



HAL
open science

Adhésion et photopolymérisation : données actuelles et évaluation des pratiques dans un échantillon de praticiens du Finistère

Laura Métais

► **To cite this version:**

Laura Métais. Adhésion et photopolymérisation : données actuelles et évaluation des pratiques dans un échantillon de praticiens du Finistère. Autre [q-bio.OT]. 2013. <dumas-01057685>

HAL Id: dumas-01057685

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01057685v1>

Submitted on 25 Aug 2014

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

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



HAL Authorization

**POUR L'OBTENTION DU DIPLOME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

**Année : 2013
Thèse N° : 29010**

présentée par

Laura Métais

Née le 25/04/1988 à Quimper

Préparée à l'UFR d'Odontologie de BREST

**Adhésion et
photopolymérisation : données
actuelles et évaluation des
pratiques dans un échantillon
de praticiens du Finistère**

Thèse soutenue le 26/09/2013
devant le jury composé de :

Monsieur Reza ARBAB CHIRANI
Professeur des Universités, Brest / Président

Madame Valérie CHEVALIER-HERISSET
Maître de conférences des Universités, Brest / Directeur

Monsieur Brice CHAUVEL
Maître de conférence des Universités, Brest / Assesseur

Madame Emilie THIEBAUT
Assistante hospitalo-universitaire, Brest / Assesseur

UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

PRESIDENT **Monsieur Pascal OLIVARD**
DIRECTEUR GENERAL DES SERVICES **Monsieur Stéphane CHARPENTIER**

CORPS PROFESSORAL DE L'U.F.R. D'ODONTOLOGIE DE BREST

Année Universitaire 2013-2014

DOYEN

Monsieur Reza ARBAB CHIRANI

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

57-03 Sciences Biologiques Monsieur Jacques-Olivier PERS
58-01 Odontologie Conservatrice Monsieur Reza ARBAB CHIRANI
58-02 Prothèse Monsieur Gérard DERRIEN

MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

56-01 Pédodontie Monsieur Hervé FORAY
56-01 Pédodontie Madame Frédérique d'ARBONNEAU
56-03 Prévention Epidémiologie Monsieur Alain ZERILLI
56-03 Prévention Epidémiologie Monsieur Bertrand PIVER
57-01 Parodontologie Monsieur Guy LE TOUX
57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique Madame Sylvie BOISRAME-GASTRIN
57-03 Sciences Biologiques Madame Laëtitia LE POTTIER
58-01 Odontologie Conservatrice Madame Valérie CHEVALIER-HERISSET
58-01 Odontologie Conservatrice Madame Karen VALLAEYS (associée)
58-02 Prothèse Monsieur Vincent JARDEL
58-02 Prothèse Madame Elisabeth LEIZE-ZAL
58-03 Sciences anatomiques et physiologiques, occlusodontiques, biomatériaux, biophysique et radiologie Madame Céline BODERE
58-03 Sciences anatomiques et physiologiques, occlusodontiques, biomatériaux, biophysique et radiologie Monsieur Brice CHAUVEL

ASSISTANTS

56-02 Orthopédie Dento Faciale Madame Kristelle MELONE-BODERE
57-01 Parodontologie Monsieur Sébastien BEUZIT
57-01 Parodontologie Monsieur Jérémy SANTUCCI
57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique Madame Julie LELIEVRE
57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique Monsieur Cédric LANSONNEUR
58-01 Odontologie Conservatrice Madame Emilie THIEBAUT
58-01 Odontologie Conservatrice Madame Charlotte GOUEDARD
58-02 Prothèse Monsieur Bassem HIJAZI
58-02 Prothèse Monsieur Gabriel SCOLAN

ASSISTANTS ASSOCIES

57-03 Sciences Biologiques Monsieur Pierre POCHARD

A notre Président du Jury,

Monsieur le Professeur ARBAB CHIRANI Reza,

Professeur des Universités, U.F.R. d'Odontologie, Brest
Doyen de la faculté d'Odontologie, U.B.O., Brest
Chef du service d'Odontologie, C.H.R.U. de Brest
Praticien hospitalier

Merci d'avoir accepté la Présidence de notre Jury.

Soyez assuré de tout notre respect et de notre reconnaissance pour

l'enseignement que vous nous avez dispensé.

Que ce travail en soit le témoignage.

A notre Directeur de Thèse,

Madame le Docteur Valérie CHEVALIER-HERISSET,

Maître de Conférences des Universités, U.F.R. d'Odontologie, Brest
Praticien hospitalier

Merci d'avoir accepté de diriger ce travail.

Ce fut un plaisir de travailler avec vous sur ce projet.

Soyez assurée de notre gratitude pour votre disponibilité

et votre aide tout au long de nos études.

A notre Jury,

Monsieur le Docteur Brice CHAUVEL,

Maître de Conférences des Universités, U.F.R. d'Odontologie, Brest
Praticien hospitalier

*Nous vous remercions d'avoir accepté de participer au Jury de
cette Thèse.*

*Soyez assuré de notre reconnaissance pour la qualité de votre
enseignement et votre pédagogie.*

A notre Jury,

Madame le Docteur Emilie THIEBAUT,

Assistante hospitalo-universitaire, U.F.R. d'Odontologie, Brest
Praticien hospitalier

*Nous vous remercions d'avoir accepté de participer au Jury de
cette Thèse.*

*Soyez assurée de notre gratitude pour votre disponibilité et
votre patience tout au long de nos études*

A mes parents, qui m'ont toujours soutenue,

A ma sœur Carole, sans qui ce travail ne serait pas le même,

A ma famille,

*A toute ma promotion et à mes amis, Marielle, Raph, Maya, Ju, Jerem, Steph, Marie, Guillaume
à la bags, pour tous les bons moments, aux desperates,*

*A tous les enseignants de la faculté dentaire de Brest, que je remercie pour la qualité de leur
enseignement et leur aide,*

A Dédé, Marie-Claire, Armelle, René et tout le personnel du service d'odontologie de Brest.

Je certifie sur l'honneur ne pas avoir repris pour mon propre compte des propos, des citations, des illustrations déjà publiés.

