lumière va être beaucoup plus dispersée. Par conséquent, les molécules fluorescentes vont être moins excitées et une baisse de la fluorescence de la dent peut alors être observée (Karlsson *et al.*, 2010). Ainsi, la modification de la fluorescence amélaire peut être détectée et mesurée quand la dent est illuminée par une lumière bleue-violette (sa longueur d'onde est de 290-450 nm, et en moyenne de l'ordre 380 nm). La lumière est émise par une fibre optique puis l'image de cette fluorescence est capturée par une caméra contenant un filtre passe-haut jaune de 520 nm. Ce filtre permet d'exclure les lumières bleues et vertes dispersées (Figure 43).



Figure 43: Dispositif QLF

L'image capturée est convertie tout d'abord en image noire et blanche. Puis le logiciel va analyser cette image. Pour permettre le calcul de la perte de fluorescence au niveau de la lésion carieuse, l'éclat fluorescent de la lésion est reconstruit par interpolation de l'éclat fluorescent du tissu sain adjacent à la lésion.

Le logiciel QLF analyse l'interpolation linéaire des valeurs de fluorescence situées sur les bords sains de la lésion. Ainsi, pour calculer une lésion à un point M (Figure 44), la première étape est le calcul de l'interpolation linéaire  $L_m(x)$  parallèle à l'axe X :

$$L_m(x) = L_g + (L_h - L_g) \times \frac{(X_m - X_g)}{(X_h - X_g)}$$

Où :  $L_g$  et  $L_h$  sont les valeurs d'intensité aux points g et h.

$(X_m - X_g)$  est la longueur de la ligne Mg.

$(X_h - X_g)$  est la longueur de la ligne gh.

La seconde étape est le calcul des valeurs d'interpolation  $L_e(i)$  et  $L_f(i)$  aux points e et f en utilisant les valeurs d'intensité des points A, D et B, C. Ces points sont situés au niveau de la structure saine de l'émail et sont utilisés pour l'interpolation. Ce sont des points de référence.

Les différences d'intensité ( $\Delta L_e$ ,  $\Delta L_f$ ) entre les intensités réelles ( $L_e$ ,  $L_f$ ) et l'interpolation des intensités  $L_e(i)$  et  $L_f(i)$  aux points e et f sont calculées ainsi :

$$\Delta L_e = L_e - L_e(i)$$

$$\Delta L_f = L_f - L_f(i)$$

Puis, l'interpolation linéaire  $L_m(y)$  parallèle à l'axe Y est calculée :

$$L_m(y) = \Delta L_e + (\Delta L_f - \Delta L_e) \times \frac{(Y_m - Y_e)}{(Y_f - Y_e)}$$

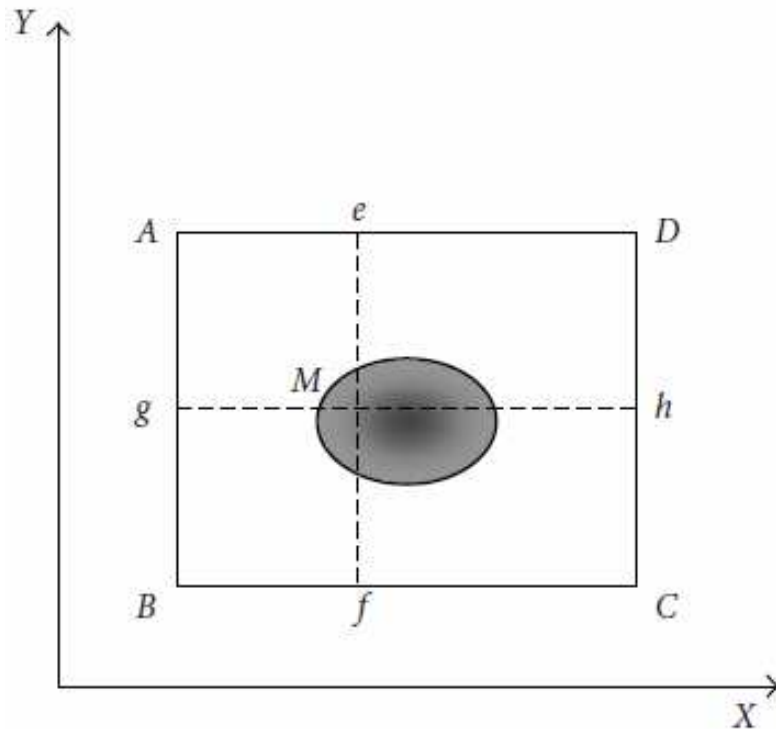
Où :  $(Y_m - Y_e)$  est la longueur de la ligne Me  
 $(Y_f - Y_e)$  est la longueur de la ligne fe

Finalement, l'interpolation au point M  $L_m(i)$  est obtenue ainsi (Wu *et al.*, 2010) :

$$L_m(i) = L_m(x) + L_m(y)$$

Où :  $L_m(x)$  = interpolation linéaire parallèle à l'axe X  
 $L_m(y)$  = interpolation linéaire parallèle à l'axe Y





**Figure 44:** Description de l'interpolation (La zone noire représente la lésion ; la zone blanche représente la structure dentaire saine).

La valeur reconstruite  $Lm(i)$  du point M est ensuite comparée à la valeur réelle enregistrée permettant d'obtenir trois données :

- La variation moyenne de fluorescence  $\Delta F$  (en %)
- la superficie de la lésion (en  $mm^2$ )
- l'extension et la sévérité de la lésion  $\Delta Q$

$$\text{Où } \Delta Q = \text{superficie} \times \Delta F$$

Les modifications de la fluorescence ainsi que de la superficie de la lésion peuvent être suivies dans le temps ; permettant ainsi de suivre le développement de la lésion. La figure 45 montre le traitement de l'image par le logiciel d'analyse. La capture d'image prend approximativement cinq secondes. L'image est traitée puis transformée en image noire et blanche ; l'étendue de la lésion est ensuite délimitée. L'interpolation des niveaux de gris de l'émail sain bordant la lésion permet de reconstruire le site de la lésion. La reconstruction informatique définit ainsi la superficie de la lésion ainsi que l'étendue de la déminéralisation. L'affichage de ces informations sur écran LCD permet au praticien d'adapter son traitement à

la déminéralisation. De plus, avec cet affichage, le patient a une vision directe sur ses dents et peut prendre conscience de son état de santé bucco dentaire.

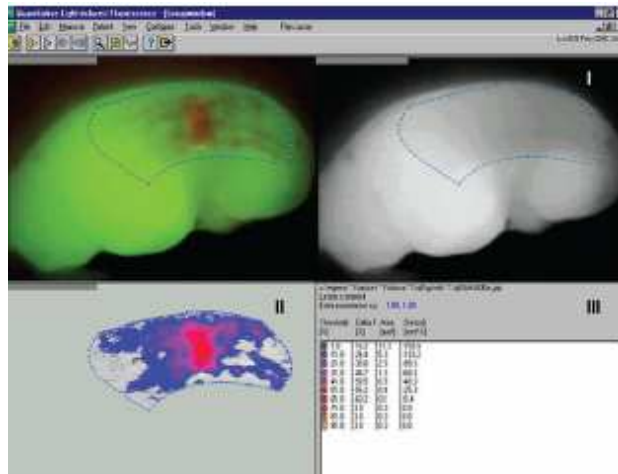
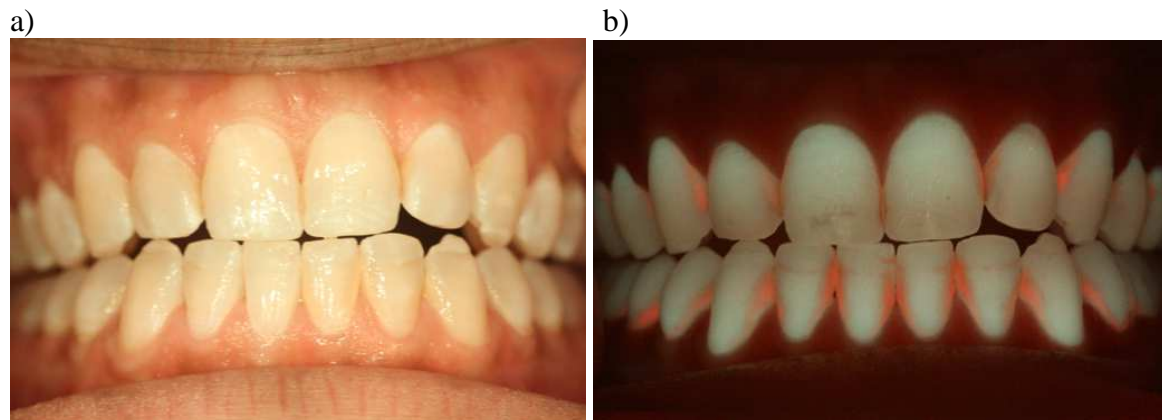


Figure 45: Programme d'analyse : QLF 1.97e Inspector Research System

De nombreuses études ont montré une corrélation très importante entre le QLF et la perte minérale de la structure dentaire (Karlsson *et al.*, 2010 ; Wu *et al.*, 2010). L'intensité de la zone déminéralisée de la dent apparaît plus noire que l'émail sain du fait de la baisse de fluorescence (Wu *et al.*, 2010). Une lésion « white spot » apparaît alors comme un point noir sur les images envoyées par les dispositifs QLF.

De plus, le QLF peut aussi mesurer et quantifier la fluorescence rouge provenant des micro-organismes de la plaque dentaire. Cette fluorescence peut être ainsi utilisée pour vérifier la présence de plaque et par conséquent analyser l'hygiène dentaire du patient. Dans le cadre des faces proximales, il est ainsi possible de vérifier si le patient utilise le fil dentaire et/ou la brosse interdentaire. La fluorescence va permettre au praticien d'évaluer le risque carieux à court et à long terme. La figure 46 montre la fluorescence provenant des bactéries capturée par le QLF. Dans le cadre d'un examen visuel de la cavité orale (Figure 46,a), la présence de plaque au niveau interproximal peut être difficile à quantifier. Toutefois, après une analyse de la fluorescence par le QLF (Figure 46,b), le praticien peut détecter la présence importante de plaque au niveau des espaces interdentaires. La prise d'image à l'aide de la caméra intra-orale permet de montrer au patient cette accumulation bactérienne et ainsi le responsabiliser à l'hygiène de ses dents.



**Figure 46:** Cavité orale avant (a) et après (b) analyse de la fluorescence rouge

De plus, le processus de fluorescence est dépendant de la déminéralisation mais aussi de la reminéralisation. En effet, un processus de reminéralisation d'une lésion carieuse entraîne une augmentation de la fluorescence. Il est donc possible avec le QLF de suivre la cinétique d'une lésion carieuse traitée par des fluorures (Stookey., 2004).

### **5.2.2. Ses limites**

Bien que la détection des déminéralisations et de la plaque dentaire soit particulièrement efficace avec les dispositifs QLF, ces systèmes présentent de nombreuses limites à la détection des caries proximales.

L'une des limites est due à la faible dimension de la structure amélaire au niveau proximal. En effet, l'analyse est beaucoup plus difficile pour le logiciel comparativement à la taille d'une face linguale ou vestibulaire. De plus, les faces proximales possèdent leurs propres propriétés de dispersion de la lumière. Cette dispersion peut aussi interférer avec les dents adjacentes (Wu *et al.*, 2010). Ces difficultés sont d'ailleurs aussi rencontrées lors de l'analyse des faces occlusales.

Le QLF ne peut détecter que les lésions amélaire de quelques centaines de microns de profondeur. Il ne permet pas de différencier une carie, d'une hypoplasie ou d'un défaut structurel (Emami *et al.*, 1996). L'examen visuel reste donc indispensable pour vérifier l'état de la structure dentaire. Or, dans le cas des lésions proximales, l'examen visuel est très

difficile voire impossible pour certaines zones. Le risque de résultat faux-positif est accru avec, par conséquent, une possibilité de surtraitement.

Une autre limite est l'analyse de la face proximale au niveau de la gencive et de la papille interdentaire. En effet, l'illumination de cette zone est très difficile avec les dispositifs QLF. De plus, l'illumination étant faible, la différence de contraste entre la fluorescence d'une zone saine et d'une zone cariée est très faible. Il est, par conséquent, difficile pour le logiciel d'analyse de clairement identifier une lésion et de la délimiter. Toutefois, la fluorescence rouge provenant des bactéries de la plaque dentaire est toujours présente et bien identifiable. Ainsi, même si la fluorescence de la dent n'est pas détectée, celle de la plaque peut aiguiller le praticien dans une recherche plus approfondie de déminéralisation amélaire.

La position de la caméra peut affecter l'estimation de la taille de la lésion. En effet, afin d'obtenir la meilleure image, la caméra doit être placée perpendiculairement à la surface analysée. La lésion amélaire peut apparaître plus petite si l'angle est dévié de plus de 20 degrés. Mais elle peut aussi apparaître plus grande qu'en réalité (Buchalla *et al.*, 2002). Le risque est donc une éviction insuffisante du tissu carié ou, au contraire, un délabrement trop important lors de la mise en place des soins conservateurs.

Malgré toutes ses limites, plusieurs dispositifs sont actuellement utilisés dans les cabinets dentaires et peuvent être une aide non négligeable au diagnostic des caries proximales.

### **5.2.3. Les dispositifs actuellement utilisés en cabinet dentaire**

Le dispositif Inspektor Pro<sup>®</sup> de la société Inspektor Research Systems est apparu en 2003 (Figure 47). Il fut le premier dispositif à utiliser le principe de QLF. Il est composé d'une lampe à arc au xénon émettant une lumière bleue de longueur d'onde  $\lambda = 370$  nm, d'un miroir et d'un capteur CCD (Waller *et al.*, 2003). Le miroir dentaire fournit un éclairage uniforme de la zone à enregistrer. L'enregistrement de l'image de fluorescence se fait avec un filtre jaune de transmission placé en face du capteur CCD. La combinaison du filtre jaune et du filtre bleu optimisent l'image vidéo de telle manière que celle-ci est complètement libre de réflexions. L'image est numérisée puis est analysée par le logiciel QLF installé dans

l'ordinateur intégré du dispositif. Les informations, une fois analysées, sont affichées sur un écran LCD. La pièce à main émettant la lumière est reliée par câble à l'ordinateur. Celle-ci dispose d'un cache lui permettant d'éliminer la lumière ambiante issue des lampes scialytiques du cabinet dentaire. Ainsi, la lumière extérieure n'interfère pas avec la lumière bleue de la lampe à arc au xénon. Les mesures sont donc plus fiables et reproductibles. La pièce à main s'utilise comme une caméra intra-orale et les images sont capturées en temps réel.



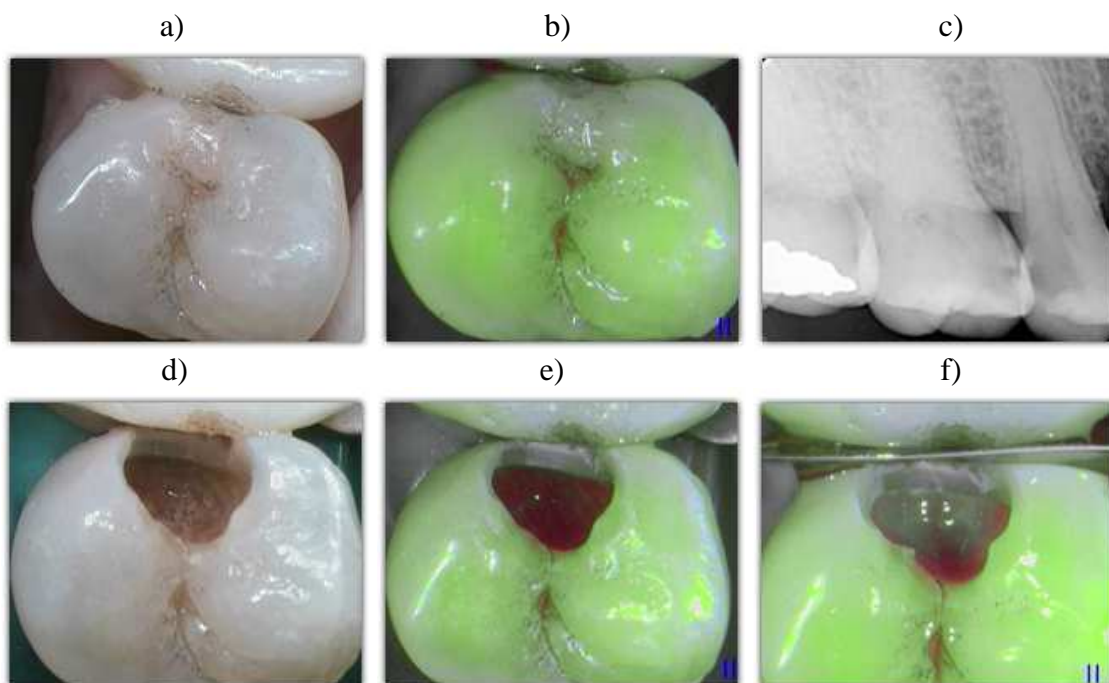
Figure 47: Inspektor Pro<sup>®</sup>

Ce dispositif est très peu répandu dans les cabinets dentaires du fait d'une part de son encombrement important et d'autre part à cause de son coût. En effet, le dispositif fait 96 cm de hauteur, 65 cm de largeur et 59 cm de profondeur pour un poids total de 40 kg. Ses dimensions imposantes demandent un espace important afin de ne pas gêner le praticien. Son coût est aussi un frein à son expansion dans les cabinets dentaires. En effet, lors de son lancement en Europe en 2004, le dispositif complet demandait un investissement de 24.000 dollars. De ce fait, l'Inspektor Pro<sup>®</sup> est un des dispositifs les plus chers ; et se trouve être cinq fois plus cher que l'autre dispositif utilisant le QLF : le Soprolife<sup>®</sup>.

Le dispositif Soprolife<sup>®</sup> de la firme Française Acteon émet une lumière bleue de longueur d'onde  $\lambda = 450 \text{ nm}$ . Cette lumière est émise à partir d'une LED contenue dans la caméra. Le dispositif possède aussi un capteur CCD (Charged Coupled Device) captant la

fluorescence émise par la dent. Les données sont ensuite transmises et analysées par le logiciel Soprolife imaging software Life mode.

De plus, le Soprolife<sup>®</sup> permet un grossissement de la dent sur l'écran compris entre 30 et 100 (Terrer *et al.*, 2009). La figure 48 présente un cas clinique de carie proximale analysée par le Soprolife<sup>®</sup>. Ce cas présente une carie proximale de stade 4 d'un homme de 29 ans. L'examen clinique (Figure 48,a) permet de voir des tâches brunâtres au niveau occlusal et interproximal laissant ainsi suspecter la présence d'une lésion carieuse. L'image de fluorescence (Figure 48,b) montre une perte de fluorescence de la dent. Cette variation de fluorescence indique une légère déminéralisation et confirme la présence d'une carie en vue proximale. La radiographie de type bitewing (Figure 48,c) confirme le diagnostic du Soprolife<sup>®</sup>. En lumière blanche (Figure 48,d), on distingue une cavité très profonde déjà suspectée sur le cliché radio. Le Soprolife<sup>®</sup> est à nouveau utilisé pour analyser l'étendue de la lésion. L'image de fluorescence montre clairement la dentine infectée; celle-ci apparaissant rouge (Figure 48,e). L'image de fluorescence (Figure 48,f) en fin de traitement montre que toute la dentine infectée a été retirée. La zone rougeâtre dans le fond correspond à une dentine tertiaire.



**Figure 48:** Carie proximale analysée par le Soprolife<sup>®</sup>

Les variations de l'auto-fluorescence observées en cas de pathologies carieuses ainsi que l'agrandissement de l'image sur l'écran offrent à l'omnipraticien des informations cliniques pour établir son diagnostic, ses choix de traitement et suivre ses patients.

A l'instar de dispositif comme le Diagnodent<sup>®</sup>, il n'est pas nécessaire de calibrer le dispositif Soprolife<sup>®</sup> avec un référentiel. Exempt de tout rayonnement ionisant, le Soprolife<sup>®</sup> peut être utilisé pour le diagnostic des caries pour les enfants et les femmes enceintes.

Le dispositif Soprolife<sup>®</sup> étant un système très récent (apparu en 2009), peu de publications ont été réalisées pour étudier sa sensibilité et sa spécificité. Le seul recul à disposition est composé d'articles publiés dans des revues scientifiques et dentaires ainsi que des témoignages de praticiens libéraux et hospitaliers. Par conséquent, il est nécessaire de garder une certaine réserve avec le Soprolife<sup>®</sup>.

### **5.3. Le laser à fluorescence**

#### **5.3.1. Principe du laser à fluorescence**

Le laser à fluorescence se base sur l'augmentation de la fluorescence en présence d'une lésion carieuse. Les lasers à fluorescence vont émettre une lumière rouge de longueur d'onde  $\lambda = 655 \text{ nm}$ . Cette lumière va être absorbée puis réémise sous la forme de fluorescence située dans la fenêtre du proche infrarouge.

La lumière rouge interagit avec certaines molécules organiques puis est réémise en fluorescence dans le proche infrarouge. La protoporphyrine IX serait à l'origine de la fluorescence (Karlsson *et al.*, 2010). Un grand nombre de bactéries peuvent synthétiser les porphyrines ; notamment *Porphyromonas gingivalis*, *Bacteroides*, *Propionibacteria*, *Clostridium*, *Pseudomonas aeruginosa*, et *Actinomyces* (Banerjee *et al.*, 1998). Toutefois, l'origine de la fluorescence est toujours sujette à débat.

La lumière rouge, dont la longueur d'onde est comprise entre 620 nm et 740 nm, est moins absorbée et dispersée par l'émail qu'une lumière avec une longueur d'onde plus faible.

La lumière rouge peut donc pénétrer plus profondément la dent (Hibst *et al.*, 2001). Il est de ce fait possible de mesurer la fluorescence jusqu'à la dentine.

Hibst *et al.* (1998) ont montré que la fluorescence induite par la lumière rouge est variable selon l'état du tissu dentaire. La spectroscopie de fluorescence a révélé une différence d'intensité de fluorescence entre un tissu dentaire sain et un tissu dentaire carié lorsque ceux-ci sont excités par une lumière rouge (Figure 49).

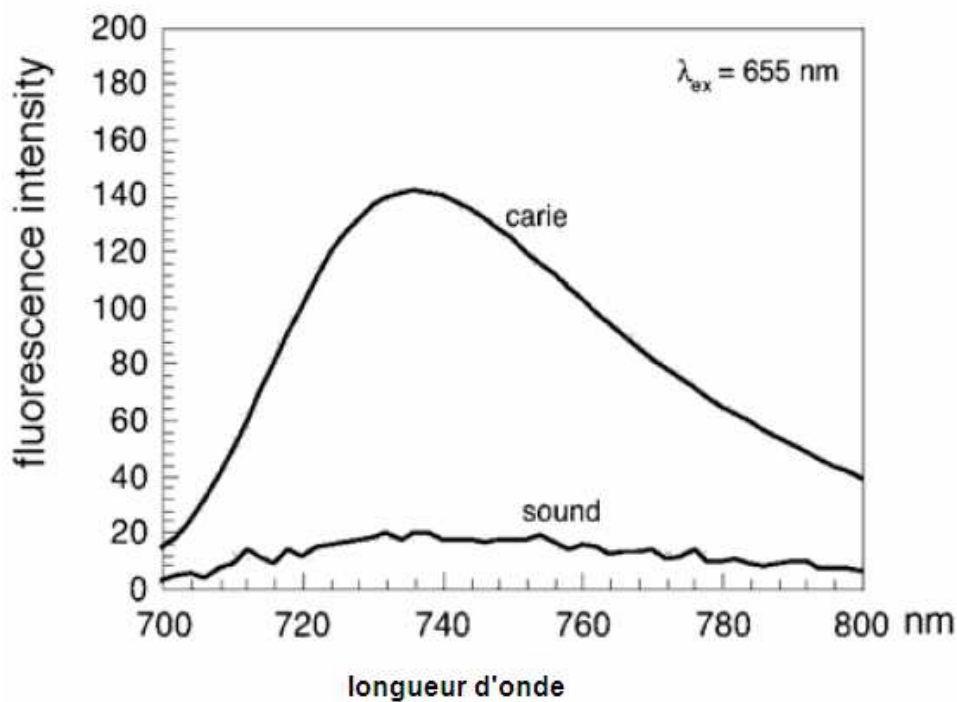


Figure 49: Spectre de fluorescence d'une dent cariée et d'une dent saine

Plusieurs études ont utilisé la lumière à des longueurs d'onde variables pour obtenir une émission de fluorescence. Cependant, les investigations spectrales de dents porteuses de lésions carieuses ont montré que le meilleur contraste entre une zone cariée et une zone saine est obtenu après une excitation dans le rouge et une détection de la fluorescence dans le proche infrarouge (Lussi *et al.*, 2001). Dans ce cas, la fluorescence est plus intense pour les tissus cariés que pour les tissus sains.



### **5.3.2. Système de référence : le Diagnodent Pen**

#### **5.3.2.1. Description du dispositif**

Les propriétés d'auto-fluorescence de la dent ont permis de réaliser un appareil compact utilisable au fauteuil d'un cabinet dentaire de façon quotidienne : le Diagnodent<sup>®</sup>, qui permet une détection de caries avant même qu'elles ne soient visibles à l'œil nu. Soumise à une illumination laser, d'une longueur d'onde spécifique de 655 nm dans le spectre rouge de l'émission électromagnétique, la dent cariée émet une fluorescence.

Le concepteur de l'appareil (Hibst, 1998) a montré que le spectre d'émission de fluorescence de la carie dentaire est le même que celui émis par une culture de bactéries de la flore buccale cultivées sur gélose sang. L'augmentation de concentration d'une solution de protoporphyrine IX montre une croissance linéaire de la mesure du signal du Diagnodent<sup>®</sup> avec un seuil minimal de détection de 1.5 µmol/L.

La fluorescence des dents de chacun des patients est différente. Cela est dû aux habitudes alimentaires, conditions environnementales, etc... Les dents d'un seul patient ont néanmoins toutes la même fluorescence. C'est pourquoi il est nécessaire et possible de déterminer le point 0 du Diagnodent<sup>®</sup> individuellement pour chaque patient. L'étalonnage de cet appareil est possible au moyen d'une pastille de céramique (référentiel) sur laquelle on place l'embout de la fibre. De plus, cette manipulation permet de comparer les résultats à différentes dates dans des conditions parfaitement identiques. Il est également possible de calibrer le Diagnodent<sup>®</sup> directement sur une partie saine de la dent, lorsque celle-ci est dysplasiée, ou présente une fissure, une fracture ou une abfraction. Le différentiel de fluorescence permet alors d'indiquer l'état infectieux de la lésion et d'orienter le choix d'une thérapeutique appropriée.

Deux types de Diagnodent<sup>®</sup> ont été mis au point par la société KaVo Dental Corporation : le Diagnodent<sup>®</sup> 2095 et le Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190. Le Diagnodent<sup>®</sup> 2095 permet une analyse des faces occlusales ainsi que les surfaces planes (vestibulaires ou linguales). Cependant, sa sonde lumineuse ne lui permet pas d'analyser les faces proximales. Le

Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190 a, quant à lui, été conçu pour permettre une analyse complète des faces proximales.