BREST, le 26 septembre 2013

METAIS Laura

Adhésion et photopolymérisation :
données actuelles et évaluation des pratiques
dans un échantillon de praticiens du Finistère

PLAN

| | Page |
|--|------|
| Introduction..... | 15 |
| CHAPITRE 1. L'ADHESION..... | 16 |
| 1.1 Introduction..... | 16 |
| 1.2 Les acteurs de l'adhésion..... | 16 |
| 1.2.1 Les tissus dentaires..... | 16 |
| 1.2.1.1 L'émail..... | 17 |
| 1.2.1.1.1 Composition..... | 17 |
| 1.2.1.1.2 Structure..... | 17 |
| 1.2.1.1.3 Formation ou amélogénèse..... | 18 |
| 1.2.1.2 La dentine..... | 19 |
| 1.2.1.2.1 Composition..... | 19 |
| 1.2.1.2.2 Structure..... | 19 |
| 1.2.1.2.3 Formation ou dentinogenèse..... | 20 |
| 1.2.2 Les matériaux de restauration photopolymérisables..... | 21 |
| 1.2.2.1 Le C.V.I.M.A.R. (Ciment Verre-Ionomère Modifié par Adjonction de Résine) | 21 |
| 1.2.2.1.1 Historique..... | 21 |
| 1.2.2.1.2 Composition..... | 22 |
| 1.2.2.1.3 Principes d'adhésion des matériaux verre-ionomères..... | 23 |
| 1.2.2.2 Le composite..... | 24 |
| 1.2.2.2.1 Historique..... | 24 |
| 1.2.2.2.2 Composition..... | 25 |
| 1.2.2.2.2.1 Matrice organique..... | 25 |
| 1.2.2.2.2.2 Charges minérales..... | 26 |
| 1.2.2.2.2.3 Agents de couplage..... | 26 |
| 1.2.2.2.3 Classification des composites..... | 26 |
| 1.2.3 Les systèmes adhésifs..... | 28 |
| 1.2.3.1 Critères requis..... | 28 |
| 1.2.3.1.1 Biocompatibilité..... | 28 |
| 1.2.3.1.2 Adhésion et étanchéité..... | 28 |
| 1.2.3.1.3 Durabilité..... | 28 |
| 1.2.3.1.4 Simplicité et fiabilité de mise en œuvre..... | 29 |

| | |
|--|-----------|
| 1.2.3.2 Les trois constituants clés des systèmes adhésifs amélo-dentaires modernes | 29 |
| 1.2.3.2.1 Acide de mordantage..... | 29 |
| 1.2.3.2.2 Primaire ou primer..... | 30 |
| 1.2.3.2.3 Résine adhésive..... | 30 |
| 1.2.3.3 Classification des systèmes adhésifs..... | 31 |
| 1.2.3.4 Propriétés..... | 32 |
| 1.2.3.4.1 Adhésion..... | 32 |
| 1.2.3.4.2 Hiatus ou leakage..... | 33 |
| 1.2.3.4.3 Dégradation de la couche hybride..... | 34 |
| 1.2.3.5 Efficacité des systèmes adhésifs..... | 35 |
| 1.2.3.6.1 Systèmes M&R..... | 35 |
| 1.2.3.6.2 Systèmes auto-mordantants..... | 36 |
| 1.2.3.6 Type de dentine et qualité de l'adhésion..... | 38 |
| 1.3 Conclusion..... | 39 |
| CHAPITRE 2. LA POLYMERISATION..... | 40 |
| 2.1 Introduction..... | 40 |
| 2.2 Les types de polymérisation..... | 40 |
| 2.2.1 Thermique..... | 40 |
| 2.2.2 Chimique (matériaux chémo-polymérisables)..... | 40 |
| 2.2.3 Photo-chimique (matériaux photopolymérisables)..... | 40 |
| 2.3 La photopolymérisation..... | 41 |
| 2.3.1 Historique et rappels sur la lumière..... | 41 |
| 2.3.2 Etapes de la photopolymérisation..... | 42 |
| 2.3.3 Moyens d'évaluation de l'efficacité de la photopolymérisation..... | 43 |
| 2.3.4 Facteurs influençant l'efficacité de la photopolymérisation..... | 44 |
| 2.3.4.1 Facteurs intrinsèques..... | 44 |
| 2.3.4.1.1 Photoinitiateurs..... | 44 |
| 2.3.4.1.1.1 Type de photoinitiateur..... | 44 |
| 2.3.4.1.1.2 Concentration en photoinitiateur..... | 45 |
| 2.3.4.1.1.3 Efficacité des photoinitiateurs..... | 45 |
| 2.3.4.1.2 Viscosité, monomères et charges..... | 46 |
| 2.3.4.1.3 Propriétés optiques..... | 46 |

| | |
|--|-----------|
| 2.3.4.2 Facteurs extrinsèques..... | 47 |
| 2.3.4.2.1 Lampes et spectre d'émission..... | 47 |
| 2.3.4.2.2 Modes d'irradiation..... | 47 |
| 2.3.4.2.3 Température..... | 48 |
| 2.3.4.2.4 Positionnement de l'embout de la lampe..... | 49 |
| 2.3.4.2.5 Exposition énergétique, puissance et temps d'irradiation..... | 50 |
| 2.4 Influence de la polymérisation sur les propriétés des matériaux photopolymérisables..... | 52 |
| 2.5 Les différents types de lampes à photopolymériser..... | 53 |
| 2.5.1 Lasers argon..... | 53 |
| 2.5.2 Arcs plasma (PAC) ou lampes xénon..... | 54 |
| 2.5.3 Lampes halogène ou quartz-tungstène-halogène (QTH)..... | 55 |
| 2.5.4 Lampes à diodes électroluminescentes (LED, Light Emitting Diode)..... | 57 |
| 2.6 Photopolymérisation et augmentation de température..... | 60 |
| 2.7 Conclusion..... | 61 |
| | |
| CHAPITRE 3. ETUDE SUR LES MATERIAUX ADHESIFS ET SUR LES LAMPES A PHOTOPOLYMERISER EMPLOYES PAR UN ECHANTILLON DE PRATICIENS DANS LE DEPARTEMENT DU FINISTERE..... | 62 |
| 3.1 Introduction..... | 62 |
| 3.2 Objectifs..... | 62 |
| 3.3 Matériel et Méthode..... | 63 |
| 3.3.1 Définition de l'échantillon..... | 63 |
| 3.3.1.1 Questionnaire..... | 63 |
| 3.3.1.2 Critères de sélection..... | 63 |
| 3.3.2 Recueil de données..... | 63 |
| 3.3.2.1 Données relatives au praticien..... | 63 |
| 3.3.2.2 Caractéristiques des lampes à photopolymériser..... | 64 |
| 3.3.2.3 Entretien des lampes..... | 64 |
| 3.3.2.4 Utilisation des lampes..... | 64 |
| 3.3.2.5 Mesure de l'intensité..... | 64 |

| | |
|--|------------|
| 3.3.3 Analyse statistique..... | 65 |
| 3.4 Résultats..... | 66 |
| 3.4.1 Analyse descriptive..... | 66 |
| 3.4.1.1 Données relatives au praticien..... | 66 |
| 3.4.1.2 Caractéristiques des lampes à photopolymériser..... | 68 |
| 3.4.1.3 Entretien des lampes..... | 71 |
| 3.4.1.4 Utilisation des lampes..... | 74 |
| 3.4.1.5 Mesure de l'intensité..... | 80 |
| 3.4.2 Analyse comparée..... | 82 |
| 3.4.2.1 Année d'achat de la lampe..... | 82 |
| 3.4.2.2 Age du praticien..... | 83 |
| 3.4.2.3 Formation des praticiens sur les lampes..... | 83 |
| 3.4.2.4 Performances jugées satisfaisantes ou non..... | 84 |
| 3.4.2.5 Type de lampe..... | 84 |
| 3.4.2.6 Présence ou non d'un radiomètre..... | 86 |
| 3.4.2.7 Réalisation de contrôles d'intensité par le praticien, son équipe ou une personne extérieure..... | 86 |
| 3.4.2.8 Maintenance de la lampe et remplacement de certains composants..... | 87 |
| 3.4.2.9 Utilisation d'un étui transparent..... | 87 |
| 3.5 Discussion..... | 88 |
| 3.6 Conclusion..... | 98 |
| Conclusion..... | 99 |
| ANNEXES..... | 100 |
| BIBLIOGRAPHIE..... | 103 |

Introduction

Le recours aux restaurations photopolymérisables est devenu prépondérant dans les cabinets dentaires. Ainsi la mise en place de matériaux collés et l'emploi de lampes à photopolymériser sont des actes quotidiens pour le chirurgien-dentiste.

Or, les techniques évoluent, les fabricants proposent une grande variété de biomatériaux et chaque lampe a son protocole d'utilisation. Il persiste donc beaucoup de méconnaissances pour le praticien.

De plus, il est établi que plusieurs facteurs influencent les propriétés des restaurations photopolymérisables, dont la qualité de la photopolymérisation. C'est à ce dernier point que nous nous sommes intéressés plus particulièrement.

Ainsi, nous avons étudié dans une première partie les acteurs de l'adhésion que sont les tissus dentaires (émail et dentine), les matériaux de restauration photopolymérisables (composites et matériaux verres-ionomères) et les systèmes adhésifs nécessaires à la mise en place des résines composites.

Puis dans une seconde partie, nous avons décrit les principes de la photopolymérisation, les facteurs l'influençant, ainsi que les différents types de lampes à photopolymériser.

Enfin dans une troisième partie, nous avons réalisé une étude sur les matériaux adhésifs et sur les lampes à photopolymériser employés par un échantillon de praticiens dans le département du Finistère, afin de connaître les pratiques actuelles et de relever une éventuelle évolution par rapport aux données de la littérature.

CHAPITRE 1. L'ADHESION

1.1 Introduction

L'adhésion est l'ensemble des interactions qui contribue à unir deux surfaces entre elles, et donc s'oppose à leur séparation (CNEOC, 2010).

Le collage s'est peu à peu imposé en odontologie comme un moyen efficace d'assurer la rétention de nos restaurations, tout en restant conservateur et esthétique (Gastalla, Viennot et Allard, 2005).

Le principe de l'adhésion aux tissus dentaires repose essentiellement sur la pénétration d'un matériau adhésif dans les porosités créées au sein de l'émail et de la dentine par déminéralisation (De Munck *et al.*, 2005). On obtient ainsi des microrétentions mécaniques entre les deux parties. Ces rétentions mécaniques sont complétées par des liaisons chimiques ou physico-chimiques, idéalement fortes mais le plus souvent faibles, de nature électrostatique (CNEOC, 2010).

1.2 Les acteurs de l'adhésion

Les acteurs de l'adhésion en odontologie conservatrice sont :

- les tissus dentaires (émail et dentine),
- les matériaux de restauration : dans ce travail, seuls les matériaux photopolymérisables nous intéressent, à savoir les composites et les ciments verre-ionomères modifiés par adjonction de résine,
- et les systèmes adhésifs nécessaires à la mise en place des composites.

1.2.1 Les tissus dentaires

Les différents tissus minéralisés de l'organisme, comme l'émail, la dentine, l'os et le ciment, sont chacun composés (Margolis, Beniash, et Fowler, 2006) :

- d'une phase organique : ce sont des protéines spécifiques à chaque tissu ;
- d'une phase minérale : elle représente une part plus ou moins importante du tissu :
 - o elle est de nature généralement cristalline, avec une structure chimique et anatomique proche de l'hydroxyapatite, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$;
 - o selon les tissus, il existe de grandes différences concernant la taille et la forme des cristaux, le taux et la répartition des oligoéléments. Cela induit des propriétés physicochimiques (solubilité, densité, porosité), mécaniques, et fonctionnelles, propres à chaque tissu ;
- d'eau.

1.2.1.1 L'email

L'email constitue la couche la plus superficielle de la dent au niveau de la couronne. Il recouvre la dentine avec laquelle il entre en contact par la jonction amélo-dentinaire (JAD). Il rejoint le cément en regard du collet de la dent au niveau de la jonction amélo-cémentaire (JAC).