Le Diagnodent<sup>®</sup> 2095 et le Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190 sont des instruments fonctionnant à piles et pouvant être utilisés directement au fauteuil dentaire. Ils émettent une lumière rouge ayant une longueur d'onde donnée de 655 nm. La lumière rouge traverse l'émail et la dentine ; l'intensité de la lumière fluorescente est captée par une photodiode (Barberia *et al.*, 2010).

L'appareil fournit trois indications, tout d'abord une indication sonore indiquant la présence d'une zone déminéralisée, le niveau sonore étant proportionnel à l'importance de la lésion en profondeur en direction et en quantité, puis une indication numérique instantanée qui représente un pourcentage de dégradation par rapport au référentiel ; enfin une mémorisation du pic de dégradation.

La figure 50 présente le dispositif Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190 utilisé pour la détection des caries proximales. Le photodétecteur (Figure 50,1) capte les émissions de fluorescence de la dent. Pour séparer la lumière excitatrice de la lumière fluorescente, un filtre de fluorescence a été placé dans le chemin optique devant le photodétecteur. La pointe saphir (Figure 50,8) ainsi que la fibre (Figure 50,4) qui le traverse sont rigides. Le praticien doit alors éviter tous les mouvements de torsion pouvant entraîner la fracture de la pointe. Cette pointe saphir est composée d'un prisme (Figure 50,7) permettant ainsi un balayage du faisceau laser à 100° (Figure 50,9 ; Figure 51). L'analyse de la face proximale peut alors être réalisée. La forme cylindrique de la pointe saphir permet au praticien d'orienter le faisceau sans contrainte pour le dispositif. Elle permet aussi de tourner la pointe sans modifier les conditions de transmission lumineuse au niveau de la première interface (Figure 50,10). A l'intérieur de la fibre présente dans la pointe, la lumière excitatrice et la fluorescence vont suivre le même trajet optique mais en direction opposée. Le faisceau de fibres (Figure 50,3) est composé de multiples fibres de 40 µm. Elles permettent de transporter la lumière mais aussi de supporter la courbure du dispositif nécessaire pour sa mise en place dans la cavité buccale. A la seconde interface (Figure 50,11), deux trajets optiques sont présents. Un premier trajet optique transmet la lumière excitatrice (Figure 50,5) provenant de la diode laser (Figure 50,6). L'autre trajet optique (Figure 50,2) envoie la fluorescence vers la photodiode (Lussi *et al.*, 2006).

Le laser est composé d'une part d'une partie centrale pour l'envoi de la lumière, et d'autre part de fibres extérieures disposées en cercles concentriques qui réceptionnent la lumière fluorescente émise par la dent. La lumière indésirable est éliminée du processus de détection par un système de filtres. La lumière détectée est ensuite saisie sur un display d'affichage.

La valeur 0 correspond au minimum de fluorescence et 99 au maximum de fluorescence. Pour les surfaces proximales, une valeur comprise entre 0 et 7 équivaut à un émail sain ; une valeur comprise entre 8 et 15 indique une carie de l'émail et une valeur de 16 ou plus indique une carie dentinaire (Barberia *et al.*, 2010).

Avant l'utilisation de l'appareil Diagnodent<sup>®</sup>, les dents du patient doivent être séchées et, si nécessaire, nettoyées, afin de permettre d'abord un diagnostic visuel optimal. Le système de laser est ensuite utilisé au niveau des sites douteux (Lussi *et al.*, 2001).

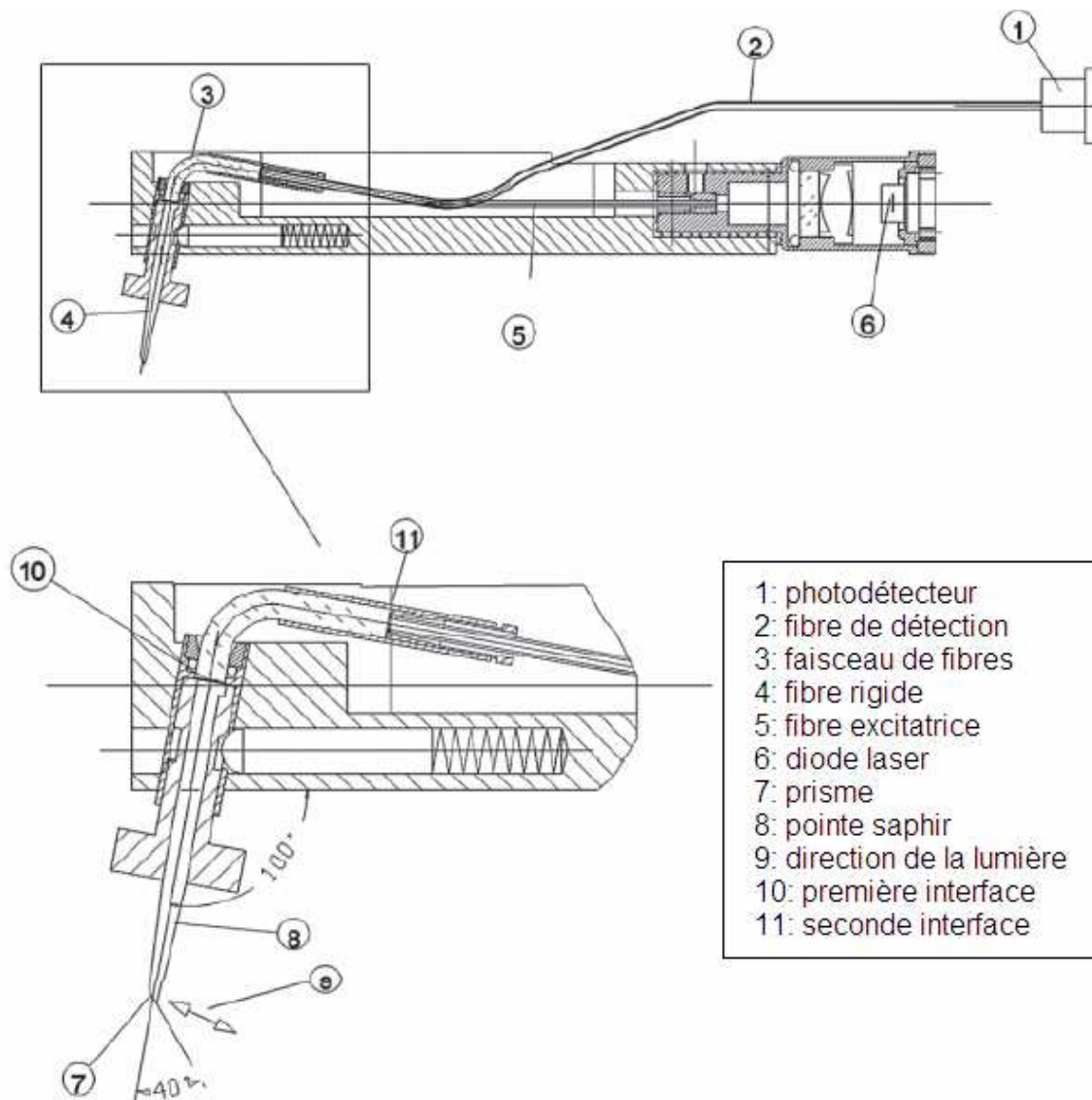


Figure 50: Diagnodent® pen 2190

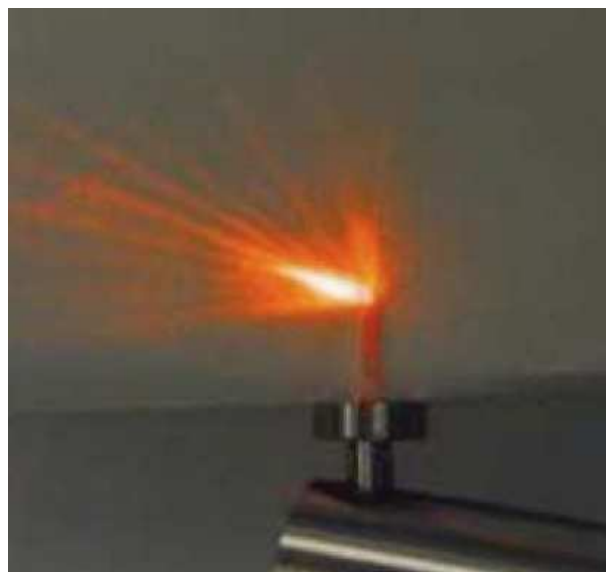


Figure 51: Balayage du faisceau laser à 100° par le biais du prisme

La mobilité et la simplicité d'utilisation du Diagnodent<sup>®</sup> permet un examen rapide, efficace et sans douleur des surfaces dentaires. L'examen est très confortable pour le patient adulte mais aussi pour l'enfant. Le Diagnodent<sup>®</sup> est d'ailleurs beaucoup utilisé en pédodontie. Les valeurs numériques obtenues après analyse des surfaces dentaires peuvent être expliquées au patient. Ceci permet une meilleure communication entre le clinicien et le patient. De plus, les valeurs peuvent être inscrites dans le dossier du patient permettant ainsi de suivre l'évolution de la déminéralisation.

Le Diagnodent<sup>®</sup> 2095 et le Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190 peuvent détecter les sillons infiltrés, les caries de fissure et les caries proximales. Dans le domaine de la prévention, le laser va permettre la détection de lésions invisibles à l'oeil nu et le contrôle de la reminéralisation.

Les caries détectées précocement permettent une mise en place de mesures prophylactiques et des traitements restaurateurs « a minima ». Dans le cas de lésions proximales réversibles, une phase de fluoruration et d'enseignement à l'hygiène pourront être mises en place pour stopper la progression de la lésion. Si l'atteinte est irréversible, la valeur donnée par le Diagnodent<sup>®</sup> permet de quantifier l'étendue de la lésion et ainsi d'adapter le traitement invasif. Le dépistage précoce des lésions permet d'éviter une destruction importante de la structure dentaire.

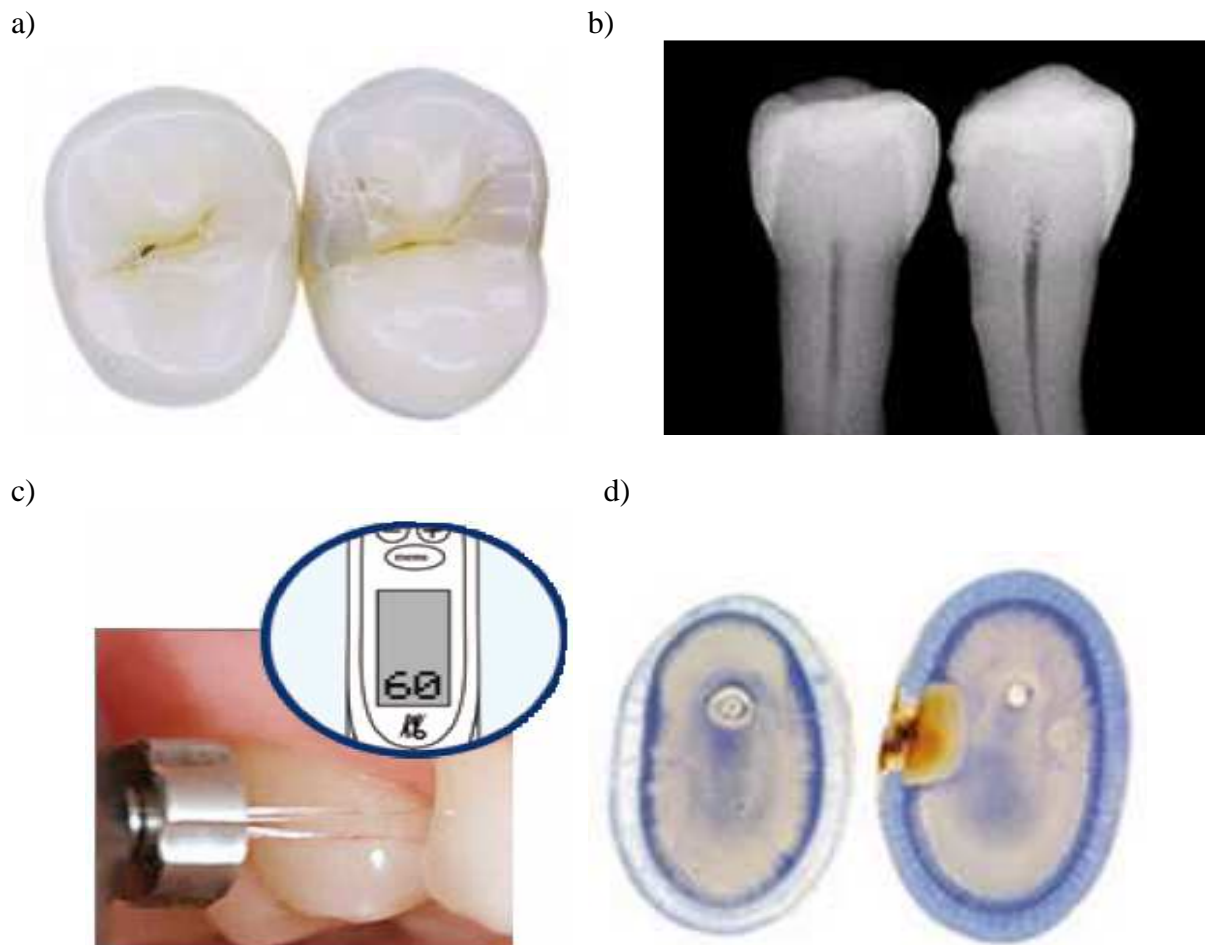
En plus de la détection de carie, le Diagnodent<sup>®</sup> va permettre de confirmer l'éviction totale du tissu carié et donc de mesurer la qualité de l'intervention. En effet, une réduction notable de la fluorescence doit être obtenue avant la mise en place d'une obturation. Ainsi, seul le tissu carié est éliminé et le tissu exempt de caries est conservé dans toute son intégrité.

Toutefois, en situation clinique, les résultats faux positifs peuvent augmenter si le protocole de nettoyage de la dent n'est pas réalisé consciencieusement. En effet, les valeurs sont influencées par le tartre, la plaque, les calculs et l'humidité. Un autre souci majeur est son tarif encore élevé (de l'ordre de 3.200€) qui ne lui permet pas pour l'instant de se démocratiser dans tous les cabinets dentaires.

Depuis son introduction dans les cabinets dentaires en 1998, le Diagnodent<sup>®</sup> a été le centre d'intérêt de nombreuses recherches. De nombreuses études ont été réalisées pour évaluer le dépistage des lésions carieuses par le Diagnodent<sup>®</sup>. Ces études ont principalement porté sur les faces occlusales et les surfaces lisses des dents. Les études sur les surfaces proximales sont moins nombreuses. Ceci est dû au fait que le Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190 est un dispositif récent (année d'apparition : 2004). Lors des diverses expérimentations, les lésions carieuses analysées étaient présentes sur des dents permanentes mais aussi sur des dents temporaires. La plupart des études ont été réalisées dans des conditions in vitro ; permettant ainsi une analyse histologique précise des tissus dentaires après analyse.

### **5.3.2.2. Résultats obtenus**

Le Diagnodent<sup>®</sup> a été utilisé sur un cas clinique (Figure 52) à l'université de Marburg en Allemagne par le Professeur Stachniss. La figure 52.a présente l'aspect visuel d'une carie proximale. On peut distinguer une coloration de la dent mais la sonde d'examen ne permet guère d'aller plus loin. En matière de dépistage des caries proximales, la technique la plus utilisée est la radiographie de type bitewing (Figure 52.b). Or, pour ce cas clinique, la radiographie ne montre qu'une lésion amélaire alors que la lésion touche la dentine en profondeur. La lésion est ensuite analysée à l'aide du Diagnodent<sup>®</sup> (Figure 52.c). Celui-ci a affiché la valeur 60, une valeur élevée qui révèle la présence d'une carie dentinaire profonde. Une coupe histologique est par la suite réalisée (Figure 52.d) confirmant le diagnostic du Diagnodent<sup>®</sup>, à savoir : la présence d'une carie dentinaire profonde.



**Figure 52:** Analyse visuelle, radiographique et histologique d'une carie proximale

Lussi *et al.* (2005) ont étudié la capacité du Diagnodent<sup>®</sup> pen à détecter les caries proximales. Pour cela, 75 molaires sont sélectionnées ; les 150 faces proximales ne présentent pas de cavité d'origine carieuse. A la fin de l'expérimentation, les dents subiront une analyse histologique avec une coloration à la rhodamine B pour confirmer la présence ou non de caries. Les 75 molaires sont mises en contact les unes par rapport aux autres afin d'obtenir des points de contact.

En plus des mesures du Diagnodent<sup>®</sup> pen, des radiographies de type bitewing sont réalisées. Ces radiographies sont analysées par 5 dentistes et permettent de classer les dents en quatre catégories :

- D0 : absence de zone radioclaire
- D1 : présence d'une zone radioclaire sur la surface amélaire
- D2 : zone radioclaire touchant la moitié de l'émail
- D3: zone radioclaire atteignant la dentine

Deux pointes de largeurs différentes sont utilisées pour les mesures avec le Diagnodent<sup>®</sup> pen: la pointe WDG de 0,7 mm et la pointe TWDG de 1,1 mm. Le Diagnodent<sup>®</sup> pen est calibré à l'aide de la pastille de céramique fournie avec le dispositif.

L'analyse histologique des 150 faces proximales a révélé la présence de 61 sites exempt de caries (D0), 20 sites présentant une atteinte amélaire (D1) ; 32 sites avaient la moitié de l'émail atteint (D2) et 37 sites étaient cariés jusqu'à la dentine (D3).

Après analyse, la sensibilité et la spécificité des différents dispositifs sont présentées dans le tableau 11.

	Spécificité			Sensibilité		
	D1	D2	D3	D1	D2	D3
<b>Radiographie Bitewing</b>	67%	81%	89%	68%	46%	45%
<b>Diagnodent<sup>®</sup> avec pointe WDG</b>	92%	89%	82%	88%	87%	89%
<b>Diagnodent<sup>®</sup> avec pointe TWDG</b>	93%	89%	81%	87%	84%	92%

Tableau 11: Sensibilité et spécificité des dispositifs dans la détection des caries proximales

Cette étude a permis de démontrer la capacité des dispositifs de laser à fluorescence à détecter les caries proximales, et ceci avec une bonne précision. La première version du Diagnodent<sup>®</sup> ne peut pas différencier une surface occlusale saine d'une surface occlusale présentant une lésion amélaire (D1). Cependant, le Diagnodent<sup>®</sup> pen peut faire cette différence au niveau des faces proximales. La raison n'est pas encore bien définie mais elle pourrait être expliquée par cette hypothèse: la composition de la plaque dentaire au niveau des faces proximales est différente de la plaque dentaire des faces occlusales ; ce qui aurait une influence sur les molécules fluorescentes. De plus, lors de l'utilisation du dispositif, il est



important de placer la sonde au niveau lingual et au niveau vestibulaire. Ceci permet de rechercher les points avec un taux de fluorescence plus important et donc de différencier une surface saine d'une lésion amélaire (D1).

D'autres études ont été réalisées pour étudier la sensibilité et la spécificité du Diagnodent<sup>®</sup>. Lors d'une étude *in vitro*, les faces proximales de prémolaires extraites pour raison orthodontique ont été analysées par le Diagnodent<sup>®</sup>. Le nombre de prémolaires était de 40. Après le diagnostic effectué avec le Diagnodent<sup>®</sup>, une analyse par microradiographie ainsi qu'une analyse histologique ont été réalisées pour confirmer ou non la présence de lésions carieuses. La sensibilité obtenue était de 75% pour une spécificité de 96%. (Bader *et al.*, 2004).

Les études précédentes ont toutes été réalisées sur des faces proximales de dents permanentes. Virajsilp *et al.* (2005) ont, quant à eux, étudié l'efficacité du Diagnodent<sup>®</sup> sur les faces proximales de dents temporaires. Ainsi, 107 molaires temporaires exemptes de lésions cavitaires ont été analysées. Les mesures par le Diagnodent<sup>®</sup> ont d'une part été faites de manière directe (pas de contact avec les dents adjacentes) puis de manière indirecte (avec reconstitution d'un point de contact). Des radiographies de type bitewing ont aussi été réalisées. Une analyse histologique a été réalisée pour confirmer la présence de caries. Ainsi, pour les dents présentant une lésion dentinaire, la sensibilité des radiographies bitewing a été de 43%. La sensibilité du Diagnodent<sup>®</sup> par mesure directe était de 93%, celle par mesure indirecte était de 85%. Les spécificités respectives des trois méthodes de mesure sont : 100%, 87% et 89%. Dans cette nouvelle étude, le dispositif Diagnodent<sup>®</sup> présente une sensibilité et une spécificité élevées montrant ainsi l'efficacité de celui-ci pour la détection des caries proximales des dents temporaires.

Le dispositif Diagnodent<sup>®</sup> présente une haute sensibilité et spécificité dans la détection des caries proximales des dents permanentes mais aussi des dents temporaires. Ce dispositif supplante très largement les radiographies de type bitewing habituellement utilisées pour détecter les caries proximales.

La reproductibilité élevée des mesures permet d'utiliser le Diagnodent<sup>®</sup> pour une observation longitudinale d'un emplacement carié et ainsi de fournir des indications sur le succès d'une prophylaxie intensive (Lussi *et al.*, 2001). Toutefois, la présence de plaque, de tartre et de colorants peut entraîner une modification de la fluorescence et ainsi engendrer un

résultat faux positif. Un nettoyage complet de la dent est alors nécessaire pour obtenir des mesures fiables.

De plus, la face proximale analysée ne doit pas comporter de restaurations composites. En effet, les composites possèdent leur propre fluorescence risquant de ce fait d'interférer avec la fluorescence de la dent. La quantité de fluorescence détectée par le Diagnodent<sup>®</sup> va alors être augmentée. Par conséquent, le dispositif va indiquer la présence d'une lésion carieuse alors que la surface peut être parfaitement saine.

En conclusion, le diagnostic basé sur les valeurs du Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190 combiné aux facteurs de risques des caries donne un résultat fiable concernant la détection à temps des caries existantes ou la détection de substance dentaire saine. Le Diagnodent<sup>®</sup> pen 2190 est particulièrement adapté aux contrôles de suivi.

La détection précoce des lésions carieuses, en utilisant des mesures prophylactiques, est le gage de la conservation de la substance dentaire. L'utilisation des propriétés optiques de la carie permet aujourd'hui cette détection et même sa quantification sans recourir à des moyens trop invasifs. Cette nouvelle méthode de détection par fluorescence laser, permet à la fois un diagnostic "prédictif" de l'apparition de la carie dentaire par un contrôle régulier des dents accompagné de mesures prophylactiques adéquates et un diagnostic "évolutif" d'une lésion avérée permettant d'optimiser le choix des thérapeutiques.

## **6. Diagnostic par transillumination**

### **6.2.1. Propagation de la lumière à travers la dent**

La dent est une structure cristalline où l'émail et la dentine possèdent leurs propres propriétés optiques. La structure amélaire et dentinaire influence la dispersion de la lumière à travers la dent. Ces propriétés sont dépendantes des structures de base qui composent chaque partie de la structure dentaire.

L'émail est composé de cristaux d'hydroxyapatite entourés d'une matrice constituée d'eau, de protéines et de lipides. Les cristaux mesurent 30 à 40 nm de diamètre et 10  $\mu$ m de longueur. Ils se rassemblent pour former des prismes de 4  $\mu$ m de diamètre, perpendiculaires à la surface de la dent. Au niveau amélaire, les cristaux d'hydroxyapatite contribuent de manière significative à la diffusion de la lumière. Lors d'une lésion amélaire, la perte de minéraux est accompagnée d'une augmentation de la diffusion lumineuse au sein de la lésion (Vaarkamp *et al.*, 1997).

La microstructure de la dentine est principalement composée de tubules dentinaires. Ces tubules s'étendent de la pulpe à la jonction amélodentinaire et leurs formes peuvent être associées à de longs cylindres. La figure 53 présente une coupe transversale de prémolaire. Il est possible de voir l'organisation et l'orientation des tubules dentinaires. Ces tubules sont répartis de manière uniforme dans la dent mais l'ensemble constitue un milieu qui n'est pas homogène en tout point. C'est ce que l'on nomme l'anisotropie. L'organisation de ces tubules dans l'espace favorise la propagation de la lumière dans la direction perpendiculaire à leur orientation. Ainsi, il est possible d'observer à grande échelle une anisotropie de la propagation de la lumière à travers la dentine. La mesure de l'effet associé donne alors une information sur le degré d'anisotropie de la dentine. La méthodologie repose sur une analyse d'anisotropie radiale de la lumière rétrodiffusée en lumière non polarisée. (Kienle *et al.*, 2003).

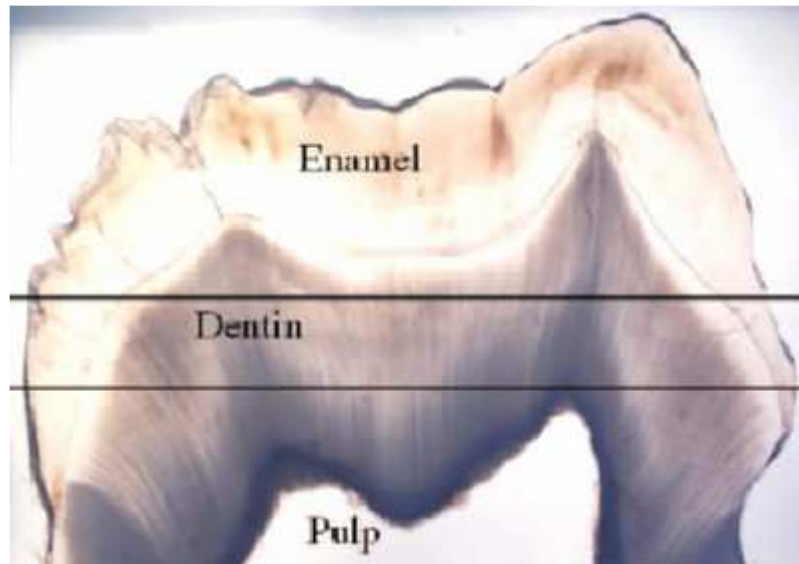


Figure 53: Coupe transversale de prémolaire

La transmission de la lumière à travers les tissus dentaires est fonction du gradient d'indice réfractaire anisotropique. L'indice de réfraction  $n$  exprime la réduction de la vitesse de la lumière dans le milieu par rapport au vide. Ceci est dû aux propriétés de réfraction à l'interface entre deux phases d'indice  $n_1$  et  $n_2$  (Figure 54). Ainsi, la lumière incidente sous l'angle  $i$  se réfracte sous l'angle  $r$  suivant la loi de Descartes :  $n_1 \cdot \sin(i) = n_2 \cdot \sin(r)$  (Degallaix *et al.*, 2007). Un matériau anisotrope éclairé en lumière blanche réfléchit et absorbe différemment suivant la longueur d'onde et l'incidence de la lumière : la lumière transmise est colorée suivant non seulement l'épaisseur traversée mais aussi selon sa structure cristalline.