L'email est translucide, opalescent et très faiblement saturé (Raskin *et al.*, 2007).

1.2.1.1.1 Composition

L'email est le tissu le plus dur du corps humain, car le plus minéralisé (Baldassarri, Margolis et Beniash, 2008). Il est constitué de :

- la phase minérale (94-95% de la masse totale) composée de cristaux d'hydroxyapatite principalement ;
- la phase aqueuse (4-5% de la masse totale) ;
- la phase organique (1% de la masse totale) composée de glycoprotéines et de polysaccharides (Gastalla, Viennot et Allard, 2005), provenant sûrement de la dégradation de la protéine amélaire principale, l'amélogénine ou d'autres protéines importantes comme l'énaméline ou l'améloblastine.

Etant très minéralisé et contenant peu d'eau, l'email est un tissu sur lequel on obtient facilement une adhésion fiable.

1.2.1.1.2 Structure

L'email est un tissu inerte, acellulaire, avasculaire et non-innervé.

On retrouve schématiquement deux types d'email :

- l'email prismatique : composé de cristaux d'hydroxyapatite, longs et fins. Ces cristaux sont organisés en prismes ou cordons de 2 à 3 microns de diamètre ; perpendiculaires à la surface de la dent, traversant l'email de la JAD à la surface dentaire (Baldassarri, Margolis et Beniash, 2008) ;
- l'email interprismatique : il est plus dense, mais moins structuré (Mine *et al.*, 2010). Il permet la cohésion des prismes entre eux (Gastalla, Viennot et Allard, 2005).

Email et dentine sont séparés par la jonction amélo-dentinaire (JAD) : les fractures d'origine amélaire peuvent se stopper préférentiellement à la JAD, prévenant une fracture catastrophique de la dent.

1.2.1.1.3 Formation ou amélogénèse

L'amélogénèse, est le résultat de phénomènes cellulaires et extracellulaires très précis (Margolis, Beniash, et Fowler, 2006). Elle est centrifuge. Certains mécanismes restent inconnus, cependant on suppose que des interactions protéines-protéines et protéines-cristaux jouent un rôle crucial lors du processus.

L'améloblaste passe par différentes étapes de différenciation (Bronckers, Lyaruu, et DenBesten, 2009). Les améloblastes pré-sécréteurs deviennent des améloblastes sécréteurs, grâce à l'acquisition de leur prolongement de Tomes, et sont responsables de la production de la matrice protéique. Cette matrice va servir de support pour le développement des futurs cristaux d'hydroxyapatite.

La première couche d'émail déposée sur la dentine est aprismatique, formée par les premiers améloblastes sécréteurs encore immatures (sans prolongement de Tomes), puis l'émail produit acquiert une structure prismatique.

Les améloblastes sécrètent alors une matrice organique et des prismes parallèles d'hydroxyapatite (Margolis, Beniash, et Fowler, 2006). Au départ, ces prismes sont longs (ils peuvent traverser l'intégralité de l'épaisseur de l'émail : supérieur à 100 μm), mais ils restent fins (environ 10 nm). A ce moment, la phase minérale ne représente que 10 à 20% du volume amélaire ; le reste du volume étant occupé par des protéines et de l'eau (Smith, 1998).

Puis pendant la phase de maturation, la plupart des protéines initialement présentes sont dégradées par des protéases résiduelles, les prismes d'hydroxyapatite grossissent rapidement en épaisseur et largeur, représentant à terme 95% du volume de l'émail.

1.2.1.2 La dentine

La dentine constitue la majeure partie du volume de la dent. En coronaire, elle est recouverte par l'émail (dont elle est séparée par la JAD) ; au niveau radiculaire, elle est recouverte par le ciment (dont elle est séparée par la jonction cémento-dentinaire JCD). Elle entoure le parenchyme pulpaire, avec lequel elle entretient des rapports étroits. On parle de complexe pulpo-dentinaire (Perdigão, 2010). La dentine est opaque, avec une fluorescence marquée et une saturation variant avec l'âge du patient (Raskin *et al.*, 2007).

1.2.1.2.1 Composition

La dentine est souple et plus tendre que l'émail (Gastalla, Viennot et Allard, 2005). Elle est composée (Bedran-Russo *et al.*, 2009) :

- d'une phase minérale (70% de sa masse) : hydroxyapatite, phosphates, oligoéléments ;
- d'une phase organique (20% de sa masse) : principalement du collagène de type I. Elle donne notamment à la dentine ses propriétés de viscoélasticité ;
- d'eau (10% de sa masse).

La dentine a certaines caractéristiques, dont sa teneur en eau, qui rendent difficile une adhésion durable et fiable des matériaux de restauration.

1.2.1.2.2 Structure

La dentine est un tissu acellulaire, avasculaire et non-innervé.

Elle est histologiquement composée de 3 éléments (Bedran-Russo *et al.*, 2009) :

- les tubuli ou canalicules qui s'étendent de la pulpe à la JAD, dans la partie coronaire, et de la pulpe à la JCD, dans la racine. Leur densité est en moyenne de 50 000/mm² (Gastalla, Viennot et Allard, 2005). Les canalicules contiennent :
 - le fluide dentinaire constitué d'eau à 95% (Perdigão, 2010) ;
 - les prolongements cytoplasmiques des odontoblastes, dont le corps cellulaire est situé entre la dentine et la pulpe (Gastalla, Viennot et Allard, 2005) ;
 - les fibres nerveuses $\alpha\delta$ et C provenant de la pulpe.

Plus l'on se rapproche de la pulpe (Yuan *et al.*, 2007), plus la densité des tubuli augmente et donc plus la dentine devient perméable. La production de fluide varie et peut être accrue lors d'agression de la dentine, rendant l'adhésion de matériaux de restauration plus aléatoire.