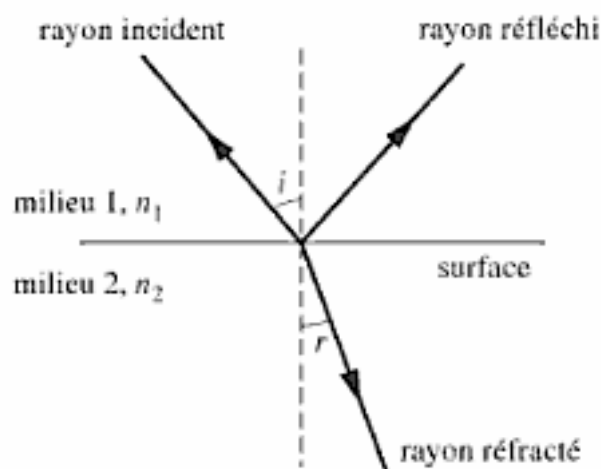


Figure 54: Effet de la lumière dans un matériau

L'une des propriétés d'une structure anisotrope est la biréfringence du rayon incident. En pénétrant dans un cristal anisotrope, le rayon lumineux incident se dédouble dès qu'il frappe l'interface air-minéral en deux rayons polarisés, dont les directions de vibration sont perpendiculaires entre elles. Cette double réfraction est due au fait qu'il existe, dans le cristal, une direction particulière appelée axe de biréfringence. Cet axe possède deux indices : l'indice *no* formant le rayon réfracté ordinaire, et répondant à la loi de Descartes ; ainsi que l'indice *ne* formant le rayon réfracté extraordinaire. Le rayon extraordinaire a la particularité d'être perpendiculaire à l'axe de biréfringence mais aussi au rayon réfracté ordinaire. Par conséquent, au niveau de la structure dentaire, la lumière transmise à la face vestibulaire va être réfractée vers la face palatine, mais aussi vers la face occlusale et les faces proximales. Il est ainsi possible d'analyser une face proximale sans émettre directement la lumière sur celle-ci.

## **6.2. Transillumination par fibre optique (F.O.T.I.)**

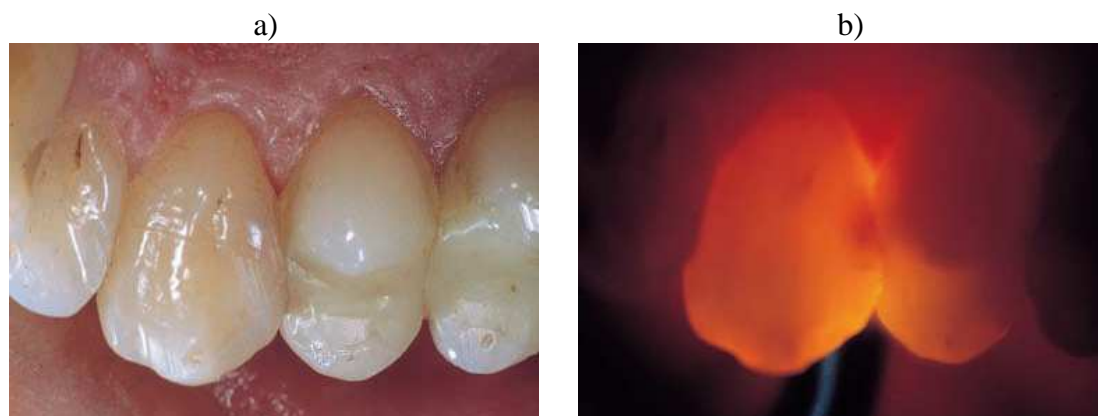
### **6.2.1. Description du dispositif**

En 1927, Cameron a démontré que les lésions carieuses pouvaient être détectées par transillumination de la dent. A cette époque, le souci majeur était la dimension des dispositifs pour apporter la lumière vers la dent. Dans les années 60, la transillumination a connu un important essor avec l'apparition de la fibre optique. Les dispositifs, plus compacts, ont permis de focaliser la lumière sur la surface de la dent et ainsi, de faciliter leur utilisation (Vaarkamp *et al.*, 1995). Les dispositifs utilisant la transillumination par fibre optique (ou FOTI) ont initialement été conçus pour la détection des caries proximales. Leur utilisation s'est aujourd'hui étendue dans d'autres domaines, tels que la parodontologie, pour la détection du tartre sous gingival ; l'endodontie, pour aider à déterminer la position des entrées canalaires ; la chirurgie, pour détecter des fragments après une extraction difficile ; ou bien pour détecter des microfractures non décelables à la radiographie.

Les dispositifs de transillumination envoient un faisceau de lumière blanche et brillante vers la surface de la dent. L'illumination issue d'une source lumineuse halogène est délivrée via la fibre optique. La lumière est ensuite dirigée à travers les zones de contact des faces proximales. Lors d'un processus de déminéralisation, la transmission lumineuse est

diminuée alors que la dispersion est, quant à elle, augmentée (Angmar *et al.*, 1993). En effet, la perturbation de la structure cristalline dévie le faisceau lumineux, entraînant la diminution de l'indice de transmission de la lumière. Or, le passage lumineux à travers la structure dentaire est proportionnel à cet indice de transmission. Les caries ne transmettant pas la même quantité de lumière qu'un émail sain ou une dentine saine, une zone d'ombre va apparaître sur la dent illuminée (Davies *et al.*, 2001).

La figure 55 présente une carie distale d'une canine maxillaire gauche. La carie distale de la canine est difficile à déceler par un simple examen clinique, ou même avec une sonde (Figure 55.a). Un dispositif de transillumination par fibre optique est ensuite utilisé. Le faisceau lumineux est plaqué contre la face vestibulaire de la canine. Lors de l'illumination de la dent, une zone sombre se dessine sur la face distale de la dent (Figure 55.b). Ainsi, grâce à ces dispositifs, il est possible de détecter la carie proximale.



**Figure 55:** Carie distale de canine (23), à l'examen visuel (a), et vue par transillumination (b)

De nos jours, les dispositifs de transillumination par fibre optique sont, dans leurs dimensions, similaires à un stylo ; ce qui leur permet d'être très facile d'utilisation et ergonomiques. Un des systèmes de transillumination par fibre optique utilisés au cabinet dentaire est le Microlux transilluminator® (Figure 56). La lumière émise par la fibre optique de ce dispositif est une lumière blanche. L'avantage de ce dispositif est, tout d'abord, son large panel d'utilisation (endodontie, pédodontie, parodontologie, soins conservateurs et traumatologie) mais aussi son coût (sa valeur actuelle est de 195 \$).



Figure 56: Microlux transilluminator®

Lors d'une analyse des faces proximales des dents antérieures, les zones d'ombres vont être recherchées au travers des faces vestibulaires et palatines. L'analyse des faces proximales des dents postérieures est rendue possible grâce au phénomène de biréfringence. Le flux lumineux est envoyé sur la dent à partir des faces vestibulaires ou palatines. Puis, la lumière réfractée par la dent est visible au niveau de la face occlusale. En conséquent, les zones d'ombres des faces proximales sont à rechercher en étudiant la surface occlusale.

La transillumination par fibre optique peut s'avérer utile en tant que moyen de diagnostic au niveau des dents antérieures et des faces interproximales, pour autant que cet examen ne soit pas entravé par des obturations. En effet, les restaurations, comme les résines composites, vont modifier la transmission ainsi que la dispersion lumineuse. Une zone d'ombre peut alors apparaître au niveau de la dent illuminée, sans pour autant être une lésion carieuse. De plus, le diagnostic par transillumination doit être réalisé en prenant soin d'éviter les interférences des lumières ambiantes. Le principal risque est de ne pas détecter une petite zone d'ombre.

L'analyse des dents par transillumination reste un examen entièrement dépendant du praticien et de son acuité visuelle. De plus, le diagnostic des caries proximales par transillumination est réellement fiable à condition que la méthode ait été enseignée par un clinicien compétent et qu'elle ait été mise en pratique et perfectionnée durant une période de plusieurs semaines (Lussi, 1998). La grande variabilité inter et intra examinateur a tenté d'être palliée avec la création du DIFOTI.

### **6.2.2. Résultats obtenus**

Les dispositifs de transillumination par fibre optique ont, dans de nombreuses études, été comparés à la radiographie de type bitewing pour le diagnostic des caries proximales. En effet, la transillumination par fibre optique est souvent présentée comme une aide non négligeable à la radiographie. Ces dispositifs sont particulièrement appréciés pour le diagnostic des caries proximales sur des patients très jeunes et anxieux, où la bonne mise en place des films radiographique s'avère difficile. Leur capacité à détecter les caries sur les dents permanentes et temporaires en font de formidables outils pour l'odontologie pédiatrique (Crawford *et al.*, 2008).

Heinrich *et al.* (1991) ont comparé la transillumination et l'examen clinique dans la détection des caries proximales. L'étude fut réalisée sur les dents postérieures de 186 sujets âgés de 12 à 17 ans. La proportion des caries proximales détectée par la transillumination a été le double de l'examen clinique. En effet, la sensibilité de l'examen clinique était de 30%, tandis que la sensibilité de la transillumination par fibre optique était de 68%. La spécificité des deux examens était similaire et était de 99%. L'étude présente la transillumination par fibre optique comme un bon moyen de diagnostic des caries proximales, particulièrement chez les patients à faible prévalence carieuse. Ainsi, ce dispositif pourrait être une bonne alternative à la radiographie et donc éviter l'utilisation de rayons ionisants.

Peers *et al.* (1993) ont étudié la validité et la reproductivité de plusieurs examens dans le diagnostic des caries proximales. Ces examens étaient un diagnostic clinique sans aides visuelles, des radiographies de type bitewing, ainsi que la transillumination par fibre optique. Une soixantaine de modèles, composés chacun de deux prémolaires et deux molaires, ont été analysés. Tous les modèles ont été examinés deux fois, à une semaine d'intervalle. Par la suite, les dents ont été sectionnées puis étudiées histologiquement pour confirmer la présence de lésions carieuses. Dans le cadre de cette étude, seules les caries dentinaires ont été sélectionnées. La reproductivité des trois examens était tout à fait valable, puisque le coefficient de Kappa dépassait les 0,61 (soit une bonne corrélation). Toutefois, la différence importante entre ces trois examens a porté sur la sensibilité. En effet, les sensibilités de l'examen clinique, la radiographie et la transillumination étaient, respectivement, de 38%, 59% et 67%. Les valeurs respectives pour la spécificité sont de 97 % pour la transillumination, 96% pour les radiographies bitewing et de 99% pour l'examen visuel.



Ainsi, la sensibilité de la transillumination par fibre optique dépasse de 8% la sensibilité de la radiographie de type bitewing. Cette différence, assez faible statistiquement, ne permet pas à la transillumination par fibre optique d'être une véritable alternative à la radiographie dans le diagnostic des caries proximales. Toutefois, ces deux outils de diagnostic combinés permettraient un suivi régulier des patients et amélioreraient le dépistage des lésions carieuses.

Davies *et al.* (2001) ont formé sept dentistes pendant douze semaines à l'utilisation de la transillumination par fibre optique. Ceux-ci ont, par la suite, utilisé les dispositifs de transillumination à leurs cabinets dentaires. Comme pour les études précédentes, une augmentation de la sensibilité a été notée. Toutefois, l'intérêt de cette étude repose sur les commentaires des différents praticiens sur l'utilisation de la transillumination dans leur exercice quotidien. Tout d'abord, les praticiens ont apprécié la facilité d'utilisation du dispositif, mais ont noté qu'il n'était d'aucune aide si une restauration proximale était déjà présente. Ils ont souligné aussi l'intérêt du dispositif pour les enfants et les patients réguliers à faible risque carieux. En effet, lors du rendez-vous de contrôle bi annuel, la transillumination va permettre un suivi du patient sans avoir à refaire de nouvelles radiographies.

### **6.2.3. Intérêt d'utilisation de colorants**

Un des inconvénients de la transillumination par fibre optique est la difficulté à discerner les contrastes entre une surface saine et une surface cariée. Afin de palier à ce problème, les colorants ont été utilisés pour renforcer ce contraste. Les colorants sont utilisés depuis de nombreuses années pour améliorer la détection des lésions carieuses. Dans les années 40, Gomori utilisa le nitrate d'argent pour colorer les caries. D'autres chercheurs ont, par la suite, étudié l'impact du 8-hydroxyquinoline dans l'amélioration de la détection des caries précoces. Enfin, la fluorescéine associée à la lumière ultra violette a aussi fait l'objet d'études afin d'augmenter la différence de contraste entre les zones saines et cariées (O'Brien *et al.*, 1989).

O'Brien *et al.* (1989) ont cherché à montrer si l'utilisation de colorants bleus pourrait aider les dispositifs de transillumination à détecter les lésions précoces. Le colorant alors utilisé est connu sous le nom de FD&C blue No. 1. Ce colorant est principalement utilisé

comme colorant alimentaire. Le colorant a la particularité de se placer dans les pores de la structure dentaire issus d'une phase de déminéralisation. Ainsi, il a été démontré que l'utilisation de colorants augmente la différence de contraste entre une zone saine et une zone cariée, lors d'une analyse par transillumination. En effet, grâce à l'utilisation du colorant, les lésions de 174  $\mu\text{m}$  de profondeur étaient plus facilement détectables. La figure 57 présente une surface de contact analysée par transillumination. L'émail de la dent de droite est touché par une lésion précoce créée artificiellement. Sans l'utilisation de colorants (Figure 57,a), la lésion amélaire est difficilement identifiable par le praticien. Toutefois, après la mise en place du colorant (Figure 57,b), la lésion est beaucoup plus visible. Les colorants semblent ainsi être un outil complémentaire à la transillumination par fibre optique pour le diagnostic des caries proximales.

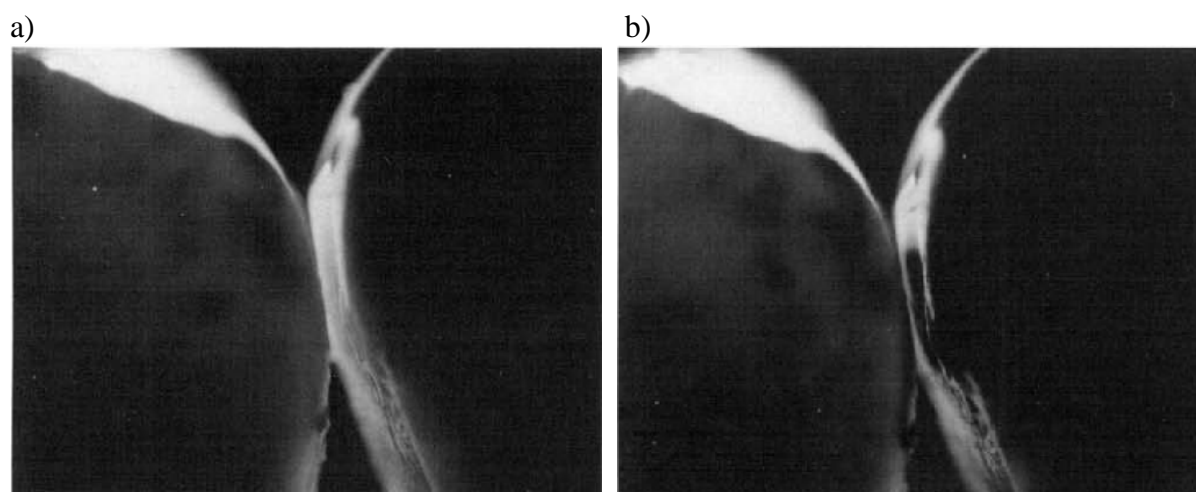


Figure 57: Surface de contact analysée par transillumination, sans colorants (a), avec colorants (b)

De plus, des études optiques ont montré que l'absorption de la lumière par le colorant était maximale quand la couleur du colorant est la couleur complémentaire de la lumière. Ainsi, pour un colorant bleu, la lumière utilisée doit être de couleur jaune. Ainsi, la détection des caries proximales par transillumination est améliorée.

Vaarkamp *et al.* (1997) ont présenté les limites des colorants dans la transillumination. En effet, leur étude a confirmé l'intérêt des colorants sur le contraste mais elle présente aussi les problèmes de pénétration de ceux-ci. Dans leurs expérimentations, seules les lésions carieuses actives avec une importante porosité de surface absorbaient le colorant. Au niveau de lésions plus anciennes, les possibles phases de reminéralisation vont modifier la porosité

de surface. Le lien entre le colorant et la lésion carieuse est alors plus difficile à obtenir. Par conséquent, les colorants seront véritablement efficaces sur un nombre restreint de caries.

Dans leur étude, Vaarkamp *et al.* concluent que le réel avantage de la transillumination face à la radiographie est sa reproductibilité sans risque pour le patient. Il est ainsi possible d'obtenir un niveau de performance similaire pour le diagnostic des caries proximales, en évitant toutes radiations ionisantes.

En conclusion, la transillumination par fibre optique est une technique, simple d'emploi pouvant être intégrée à la routine clinique. Son large panel d'utilisation ne la restreint pas seulement au diagnostic des caries proximales. De plus, elle se révèle aussi efficace que la radiographie tout en évitant ses effets potentiellement délétères. Toutefois, face aux autres dispositifs, la sensibilité de la transillumination par fibre optique reste inférieure.

### **6.3. Transillumination par fibre optique avec imagerie numérique (D.I.F.O.T.I.)**

#### **6.3.1. Description du dispositif**

La transillumination par fibre optique avec imagerie numérique, ou DIFOTI, est un dispositif d'imagerie dentaire conçu par Electro-optical Sciences<sup>®</sup>. Le DIFOTI a pour objectif de diminuer la grande variabilité intra et inter examinateur du diagnostic par FOTI. Pour cela, la transillumination par fibre optique a été associée à une caméra CCD (charge coupled device) et un dispositif d'acquisition d'images numériques (Figure 58).



Figure 58: Système DIFOTI

La caméra CCD et la fibre optique sont directement associées dans la pièce à main. Le praticien n'a plus besoin d'inspecter la dent comme pour la transillumination par fibre optique : l'œil du praticien est ainsi remplacé par la caméra CCD. La figure 59 présente la pièce à main du système DIFOTI avec, à son extrémité, la caméra CCD et la fibre optique projetant la lumière à la surface de la dent.

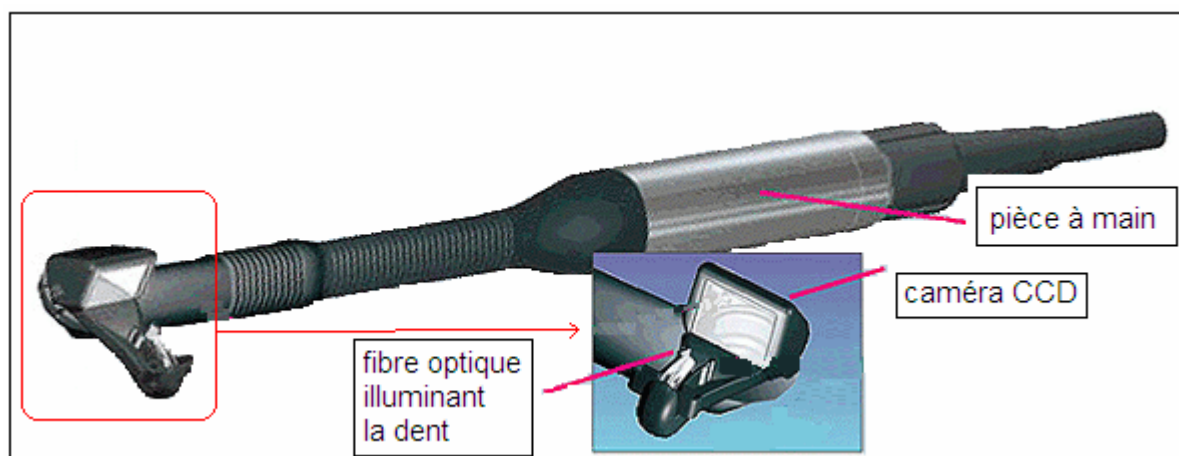


Figure 59: Pièce à main du système DIFOTI

Le DIFOTI émet, comme le FOTI, une lumière blanche. Cette lumière est émise à travers la dent puis est captée par la caméra CCD (Figure 60). Les images de la dent acquises par la caméra sont envoyées à l'ordinateur qui va analyser celles-ci grâce à un algorithme spécifique. Cet algorithme va ainsi permettre de diagnostiquer et de localiser la lésion carieuse. Le système va créer instantanément une image numérique en haute définition de la surface analysée. Le praticien va pouvoir étudier les images via l'écran informatique du dispositif et ainsi rechercher les variations de contraste. L'agrandissement des images est d'environ 16 fois, permettant au praticien de pouvoir focaliser son attention sur une zone d'intérêt. Les images peuvent être acquises de façon répétées sans délai d'attente. Le praticien peut alors changer l'incidence des images afin de confirmer une variation de contraste. De plus, les images peuvent être transformées pour améliorer le contraste entre les tissus normaux et les tissus cariés. Toutes ces modifications vont permettre de quantifier la lésion carieuse beaucoup plus précisément que par les dispositifs de transillumination par fibre optique. Les images peuvent, par la suite, être sauvegardées dans le dossier du patient, ou bien être imprimées (Gutierrez, 2008).



Figure 60: Analyse d'une face proximale de prémolaire par DIFOTI

Selon la présentation de Electro-optical Sciences<sup>®</sup>, l'appareil serait capable de détecter les lésions carieuses sur toutes les surfaces de la dent, et ceci bien avant leur apparition sur les radiographies de type bitewing (Figure 61). En effet, la variation de contraste entre une zone saine et une lésion carieuse précoce va être captée par la caméra CCD puis analysée par le logiciel d'imagerie numérique. Avec la radiographie, la même lésion précoce ne sera pas immédiatement détectée. Outre le diagnostic des caries, le DIFOTI permet de surveiller la progression de celles-ci. Les fractures sont aussi perceptibles à travers l'utilisation de l'appareil. En outre, il donne des images en temps réel pendant l'excavation des caries et surveille le traitement et l'évolution des matériaux de restauration.

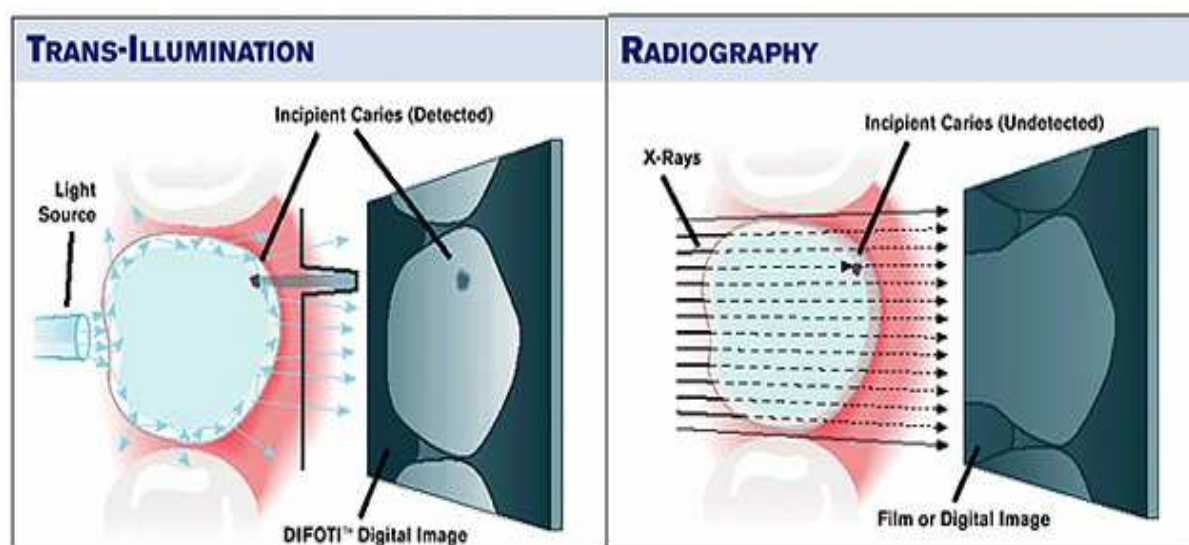


Figure 61: Comparaison entre DIFOTI et radiographie dans le diagnostic des lésions précoces

Le DIFOTI possède les mêmes avantages que le FOTI. L’affichage des images sur l’écran informatique est un bon outil de communication avec le patient. La caméra CCD et l’analyse par logiciel informatique permet à la transillumination d’être moins opérateur dépendant. Toutefois, comme pour les dispositifs FOTI, le DIFOTI demande un apprentissage de la part du praticien sur son utilisation. De plus, l’apport de la caméra sur le dispositif de transillumination a engendré une augmentation de volume de celui-ci. La manipulation s’avère alors plus difficile pour les bouches des plus jeunes patients (Gutierrez, 2008). Cette augmentation de volume est un inconvénient majeur en odontologie pédiatrique où la transillumination est un moyen de diagnostic très utilisé.

### **6.3.2. Résultats obtenus**

L’un des avantages présentés par le DIFOTI est sa capacité à détecter les lésions carieuses avant leurs apparitions sur la radiographie. Afin de vérifier les capacités du DIFOTI, des tests in vivo ont été réalisées (Rothschild, 2003). La figure 62 présente une première molaire maxillaire ; celle-ci est atteinte d’une lésion carieuse précoce au niveau proximal. La dent est tout d’abord analysée par DIFOTI (Figure 62,a). Il est possible de voir une zone d’ombre au niveau de la face mésiale de la dent. Cette même dent est étudiée à partir d’un cliché radiographique (Figure 62,b). La lésion, pourtant présente, n’est toujours pas visible par la radiographie.

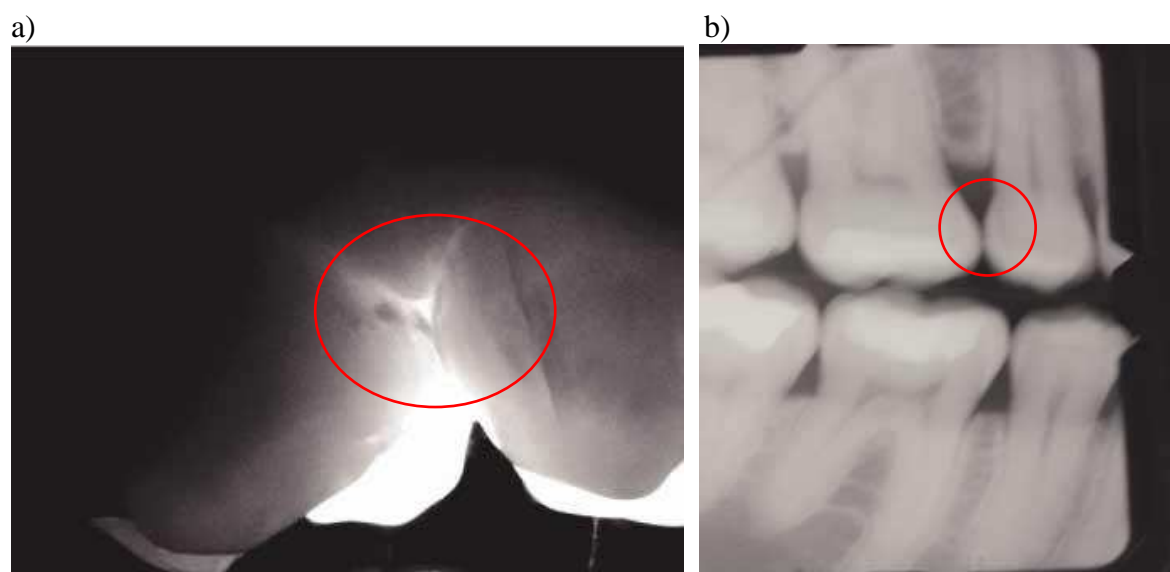


Figure 62: Première molaire maxillaire vue par transillumination (a), et par radiographie (b).

Ainsi, les images des dents obtenues par le DIFOTI peuvent indiquer la présence d'une carie débutante ou récurrente même lorsque les images radiographiques échouent dans leur détection. La brillance sur l'image provient de la combinaison de la transmission élevée au niveau de l'émail (par rapport à la dentine) et des vides causés par la perte structurelle de la densité amélaire (Schneiderman *et al.*, 1997).

L'étude de Schneiderman *et al.* (1997) a révélé la supériorité du DIFOTI pour la détection des caries débutantes aussi bien au niveau des faces proximales, occlusales ou lisses par rapport à la radiographie. Pour cela, l'étude a été réalisée in vitro sur 50 dents extraites. Les valeurs de sensibilité et de spécificité de cette technique sont représentées dans le tableau 12.

	Caries proximales		Caries occlusales		Caries des surfaces lisses	
	Sensibilité	Spécificité	Sensibilité	Spécificité	Sensibilité	Spécificité
<b>Radiographie</b>	0,21 à 0,31	0,88 à 0,91	0,18 à 0,2	0,98 à 1	0,04	0,96 à 1
<b>DIFOTI</b>	0,56 à 0,69	0,73 à 0,76	0,67 à 0,8	0,87	0,4 à 0,43	0,87 à 0,9

Tableau 12: Sensibilité et spécificité de la radiographie et du DIFOTI dans le diagnostic des caries

Dans le cadre des caries proximales, la sensibilité du DIFOTI est le double de la radiographie. Cependant, la spécificité est, quant à elle, plus faible.

Dans cette même étude, Schneiderman *et al.* ont aussi étudié la reproductibilité du DIFOTI. Pour l'analyse des faces proximales la valeur obtenue n'est que de 25%. Cette reproductibilité est nettement inférieure à la radiographie.

Bin-Shuwaish *et al.* (2008) ont comparé le DIFOTI à la radiographie et à l'examen clinique dans le cadre du diagnostic des caries proximales. Le système DIFOTI utilisé est commercialisé par la société Kavo. En 2006, Electro-Optical Sciences a signé avec Kavo un accord d'exploitation du système DIFOTI, permettant ainsi à Kavo de développer son propre système. L'étude a été réalisée en analysant 51 lésions carieuses de classe II de Black (33

prémolaires et 18 molaires). Ainsi, au niveau des lésions s'étendant jusqu'à la dentine, la sensibilité du DIFOTI était de 84% tandis que la sensibilité de l'examen visuel était de 82%. Par conséquent, pour les lésions dentinaires, le DIFOTI ne fait que confirmer l'examen visuel. Par la suite, Bin-Shuwaish *et al.* ont étudié l'apport du DIFOTI à la radiographie de type bitewing. Ils ont mis en évidence que le DIFOTI améliorait significativement l'estimation de la taille de la lésion, quand celui-ci est utilisé avec la radiographie. Par conséquent, l'avantage principal du DIFOTI est la détection précoce des lésions carieuses, avant leur apparition sur la radiographie.

L'affichage d'une lésion proximale vue par DIFOTI sur l'écran informatique peut aussi être source de problèmes. La dent analysée par transillumination est numérisée par la caméra CCD. Au niveau numérique, la distance entre deux pixels est d'approximativement 20 µm. Dès lors, une lésion de 63 µm ne va être visible que sur seulement 3 ou 4 pixels. Il est alors difficile pour le praticien de détecter facilement la lésion (Figure 63) (Gutierrez, 2008).

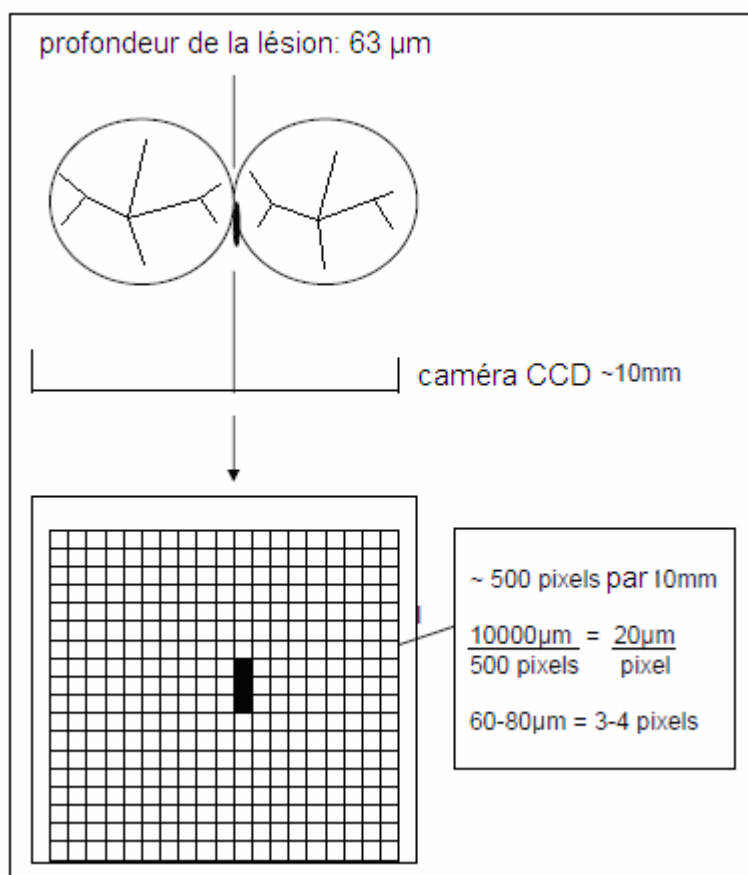


Figure 63: Difficulté d'affichage des lésions proximales par le DIFOTI



## **6.4. Transillumination avec lumière proche infrarouge**

### **6.4.1. Description du dispositif**

La transillumination par fibre optique permet de rechercher les lésions carieuses en émettant une lumière blanche à travers la dent. Cependant, l'émail sain présente une forte dispersion lumineuse quand la longueur d'onde de celle-ci est comprise dans le spectre visible (400 – 700 nm). L'image de la dent est alors altérée après une pénétration lumineuse de 1 à 2 mm à travers celle-ci (Karlsson, 2010). Toutefois, de précédentes études (Fried *et al.*, 2006) ont montré que l'amplitude de la dispersion lumineuse décroît de façon exponentielle lorsque la longueur d'onde est plus élevée. Ainsi, les coefficients d'atténuation de l'émail mesurés à des longueurs d'ondes de 1310 et 1550 nm, ont été respectivement de  $3,1 \text{ cm}^{-1}$  et  $3,8 \text{ cm}^{-1}$ . L'amplitude de la dispersion lumineuse est alors trente fois plus faible que pour les longueurs d'onde comprises dans le spectre visible (Figure 64). Au-delà de 1550 nm, le coefficient d'atténuation de l'émail ne peut plus diminuer. En effet, l'émail est composé d'environ 12% d'eau, or le coefficient d'atténuation de celle-ci augmente considérablement une fois la longueur d'onde de 1550 nm dépassée. Cette augmentation inhibe alors la diminution du coefficient d'atténuation de l'émail. Par conséquent, la faible dispersion lumineuse à une longueur d'onde de 1310 nm permet aux photons de parcourir en moyenne 3,2 mm (Fried *et al.*, 2006). De ce fait, l'émail apparaît transparent si une lumière est émise à cette longueur d'onde. Dans le spectre électromagnétique, une longueur d'onde de 1310 nm correspond au domaine du proche infrarouge.

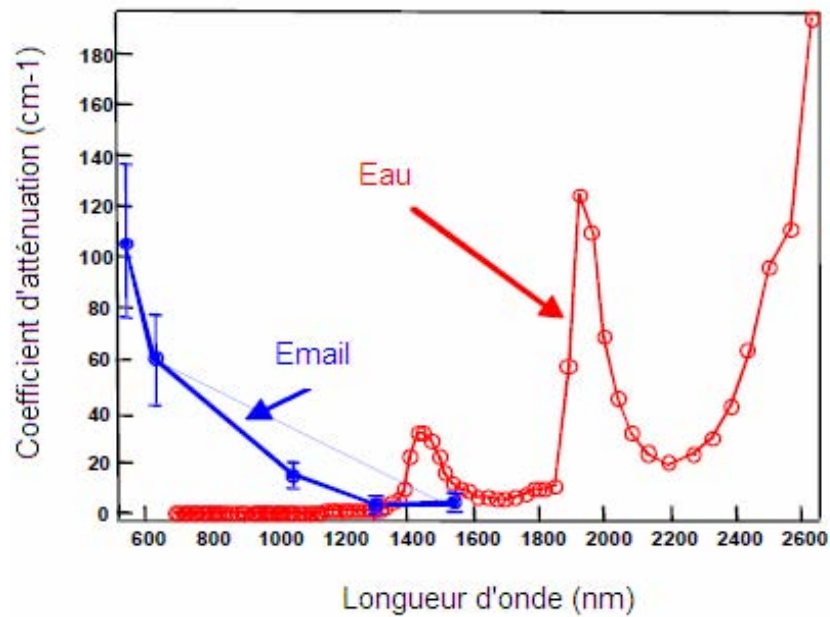


Figure 64: Coefficient d'atténuation de l'émail (bleu) et de l'eau (rouge), en fonction de la longueur d'onde.

Un nouvel outil de diagnostic utilisant la transillumination par lumière proche infrarouge est ainsi en cours de développement (Figure 65). La source lumineuse est une diode superluminescente (SLD) de longueur d'onde 1310 nm. La lumière est, par la suite, transportée avec une fibre optique. Plusieurs polarisateurs sont intégrés au dispositif afin de bloquer la lumière ambiante risquant de saturer la caméra CCD. Les informations captées par la caméra sont ensuite transmises et analysées par le logiciel IRVista (Indigo Systems, Goleta, Ca).

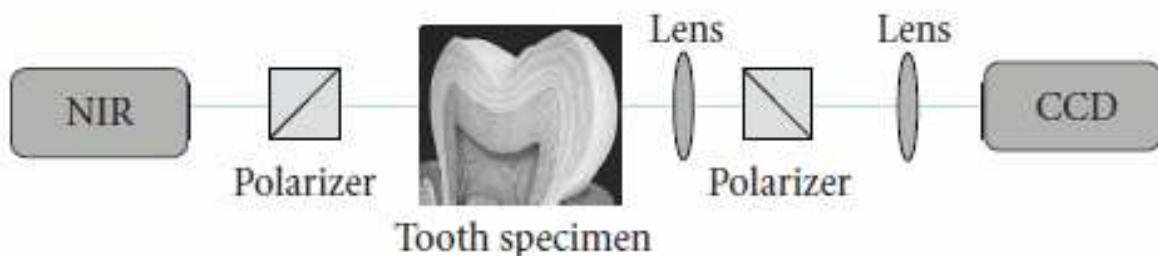


Figure 65: Dispositif de transillumination proche infrarouge

Comme pour les dispositifs de transillumination par fibre optique, les lésions carieuses apparaissent plus noires qu'un tissu sain. Toutefois, avec la lumière proche infrarouge, l'émail sain apparaît transparent. La différence de contraste entre une zone saine et une zone cariée

est optimale pour une lumière de longueur d'onde de 1310 nm. De plus, de nombreux chromophores n'absorbent pas la lumière dans le proche infrarouge. Lors de la transillumination en lumière visible, ces chromophores étaient à l'origine de tâches altérant le diagnostic des caries. Ainsi, avec la lumière proche infrarouge, il n'y a pas de perturbations, ce qui facilite la discrimination des lésions carieuses. La transillumination proche infrarouge se révèle tout aussi utile que la transillumination en lumière visible. Il est, en effet, toujours possible de détecter les fractures ainsi que la présence de tartres.

La transillumination proche infrarouge est un dispositif très récent et toujours en cours de développement. A ce jour, il n'existe pas de dispositifs commercialisés et disponibles au cabinet dentaire. Néanmoins, ces dispositifs suscitent un très grand intérêt de la part des chercheurs. Ainsi, plusieurs études ont été réalisées pour réellement définir les capacités de la transillumination proche infrarouge. Ces études portent principalement sur le diagnostic des caries proximales.

#### **6.4.2. Résultats obtenus**

A ce jour, les mesures de sensibilité et de spécificité de la transillumination proche infrarouge n'ont fait l'objet d'aucune étude. Cependant, de nombreux essais cliniques ont été réalisés et comparés à la radiographie.

Jones *et al.* (2003) ont réalisé plusieurs lésions carieuses sur des dents extraites, puis les ont étudiées en utilisant différents moyens de diagnostic. La figure 66 présente une lésion carieuse vue par examen visuel, par transillumination en lumière visible et en lumière proche infrarouge, ainsi qu'une radiographie de type bitewing de la lésion. En vision directe (Figure 66,a), une lésion de type white spot est identifiable au niveau proximal. En transillumination par lumière visible (Figure 66,b), la lésion n'est pas détectable, alors qu'avec la transillumination proche infrarouge (Figure 66,c), celle-ci est parfaitement visible. A l'examen radiographique (Figure 66,d), la faible différence de contraste entre la lésion et la surface saine rend le diagnostic difficile. Ainsi, cette étude permet d'entrevoir le potentiel de la transillumination proche infrarouge dans la détection précoce des caries, dont les caries proximales.

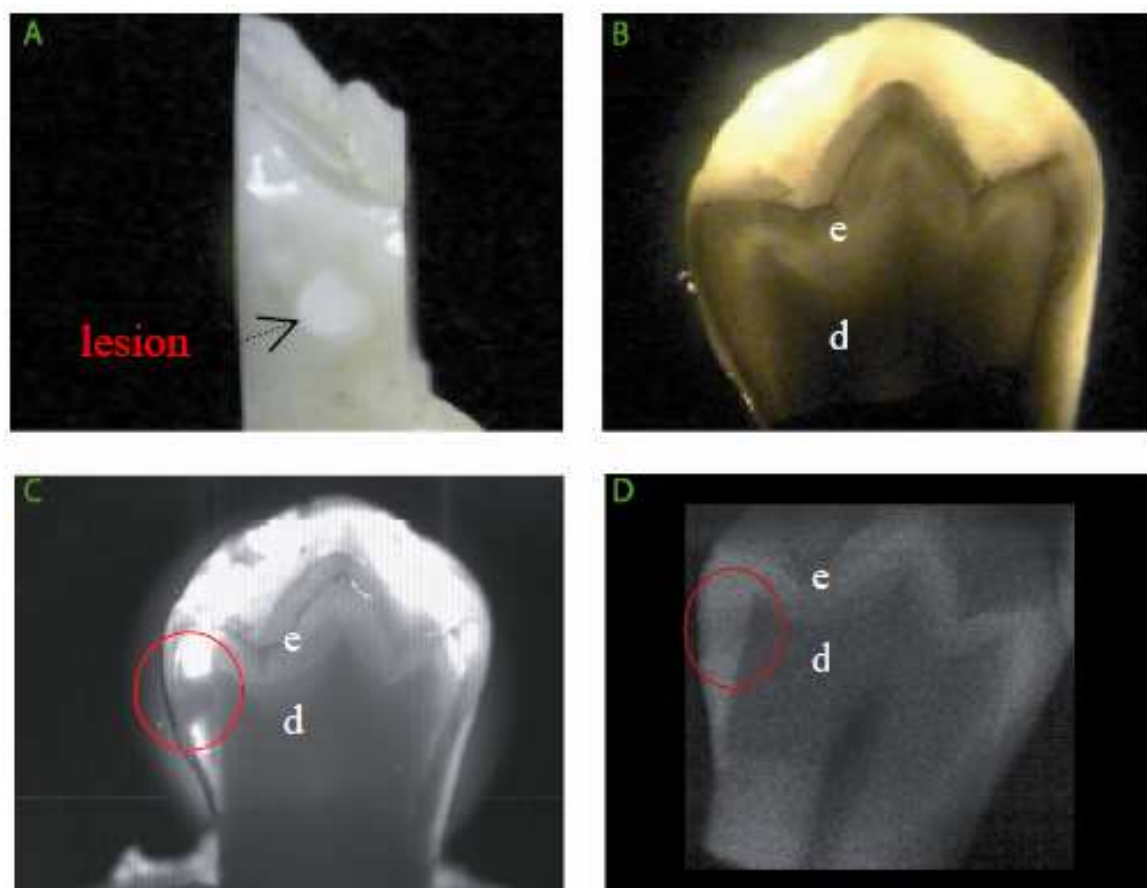


Figure 66: Lésion carieuse proximale vue par examen visuel (a), par transillumination en lumière visible (b) et en lumière proche infrarouge (c), et par radiographie bitewing (d)  
[e] = émail, [d] = dentine

La première étude *in vivo* de la transillumination proche infrarouge est très récente et a été réalisée par Staninec *et al.* (2010). Cette étude a été réalisée sur 33 lésions carieuses présentes sur un total de 18 patients. Toutes ces lésions se trouvaient au niveau proximal. Il était possible de les discerner sur les radiographies de type bitewing, mais aucune d'entre elles n'étaient visible à l'examen clinique. La majorité des lésions étaient trop petites pour nécessiter la mise en place d'une restauration. Les images issues de la transillumination proche infrarouge ont toutes été acquises *in vivo*. Les 33 lésions examinées, à l'exception d'une seule, ont été identifiées sur ces images. En conclusion, la première étude *in vivo* de la transillumination proche infrarouge a permis de mettre en évidence l'aptitude de ce dispositif à détecter les lésions proximales. Ainsi, la transillumination pourrait se substituer à la radiographie de type bitewing dans la détection des caries proximales.

Par ailleurs, Karlsson *et al.* (2010) ont étudié *in vitro* les capacités de la transillumination proche infrarouge dans la détection des lésions carieuses. Les résultats

montrent que ce dispositif peut détecter les lésions amélares d'une profondeur de 250 µm. Cette détection précoce permet ainsi de mettre en place des traitements interceptifs visant à reminéraliser la dent.

Toutes ces études présentent la transillumination proche infrarouge comme un dispositif prometteur dans le diagnostic des caries proximales. Toutefois, le manque de données en matière de sensibilité et de spécificité ne permet pas de réellement connaître les possibilités de celui-ci. Il n'est, de plus, pas possible de le comparer aux autres systèmes de détections. Par conséquent, ce dispositif d'aspect très prometteur, nécessite des études beaucoup plus poussées afin de définir ses avantages et ses inconvénients.

## **7. Diagnostic par réflectance infrarouge**

### **7.1. Principe de la réflectance infrarouge**

La phase minérale de l'émail est constituée d'un module élémentaire : le monocristal d'hydroxyapatite. Les monocristaux sont empilés horizontalement et verticalement. L'ensemble constitue un cristallite. Les cristallites sont regroupés en deux organisations structurales distinctes que l'on appelle le bâtonnet (ou prisme) et une substance entre les bâtonnets, dite aussi substance interprismatique ou encore émail interprismatique. Comme le nom le suggère, la substance interprismatique forme un ensemble continu qui englobe les bâtonnets qui eux sont bien individualisés (Piette, 2001). Quand l'émail est sain, les prismes sont rectilignes, longs et regroupés ensemble. Ceci forme une structure cristalline translucide laissant traverser la lumière.

Lors d'une atteinte carieuse, la destruction des cristaux d'apatite est bien systématisée. Tout d'abord, il y a un élargissement de l'interface prisme-substance interprismatique estimé entre 0,3 et 1  $\mu\text{m}$ . Puis la destruction se poursuit par la dissolution des cristaux du corps du bâtonnet de l'émail. A un stade plus avancé, la destruction des cristaux de la substance interprismatique entraîne l'effondrement de la structure de l'émail, la cavitation et l'envahissement bactérien (Piette, 2001). Lorsque la structure cristalline se brise, la taille des prismes se réduit, augmentant par conséquent l'espace interprismatique. La figure 67 présente une microphotographie de déminéralisation de surface au cours du temps. Il est ainsi possible de voir l'élargissement de l'espace interprismatique.

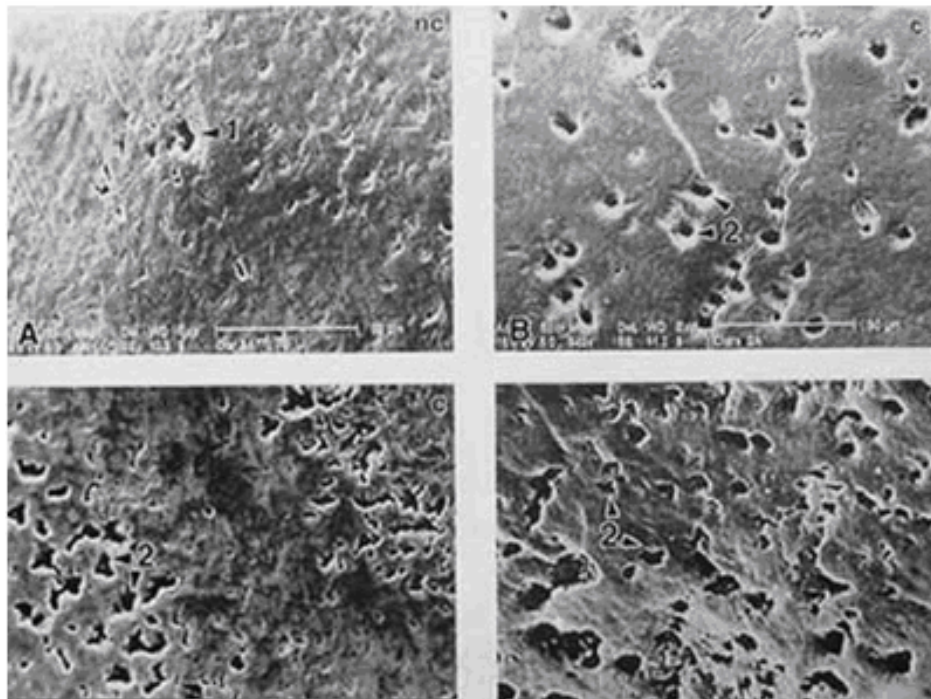


Figure 67: Microphotographie de déminéralisation de surface au cours du temps

L'altération structurale entraîne une modification des propriétés optiques de l'émail. En effet, l'émail devient moins translucide et la dispersion lumineuse est beaucoup plus importante. A partir de cette dispersion lumineuse, il est possible d'obtenir la réflectance lumineuse.

On appelle réflectance, la quantité de lumière réfléchiée par une surface et exprimée en pourcentage de la lumière incidente. Chaque surface possède ce qu'on appelle sa propre courbe de réflectance. Cette courbe correspond au pourcentage de lumière réfléchiée dans chaque longueur d'onde, lorsque la surface est éclairée par une source lumineuse (Delorme et Fluckiger, 2003).

La courbe de réflectance est définie par la quantité d'énergie réémise par rapport à la quantité d'énergie reçue et cela pour toutes les longueurs d'onde couvrant le spectre visible, voire le proche infrarouge et l'ultraviolet. Dans le cadre de la réflectance infrarouge, la lumière utilisée est une lumière située dans le spectre infrarouge. En effet, la lumière située dans la zone proche infrarouge (700 - 1000 nm) pénètre le tissu assez profondément, en comparaison avec la lumière visible (450-700 nm), et rend possible la détection de structures situées plus loin de la surface. Ainsi, l'analyse de la dent peut être réalisée jusqu'à une profondeur de 3 mm (Karlsson *et al.*, 2010).

La courbe de réflectance obtenue est, par la suite, analysée par spectroscopie. La spectroscopie par réflectance utilise des sondes de fibre optique, couplées simultanément à une source et à un spectromètre, pour transmettre la lumière d'une gamme définie vers la surface du tissu. Au moment où les photons pénètrent le tissu, une partie de la lumière est absorbée, une partie est dispersée, et une partie traverse le tissu sans être interrompue. Seule une partie des photons dispersés revient à la surface du tissu et émerge pour être détectée (Anderson *et al.*, 1996). Lors d'une phase de déminéralisation, une majeure partie des photons est renvoyée au détecteur. Ainsi, l'intensité de la lumière révélée est augmentée. En mesurant les changements d'intensité de la lumière réfléchie sur une gamme spectrale, les changements relatifs de structures spécifiques peuvent être déterminés.

Wu et Fried (2009) ont étudié la réflectance infrarouge d'une face vestibulaire déminéralisée. Une lésion artificielle de 2 mm de large et 2 mm de hauteur est créée sur plusieurs molaires. Les dents sont soumises à une lumière proche infrarouge ; puis les images de la réflectance infrarouge sont capturées par une caméra CCD. La figure 68 présente l'aspect visuel de la face vestibulaire de la dent avec sa lésion (Figure 68,a), puis l'image de la réflectance infrarouge (Figure 68,b). Il est possible de voir la nette différence de contraste entre une zone lésée et une zone saine. La courbe de réflectance de la surface est, par la suite, analysée par spectroscopie. Cette courbe est comparée aux valeurs préalablement enregistrées par le microprocesseur du dispositif. Par conséquent, les dispositifs utilisant la réflectance infrarouge doivent, comme les lasers à fluorescence (Diagnodent<sup>®</sup>) être calibrés à partir d'un référentiel.

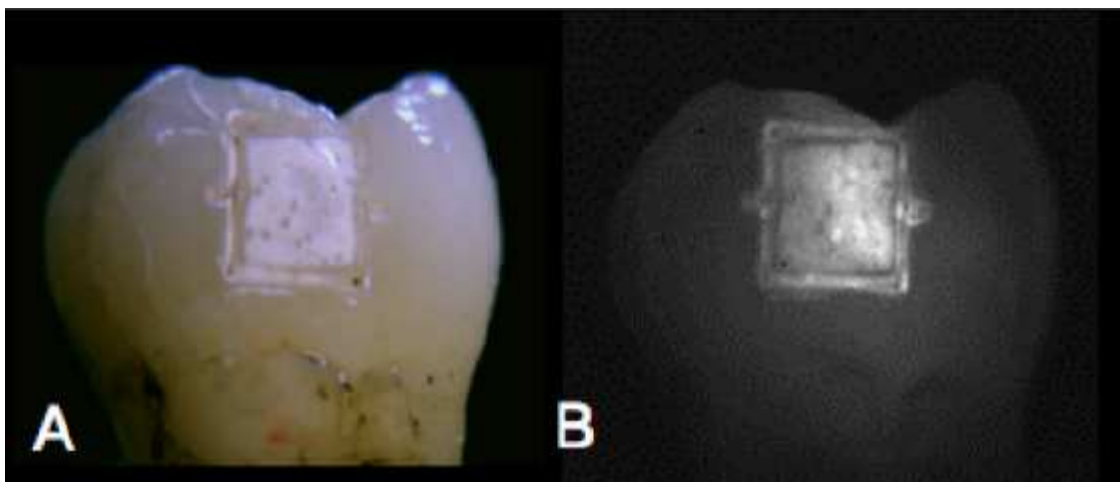


Figure 68: Face vestibulaire de la dent (A) et sa réflectance infrarouge (B)



Wu et Fried (2009) ont, par la suite, comparé la différence de contraste entre la lésion et la surface saine à l'aide d'un examen visuel, de la transillumination proche infrarouge, la réflectance infrarouge et du QLF. Les résultats obtenus sont présentés par la figure 69. Il est ainsi possible de voir que la réflectance infrarouge permet d'obtenir un bien meilleur contraste. Les limites de la lésion vont donc être beaucoup mieux définies.