- la dentine intertubulaire (Fawzy, 2010) :
 - sa quantité varie en sens inverse de la quantité de tubules : elle est très présente dans les couches superficielles de la dentine et se raréfie en profondeur ;

- sa qualité varie aussi avec la profondeur de la cavité : elle devient plus tendre profondément. La proportion de la part minérale reste à peu près constante, mais la quantité d'eau augmente tandis que la phase organique diminue.
- la dentine pérítubulaire : elle est située entre la dentine intertubulaire et les canalicules. Elle est plus minéralisée que la dentine intertubulaire, et contient moins de collagène (Weiner et al., 1999).

1.2.1.2.3 Formation ou dentinogenèse

La dentine est un tissu vivant, en perpétuel remaniement tant que la dent garde sa vitalité. La dentinogenèse est centripète : les odontoblastes situés en périphérie pulpaire « reculent » progressivement avec la sécrétion de dentine.

Chronologiquement, on peut décrire trois types de dentine (Perdigão, 2010) :

- primaire : pré-éruptive. Elle est sécrétée pendant le développement de la dent et jusqu'à la complète édification de la racine, à un rythme d'environ 4µm par jour ;
- secondaire : post-éruptive, physiologique. Elle est produite lorsque la racine est totalement édifiée et tant que la dent est vitale. On observe donc avec le temps une augmentation de la minéralisation globale dans la dent, accompagnée d'une diminution du diamètre des tubuli, et du volume pulpaire ;
- tertiaire : pathologique. Elle apparaît sous l'action de sollicitations chimiques et mécaniques importantes (atteinte carieuse, érosion, abrasion). Elle est produite de manière localisée en regard du stimulus agressif, au détriment de la pulpe camérale. Elle est soit fabriquée par les odontoblastes originels (dentine réactionnelle), soit par des cellules indifférenciées de la pulpe se différenciant en odontoblastes secondaires (dentine réparatrice). C'est un processus de défense qui consiste à oblitérer la lumière des tubules afin d'empêcher la diffusion de bactéries ou de produits toxiques jusqu'à la pulpe.

1.2.2 Les matériaux de restauration photopolymérisables

Le matériau de restauration le plus ancien employé en odontologie restauratrice est l'amalgame (Opdam *et al.*, 2010). Il est toujours utilisé (pour des cavités postérieures de volume moyen à important, chez des patients ayant un risque carieux élevé), mais il est progressivement remplacé par des techniques collées, dont la plupart font appel à des matériaux photopolymérisables. Dans ce travail, nous nous intéresserons aux C.V.I.M.A.R. et aux composites.

1.2.2.1 Le C.V.I.M.A.R. (Ciment Verre-Ionomère Modifié par Adjonction de Résine)

1.2.2.1.1 Historique

Les ciments verre-ionomères (C.V.I.) sont des matériaux apparus récemment. Ils ont été développés en Angleterre au début des années 1970 par Wilson (Kovarik, Haubenreich et Gore, 2005). Ces C.V.I., dits traditionnels, sont commercialisés sous les noms de Fuji II® (GC, Tokyo, Japon), Ketac Fil® (3M-ESPE, Saint-Paul, Etats-Unis)... Ces matériaux sont intéressants, car ils sont assez biocompatibles, ils relarguent du fluor et possèdent un coefficient d'expansion thermique proche de la dentine. Cependant, leur résistance mécanique est assez faible et leur manipulation est difficile.

Les cermets (contraction de Céramique-Métal), apparus en 1984, sont des C.V.I. incorporant des particules de métal (or ou argent) afin d'augmenter des propriétés mécaniques des C.V.I. traditionnels. C'est par exemple le Ketac Silver® (ESPE) (Tyas, 2003). Ils ne sont plus beaucoup utilisés pour des problèmes esthétiques notamment.

En 1988, les C.V.I.M.A.R. (ciments verre-ionomères modifiés par adjonction de résine) ont été introduits (Lasfargues *et al.*, 1998). Ce sont par exemple le Vitrebond® (3M ESPE), le Fuji II LC® (GC), le Photac Fil® (3M-ESPE). Les fabricants ont alors cherché à faciliter l'utilisation du matériau grâce à la photoinitiation, et à augmenter les propriétés mécaniques des C.V.I. traditionnels. Les propriétés mécaniques des C.V.I.M.A.R. restent cependant inférieures à celles des composites. Ces matériaux souffrent de certains défauts qu'ils ont en commun avec les résines composites tels qu'un haut coefficient d'expansion thermique et une cytotoxicité due aux monomères résiduels.

Les premiers C.V.I.M.A.R. étaient des matériaux à spatuler, puis ils ont été commercialisés sous forme de capsules prédosées, rendant leur manipulation beaucoup plus aisée (Croll et Nicholson, 2002).

Les limites mécaniques des C.V.I.M.A.R. ont conduit les industriels en 1995 à imaginer un nouveau produit hybride entre le composite et le C.V.I. : le compomère (composite modifié par adjonction de verre ionomère) (Lasfargues *et al.*, 1998). Il est activé par photopolymérisation. Mais ne disposant pas du potentiel cariostatique des verres ionomères et demeurant esthétiquement et mécaniquement inférieur aux composites, le compomère a un intérêt clinique restreint en tant que matériau de restauration des dents permanentes.

1.2.2.1.2 Composition

Les C.V.I.M.A.R., en tant que matériaux photopolymérisables, font l'objet de ce travail. Cependant, il est difficile de les évoquer, sans décrire les C.V.I. traditionnels, dont ils sont l'évolution. Ainsi, nous nous intéresserons à ces deux catégories de matériaux verre-ionomères.

Les C.V.I. traditionnels sont obtenus par le mélange d'une poudre et d'un liquide. Il s'agit d'une réaction de prise acide-base :

- la poudre (Kovarik, Haubenreich et Gore, 2005) est un verre de fluoro-alumino-silicate (alumine, silice et fluorure de calcium : $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-CaF}_2$). La taille des particules varie de 10 à 18 μm pour un C.V.I. de scellement, et de 50 à 80 μm pour une C.V.I. de restauration d'odontologie conservatrice ;
- le liquide (Tyas, 2003) est une solution aqueuse (eau) d'acide polyalkénoïque (acide maléique, acide itaconique, acide acrylique, acide polycarboxilique) et d'acide tartrique.