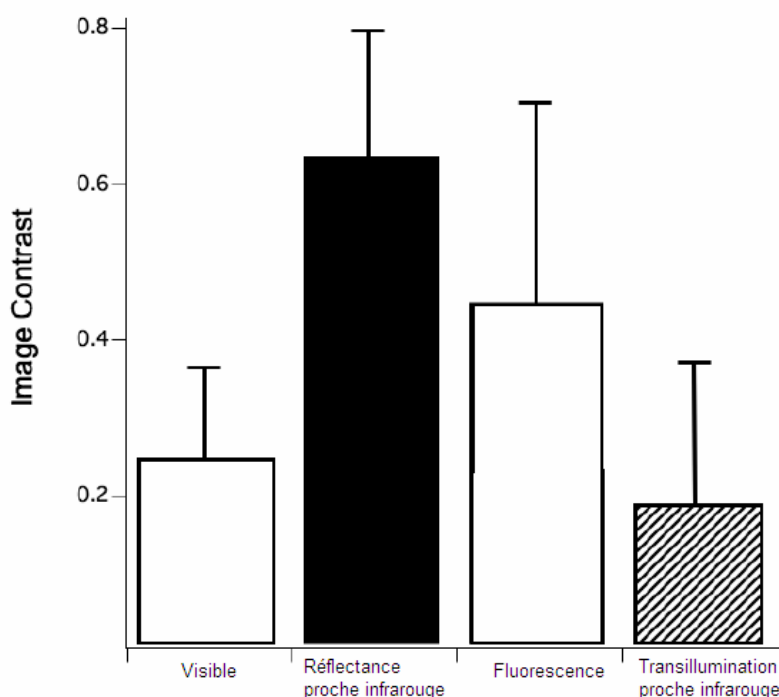


Figure 69: Différence de contraste de la dent en fonction de l'examen

## 7.2. Les dispositifs actuellement utilisés en cabinet dentaire

Le dispositif actuellement utilisé dans les cabinets dentaires est le Midwest Caries I.D<sup>®</sup> de la société Dentsply (Figure 70). La technologie Midwest Caries I.D fut introduite dans les cabinets dentaires en 2007, avec toutefois peu de publications préalables.



Figure 70: Midwest Caries I.D<sup>®</sup>

Le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> ressemble à une sonde exploratrice. A son extrémité, la lumière est émise par des LED. La pointe du dispositif est mise en contact avec la dent et est utilisée comme une sonde pour examiner la surface de la dent. Pour détecter les caries, le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> utilise des LED infrarouge et rouge, ainsi que qu'une fibre optique émettant une lumière verte, pour distribuer la lumière sur la surface de la dent. Le photodétecteur et ses fibres optiques de détection vont capter la lumière réfléchiée par la surface de la dent afin d'obtenir la courbe de réflectance (Figure 71).

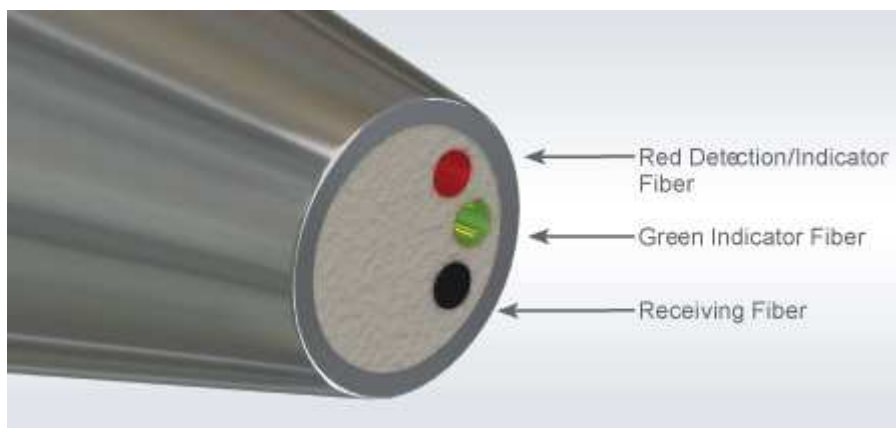


Figure 71: Pointe du dispositif Midwest Caries I.D

Le photodétecteur va transmettre les informations au microprocesseur qui compare les courbes de réflectance reçues avec les courbes de réflectance prédéfinies. Quand la surface analysée est saine, la lumière verte du dispositif reste allumée indiquant au praticien l'état sain de la zone. Lors d'une déminéralisation, le microprocesseur désactive la lumière verte pour laisser la place à une lumière rouge. Un fond sonore accompagne la lumière rouge. Ce fond sonore est un « bip » dont l'intensité et la fréquence sont proportionnelles à la déminéralisation. En envoyant un faisceau lumineux, le dispositif va mesurer la réflectance. En effet, le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> est capable de mesurer et de quantifier les variations de réflectance infrarouge (Abrams, 2009).

Avant son utilisation, le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> nécessite d'être calibré. Pour cela, la pointe de la sonde est apposée sur un référentiel en céramique fourni avec le dispositif. A la différence du Diagnodent<sup>®</sup>, le calibrage doit obligatoirement passer par ce référentiel externe et non pas par une surface saine de la dent. Ce calibrage permet de vérifier la puissance de la lumière infrarouge afin d'ajuster la quantité d'énergie envoyée à la surface de la dent. Cet

ajustement est nécessaire pour éviter toutes variations avec les courbes de réflectance enregistrées dans le microprocesseur du dispositif.

La dent doit aussi être préparée avant l'utilisation du dispositif. En effet, celle-ci doit préalablement être nettoyée pour éliminer toutes présences de débris alimentaire, de plaque et de tartre. Il a, en effet, été démontré que la présence de dépôts sur la dent pendant son analyse pouvait être source de résultats faux positifs (Abrams, 2009). Toutefois, à la différence du Diagnodent<sup>®</sup>, la dent n'a pas besoin d'être isolée de la salive. Il n'est donc pas nécessaire d'assécher la dent avant l'utilisation du dispositif.

Cependant, le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> présente certaines limites. En effet, les dents pouvant faire l'objet d'un diagnostic sont uniquement les dents du secteur postérieur (prémolaire et molaire). La finesse de l'émail des dents antérieures ne permet pas au dispositif d'obtenir des courbes de réflectance exploitables. L'analyse est limitée à la face occlusale et aux faces proximales, si la voie d'abord est occlusale. Les faces vestibulaires et linguales ne peuvent être analysées sous peine de résultat faux positif (Abrams, 2009). De plus, la dent analysée ne doit pas comporter de restaurations ou de sealants. La dent ne doit donc pas avoir subi de dommages préalables. L'analyse des caries secondaires ou des bords d'une restauration est, par conséquent impossible. De plus, le système ne peut être utilisé en pédodontie. En effet, les dents temporaires ne peuvent pas être analysées du fait de la faible épaisseur amélaire.

Enfin, un grand nombre d'altération amélaire peuvent engendrer des résultats faux positifs de la part du dispositif ; notamment si la dent est atteinte de malformation (amélogénèse imparfaite), d'un hyper ou hypocalcification ou si elle est touchée par une fluorose. Aussi, le dispositif n'est pas capable de faire la différence entre une phase de déminéralisation ou une phase de reminéralisation, à l'instar d'autres dispositifs utilisés dans le diagnostic des caries proximales (Abrams, 2009). Tous ces inconvénients limitent le champ d'action du Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> et le nombre de patients pouvant bénéficier de ce dispositif est très restreint.

L'autre problème du Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> est la très faible ressource de recherches scientifiques sur ses capacités de diagnostic. Cette faiblesse de ressources scientifiques est un réel inconvénient pour ce dispositif. En effet, pour exemple, le Diagnodent<sup>®</sup> ne comprend pas

moins de 20 publications scientifiques pour le diagnostic des caries proximales. Le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> compte, quant à lui, seulement deux publications. Il est donc difficile de réellement objectiver les résultats et de se faire une idée sur le réel impact du dispositif dans le diagnostic des lésions carieuses. Les deux publications ont étudié la sensibilité du dispositif sur les caries proximales et sur les caries occlusales. Les résultats indiquent que le Midwest Caries I.D. a une sensibilité de 80% pour la détection des caries proximales et une sensibilité de 92% pour les caries occlusales (Samaras *et al.*, 2008). Dans le cadre des caries proximales, cette sensibilité est bien en dessous de la sensibilité des autres technologies de pointe.

En conclusion, la réflectance infrarouge permet de différencier un émail sain d'un émail lésé et d'obtenir un meilleur contraste par rapport aux autres dispositifs lumineux. Toutefois, l'utilisation de la réflectance infrarouge dans des conditions *in vivo* est très difficile à mettre en place. Les dispositifs, tels que le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup>, possèdent de nombreuses contraintes et limites. Son utilisation se limite sur des dents : permanentes, du secteur postérieur, exemptes de soins et d'altérations structurelles. Cette plage d'utilisation est plutôt restreinte dans le cadre d'un usage en omnipratique et ne permet pas le diagnostic des caries proximales du secteur antérieur. De plus, le dispositif ne donne qu'au praticien une information « binaire » : lumière verte pour une surface saine et lumière rouge pour une lésion carieuse. A la différence du Diagnodent<sup>®</sup> qui affiche une valeur numérique, le praticien ne peut pas réellement connaître l'étendue de la lésion. Par conséquent, le choix thérapeutique est beaucoup plus compliqué pour le praticien. De plus, si celui-ci décide de mettre en place un traitement de reminéralisation, il lui sera impossible de suivre l'évolution de ce traitement.

Le peu d'études du dispositif est aussi très problématique. En effet, tous les autres dispositifs ont l'avantage d'être à l'origine de nombreuses recherches. Il est ainsi possible de connaître les réelles limites de ces dispositifs. Les études du Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> sont, toutefois, très instructives. Elles mettent en évidence une sensibilité très correcte pour le diagnostic des caries proximales. Mais cette sensibilité est moins convaincante que les dispositifs apparus au cours de ces cinq dernières années.

Ainsi, au niveau postérieur, le Midwest Caries I.D.<sup>®</sup> permet d'aiguiller le praticien vers la présence d'une lésion carieuse proximale, mais celui-ci ne pourra pas se passer de la radiographie bitewing pour confirmer la présence de caries.

## **8. Détection par luminescence et infrarouge (PTR-LUM)**

### **8.1. Principe de la luminescence et de l'infrarouge**

La détection de caries par luminescence et infrarouge utilisent les propriétés photothermiques et lumineuses de la structure dentaire. Le dispositif utilisant ces propriétés est aussi nommé dispositif PTR-LUM.

Les propriétés photothermiques sont exploitées grâce au système de radiométrie photothermique (PTR). La radiométrie photothermique est un mode de contrôle non destructif opérant à distance et sans contact. Son principe consiste à soumettre l'échantillon à analyser à un flux lumineux dont l'absorption produit une élévation locale de température au voisinage du point d'impact laser, puis à observer les variations d'émittances du matériau à l'aide d'une chaîne de détection optique infrarouge. Le signal photothermique ainsi obtenu dépend des propriétés thermophysiques du matériau analysé, ce qui permet alors de les caractériser (Brahim *et al*, 2004).

L'autre propriété exploitée par le PTR-LUM est la luminescence (LUM). La luminescence est la propriété qu'ont certaines substances de restituer sous forme de photons d'énergie  $q = h \cdot \nu$  d'origine non thermique une partie de l'énergie absorbée au cours d'une excitation de type divers. Il s'agit donc de la désactivation d'une molécule excitée vers un état énergétique moins élevé (Monod-Herzen, 1967).

Quand la lumière interagit avec la dent, une partie est réfléchiée, dispersée ou transmise à travers le tissu dentaire et une partie de l'énergie peut être absorbée (Figure 72).

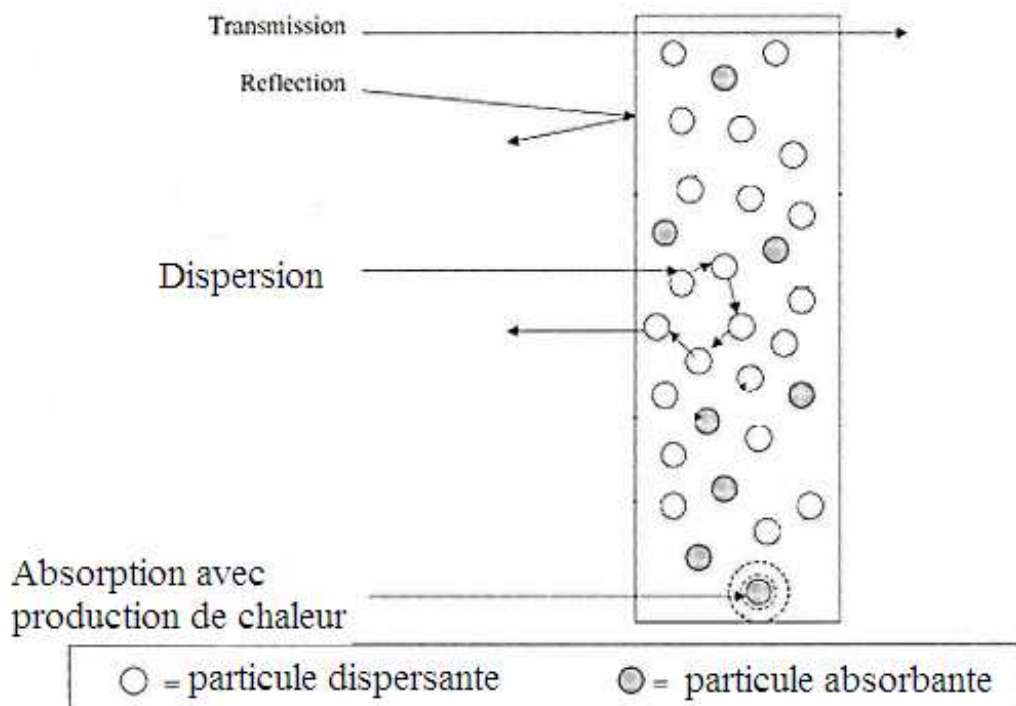


Figure 72: Interaction de la lumière avec la dent

L'énergie absorbée peut être convertie en rayonnement comme la fluorescence ou bien en chaleur. Lors de la dispersion, le photon va changer de trajectoire sans perdre son énergie. Ce photon va dès lors interagir avec les petites particules du volume tissulaire. En plus de la dispersion, la transmission et la réflexion vont prendre place. Les paramètres utilisés pour caractériser les propriétés optiques d'un tissu comprennent les photons dispersés ( $\mu_s$ ) et le coefficient d'absorption ( $\mu_a$ ). Ce coefficient d'absorption est défini par le rapport entre l'absorbance et la longueur du chemin optique parcouru par un rayonnement électromagnétique dans un milieu donné (Minet *et al.*, 2006). Ensemble, ils composent le coefficient d'atténuation ( $\mu_t$ ) où  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ . Le coefficient d'atténuation mesure la perte d'énergie d'un rayonnement traversant un milieu. Il est analogue au coefficient d'absorption, et prend aussi en compte, en plus de l'absorbance, les effets dus à la diffusion et à la luminescence (Minet *et al.*, 2006).

La dentine et l'émail voient leurs compositions structurales et chimiques varier en fonction de la profondeur. La dentine et l'émail peuvent être considérés comme des structures à haute dispersion. La dispersion dans le tissu dentaire varie selon sa composante structurale, chimique mais est aussi fonction de la longueur d'onde de la lumière. Il y a en effet un lien direct entre la dispersion et la longueur d'onde de la lumière : une longue longueur d'onde

entraîne une faible dispersion offrant ainsi une pénétration plus profonde dans le tissu. Pour la détection précoce de caries, la sélection de la longueur d'onde lumineuse est vitale. Une longueur d'onde de 650 nm assure une pénétration optimale de la lumière dans les tissus biologiques (Gupta *et al.*, 2007).

La présence d'imperfections dans l'émail (lésions carieuses) altère les propriétés d'absorption et de dispersion qui, par la suite influence les énergies émises telles que les émissions thermiques ou l'intensité de la fluorescence (Hall et Girkin, 2004).

La principale interaction entre le laser et un tissu est d'origine thermique. La conversion d'énergie optique en énergie thermique résulte de l'absorption des photons par la matière qui est par la suite convertie en chaleur. Ainsi, un coefficient d'absorption élevé entraîne une conversion rapide et par conséquent une augmentation de la température.

Une déminéralisation modifie beaucoup plus le coefficient de dispersion que le coefficient d'absorption (Spitze *et al.*, 1977). Ceci est dû à la désintégration de la structure cristalline de l'émail et la création de pores jouant un rôle de centre de dispersion (Darling *et al.*, 2006). Une dispersion plus importante des photons diffusés aboutit à un trajet optique plus court dans l'émail. Or, un trajet optique plus court est équivalent à un coefficient d'absorption plus élevé (loi de Beer-Lambert) ce qui, photothermiquement, augmente le signal PTR produit.

Lors d'une phase de déminéralisation, la luminescence est diminuée (Hellen *et al.*, 2010). Ceci peut être expliqué grâce aux propriétés d'absorption et de dispersion de la lumière d'un émail sain comparé à un émail déminéralisé. Les faibles propriétés de dispersion d'un émail sain aboutissent à des trajets de photons plus longs, une probabilité plus haute d'absorption de photons et d'émission de fluorescence de l'émail, la jonction amélodentinaire et/ou la dentine (Angmar-Månsson *et al.*, 1987). L'altération du coefficient de dispersion dans un émail déminéralisé aura plusieurs effets sur le niveau de fluorescence détecté. En effet, la dispersion de la lumière, avant d'atteindre un fluorophore et/ou une dispersion de lumière fluorescente produite par la dent avant sa sortie, aboutira à un niveau de fluorescence moins élevé lors d'une déminéralisation de l'émail (Girkin *et al.*, 2000). De plus, les propriétés de dispersion élevées d'un émail déminéralisé peuvent aussi agir comme une barrière. Celle-ci empêche alors les photons incidents d'interagir avec les chromophores présents plus

profondément au niveau de la jonction amérodentinaire et dans la dentine (Mujat *et al.*, 2003). Ces mécanismes peuvent expliquer la perte de fluorescence mais d'autres mécanismes peuvent aussi expliquer la perte des propriétés autofluorescentes comme la perte de chromophores pendant le processus de déminéralisation.

Lors d'analyse de lésions carieuses, le signal PTR va augmenter alors que le signal LUM va diminuer. Comme décrit précédemment, ceci est dû à l'augmentation de la température et la baisse de la luminescence. Hellen (2010) a présenté graphiquement ces variations d'amplitude. Les mesures ont été réalisées sur une dent extraite. Une lésion carieuse artificielle a été réalisée sur une zone de la dent. Le capteur du système PTR-LUM balaye la dent, enregistrant à plusieurs endroits les signaux. La déminéralisation a été analysée sur une durée de 10 jours (Figure 73). Selon l'avancée de la déminéralisation, le signal PTR ne cesse de s'amplifier lors que le signal LUM diminue progressivement.

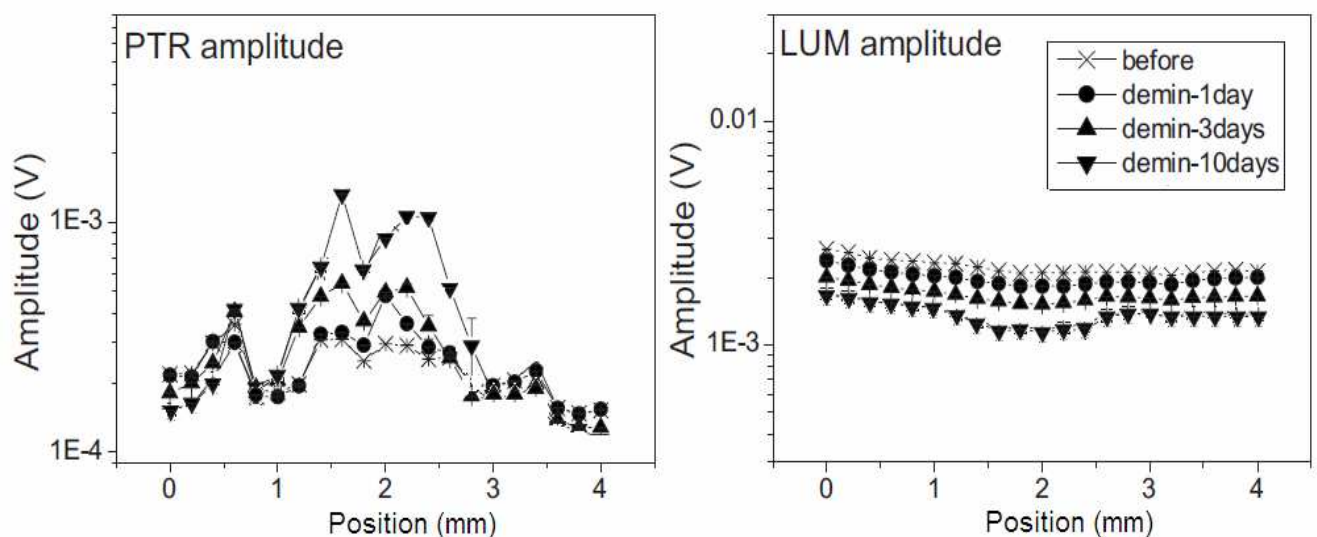


Figure 73: Amplitude des signaux LUM et PTR en fonction de la déminéralisation

Le faisceau laser du système PTR-LUM est similaire à ceux utilisés par les techniques de QLF et de laser à fluorescence. Toutefois, dans le système PTR-LUM, le laser n'est pas émis de manière continue mais par pulsation. Ce principe segmente en deux phases l'analyse : lorsque le laser émet, la dent rayonne ; puis lorsque le laser n'émet plus, la dent libère de la chaleur. Le système va analyser alors les radiations réémises pendant la phase de fonctionnement du laser ainsi que le comportement thermique des photons infrarouges émis pendant la phase de veille du laser (Abrams, 2009).



Le système PTR-LUM est composé d'une diode laser (670nm, 500 mW) ; d'un pré-amplificateur, d'un détecteur infrarouge MCT (Mercure-Cadmium-Telluride) pour la composante PTR et d'une photodiode pour la luminescence (Figure 74) (Hellen *et al.*, 2010). L'augmentation de température de la dent est de 2°C ; le patient ne la détecte pas et il n'y a aucune altération des tissus (Abrams, 2009).

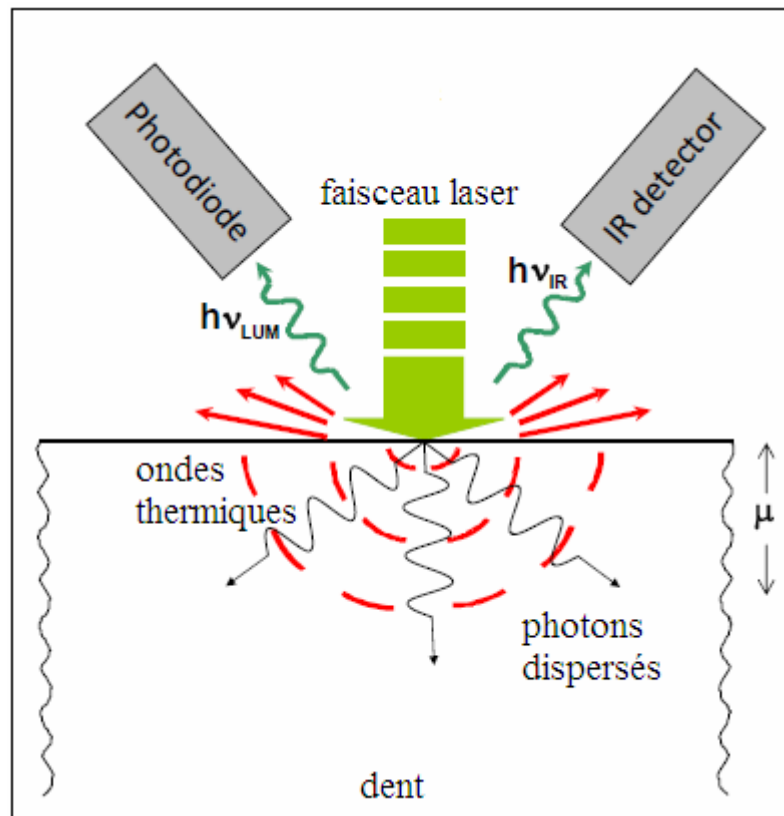


Figure 74: Système PTR-LUM

Les interactions entre l'énergie, la lumière et la structure dentaire sont en grande partie exploitées grâce au système associant la luminescence et la radiométrie photothermique. Ce système est capable de détecter précocement les modifications structurales du tissu dentaire. Il permet d'analyser les surfaces occlusales, les surfaces lisses, les caries radiculaires et les caries proximales (Abrams, 2009).

## **8.2. Avantages pour la détection des caries proximales**

La carie est un processus dynamique composé d'une phase de déminéralisation. Cette phase atteignant l'émail est suivie d'une atteinte dentinaire jusqu'à atteindre la phase finale de cavitation. Toutefois, une déminéralisation de l'émail détectée précocement peut être inversée et se reminéraliser (Kudiyirickal *et al.*, 2008). Le dispositif PTR-LUM permet une analyse de la surface tissulaire sur 50 à 500  $\mu\text{m}$ ; puis une analyse plus en profondeur allant jusqu'à 5 millimètres sous la surface amélaire (Jeon *et al.*, 2010). Ainsi, ce système permet une détection très précoce de petites déminéralisations de 50 $\mu\text{m}$  de profondeur, au niveau occlusal mais aussi au niveau proximal (Abrams, 2009). Une détection si précoce permet d'agir très rapidement sur la déminéralisation et ainsi éviter l'utilisation de soins restaurateurs mutilants pour l'organe dentaire. Un programme de reminéralisation peut alors être proposé au patient pour stopper et inverser le processus carieux.

L'autre avantage du système PTR-LUM est sa capacité à détecter les phases de reminéralisation des lésions. En effet, le suivi des valeurs de luminescence et de radiométrie photothermique au cours du temps permet de savoir si une phase de reminéralisation est en cours (Hellen *et al.*, 2010). Abrams (2009) a d'ailleurs montré *in vivo* la variation des signaux PTR et LUM lors d'un processus de reminéralisation. Pour cela, une mesure des signaux a été réalisée sur une lésion carieuse. La valeur PTR obtenue était de 36.1 et la valeur LUM de 2.1. Suite à ces mesures, un traitement de reminéralisation à base de fluor (vernis fluoré mis au cabinet et dentifrice Prevident<sup>®</sup> 5000 ppm utilisé par le patient) a été réalisé sur une durée de trois mois. La figure 75 présente l'aspect visuel de la dent avant et après traitement. A la fin du traitement de reminéralisation, les signaux PTR et LUM ont à nouveau été enregistrés. La valeur du PTR a baissé pour arriver à une valeur de 16.2 tandis que la valeur LUM a augmenté pour arriver à 2.8. Le système PTR-LUM permet donc un diagnostic basé sur la déminéralisation mais il a aussi l'avantage de détecter les phases de reminéralisation. Le traitement de la carie va pouvoir être axé sur l'enseignement des méthodes de brossage et, dans le cas des caries proximales, l'utilisation du fil dentaire et des brossettes interdentaires. Un apport topique en fluor pourra être réalisé afin de favoriser la phase de reminéralisation. Le traitement reste entièrement prophylactique, évitant ainsi au praticien de recourir aux techniques de dentisterie restauratrice.



**Figure 75:** Dent avant traitement (gauche) et après traitement (droite)

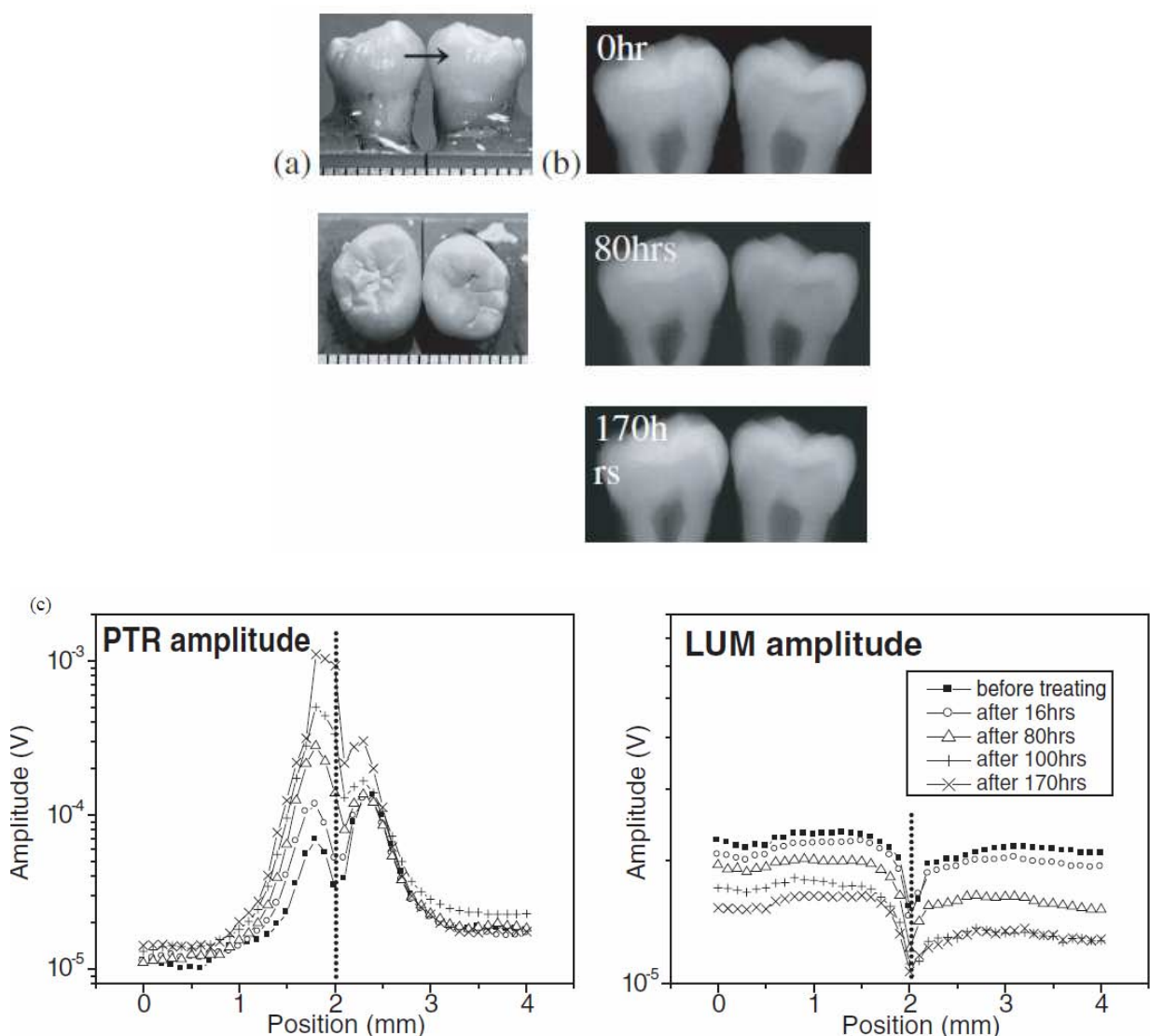
Lors de la prise de mesure, la dent ne nécessite pas de préparation ; la dent n'a en effet pas besoin d'être isolée ou séchée avant le diagnostic et il a été démontré que la présence de biofilm sur la dent n'affecte pas le signal (Abrams, 2009). Ceci permet une analyse simple et rapide des faces proximales sans aucune contrainte de protocole. De plus, le système PTR-LUM peut détecter la présence d'une lésion autour d'une restauration. En effet, le système n'étant basé que sur l'état structurel de la dent, les restaurations n'interfèrent pas avec le signal. Ainsi, la pérennité des restaurations peut être vérifiée à tout moment (Hellen, 2010). Cet avantage est d'une grande aide pour les faces proximales où la qualité des restaurations est difficilement contrôlable.

### **8.3. Comparaison avec les différents moyens de diagnostic**

Mandelis et *al.* (2008) ont comparé le système PTR-LUM et la radiographie dans la détection des caries proximales. Pour cela, deux dents extraites sont fixées à des briques LEGO®, un point de contact est bien évidemment réalisé (Figure 76.a). Le fait de fixer les dents sur des briques LEGO permet de les séparer et ainsi créer des lésions artificielles à l'endroit désiré. Les dents peuvent ensuite être remises à leur position exacte de départ.

Les lésions artificielles sont créées grâce à une solution composée de phosphate de potassium ( $\text{KH}_2\text{PO}_4$ ), d'acide acétique ( $\text{CH}_3\text{COOH}$ ), de chlorure de calcium ( $\text{CaCl}_2$ ), 0,5 ppm de fluor ( $\text{F}^-$ ) et de l'hydroxyde de potassium (KOH). La solution permet ainsi d'atteindre un pH de 4-4.5. La face zone traitée avec la solution est d'environ 2 mm de diamètre et localisée au point de contact. La durée du traitement est de 170 heures. Des radiographies de type

bitewing sont prises à 0 ; 80 et 170 heures (Figure 76.b). Aucune zone radioclaire n'est visible sur les radiographies, même 170 heures après le traitement. Ces mêmes zones sont analysées avec le système PTR-LUM (Figure 76.c). La radiométrie photométrique (PTR) détecte dès le début du traitement les lésions initiales. La luminescence ne détecte, quant à elle, la lésion qu'à partir de 80 heures. Ce retard est toutefois expliqué par la grande sensibilité de la luminescence aux variations du taux d'humidité pendant les mesures. Cette étude permet de mettre en évidence la rapidité de détection des caries du système PTR-LUM alors qu'aucune zone radioclaire n'est visible sur les radiographies.



**Figure 76:** Paire de dents avec une lésion interproximale artificielle. Vue du dessus et de profil des dents (a). Radiographie avant et après traitement (b). Amplitude des signaux PTR et LUM (c).

La combinaison de la radiométrie photothermique associée à la luminescence permet d'obtenir une très bonne sensibilité dans la détection des caries proximales. Le PTR-LUM semble même être plus performant que d'autres dispositifs tels que le Diagnodent (Figure 77) (Jeon *et al.*, 2010). La sensibilité du dispositif PT-LUM est de 87%, surpassant de ce fait les méthodes conventionnelles telles que la radiographie ainsi que les méthodes de pointe telles que la fluorescence à laser (Diagnodent).

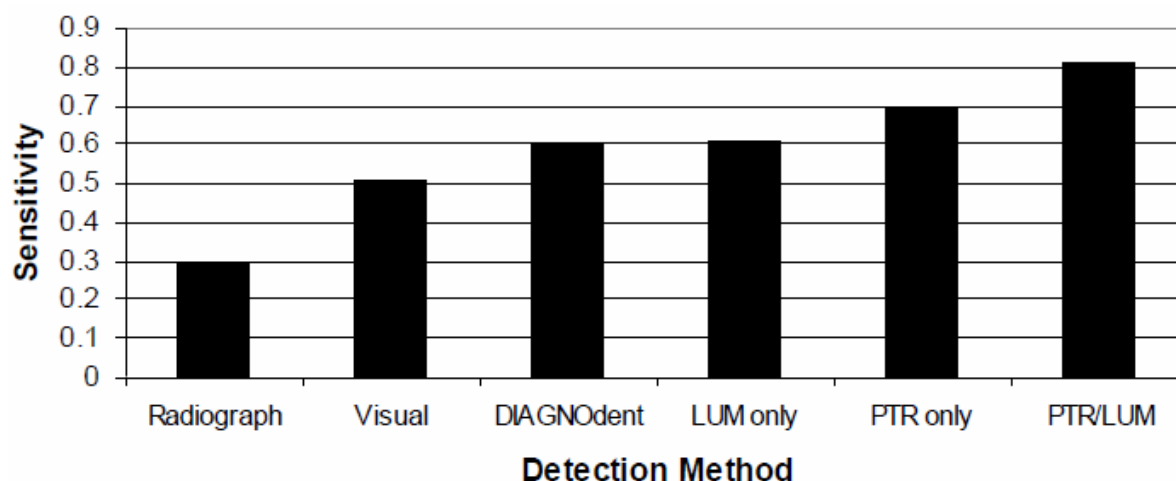


Figure 77: Sensibilité des différentes méthodes de diagnostic des caries

Outre une très bonne sensibilité, l'étude de Jeon *et al.* (2004) a mis en évidence la détection très précoce des caries par le système PTR-LUM. En effet, des caries non décelées par la radiographie ou le laser à fluorescence ont été détectées par le système PTR-LUM. Afin de vérifier la véritable présence de caries, les dents ont subi une observation histologique permettant une analyse précise du tissu dentaire.

#### 8.4. Dispositif en cours de développement

Le dispositif actuellement en cours de développement par Quantum Dental Technologies est nommé le Canary System<sup>®</sup>. Ce dispositif devrait arriver sur le marché au premier trimestre 2011 aux Etats-Unis ainsi qu'au Canada. Il est composé d'une caméra intra buccale permettant la prise d'images de la dent. La caméra a aussi un intérêt pédagogique et didactique. Le patient pourra voir où se situe la lésion carieuse. Le praticien pourra présenter les techniques d'hygiène nécessaires à l'arrêt de la lésion carieuse en utilisant comme support l'image de la dent du patient.

Le Canary System<sup>®</sup> est aussi composé d'une pièce à main permettant la prise des mesures. Elle permet la transmission de l'impulsion laser mais aussi de capter, à l'aide de détecteurs, la réponse tissulaire. Toutes les mesures sont transmises et analysées par l'ordinateur interne de l'appareil (Figure 78). Ces mesures sont comparées à la base de données intégrée dans le système. Lors de sa conception, plus de 500 régions de dents saines ont été sondées pour construire cette base de données.

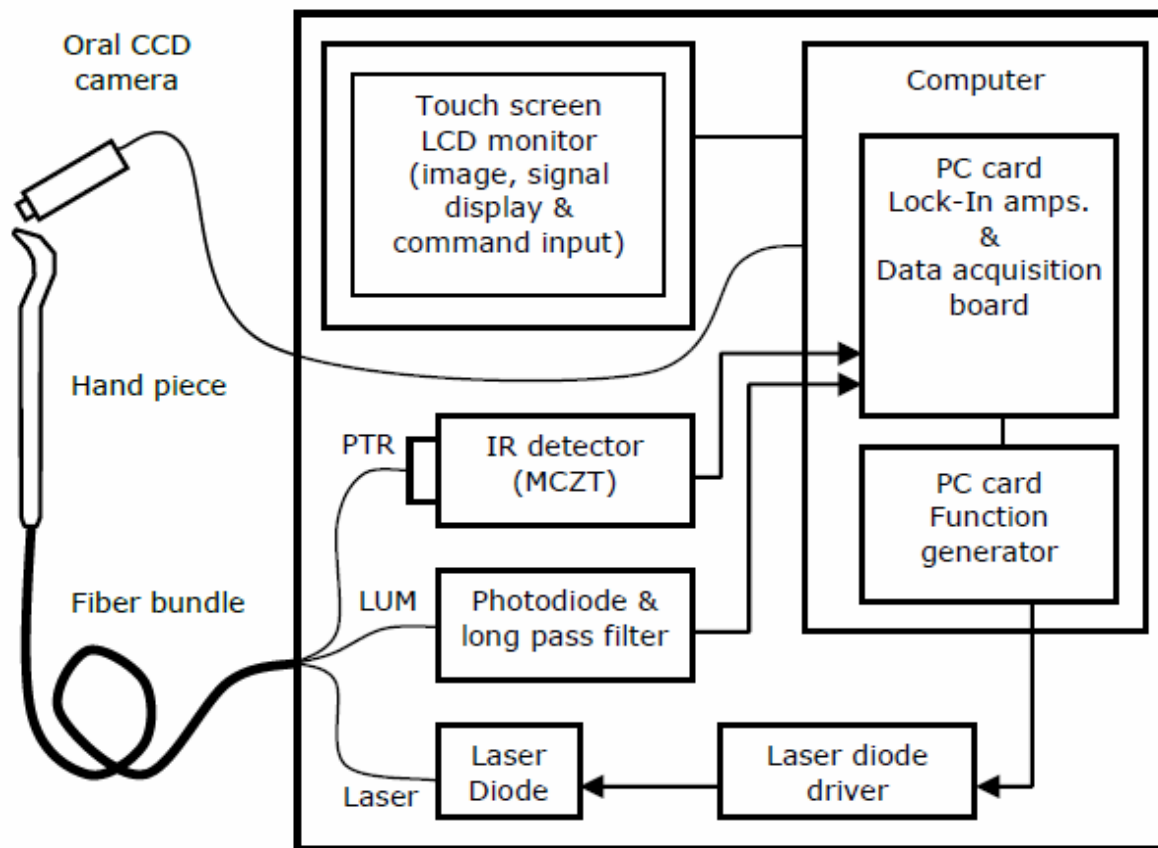


Figure 78: Schéma du prototype Canary System<sup>®</sup>

Lors d'une phase de diagnostic, la surface dentaire analysée est balayée par le faisceau laser. Les fréquences d'impulsion laser vont varier au cours de l'analyse. Celles-ci seront de l'ordre de 5Hz pour l'analyse en profondeur du tissu afin de laisser le temps aux pulsations laser de pénétrer en profondeur. Elles seront de l'ordre de 1000 Hz lors de l'analyse de la surface amélaire (Abrams, 2009).

Les rapports du Canary System<sup>®</sup> sont transmis à l'ordinateur du praticien. Cet ordinateur doit contenir le logiciel spécifique au Canary System<sup>®</sup> afin d'afficher les rapports.

L'interface du logiciel présente un odontogramme ; sur celui-ci seront reportées les valeurs de chaque surface analysée. Un code couleur est attribué pour chaque valeur : vert (dent saine), jaune (possible déminéralisation), rouge (lésion carieuse). Cette approche « simple » permet au patient de comprendre où se situe ses problèmes (Figure 79). Toutes les valeurs et images sont stockées dans le dossier du patient. Un suivi est donc possible lors de chaque consultation.



Figure 79: Interface du Canary System®

En conclusion, le système PTR-LUM semble être le diagnostic idéal dans la détection des caries dont les caries proximales. La phase de déminéralisation est rapidement détectée dès que la lésion atteint à peine 50  $\mu\text{m}$ . A ce stade, la lésion carieuse est tout à fait réversible par des méthodes de fluoruration et de motivation à l'hygiène. La phase de reminéralisation est elle aussi détectée par le système PTR-LUM permettant de suivre la réussite du traitement prophylactique. Au cabinet dentaire un des ses avantages majeurs est l'absence de protocole. Les mesures peuvent être réalisées sans préparation de la dent et toutes les faces peuvent être analysées facilement. Toutes les surfaces dentaires peuvent être balayées par le faisceau laser pénétrant à une profondeur de 5 mm. Toutes les études, tant in vitro qu'in vivo, présente la luminescence et la radiométrie photométrique comme l'avenir des outils de diagnostic de lésions carieuses.

## **9. Diagnostic par ultrasons**

### **9.1. Propriétés élastiques de la dent**

La détection des caries par ultrasons est une technique très récente reposant sur l'élasticité du tissu dentaire. En effet, tout tissu possède une impédance acoustique qui caractérise son modèle sonore interne. Ainsi, tout changement de ce modèle sonore peut être corrélé à un changement pathologique de ce tissu (Chala *et al.*, 2004).

Stricto sensu, les ultrasons sont des ondes acoustiques, donc mécaniques, de fréquence supérieure à la fréquence de réception de l'oreille humaine, soit environ 15 kHz. Au delà du GigaHertz, le terme utilisé est hypersons. De manière générale, la vitesse de propagation d'une onde est d'autant plus grande que le temps de transmission de l'information d'une particule élémentaire constituant la matière à sa voisine est rapide. Selon la nature du milieu (fluide ou solide), une onde est entièrement décrite par une grandeur scalaire comme la pression ou par une grandeur vectorielle comme le déplacement particulaire. Dans ce dernier cas, l'onde est alors une onde élastique (Lefebvre *et al.*, 2004).

La vitesse de propagation de l'onde ainsi que sa dispersion permettent de caractériser l'élasticité du tissu dentaire. L'onde acoustique de surface, aussi appelée onde de Rayleigh, est utilisée pour caractériser les constantes élastiques d'une surface (Wang *et al.*, 2009).

Les ondes de Rayleigh, découvertes par Lord Rayleigh en 1885, se propagent à la surface d'un milieu isotrope semi-infini dont l'interface est libre (vide du côté opposé). Le passage de l'onde provoque un mouvement elliptique des particules et une ondulation de la surface sur une petite épaisseur de l'ordre de la longueur d'onde (Royer *et al.*, 1996). Ces ondes peuvent être utilisées en contrôle non destructif pour détecter des fissures au voisinage d'une interface (Lefebvre *et al.*, 2004).

Les ondes sonores possèdent les mêmes propriétés que toutes les ondes ; elles peuvent être absorbées, réfléchies, dispersées ou réfractées (Hall *et al.*, 2004). La vitesse (ou vélocité) à laquelle une onde se déplace dépend du milieu traversé. Ainsi, la vélocité est de  $330 \text{ m.s}^{-1}$



dans l'air, environ  $1482 \text{ m.s}^{-1}$  dans l'eau et  $5050 \text{ m.s}^{-1}$  dans l'acier. L'habilité d'un milieu à transmettre une onde sonore dépend de ses propriétés mécaniques telles que l'élasticité et la densité.

La vitesse d'une structure simple (eau, air, acier...) est dépendante de sa masse volumique  $\rho$  et de ses constantes d'élasticité. Le tissu dentaire est, quant à lui, composé de la dentine et de l'émail. Ces deux structures font de la dent une structure complexe.

Dans une structure complexe possédant plusieurs couches, la vitesse de l'onde acoustique de surface ainsi que la dispersion de l'onde varient avec la fréquence. Les variations de fréquence vont permettre d'obtenir une courbe de dispersion.

Cette courbe dépend des paramètres élastiques et géométriques de la structure. Cependant, pour obtenir cette courbe, il est nécessaire de calculer la vitesse de l'onde de surface acoustique.

Malischewsky P.G. et T.T. Tuan (2009) ont étudié la vitesse de l'onde acoustique de surface et mis en évidence le lien entre la vitesse de l'onde acoustique de surface et la densité de la structure. Pour cela, le module d'élasticité ainsi que le coefficient de Poisson sont utilisés. L'équation ainsi obtenue est :

$$C_R \approx \frac{0,87 + 1,12 \cdot \nu}{1 + \nu} \cdot \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}}$$

Où :  $C_R$  = vitesse de l'onde acoustique de surface

$E$  = module d'élasticité

$\nu$  = coefficient de Poisson

$\rho$  = densité

Le coefficient de Poisson fait partie des constantes élastiques et est obtenu de manière expérimentale. Couegnath *et al.* (2006) ont défini le coefficient de Poisson de l'émail (0,33) et celui de la dentine (0,31). Le module d'élasticité varie, quant à lui, selon la présence ou non d'une lésion carieuse. L'altération de la structure dentaire par la carie entraîne une

modification des propriétés mécaniques dont le module d'élasticité et la densité (Zheng *et al.*, 2003). Grâce à cette équation, le lien entre l'état de la structure dentaire et la vitesse de l'onde acoustique de surface est directement mis en évidence.

Ce lien entre la vitesse et la densité avait été vérifié auparavant par Lees *et al.* (1970) sans toutefois le démontrer mathématiquement comme Malischewsky P.G. et T.T. Tuan (2009). Lees *et al.* (1970) avaient enregistré l'impédance acoustique ainsi que la vitesse en fonction du volume minéral. Leur expérience a ainsi montré que plus la surface est minéralisée, plus les valeurs de la vitesse et d'impédance acoustique sont élevées (Figure 80).

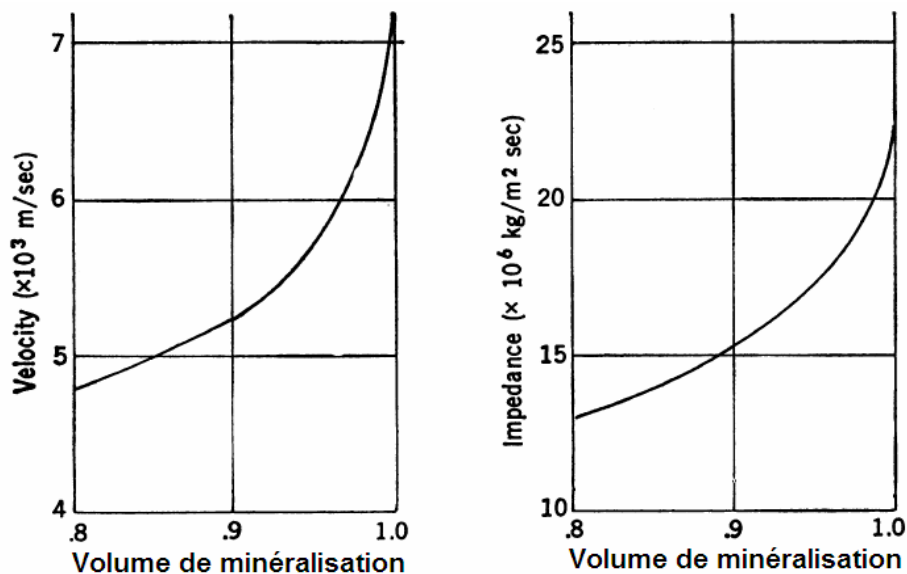


Figure 80: Vitesse et impédance acoustique en fonction du volume minéral

A partir de la vitesse de l'onde acoustique de surface  $C_R$ , il est possible de calculer la profondeur de pénétration de l'onde acoustique de surface (Wang *et al.*, 2009). Cette profondeur de pénétration est équivalente à la longueur et peut être exprimée ainsi :

$$z \approx \lambda = C_R / f$$

Où :  $\lambda$  = longueur d'onde

$C_R$  = vitesse de l'onde acoustique de surface

$f$  = fréquence

$z$  = profondeur de pénétration de l'onde acoustique de surface

Toutes modifications de la profondeur de pénétration lors d'une impulsion sonore de fréquence  $f$ , entraînent une modification de l'amplitude de l'onde dispersée (Figure 81) (Wang *et al.*, 2009). La décomposition de ces amplitudes en fonction de la fréquence permet d'obtenir un spectre de Fourier (Marangos *et al.*, 2009).

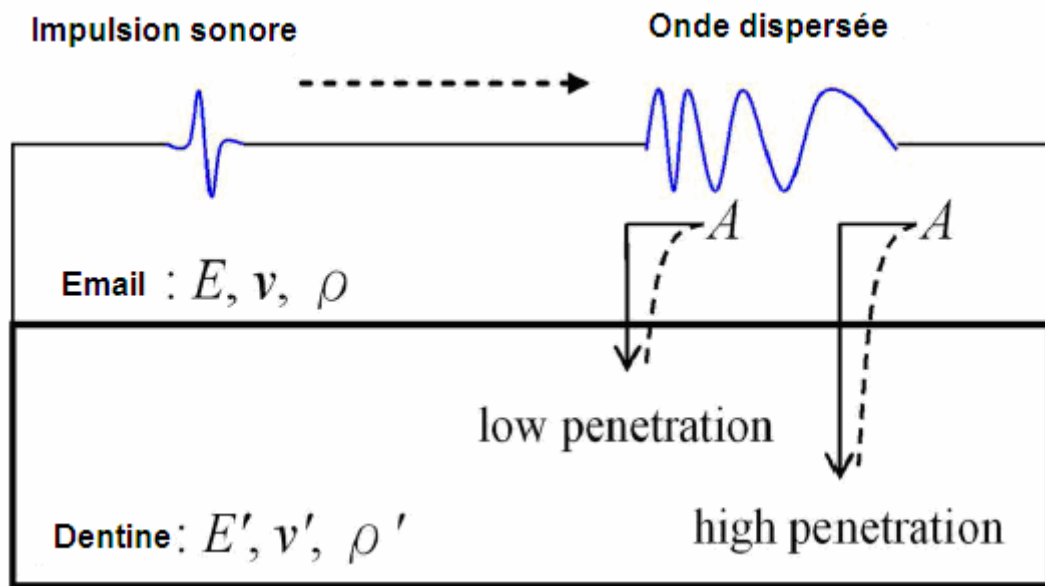


Figure 81: Dispersion de l'onde de surface

Les dispositifs ultrasons utilisent la dispersion des ondes pour déterminer la présence ou non de lésions carieuses. La courbe de dispersion mesurée est comparée à une courbe de dispersion dite de référence. Les interféromètres à fibres optiques, présents dans le dispositif, captent la dispersion des ondes et les analysent. L'analyse est permise grâce à l'obtention de la courbe de dispersion des ondes de surface. Cette courbe est obtenue ainsi : deux signaux aux endroits  $x_1$  et  $x_2$  sont sélectionnés pour une analyse de la dispersion. L'endroit  $x_1$  et l'endroit  $x_2$  sont situés au niveau de la zone suspectée d'être atteinte par une lésion carieuse. La fréquence de l'impulsion sonore est réglée par l'émetteur. La différence de phase entre les signaux ultrasoniques  $\varphi(f)$  est déterminée à partir de l'angle de phase du spectre de Fourier (Wang *et al.*, 2009).

Ainsi, la courbe de dispersion  $c(f)$  est obtenue à partir de l'équation :

$$c(f) = 2.\pi.f. \frac{x_2-x_1}{\varphi(f)}$$

Où :  $c(f)$  = courbe de dispersion

$f$  = fréquence

$\varphi(f)$  = différence de phase des signaux  
ultrasonique

L'analyse de la courbe de dispersion permet de savoir si la surface analysée présente des lésions. Les lésions de surface sont rencontrées par les ondes de surface ultrasoniques et la dispersion des ondes va se modifier. Ces dispersions d'ondes de surface ultrasoniques vont être reçues par l'émetteur-récepteur du dispositif puis analysées.

## **9.2. Les ultrasons dans la détection des caries proximales**

Les ultrasons occupent une place de choix dans le domaine médical mais aussi dans le domaine du contrôle et de l'évaluation non destructifs des matériaux. L'utilisation des ultrasons est la méthode la plus répandue pour détecter les défauts internes d'une pièce ou examiner l'intégrité d'une structure. La technique a largement fait ses preuves mais elle souffre d'un inconvénient : un agent de couplage est nécessaire. Les ultrasons se propagent mal dans l'air et, étant générés à l'intérieur du transducteur, il est en général nécessaire d'utiliser un agent de couplage entre le transducteur et l'élément que l'on veut sonder (Lefebvre *et al.*, 2004). Cet agent de couplage permet d'assurer la continuité de la propagation des ondes entre la sonde et la dent.

L'agent de couplage doit idéalement avoir la même impédance acoustique que l'objet analysé. En effet, ceci minimise l'effet de réflexion à la surface et maximise le nombre

d'ondes ultrasoniques entrant au contact de la dent. Barber *et al.*, (1969) ont utilisé comme agent de couplage des barrettes d'aluminium collées à la surface de la dent. Cependant pour une approche clinique plus réalisable, Ng et Ferguson (1988) ont utilisé de l'eau. Toutefois, avec l'eau comme agent de couplage, les ondes ultrasoniques n'ont pas permis d'analyser la dent jusqu'à la dentine. L'analyse s'est limitée jusqu'à la jonction amélodentinaire. Lors d'expérimentations sur les caries proximales, Yanikoglu *et al.* (2000) ont quant à eux utilisé un gel de glycérine ; obtenant ainsi une sensibilité de 88% et une spécificité de 86% lors d'analyse de lésions carieuses.