Lors du mélange du ciment, les acides polyalkénoïques attaquent les particules de verre en surface (Tyas, 2003). La dégradation partielle des particules de la poudre permet la libération d'ions calcium et aluminium. Ces ions réagissent avec les acides carboxyliques pour former des polyacrylates de calcium et d'aluminium. Il y a aussi libération d'acide silicique, qui entoure les particules de verre d'un gel silicique.

Le ciment se compose donc de particules de verres enrobées dans une matrice de polyacrylate de Ca^{2+} et d' Al^{3+} .

La composition des C.V.I.M.A.R. correspond à celle des C.V.I. traditionnels sauf que l'eau est remplacée le plus souvent par un monomère hydrosoluble et photopolymérisable, appelé HEMA (hydroxyéthylmethacrylate) (de Gee *et al.*, 1998). On retrouve aussi des photoinitiateurs, également solubles, type camphroquinone et des activateurs photosensibles (Lasfargues *et al.*, 1998).

Les C.V.I.M.A.R. sont caractérisés par une double réaction de prise (Tyas, 2003) :

- une réaction acide-base identique à celle des C.V.I. traditionnels,
- une réaction de polymérisation (photopolymérisation pour les restaurations d'odontologie conservatrice par exemple ; chémpolymérisation pour le scellement en prothèse conjointe).

La prise initiale du matériau est due à la polymérisation de la résine, pendant que la réaction acide-base continue de s'opérer et contribue au durcissement final.

1.2.2.1.3 Principes d'adhésion des matériaux verre-ionomères

Les C.V.I. sont des matériaux auto-adhérents. Ils ne nécessitent pas l'application d'un système adhésif avant leur mise en place.

On observe des liaisons chimiques avec une interaction ionique entre les charges négatives des groupements carboxy (COOH ou COO⁻ en fonction du pH) de l'acide polyalkénoïque avec les charges positives des ions calcium de l'hydroxyapatite des tissus dentaires (Yoshida *et al.*, 2000).

Il se forme une zone intermédiaire de diffusion ionique (double échange) : l'acide polyacrylique est adsorbé à la surface et des groupements phosphates sont déplacés de l'hydroxyapatite vers cette zone (Tyas, 2003).

La force d'adhésion à l'interface ciment-substrat est en général plus élevée que la force cohésive du ciment, on observera donc en cas de tensions excessives des fractures du matériau plutôt que des décollements (Lasfargues *et al.*, 1998).

Parmi les C.V.I. traditionnels, les valeurs d'adhésion varient : de 2.6 à 9.6 MPa pour l'émail et de 1.1 à 4.5 MPa pour la dentine, taillée mais non-traitée.

Pour favoriser l'adhésion et l'étanchéité, le verre-ionomère doit être placé sur une dentine humide, et être tenu à l'abri de la salive durant sa prise.

Cependant, pour améliorer l'adhésion des matériaux verre-ionomères, il est recommandé de prétraiter les surfaces dentaires avec de l'acide polyacrylique. Le prétraitement acide permet des valeurs d'adhésion moyennes à la dentine de l'ordre de 5±2 MPa pour les C.V.I. traditionnels (Lasfargues *et al.*, 1998).

Le mode d'adhésion des C.V.I.M.A.R. est semblable à celui des C.V.I. traditionnels (Lasfargues *et al.*, 1998). Les valeurs d'adhésions des C.V.I.M.A.R. sont voisines voire supérieures à celles des C.V.I. conventionnels.

Des conditionneurs pour C.V.I.M.A.R. sont disponibles. Ce sont par exemple (Coutinho *et al.*, 2007):

- le Cavity Conditionner® (GC) (20% copolymère d'acide acrylique et maléique, pH=1.2) pour le FujiBond LC®,
- le Ketac Conditionner® (3M-ESPE) (25% acide polyacrylique, pH=1.7) pour le Photac®.

Il sont à appliquer pendant 10 secondes sur les tissus dentaires, puis à rincer avant l'application du C.V.I.M.A.R..

Ainsi, grâce à l'application de conditionneurs, l'adhésion des matériaux verre-ionomères reposera à la fois sur les liaisons chimiques exposées ci-dessus et sur des liaisons micromécaniques, même si cette composante a un rôle moins important.

Selon De Munck *et al.*, en 2005, l'application du conditionneur permet de nettoyer les tissus dentaires, d'éliminer la boue dentinaire et d'exposer les fibres de collagène sur une profondeur de 0.5 à 1 µm. Le prétraitement acide augmente l'énergie de surface et augmente la mouillabilité majorant le contact interfacial (Lasfargues *et al.*, 1998).

Le C.V.I. peut alors diffuser entre ces fibres, on obtient des microrétentions mécaniques selon le principe d'hybridation.

On obtiendra alors la formation d'une « couche hybride » similaire en certains aspects à celle des composites (Tay *et al.*, 2004). Les liaisons chimiques peuvent être un avantage pour la résistance à la dégradation hydrolytique.

Dans des conditions optimales de manipulation, l'adaptation des C.V.I. traditionnels est quasi parfaite avec des valeurs de hiatus très faibles. Malgré des valeurs d'adhésion modestes, ces matériaux ont un taux de rétention élevé grâce à leur faible contraction de prise et à leur coefficient d'expansion thermique voisin de celui de la dentine (Lasfargues *et al.*, 1998).

L'adhésion des composites aux matériaux verre-ionomère est variable, favorisant ou non les techniques sandwiches :

- les C.V.I. traditionnels et les composites ont une adhésion faible, à cause de l'absence de radicaux libres en surface du verre-ionomère (Lasfargues *et al.*, 1998) ;
- les C.V.I.M.A.R. adhèrent aux composites grâce à la présence de résine dans le C.V.I.M.A.R. et à la formation d'une couche superficielle non polymérisée par inhibition due à l'oxygène (Attal, 2009).

1.2.2.2 Le composite

1.2.2.2.1 Historique

Le développement des composites modernes en odontologie restauratrice a commencé au début des années 1960, lorsque Bowen a tenté de renforcer les résines époxy avec des charges (Drummond, 2008). Les résines époxy comportaient alors beaucoup de défauts (tels qu'un temps de prise important, et une tendance à la discoloration) et ont poussé Bowen à combiner les avantages des résines époxy et des résines acrylates.