Les premières utilisations des ultrasons pour identifier les déminéralisations ont débuté dans les années 1970. En effet, Lees *et al.* (1970) ont démontré la capacité des ultrasons à détecter les modifications de surface d'une dent exposée à un processus de déminéralisation. Pour cela, une dent extraite est soumise à une attaque acide pendant 10 minutes (acide chlorhydrique 0,01M). Des impulsions ultrasoniques sont émises vers la surface de la dent ; l'écho est enregistré puis l'onde est affichée sur un oscilloscope (Figure 82).

Les ondes obtenues avant et après l'attaque acide ont été superposées et une variation des ondes peut être visualisée. Bien que cette variation soit faible, elle est facilement détectable. La déminéralisation de la surface dentaire est à l'origine de cette modification.

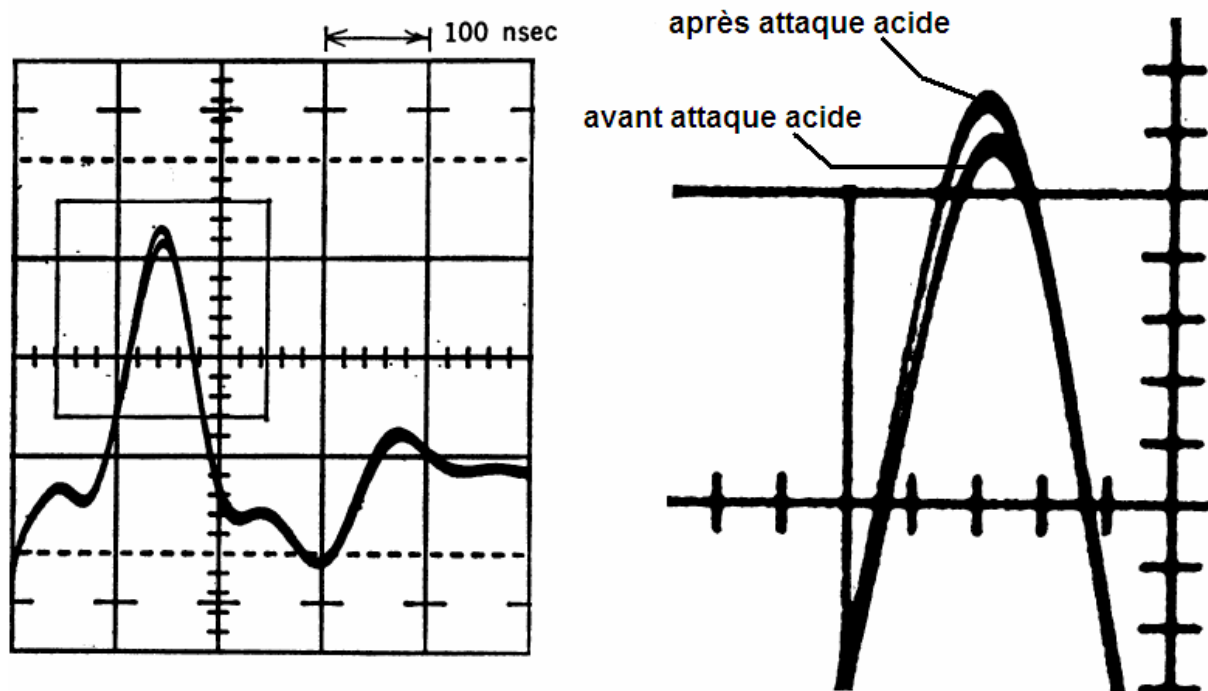


Figure 82: Echogramme durant la déminéralisation

Les études ont continué pour mettre au point un dispositif permettant d'analyser les surfaces lisses des dents et d'accéder aux espaces interproximaux. Des dispositifs basés sur des sondes flexibles ont alors été mis au point. Un des premiers dispositifs testés sur les faces proximales a été celui de Zig *et al.* (1998).

Ziv *et al.* (1998) avaient mis au point une sonde flexible permettant d'épouser la forme de la dent et pouvant se placer dans l'espace interproximal. Toutefois, leur utilisation des ultrasons dans la détection de caries était différente. En effet, aucun agent de couplage n'était mis en place et les mesures ne concernaient pas la vitesse de l'onde de surface. Dans cette étude, la réflexion des ondes dans l'air après être entrées en contact avec l'émail était enregistrée. Ainsi, leur étude a montré une réflexion plus importante lors de présence de lésions cavitaires. L'étude *in vitro* portant sur 70 faces proximales ont permis d'obtenir une sensibilité de 1 et une spécificité de 0,92. Mais ce principe donne un résultat binaire : présence ou absence de lésions cavitaires. La simple déminéralisation de l'émail ne peut être détectée et il faut attendre la présence d'une lésion cavitaire pour obtenir un résultat.

Le dispositif Ultrasound Caries Detector<sup>®</sup> de Novadent permet la détection des ondes dispersées à l'aide d'un laser ultrasons générant une onde acoustique de surface. Les ondes sonores sont produites grâce à un courant alternatif appliqué à un cristal piezo-électrique. Les ondes dispersées sont, par la suite, détectées par des interféromètres à fibres optiques (Wang *et al.*, 2009). La fréquence des ultrasons émis vont de 2 à 20 MHz.

Les ondes ultrasoniques générées par le transducteur sont envoyées sur la surface de la dent par le coupleur dont une surface entre en contact avec la dent analysée. Le coupleur permet également au transducteur de recevoir les ondes de dispersion des ondes de surface ultrasoniques (Lefebvre *et al.*, 2004).

La sonde créée par Novadent dans le dispositif Ultrasound Caries Detector<sup>®</sup> était une sonde flexible et concave lui permettant de s'adapter à la surface de la dent (Figure 83). Elle était utilisée pour la détection de caries des surfaces lisses. Sa flexibilité et sa concavité lui permettaient de détecter les lésions dans des espaces difficiles d'accès comme les espaces

interproximaux. L'analyse était possible grâce à la présence de l'agent de couplage qui est en contact avec la dent.

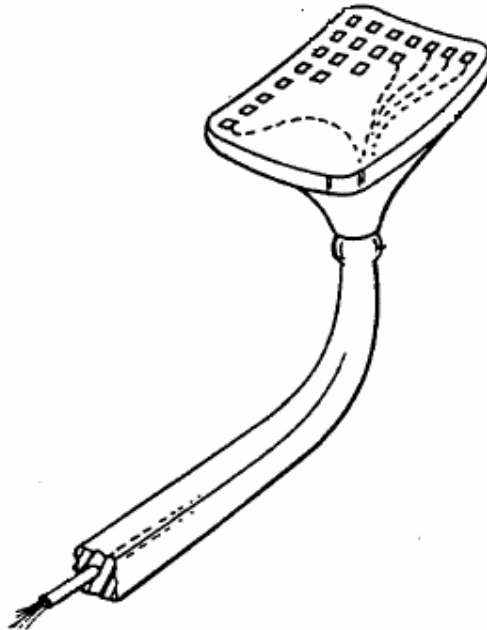


Figure 83: Sonde de l'Ultrasound Caries Detector®

Après de multiples mesures, les inventeurs du dispositif ont fixé la vitesse de l'onde de surface de l'émail à  $3143 \text{ m.s}^{-1}$  avec une valeur minimale de  $2957 \text{ m.s}^{-1}$  et une valeur maximale de  $3416 \text{ m.s}^{-1}$ . Ces valeurs ont permis d'obtenir une courbe de dispersion de référence. Lors des mesures, les courbes de dispersion obtenues sont comparées à la courbe de dispersion de référence.

L'avantage principal de ce dispositif est sa capacité à analyser les faces proximales et de pouvoir dépister la présence de déminéralisation. Plusieurs études [Matalon *et al.* (2003) ; Matalon *et al.* (2007) ; Yanikoglu *et al.* (2000) ; Tagtekin *et al.* (2008)] ont utilisé ce dispositif et l'ont comparé à d'autres dispositifs tels que le Diagnodent® et les radiographies bitewing.

### 9.3. Comparaison avec d'autres dispositifs (Diagnodent et bitewing)

Matalon *et al.* (2003) ont comparé la sensibilité et la spécificité des radiographies bitewing ainsi qu'un détecteur ultrasonique dans la détection de caries. Les mesures ont été

faites sur les faces proximales des dents. L'étude a été réalisée sur 36 dents extraites (molaires et prémolaires). 12 modèles ont été réalisés, contenant chacun 3 dents mises en contact les unes par rapport aux autres. Des radiographies bitewing sont réalisées et étudiées pour rechercher les lésions proximales. Le dispositif ultrasons, aussi nommé Ultrasound Caries Detector<sup>®</sup>, est utilisé pour détecter les caries. Après les mesures, les dents sont sectionnées et analysées microscopiquement pour confirmer la présence ou non de caries. Dans le cas de lésions cavitaires, la spécificité et la sensibilité du dispositif ultrasons sont de 1 pour chacune des données. La radiographie bitewing, quant à elle, a obtenu une sensibilité de 0,92 et une sensibilité de 0,90. Dans des conditions in vitro, le dispositif à ultrasons obtient de meilleurs résultats que la radiographie bitewing dans la détection des caries proximales.

En 2007, Matalon et *al.* ont à nouveau comparé la sensibilité et la spécificité des radiographies bitewing et de l'Ultrasound Caries Detector<sup>®</sup> dans la détection de caries. Toutefois, cette étude a été réalisée dans des conditions in vivo. 197 faces proximales de dents d'adultes âgés de 22 à 45 ans ont été analysées. 95 faces présentaient des lésions carieuses cavitaires ; 102 faces étaient intactes. Le dispositif ultrasonique a présenté une sensibilité de 82%. Les radiographies bitewing ont présenté une sensibilité de 75% quand la zone radioclaire englobait la dentine et l'émail et 49% quand la zone radioclaire n'était que dans la dentine. La spécificité, quant à elle, est de 75% pour le dispositif ultrasons contre 90% pour les radiographies. La sensibilité du dispositif ultrasons est plus élevée que les radiographies mais sa spécificité est, elle, plus faible. Par conséquent, le risque de faux négatif est important, notamment pour des lésions cavitaires.

Ces deux études ont porté sur des lésions cavitaires ; toutefois, ce dispositif peut-il détecter des lésions beaucoup plus précoces ?

Yanikoglu *et al.* (2000) ont aussi comparé la radiographie et le dispositif ultrasons dans la détection des caries proximales. Les dents sélectionnées sont des molaires mandibulaires atteintes de lésions de type « white spot » sur les faces proximales. Un total de 20 molaires mandibulaires ont été analysées indépendamment par deux examinateurs. Une analyse histologique a été, par la suite, réalisée pour confirmer la présence de carie. La sensibilité du dispositif ultrasons est de 88% pour une spécificité de 86%. Les résultats indiquent que ce type de dispositif permet une détection des lésions de type « white spot ».



Toutefois, ces mesures ont été réalisées dans des conditions *in vitro* et aucune autre étude n'a été faite dans des conditions *in vivo*.

Tagtekin *et al.* (2008) ont comparé deux systèmes de détection : le DIAGNOdent® et le dispositif à ultrasons, dans la détection des caries proximales. Un nombre de 42 dents, portant des taches blanches et brunes, ont été analysées par deux examinateurs. Les résultats obtenus ont mis en évidence la haute sensibilité de ces deux dispositifs ainsi que la répétition des mesures. Les ultrasons permettent donc une mesure fiable des caries proximales.

L'influence des ultrasons sur le tissu dentaire est étudiée depuis plus de 40 ans. Toutes les études réalisées ont montré que les ultrasons peuvent être un outil rapide et fiable pour la détection de caries proximales. Cependant, d'autres études *in vivo* sont nécessaires pour permettre une comparaison avec les nouvelles technologies. Bien que de nombreuses publications présentent les dispositifs à ultrasons comme des technologies d'avenir dans le diagnostic des caries proximales, aucun dispositif n'est actuellement disponible au cabinet dentaire. Le dispositif Ultrasound Caries Detector créée par la société Novadent Ltd est le dispositif le plus utilisé dans les études comparatives décrites précédemment. Bien que les brevets internationaux aient été déposés en 1999, ceux-ci n'ont pas été renouvelés. En effet, la société Novadent Ltd n'a pu continuer le développement du dispositif faute d'apports financiers. Par conséquent, le dispositif Ultrasound Caries Detector n'est resté qu'à l'état de prototype.

Toutefois, l'utilisation des ultrasons dans le diagnostic des caries proximales n'est pourtant pas laissée à l'abandon. Ainsi, Lin *et al.* (2010) travaillent actuellement sur un nouveau dispositif à ultrasons permettant le diagnostic de caries dont les caries proximales. Ce dispositif utilise aussi les propriétés élastiques de la dent. Ce nouveau système émet des ondes ultrasonores par pulsation à la surface de la dent puis collecte les ondes réfléchies. La réflexion des ondes est différente selon la présence ou non d'une cavitation au niveau de la structure dentaire. Ainsi, ce dispositif permet de savoir si la dent est cariée mais aussi connaître l'étendue de la lésion carieuse. Des études *in vitro* et des essais cliniques seront nécessaires pour valider ce système mais aussi pour étudier sa spécificité et sa sensibilité.

Les dispositifs à ultrasons semblent être un moyen de diagnostic efficace dans la détection des caries proximales. Toutefois, plusieurs années vont être nécessaires avant de voir ces dispositifs dans les cabinets dentaires.

## Conclusion

## **Conclusion**

La carie proximale fait partie des lésions les plus difficiles à diagnostiquer et ceci tout particulièrement au stade le plus précoce. Son dépistage tardif est synonyme de lésions irréversibles et, par conséquent, de mise en place de restaurations. Ces mesures se révèlent être forcément iatrogènes et affaiblissent irrémédiablement la structure dentaire.

L'examen visuel des lésions proximales est peu efficace et ses aides n'améliorent pas de manière significative sa sensibilité et sa spécificité. En outre, l'examen visuel reste très opérateur dépendant et est donc sujet aux erreurs humaines. Toutefois, il reste l'examen de première intention et apporte de nombreuses informations au praticien, notamment sur l'hygiène bucco dentaire du patient.

La radiographie reste le moyen le plus utilisé en cabinet dentaire. Toutefois, elle ne permet de détecter la lésion qu'à un stade irréversible et minimise toujours celle-ci. De plus, d'autres dispositifs permettent d'obtenir une performance de diagnostic similaire, tout en évitant les radiations ionisantes.

L'impédance électrique présente de bons résultats in vitro. Néanmoins, les dispositifs disponibles en cabinet ne permettent pas d'analyser la totalité des surfaces proximales dans le secteur postérieur. Un développement poussé au niveau de la sonde est nécessaire pour être réellement efficace sur l'ensemble des faces proximales. L'impédance électrique reste, toutefois, un des dispositifs les plus prometteurs.

Les dispositifs de fluorescence, tels que le QLF ou le Diagnopen, sont des outils très efficaces pour le dépistage des lésions proximales. Ils permettent un suivi de l'évolution de la lésion, favorisant ainsi la mise en place de mesures prophylactiques. Un des inconvénients majeurs de ces dispositifs est le protocole d'utilisation long, fastidieux et contraignant pour le praticien.

La transillumination est un outil simple et multifonction. En effet, elle possède un large panel d'utilisation dans un exercice omnipratique. Elle permet d'obtenir des résultats similaires à la radiographie, sans irradier le patient. Ainsi, les dispositifs de transillumination sont des outils de suivi pour le patient régulier. La transillumination proche infrarouge,

actuellement en cours de développement, semble être particulièrement encourageant pour l'avenir.

Les faibles études portant sur les dispositifs de réflectance infrarouge rendent leur analyse très restreinte. Il est, par conséquent, très difficile d'objectiver la valeur de tels dispositifs sur le diagnostic des caries proximales.

L'utilisation des ultrasons dans le dépistage des lésions proximales est envisagée depuis maintenant une trentaine d'années. Les études, réalisées de manière cyclique, montrent des résultats satisfaisants. Néanmoins, il n'existe, à ce jour, aucun système sur le marché.

Le dispositif le plus prometteur reste le système PTR-LUM. Toutes les études présentent celui-ci comme le moyen le plus efficace pour dépister les caries proximales. Il permet un diagnostic précoce mais aussi un suivi du traitement prophylactique mis en place. Il possède aussi l'avantage de ne pas nécessiter de préparation de la dent avant les mesures.

Les moyens de diagnostic des caries proximales ne cessent d'évoluer et deviennent de plus en plus performants. Leur facilité d'utilisation leur permettent de s'intégrer dans chaque recherche de lésions carieuses. De plus, ils sont de formidables outils de communications entre le praticien et le patient. Celui-ci peut alors prendre conscience du rôle qu'il a à jouer pour éviter le recours aux soins conservateurs.

La philosophie de la dentisterie restauratrice s'est complètement modifiée au cours des dernières décennies et l'objectif majeur est aujourd'hui la prophylaxie. Ainsi, poser un diagnostic précoce permet une gestion non invasive de la lésion. Le contrôle de la maladie va permettre une stabilisation, voire une reminéralisation de la lésion. Le praticien n'a, de ce fait, plus besoin d'intervenir chirurgicalement et de délabrer la dent.

Ces formidables outils de diagnostic permettent au praticien la mise en place de traitements prophylactiques. Néanmoins, il n'existe aucun remboursement de la part de la sécurité sociale pour de tels actes. En effet, les premiers actes conservateurs remboursés correspondent à la réalisation d'une cavité simple. La nomenclature des actes professionnels des chirurgiens dentistes date des années 70 et ne tient, malheureusement, pas compte des progrès considérables que la profession a connus ces dernières années. La seule alternative possible pour garantir une pratique en adéquation avec les avancées technologiques est la cotation de l'acte en hors nomenclature (HN). Il est alors peut être nécessaire de revoir cette nomenclature en intégrant le remboursement d'actes prophylactiques.

## Bibliographie

## **Bibliographie**

- [1] Abjean J. (2002). L'occlusion en pratique clinique. *Ed. Bodadeg Ar Sonerion*.
- [2] Abrams S. (2009). Harnessing light and energy for the early detection of dental caries. *Oral health journal* dec. 10-16.
- [3] Ainamo J., et K. Parviainen (1990). Influence of increased tooth brushing frequency on dental health in low, optimal and high fluoride areas in Finland. *Community Dent Oral Epidemiol* ; 17 : 296-299.
- [4] Anderson P., G.R. Davis, et M.H. Ahluwalia (1996). Monitoring de- and remineralisation of enamel *in vitro* using an infrared reflectance meter. *Caries Res* 30: 394-399.
- [5] Angmar-Månsson B., et J.J. Ten Bosch (1987). Optical methods for the detection and quantification of caries. *Adv Dent Res* 1(1): 14 - 20.
- [6] Angmar-Månsson. B., et J.J. Ten Bosch (1993). Advances in methods for diagnosing coronal caries-a review. *Advances in Dental Research* 7 (2): 70-79.
- [7] Arends J. (1973). Dislocation and dissolution of enamel. *Caries Res* ; 7 : 261-268.
- [8] Bader J.D., et D.A. Shugars (2004). A systematic review of the performance of a laser fluorescence device for detecting caries. *The Journal of the American Dental Association* 135 (10): 1413.
- [9] Badet C., et B. Richard (2004). Étude clinique de la carie. Dental caries. *EMC - Dentisterie* 1 (1): 40-48.

- [10] Banerjee A., et A. Boyde (1998). Autofluorescence and mineral content of carious dentine : scanning optical and backscattered electron microscopic studies. *Caries Res* 32 : 219- 226.
- [11] Banerjee A., M. Sherriff, E.A.M. Kidd, et T.F. Watson (1999). A confocal microscopic study relating the autofluorescence of carious dentine to its microhardness. *Research Cariology. Brit. Dent J* 187 : 206-210.
- [12] Barber F.E., S. Lees, et R.R. Lobene (1969). Ultrasonic pulse-echomeasurements in teeth. *Arch Oral Biol* 14:745-760.
- [13] Barbería E., M. Maroto, M. Arenas, et C. Cardoso Silva (2008). A clinical study of caries diagnosis with a laser fluorescence system. *Journal of the American Dental Association* 139 (5): 572-579.
- [14] Bibby B.G. (1971). Organic enamel material and caries. *Caries Res* ; 5 : 305-322.
- [15] Bin-Shuwaish M., P. Yaman, J. Dennison, et G. Neiva (2008). The correlation of DIFOTI to clinical and radiographic images in Class II carious lesions. *The Journal of the American Dental Association* 139 (10): 1374.
- [16] Bonnet E., D. Pailhes, T. Fortin, M. Jourlin, et J.L. Coudert (2001). Sémiologie radiologique. *Encycl Méd Chir. Odontologie*, 23-722-A-10, 2001, 12 p.
- [17] Bowen W.H., et D. Birkhed (1986). Dental caries: dietary and microbiology factors. In : Granath L, McHugh WD eds. Systematized prevention of oral disease. Theory and practice. Boca Raton : CRC Press : 19-41.
- [18] Brahim S., J.L. Bodnar, J.L. Nicolas, et P. Grossel (2004). Approche de la mesure de diffusivité thermique par radiométrie photothermique aléatoire face avant à l'aide du système sammir. *Congrès de la Société Française de Thermiciens*, p. 673-677.

- [19] Bruce P.G., A. Lisowska-Oleksiak, P. Los, et C.A. Vincent (1994). Electrochemical impedance spectroscopy at an ultramicroelectrode. *Journal of Electroanalytical Chemistry*, Vol.:367: 279-283.
- [20] Buchalla W., A.M. Lennon, M.H. Van Der Veen, et G.K. Stookey (2002). Optimal camera and illumination angulations for detection of interproximal caries using quantitative light-induced fluorescence. *Caries research*, vol. 36, n°5, pp. 320-326.
- [21] Bullock L., C. Hong, D. Jhun, S. Kirshenblatt, M. Kowsari, et C. Picardo (2009). Diagnostic threshold for the treatment of proximal caries by bitewing radiography: An evidence - based study of the Literature. *Community Dentistry DEN 207Y*.
- [22] Burne R.A. (1998). Oral streptococci. Products of their environment. *J Dent Res* ; 77 : 445-452.
- [23] Cavézian R. (2005). L'imagerie médicale en odontologie. Ed. CdP.
- [24] Cavézian R., G. Bel, G. Pasquet, et G. Baller (2006). Imagerie dento-maxillaire : Approche radio-clinique. Ed. Masson. 3<sup>ème</sup> Edition.
- [25] Chala S., R. Bouamara , F. Abdallaoui, et Z. Antoun (2004). Les méthodes de diagnostic des lésions carieuses initiales = Diagnostic methods of initial canons lesions. *Revue d'odonto-stomatologie* , vol. 33, n°4, pp. 297-310.
- [26] Chang S.H., et Y.C. Su (2008). A self-adaptive fluidic probe for electrical caries detection *Biomed Microdevices*; 10(3):447-57.
- [27] Charland R., R. Voyer, L. Cudzinowski, P. Salvail, et L. Abelardo (2001). La carie dentaire. *Journal dentaire du Québec*, vol.38. 409-419.
- [28] Christie A.M., et S. Ferrier (1998). A new electrical method for rapid caries detection. *Unilever External Research Forum*.



- [29] Chumlea W. C., et S.S. Guo (1994). Bioelectrical impedance and body composition: present status and future directions. *Nutrition Reviews*, 52: 123-131.
- [30] Couegnat G., S.L. Fok, J.E. Cooper, et A.J.E. Qualtrough (2006). Structural optimisation of dental restorations using the principle of adaptive growth. *Dental Materials* 22; 3-12.
- [31] Crawford R., A. Grayson, B. Godder, et T. Salgado (2008). Fiberoptic transilluminator use in pediatric dentistry. *RAMA journal vol. 5 n°1*, 14-17.
- [32] Darling A.I (1959). The pathology and prevention of caries. *Br Dent J* 1959 ; 107 : 287-296.
- [33] Da Silva Neto J. M., R. L. dos Santos, C.M.C. Sampaio, F. C. Sampaio, et I. Albuquerque Passos (2008). Radiographic diagnosis of incipient proximal caries: an ex-vivo study. *Brazilian Dental Journal* 19 (2): 97-102.
- [34] Darling A.I. (1956). Studies of the early lesion of enamel caries with transmitted light, polarized light and microradiography (parts 1 and 2). *Br Dent J* ; 101 : 289-297, 329-341.
- [35] Darling C., G. Huynh, et D. Fried (2006). Light scattering properties of natural and artificially demineralized dental enamel at 1310-nm. *J. Biomed. Opt.* 11(3):034023(1-11).
- [36] Davies G.M., H.V. Worthington, J.E. Clarkson, P. Thomas, et R.M. Davies (2001). The use of fibre-optic transillumination in general dental practice. *British Dental Journal* 191 (3): 145–147.
- [37] Degallaix S., B. Ilschner, M. Boussuge, et J.M. Chaix (2007). *Traité des Matériaux : Tome 2, Caractérisation expérimentale des matériaux : propriétés physiques, thermiques et mécaniques. Ed. Presses Polytechniques et Universitaires Romandes.*

- [38] De Josselin De Jong E., F. Sundtröm, H. Westerling, S. Tranaeus , J.J. Ten Bosch, et B.A. Angmar- Manson (1995). New method for in vivo quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence. *Caries Res* 29 : 2-7.
- [39] Delorme A., et M. Fluckiger (2003). Perception et réalité : Une introduction à la psychologie des perceptions. *Ed. De Boeck*.
- [40] Demonet M. (2001). Utilisation des lasers pour l'enregistrement et le contrôle de la carie dentaire. *Information dentaire n°8*, 493–504.
- [41] Dove S. B. (2001). Radiographic diagnosis of dental caries. *Journal of Dental Education* 65 (10): 985.
- [42] Driessens F.C., H.M. Theun, H.J. Heijligers, et J.M. Borggreven (1986). Microradiography and electron microprobe analysis of some natural white and brown spot enamel lesion with and without laminations. *Caries Res* ; 20 : 398-405.
- [43] Eklund S.A., et A.I. Ismail (1986). Time of development of occlusal and proximal lesions: implications for fissure sealants. *Journal of Public Health Dentistry* 46 (2): 114–121.
- [44] Emami Z., S. al Khateeb, D.J. de Josselin, F. Sundstrom, K. Trollsas, et B. Angmar-Mansson (1996). Mineral loss in incipient caries lesions quantified with laser fluorescence and longitudinal microradiography. A methodologic study. *Acta Odontol Scand* 54(1):8-13.
- [45] Fejerskoy O., et E. Kidd (2003). Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management. *Ed. Wiley-Blackwell*.
- [46] Firestone A.R. (1982). Human interdental plaque – pH data and animal caries test: results with the same substances. *J Dent Res* ; 61 : 176.

- [47] Forsling J.O., A. Halling, S.A. Lundin, J. Paulander, B. Svenson, L. Unell, et L.K. Wendt (1999). Proximal caries prevalence in 19-year-olds living in Sweden. A radiographic study in four counties. *Swed Dent J.* ; 23(2-3):59-70.
- [48] Fried D. (2010). Lasers and Optics for Measuring Tooth Decay. *Optics and Photonics News* 21 (4): 14–19.
- [49] Fried D., C.M. Bühler, P. Ngaotheppitak et C.L. Darling (2006). Near-IR imaging of interproximal lesions from occlusal surfaces and the influence of stains and plaque. *Progress in biomedical optics and imaging*, vol. 7, n°23.
- [50] Gakenheimer D. C. (2002). The efficacy of a computerized caries detector in intraoral digital radiography. *The Journal of the American Dental Association* 133 (7): 883.
- [51] Galcerá C., V., J.M. Almerich Silla, J.M. Montiel Company, et L. Forner Navarro (2007). Clinical and radiographic diagnosis of approximal and occlusal dental caries in a low risk population. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal* 12 (3): E252-257.
- [52] Gilmore R.S., R.P. Pollack, et J.L. Katz (1970). Elastic properties of bovine dentine and enamel. *Archives of Oral Biology* 15 (8): 787-796, IN17.
- [53] Girkin J.M., A.F. Hall, et S.L. Creanor (2000). Multi-photon imaging of intact dental tissue. Early detection of dental caries II. Proceedings of the 4th Annual Indiana Conference, Indiana University Press; 155–168.
- [54] Gonzalez-Cabezas C., Y. Li, T.W. Noblitt, R.L. Gregory, A.H. Kafrawy, et G.K. Stookey (1995). Detection of Mutans Streptococci in secondary carious lesions using immunofluorescent techniques and confocal laser scanning microscopy. *Caries Res* 198-203.
- [55] Guimerà A., E. Calderón, P. Los, et A.M. Christie (2008). Method and device for bio-impedance measurement with hard-tissue applications. *Physiological Measurement* 29: S279.

- [56] Gupta P.K., N. Ghosh , et H.S. Patel (2007). Lasers and laser tissue interaction : Fundamentals and applications of biophotonics in dentistry. Eds: Kishen, A. and A. Asundi, *Imperial College Press*. pp 123-151.
- [57] Gutierrez C. (2008). DIFOTI (Digital Fiberoptic Transillumination): Validität In Vitro. Dissertation, LMU München: Faculty of Medicine. 109 p.
- [58] Haak R., M.J. Wicht, M. Hellmich, A. Gossmann, et M.J. Noack (2002). The validity of proximal caries detection using magnifying visual aids. *Caries Research* 36 (4): 249-255.
- [59] Haak R., et M.J. Wicht (2005). Grey-scale reversed radiographic display in the detection of approximal caries. *J Dent* 2005;33(1):65-71.
- [60] Haikel Y., R.M. Frank,et J.C. Voegel (1983). Scanning electron microscopy of the human enamel surface layer of incipient carious lesion. *Caries Res* ; 17 : 1-13.
- [61] Haïkel Y. (1999). La prévention de la carie dentaire : certitudes et perspectives. *Inf Dent* ; 81 : 105-117.
- [62] Haikel Y. (2001).Thérapeutique étiopathogénique de la carie dentaire. *Encycl Méd Chir, Odontologie*, 23-010-F-10, 2001, 21 p.
- [63] Haiter-Neto F., A. dos Anjos Pontual, M. Frydenberg, et A. Wenzel (2007). A comparaison of older and newer versions of intraoral digital radiography systems: Diagnosing noncavitated proximal carious lesions. *The Journal of the American Dental Association* 138 (10): 1353.
- [64] Hall A., et J.M. Girkin (2004). A review of potential new diagnostic modalities for caries lesions. *J Dent Res* 83 (Spec Iss C): C89-C94.
- [65] Hallsworth A.S., J.A. Weatherell, et C. Robinson (1973). Loss of carbonate during the first stages of enamel caries. *Caries Res* ; 7 : 345-348.

- [66] Hayashi Y. (1995). High resolution electron microscopy of enamel crystallites demineralized by initial dental caries. *Scann Microsc* ; 9 : 199-205.
- [67] Hayashi Y., K. Yanagiguchi, I. Virolia, et H. Yukizaki (1997). High resolution electron microscopy of crystal contact in the demineralized dentine. *J Electron Microsc* ; 46 : 189-192.
- [68] Heinrich R., W. Kunzel, et H. Tawfiq (1991). The diagnosis of approximal caries--a comparison of clinical, fiber optic and x-ray diagnostic procedures. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl.*;79(7):535-42.
- [69] Hellen A., A. Mandelis, Y. Finer et B.T. Amaechi (2010).Real-time monitoring of dental lesions using transmission-mode photothermal radiometry and modulated luminescence. *10th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography*.
- [70] Hellen A. (2010). Quantitative evaluation of simulated enamel demineralization and remineralisation using photothermal radiometry and modulated luminescence. *University of Toronto 2010*.
- [71] Hibst R., R. Paulus , et A. Lussi (2001). Detection of occlusal caries by laser fluorescence: basic and clinical investigations. *Med Laser Appl* ;16:205-13.
- [72] Hibst R., et R. Gall (1998). Development of a diode laser-based fluorescence detector. *Caries Res* 32, 294.
- [73] Honkala E., L. Kannas, et J. Rise (1990). Oral health habits of school children in 11 European countries. *Int Dent J* ; 40 : 211-217.
- [74] Huysmans M.C., C. Longbottom, N.B. Pitts, P. Los, et P.G. Bruce (1996). Impedance spectroscopy of teeth with and without approximal caries lesions--an in vitro study. *Journal of Dental Research* 75 (11): 1871-1878.

- [75] Huysmans M.C.D.N.J.M., C. Longbottom, A.M. Christie, P.G. Bruce, et R.P. Shellis (2000). Temperature Dependence of the Electrical Resistance of Sound and Carious Teeth. *Journal of Dental Research* 79 (7): 1464-1468.
- [76] Jeon R.J., C. Han, A. Mandelis, V. Sanchez, et S.H. Abrams (2004). Diagnosis of pit and fissure caries using frequency-domain Infrared photothermal radiometry and modulated laser luminescence. *Caries Res* ;38:497–513.
- [77] Jeon R.J., A. Matvienko, A. Mandelis, S.H. Abrams, B.T. Amaechi et G. Kulkarni (2008). Interproximal dental caries detection using Photothermal Radiometry (PTR) and Modulated Luminescence (LUM). *The European physical journal. Special topics* , vol. 153, pp. 467-469
- [78] Jeon R.J., K. Sivagurunathan, J. Garcia, A. Matvienko, A. Mandelis, et S. Abrams (2010). Dental diagnostic clinical instrument ("Canary") development using photothermal radiometry and modulated luminescence. *Journal of Physics: Conference Series* 214: 012023.
- [79] Jones R., G. Huynh, G. Jones, et D. Fried (2003). Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay. *Optics Express* 11 (18): 2259-2265.
- [80] Kang B.C., J.P. Scheetz, et A.G. Farman (2002). Computer-aided proximal caries diagnosis: correlation with clinical examination and histology. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 32 (4): 187–194.
- [81] Kaqueler J.C., et O. Le May (1998). Anatomie pathologique bucco-dentaire. Ed. Masson. Seconde édition.
- [82] Karlsson L., A.M.A. Maia, B.B.C. Kyotoku, S. Tranaeus, A.S.L. Gomes, et W. Margulis (2010). Near-infrared transillumination of teeth: measurement of a system performance. *Journal of Biomedical Optics* 15 (3): 036001-8.
- [83] Karlsson L. (2010). Caries detection methods based on changes in optical properties between healthy and carious tissue. *International Journal of Dentistry* 2010.

- [84] Khan E.A., D.A. Tyndall, J.B. Ludlow, et D. Caplan (2005). Proximal caries detection: Sirona Sidexis versus Kodak Ektaspeed Plus. *General Dentistry* 53 (1): 43-48.
- [85] Kidd E.A. (1983). The histopathology of enamel caries in young and old permanent teeth. *Br Dent J* ; 155 : 196-198.
- [86] Kielbassa A. M., S. Paris, A. Lussi, et H. Meyer - Lueckel (2006). Evaluation of cavitations in proximal caries lesions at various magnification levels in vitro. *Journal of Dentistry*, 34(10), 817 - 822.
- [87] Kienle A., F.K. Forster, R. Diebolder, et R. Hibst (2003). Light propagation in dentin: influence of microstructure on anisotropy. *Physics in Medicine and Biology*, Volume 48, Issue 2, pp. N7-N14.
- [88] Kochan S., C. Longbottom, N.B. Pitts, A. Czajczynska-Waszkiewicz, et P. Los (2007). Morphology of natural carious lesions related to ac impedance characteristic of teeth. *Caries Research*, 41(4):295.
- [89] Kudiyirickal M.G., et R. Ivancaková (2008). Early enamel lesion part I. Classification and detection. *Acta Medica* 51 (3): 145-149.
- [90] Lasfargues J.J., J.J. Louis, et R. Kaleka (2006). Classifications des lésions carieuses. De Black au concept actuel par sites et stades. *EMC, Odontologie*, 23-069-A-10.
- [91] Lautrou (2006). Anatomie dentaire. Ed. Masson. Second édition.
- [92] Lees S, F.E. Barber, et R.R. Lobene (1970). Dental enamel: detection of surface changes by Ultrasound. *Science* 169 (3952): 1314-1316.
- [93] Lefebvre J.P., P. Lasaygue, C. Potel, J.F. de Belleval, et P. Gatignol (2004). L'acoustique ultrasonore et ses applications. *Acoustique et Techniques*, n° 36, 4-11.

- [94] Li G., W.E.R. Berkhout, G.C.H. Sanderink, M. Martins, et P.F. Van Der Stelt (2008). Detection of in vitro proximal caries in storage phosphor plate radiographs scanned with different resolutions. *Dentomaxillofacial Radiology* 37 (6): 325-329.
- [95] Lin W., M. S. Wolff, et R. A. Dhundale (2010). Portable ultrasonic device and algorithms for diagnosis of dental caries. The Research Foundation of State University of New York. *Patent application number*: 20100152579.
- [96] Longbottom C., et M.C.D.N.J.M. Huysmans (2004). Electrical measurements for use in caries clinical trials. *Journal of Dental Research* 83 Spec No C: C76-79.
- [97] Lussi A., A. Hack, I. Hug, H. Heckenberger, B. Megert, et H. Stich (2006). Detection of approximal caries with a new laser fluorescence device. *Caries Research* 40 (2): 97-103.
- [98] Lussi A., R. Hibst, et R. Paulus (2004). DIAGNOdent: An Optical Method for Caries Detection. *Journal of Dental Research* 83 (suppl 1): C80-C83.
- [99] Lussi A. (1998). Méthodes de diagnostic et d'évaluation prédictive de la carie dentaire. *Revue mensuelle Suisse d'odontostomatologie*, Vol.108 :4.
- [100] Lussi A., et M. Schaffner (2002).Diagnostic et traitement de la carie. *Forum Med Suisse* No 8, 166-170.
- [101] Malischewsky P.G., et T.T. Tuan (2009). A special relation between Young's modulus, Rayleigh-wave velocity, and Poisson's ratio. *J Acoust Soc Am.* Dec;126(6):2851-3.
- [102] Mandelis A., R. Jeon, A. Matvienko, S.H. Abrams, et B.T. Amaechi (2008).Dental biothermophotonics: How photothermal methods are winning the race with X-rays for dental caries diagnostic needs of clinical dentistry. *Eur. Phys. J. Special Topics* 153, 449–454.



- [103] Marangos O., A. Misra, P. Spencer, B. Bohaty, et J.L. Katz (2009). Physico-mechanical properties determination using microscale homotopic measurements: application to sound and caries-affected primary tooth dentin. *Acta Biomaterialia* 5 (4): 1338-1348.
- [104] Marthaler T.M., D.M. O'Mullane, et V. Vrbic (1996). The prevalence of dental caries in Europe 1990-1995. *Caries Research* 30 (4): 237-255.
- [105] Martignon S., N. Chavarría, et K. Rud Ekstrand (2010). Caries status and proximal lesion behaviour during a 6-year period in young adult Danes: an epidemiological investigation. *Clin Oral Invest* 14:383–390.
- [106] Matalon S., O. Feuerstein, et I. Kaffe (2003). Diagnosis of approximal caries: Bite-wing radiology versus the Ultrasound Caries Detector. An in vitro study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, vol. 95, n°5, pp. 626-631.
- [107] Matalon S., O. Feuerstein, S. Calderon, A. Mittleman, et I. Kaffe (2007). Detection of cavitated carious lesions in approximal tooth surfaces by ultrasonic caries detector. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 103 (1): 109-113.
- [108] Mejäre I., C. Källestål, H. Stenlund , et H. Johansson (1998). Caries development from 11 to 22 years of age: a prospective radiographic study. Prevalence and distribution. *Caries Res* 32:10–16.
- [109] Melrose C.A., J. Appleton, et B.B Lovius (1996). A scanning electron microscopic study of early enamel caries formed in vivo beneath orthodontic bands. *Br J Orthod* ; 23 : 43-47.
- [110] Mileman P.A., E. Mulder, et L. Van der Weele (1992). Factors influencing the likelihood of successful decisions to treat dentin caries from bitewing radiographs. *Community dent Oral epidemiol.* Aug;20(4):175-80.

- [111] Minet O, K. Dörschel, et G. Muller (2006). Lasers in biology and medicine. Laser Applications. Landolt–Börnstein 8: 279 - 310.
- [112] Monod-Herzen G.E. (1967). Luminescence : L'électron et la lumière, matière et photoluminescence. *Physics Today* ; Volume 20, Issue 2.
- [113] Mount G.J., et W.R. Hume (2002). Préservation et restauration de la structure dentaire. Ed. De Boeck Université.
- [114] Mujat C., M.H. Van der Veen, J.L. Ruben, J.J. Ten Bosch, et A. Dogariu (2003). Optical pathlength spectroscopy of incipient caries lesions in relation to quantitative light fluorescence and lesion characteristics. *Appl Opt* 42:2979-2986.
- [115] Newbrun E. (1983). Cariology. 2e edition, Ed. Wilkins et Wilkins, p17-8.
- [116] Ng S.Y., et M.W.J. Ferguson (1988). Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralised enamel in extracted human teeth: a new method for detecting early caries. *J. Dent* 16:201-209.
- [117] O'Brien W.J., L. Vazquez, et W.M. Johnston (1989). The detection of incipient caries with tracer dyes. *Journal of Dental Research* 68 (2): 157-158.
- [118] Park J.H., Y.S. Choi, G.T. Kim, E.H. Hwang, G.J. Lee, S. Choi, et H.K. Park (2009). Detection method of proximal caries using line profile in digital intra-oral radiography. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology* 39: 185–9.
- [119] Pasler F.A. (1994). Atlas de médecine dentaire. Radiologie. Ed. Médecine-Sciences Flammarion.
- [120] Peers A., F.J. Hill, C.M. Mitropoulos, et P.J. Holloway (1993). Validity and reproducibility of clinical examination, fibre-optic transillumination, and bitewing radiology for the diagnosis of small approximal carious lesions: an in vitro study *Caries Research* ;27(4):307-11.

- [121] Peker I., M.T. Alkurt, O. Bala, et B. Altunkaynak (2009). The efficiency of operating microscope compared with unaided visual examination, conventional and digital intraoral radiography for proximal caries detection. *International Journal of Dentistry*, vol. 2009, 6 p.
- [122] Pellat B., C. Miller, et D. Guez (2002). Plaques bactériennes dentaires: approche biochimique. Potentiels cariogène et parodontopathogène. *Encycl Méd Chir , Odontologie*, 23-010-A-15, 2002, 12 p.
- [123] Piette E., et M.Goldberg (2001). La dent normale et pathologique. *Ed. De Boeck - Wesmael*.
- [124] Pillai K., et N.O. Hollist (1999). Randomized selection of bitewing radiographs: analysis and clinical thereof. *Tropical dental journal*, 11–14.
- [125] Pitts N.B., P. Losb, P. Biesakb, M. Maslaskib, A. Czajczynska-Waszkiewiczac, C. Longbottomab, et A.F. Halla (2007).Ac-Impedance Spectroscopy technique for monitoring dental caries in human teeth. *Caries Research*. 41(4):321-322.
- [126] Pitts N.B., C. Longbottom, A.F. Hallc, A. Czajczynska-Waszkiewiczcd, P. Losd, M. Masalskid, P. Biecekd et A.M. Christieb (2008).Diagnostic Accuracy of an optimised ac impedance device to aid caries detection and monitoring. *Caries Research*, 42(3), p211.
- [127] Reeh E.S., H.H. Messer, et W.H. Douglas (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.*, Nov;15(11): 512-6.
- [128] Rockenbach M.I., E.B. Veeck, et N.P. Da Costa (2008). Detection of proximal caries in conventional and digital radiographs: an in vitro study. *Stomatologija* 10 (4): 115–120.
- [129] Royer D., et E. Dieulesaint (1996). Ondes élastiques dans les solides, Tome 1 : Propagation libre et guidée. *Ed. Masson*.

- [130] Sahba S., A.R. Talaeipour, et S. Mokhtari (2004). Evaluation of interproximal caries with using of bitewing radiography in dental student of islamic Azad university. *Journal of Dentistry*, 2004; Vol. 1, No. 3.
- [131] Samaras C.D., et D.W. Voiers (2008). Digital caries detection. *Inside Dentistry* ; 4(6): 80-85.
- [132] Schneiderman A., M. Elbaum, M. Schultz, M. Keem, M. Greene Baum, et J. Driller (1997). Assessment of dental caries with digital fiber optic transillumination (DIFOTI) : in vitro study. *Caries Res* 1997; 31:103-110.
- [133] Séguier S., et O. Le May (2002). Histopathologie de la lésion carieuse de l'émail et de la dentine. *Encycl Méd Chir, Odontologie*, 23-010-C-10, 2002, 12 p.
- [134] Silverstone L.M., et D.F. Poole (1968). Modification of the histological appearance of enamel caries after exposure to saliva and a calcifying fluid. *Caries Res* ; 2 : 87-90.
- [135] Silverstone L.M. (1977). Structural alterations of human dental enamel during incipient carious lesion development. In : Proceeding of the symposium on incipient caries of enamel. University of Michigan and Dental Research Institute.
- [136] Silverstone L.M. (1983) Remineralization and enamel caries: significance of fluoride and effect on crystal diameters. In : Demineralization and remineralization of teeth. Oxford : IRL Press : 185-194.
- [137] Sikorski P.A., et K.W. Taylor (1984). The effectiveness of the thyroid shield in dental radiology. *Oral Surgery*, 58, 225-236.
- [138] Spitzer D., et J.J. Ten Bosch (1977). Luminescence quantum yields of sound and carious dental enamel. *Calcif Tissue Res* 24:249-251.
- [139] Staninec M., C. Lee, C.L. Darling, et D. Fried (2010). In vivo near-IR imaging of approximal dental decay at 1,310 nm. *Lasers Surg Med*. Apr;42(4):292-8.

- [140] Stookey G.K. (2004). Optical Methods-Quantitative Light Fluorescence. *Journal of Dental Research* 83 (suppl 1): C84-C88.
- [141] Sundström F., K. Fredrikson, S. Montan, U. Hafström-Björman, et J. Strom (1985). Laser-induced fluorescence from sound and carious tooth substance: spectroscopic studies. *Swed Dent J* 9 : 71-80.
- [142] Symonds N.B. (1970). Electron microscopic study of the tubules I human carious dentine. *Archs Oral Biol* ; 15 : 239-251.
- [143] Tagami J., H. Hosoda, M.F. Burrow, et M. Nakajima (1993). Effect of aging and caries on dentin permeability. *Proc Finn Dent Soc* ; 88 : 149-154.
- [145] Tagtekin D., G. Ozyoney, M. Baseren, M. Ando, O. Hayran, R. Alpar, S. Gokalp, F. Yanikoglu, et G. Stookey (2008). Caries detection with DIAGNOdent and ultrasound. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 106 (5): 729-735.
- [146] Terrer E., S. Koubi, A. Dionne, G. Weisrock, C. Sarraquigne, A. Mazuir, et H. Tassery (2009). A New Concept in Restorative Dentistry: Light-Induced Fluorescence Evaluator for Diagnosis and Treatment: Part 1–Diagnosis and Treatment of Initial Occlusal Caries. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 10 (6).
- [147] Triller M., J. Sommermater, et S. Clergeau-Guerithault (1991). Fluor et prévention de la carie dentaire. *Ed. Masson. Paris*.
- [148] Vaarkamp J., J.J. Ten Bosch, E.H. Verdonshot, et S. Tranaeus. (1997). Quantitative Diagnosis of Small Approximal Caries Lesions Utilizing Wavelength-dependent Fiber-optic Transillumination. *Journal of Dental Research* 76 (4): 875-882.
- [149] Vaarkamp J., J.J. Ten Bosch, et E.H. Verdonshot (1995). Light propagation through teeth containing simulated caries lesions. *Physics in medicine & biology*, vol. 40, n°8, pp. 1375-1387.

- [150] Vaarkamp J., J.J. Ten Bosch, E.H. Verdonchot, et M.C.D.N.J.M. Huysmans (1997). Wavelength-dependent fibre-optic transillumination of small approximal caries lesions: the use of a dye, and a comparison to bitewing radiography. *Caries research*, vol. 31, n°3, pp. 232-237.
- [151] Virajsilp V., A. Thearmontree, S. Aryatawong, et D. Paiboonwarachat (2005). Comparison of proximal caries detection in primary teeth between laser fluorescence and bitewing radiography. *Pediatric Dentistry* 27 (6): 493-499.
- [152] Wang H.C., S. Fleming, Y.C. Lee, S. Law, M. Swain, et J. Xue (2009). Laser ultrasonic surface wave dispersion technique for non-destructive evaluation of human dental enamel. *Optics Express* 17 (18): 15592-15607.
- [153] Whaites E. (2006). Essentials of dental radiography and radiology. Ed. Churchill Livingstone. Third Edition.
- [154] Woltgens J.H. (1986). Dentin caries. In : Tooth development and caries. Boca Raton : CRC Press : 131-145.
- [155] Wu J., et D. Fried (2009). High contrast near-infrared polarized reflectance images of demineralization on tooth buccal and occlusal Surfaces at  $\lambda=1310\text{-nm}$ . *Lasers Surg Med.* March ; 41(3): 208–213.
- [156] Wu J., Z.R. Donly, K.J. Donly, et S. Hackmyer (2010). Demineralization depth using QLF and a novel image processing software. *International Journal of Dentistry*, vol. 2010, 7p.
- [157] Yanikoglu F.C., F. Ozturk, O. Hayran, M. Analoui, et G.K. Stookey (2000). Detection of Natural White Spot Caries Lesions by an Ultrasonic System. *Caries Research* 34 (3): 225-232.
- [158] Yip H.K., J.A. Beeley, et A.G. Stevenson (1995). Mineral content of the dentine remaining after chemomechanical caries removal. *Caries Res* ; 29 : 111-117.

- [159] Zero D. T., M. Fontana, E. Angeles Martínez-Mier, A. Ferreira-Zandoná, M. Ando, C. González-Cabezas, et S. Bayne (2009). The biology, prevention, diagnosis and treatment of dental caries: scientific advances in the United States. *Journal of the American Dental Association* (1939) 140 Suppl 1: 25S-34S.
  
- [160] Zheng L., J.F. Hilton, S. Habelitz, S.J. Marshall, et G.W. Marshall (2003). Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *European Journal of Oral Sciences* 111 (3): 243-252.
  
- [161] Zheng Y.P., E.Y. Maeva, A.A. Denisov, et R.G. Maev (2002). Ultrasound imaging of human teeth using a desktop scanning acoustic microscope. *Acoustical Imaging*, vol. 24, Part II, 165-171.
  
- [162] Zijp J.R. (2001). Optical properties of dental hard tissue. Chapter 1, *Groningen Rijksuniversiteit*, Groningen, The Netherlands.
  
- [163] Ziv V., D. Gazit, D. Beris, O. Fuerstein, L. Aharonov, et I. Bab (1998). Correlative ultrasonic histologic and roentgenographic assessment of approximal caries. *Caries Res* 32:294.

Jury : Président : J.P.LOUIS – Professeur des Universités  
Juges : C.AMORY – Maître de Conférence des Universités  
E. MORTIER – Maître de Conférence des Universités  
A. RIFFAULT – Assistante Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

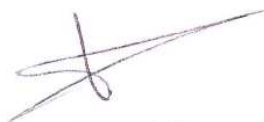
Présentée par: **Monsieur ANCEAUX Christophe**

né(e) à: **LAXOU (54)**

le **20 novembre 1984**

et ayant pour titre : « **Les différents moyens de diagnostic des caries proximales** ».

Le Président du jury,



J.P.LOUIS

Le Doyen  
de la Faculté d'Odontologie



Autorise à soutenir et imprimer la thèse **3698**

NANCY, le **8.9.2011**

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Pour le Président  
et par Délégation,  
La Vice-Présidente du Conseil  
J.P. FINANCE  
de la Vie Universitaire,



C. CAPDEVILLE-ATKINSON



ANCEAUX Christophe. Les différents moyens de diagnostic des caries proximales

Nancy 2011 : 195 f. , 83 ill.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy I : 2011

**Mots clés :** Diagnostic  
Carie proximale

ANCEAUX Christophe. Les différents moyens de diagnostic des caries proximales

Th. : Chir.-Dent. : Nancy I : 2011

Au niveau proximal, les lésions carieuses s'avèrent particulièrement délicates à diagnostiquer pour le praticien. En effet, de part leur positionnement intra buccal, les caries proximales peuvent passer inaperçues lors d'un examen clinique. Le dépistage tardif de ces lésions est très préjudiciable pour la vitalité dentaire d'une part, mais aussi pour la structure dentaire d'autre part. Afin d'améliorer le diagnostic des lésions proximales, plusieurs dispositifs sont disponibles au cabinet dentaire. Il en va de savoir sur quels principes reposent ces dispositifs, quels sont leurs avantages et leurs inconvénients ; mais aussi qu'apportent-ils réellement dans le diagnostic des caries proximales.

**JURY :**

Monsieur	J.P. LOUIS	Professeur des Universités
Monsieur	<u>C. AMORY</u>	Maître de Conférences des Universités
Monsieur	E. MORTIER	Maître de Conférences des Universités
Mademoiselle	A. RIFFAULT	Assistante Hospitalier Universitaire

**Adresse de l'auteur :**

ANCEAUX Christophe  
4, rue Louis Guingot  
54500 Vandoeuvre



ANCEAUX Christophe. Les différents moyens de diagnostic des caries proximales

Nancy 2011 : 195 f. , 83 ill.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy I : 2011

**Mots clés :** Diagnostic  
Carie proximale

ANCEAUX Christophe. Les différents moyens de diagnostic des caries proximales

Th. : Chir.-Dent. : Nancy I : 2011

Au niveau proximal, les lésions carieuses s'avèrent particulièrement délicates à diagnostiquer pour le praticien. En effet, de part leur positionnement intra buccal, les caries proximales peuvent passer inaperçues lors d'un examen clinique. Le dépistage tardif de ces lésions est très préjudiciable pour la vitalité dentaire d'une part, mais aussi pour la structure dentaire d'autre part. Afin d'améliorer le diagnostic des lésions proximales, plusieurs dispositifs sont disponibles au cabinet dentaire. Il en va de savoir sur quels principes reposent ces dispositifs, quels sont leurs avantages et leurs inconvénients ; mais aussi qu'apportent-ils réellement dans le diagnostic des caries proximales.

**JURY :**

Monsieur	J.P. LOUIS	Professeur des Universités
Monsieur	<u>C. AMORY</u>	Maître de Conférences des Universités
Monsieur	E. MORTIER	Maître de Conférences des Universités
Mademoiselle	A. RIFFAULT	Assistante Hospitalier Universitaire

**Adresse de l'auteur :**

ANCEAUX Christophe  
4, rue Louis Guingot  
54500 Vandoeuvre