Une de ses découvertes déterminante est celle du bis-GMA (Chen, 2010).

1.2.2.2.2 Composition

Un matériau composite est constitué de 2 ou plusieurs matériaux différents et possède des propriétés mécaniques meilleures que celles de chacun de ses constituants.

Un composite dentaire est constitué d'une matrice organique, de charges et d'agents de couplage.

1.2.2.2.2.1 Matrice organique

Elle représente 20 à 50% du volume du composite.

Elle est composée de (Chen, 2010) :

- la résine matricielle : la plupart des composites commercialisés sont à base de résine méthacrylate. Il s'agit par exemple de :
 - Bis-GMA : 2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-méthacryloxypropoxy)phényl]-propane,
 - UDMA : uréthane diméthacrylate,
 - Dérivés du Bis-GMA comme le Bis-EMA : éthoxylate bisphénol-A-diméthacrylate ;
- les abaisseurs de viscosité (ou diluants) : certains monomères sont très visqueux et nécessitent l'adjonction d'abaisseurs de viscosité comme le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate) ;
- les inhibiteurs de prise : dérivés d'hydroquinone empêchant une polymérisation spontanée du matériau (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007) ;
- les initiateurs de polymérisation (ou systèmes de polymérisation) :
 - les composites photopolymérisables (activation photonique) contiennent un photoinitiateur, le plus souvent la camphroquinone, réagissant à une intensité lumineuse de longueur d'onde donnée,
 - les composites chémo-polymérisables (activation chimique) font appel à une réaction d'oxydo-réduction entre une base et un catalyseur, grâce à la chaleur du milieu (Xu *et al.*, 2010),
 - les composites duals combinent les deux systèmes d'initiation de polymérisation précédents : chémo-polymérisation et photopolymérisation.

La matrice est le composant actif des composites : les monomères se transforment en polymères par une réaction d'addition. La phase organique permet l'insertion du matériau en phase plastique, durcissant in situ (Chen, 2010).

Mais elle constitue le maillon faible du composite, car elle présente :

- une faible résistance mécanique,
- un coefficient d'expansion thermique élevé,
- une rétraction de prise importante.

Il existe par ailleurs, de manière moins répandue, des composites à base de résine époxy, comme le Filtek Silorane® (3M ESPE) (Leprince et *al.*, 2013).

Ces composites auraient une rétraction de prise moins importante (Millich et *al.*, 1998), et une biocompatibilité acceptable. Ils contiennent des photoinitiateurs cationiques qui absorbent la lumière UV en association avec des photosensibilisateurs absorbant la lumière dans le domaine visible.

1.2.2.2.2 Charges minérales

Elles représentent 20 à 77% du volume du composite.

Elles peuvent être de forme, de taille et de nature variables (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007) :

- inorganiques ou minérales : quartz, silice, barium, strontium, zirconium et charges en fibre de verre (permettant de polymériser des couches plus importantes de composite, car ces charges sont transparentes, mais elles rendent le polissage difficile),
- « organiques » : macromonomères composés d'un noyau de silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate,
- « organo-organiques » : triméthylolpropane triméthacrylate.

Les charges augmentent la viscosité, les qualités optiques, la résistance mécanique et le module d'élasticité des composites (Chen, 2010).

Elles réduisent la rétraction de prise, le coefficient d'expansion thermique et l'absorption d'eau.

Elles peuvent être rendues radioopaques aux rayons X (Drummond, 2008).

1.2.2.2.3 Agents de couplage (ou agents de silanisation)

Il s'agit de la préparation des deux phases précédentes afin de permettre l'adhésion entre phase organique et inorganique. Les agents de couplage ont donc un rôle positif sur les propriétés mécaniques des composites (Chen, 2010).

Un des agents de couplage répandus est le 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane (MPTS).

1.2.2.2.3 Classification des composites

Selon Raskin, Salomon et Sabbagh, une recherche conduite sur Internet en 2007, concernant les résines composites utilisées en méthode directe, en dénombre 145 différents, proposés par 30 fabricants.

Il existe de nombreuses façons de les classer :

- selon leur mode de polymérisation (chémpolymérisables, photopolymérisables ou duals) ;
- selon leur viscosité (moyenne, fluide, compactable) ;
- selon leur indication clinique (antérieur, postérieur, « universel ») ;
- selon la taille de leurs charges.

C'est cette dernière classification qui est la plus intéressante, car la taille des charges influence fortement les propriétés cliniques des composites. On peut différencier (Raskin et *al.*, 2007) :

- les composites macrochargés apparus dans les années 1960. Ils étaient de viscosité moyenne et chémpolymérisables. Actuellement, il n'en reste qu'un : le Concise® (3M ESPE). Dans cette catégorie, les charges ont une taille variant de 1 à 40 µm, et leur taux s'élève à 78% du poids du matériau. Ces matériaux ont une bonne résistance mécanique, mais un état de surface médiocre ;
- les composites microchargés apparus dans les années 1970. Ils peuvent être de viscosité fluide, moyenne ou compactable. Les microcharges de SiO₂ ont un diamètre de 0.04 µm, et leur taux représente 52.0 à 57.1% du poids du matériau. Ces matériaux ont un bon état de surface, mais des qualités mécaniques plus faibles. Par exemple, il existe le Durafill VS® (Heraeus Kulzer, Hanau, Allemagne) ;
- les composites hybrides sont commercialisés depuis les années 1980. Ce sont les plus répandus actuellement. Ils peuvent être de viscosité fluide, moyenne ou compactable. Ils contiennent des charges de volume plus ou moins important et de différente nature. Ils ont de bonnes qualités mécaniques avec un état de surface satisfaisant. Le taux de charge représente 64 à 79.1% du poids du matériau. Cette catégorie peut être subdivisée en :
 - o microhybrides : charges < 1 µm, comme le Charisma® (Heraeus Kulzer),
 - o microhybrides nanochargés : charges < 0.4 µm, comme le Filtek Supreme® (3M ESPE). Ce dernier type de composite a de nombreux avantages : de bonnes propriétés optiques et esthétiques ; une bonne résistance mécanique (car permet un pourcentage de charge plus important) et un meilleur état de surface.

Quel que soit le type de composites, leur application fait appel à la mise en place préalable d'un système adhésif.

1.2.3 Les systèmes adhésifs

Actuellement les verres-ionomères sont les seuls matériaux de restauration ayant une adhésion intrinsèque aux tissus dentaires et ne nécessitant pas l'application systématique d'un système adhésif préalable (De Munck *et al.*, 2005). Le collage des matériaux composites, par contre, nécessite obligatoirement l'application d'un système adhésif. La procédure de collage nécessite d'isoler le site opératoire de l'humidité ou du sang ; pour cela le meilleur moyen est l'utilisation d'un champ opératoire ou digue dentaire (Gastalla, Viennot et Allard, 2005).

1.2.3.1 Critères requis

1.2.3.1.1 Biocompatibilité

Un adhésif ne devrait induire de réactions néfastes ni pour son utilisateur, ni pour son destinataire (Degrange, 2007). Idéalement, il ne doit être ni allergisant, ni toxique, et ne doit pas induire de réactions mutagènes. Cependant, les adhésifs libèrent des molécules allergènes, telles que le TEGDMA et l'HEMA, en quantité plus importante que les composites, car ces préparations ne contiennent pas ou peu de charges (Schmalz, Geurtsen et Arenholt-Bindslev, 2007). L'étape de mordantage individualisée dans certains systèmes peut aussi être un facteur irritant pour la pulpe. Mais, les résultats *in vivo* sont favorables : les systèmes adhésifs semblent aider à la cicatrisation pulpaire, tant qu'ils sont employés selon leur protocole et qu'ils ne servent pas de coiffage pulpaire direct (Degrange, 2007).

1.2.3.1.2 Adhésion et étanchéité

Les systèmes adhésifs doivent permettre (De Munck *et al.*, 2005) :

- d'obtenir une adhésion immédiate de la restauration aux tissus dentaires, critère d'autant plus important que la rétention de la cavité est faible ;
- de constituer une barrière étanche, empêchant la percolation de débris, fluides et bactéries afin de protéger la dentine et la pulpe sous-jacente, et d'éviter des sensibilités post-opératoires ou le développement de caries secondaires.

1.2.3.1.3 Durabilité

Une adhésion durable à l'émail est assez bien établie. Cependant au niveau de la dentine, les adhésifs restent sensibles à l'hydrolyse de la couche hybride (De Munck *et al.*, 2005).

1.2.3.1.4 Simplicité et fiabilité de mise en œuvre

La technique adhésive reste très sensible à l'opérateur (Degrange, 2007).

1.2.3.2 Les trois constituants clés des systèmes adhésifs amélo-dentaires modernes

Le mécanisme de base de l'adhésion aux tissus dentaires repose essentiellement sur la pénétration de la résine adhésive dans les porosités créées au sein de l'émail et de la dentine par déminéralisation (De Munck *et al.*, 2005). On obtient ainsi des microrétentions mécaniques entre les deux parties. Ces rétentions sont complétées par des liaisons physico-chimiques. Pour cela, les systèmes adhésifs amélo-dentaires reposent sur trois constituants.

1.2.3.2.1 Acide de mordantage

C'est Buonocore, en 1955, qui a introduit le principe de mordantage par application d'acide phosphorique à 85% sur l'émail (Degrange, 2007).

Dans les années 80, les recommandations quant au mordantage variaient selon les pays (Sano, 2006) : au Japon, le mordantage total était largement répandu, alors qu'aux Etats-Unis, seul le mordantage de l'émail était pratiqué. Certains pensaient alors que le mordantage de l'émail diminuait le nanoleakage, mais qu'au niveau de la dentine, il l'augmentait et induisait une inflammation de la pulpe.

Actuellement, on parle de mordantage total, car on conditionne simultanément la dentine et l'émail avec un gel coloré d'acide orthophosphorique à 37% (Wendl *et al.*, 2009), pendant 30 secondes pour l'émail et 15 secondes pour la dentine (Degrange, 2007).

Les objectifs du mordantage total sont :

- au niveau amélaire :
 - o créer une surface irrégulière avec des microanfractuosités en déminéralisant différemment l'émail intra et interprismatique (Wendl *et al.*, 2009),
 - o augmenter la surface de collage disponible (Doudoux *et al.*, 2000),
 - o augmenter l'énergie de surface afin de favoriser le mouillage par l'adhésif (Doudoux *et al.*, 2000).

- au niveau dentinaire :
 - éliminer la boue dentinaire (Sano, 2006),
 - exposer le réseau collagénique qui va participer à la formation de la couche hybride (Sano, 2006),
 - créer des microanfractuosités de surface en ouvrant les tubuli dentinaires (Marshall *et al.*, 2001).

1.2.3.2 Primaire ou primer

Il se définit comme une solution de polymères hydrophiles et hydrophobes (Koubi, Brouillet et Pignoly, 2005) :

- les polymères hydrophiles ont une affinité pour la dentine : ils se substituent à son eau résiduelle, et s'infiltrent entre les fibres de collagène initiant la partie la plus profonde de la couche hybride. Le monomère le plus couramment employé est l'HEMA (hydroxy-éthyl-méthacrylate). Il a pour caractéristique d'être totalement soluble dans l'eau (Degrange, 2007) ;
- les polymères hydrophobes ont une affinité pour la résine adhésive.

Après application du primaire, la surface préalablement hydrophile devient donc hydrophobe.

Il existe 3 types de primer, dont la composition a des incidences sur l'humidité résiduelle tissulaire après le rinçage :

- le « water free primer » : primer avec solvant organique (alcool ou acétone) ; il nécessite des surfaces humides. Le solvant contribue à faciliter l'évaporation de l'eau après application du primaire (Degrange, 2007) ;
- le « water based primer » : primer en solution aqueuse, il nécessite un séchage doux pour éliminer l'eau en excès ;
- le primer de composition intermédiaire.

1.2.3.3 Résine adhésive

Il s'agit d'une résine à base de BisGMA ou de diméthacrylate-uréthane. Les objectifs de l'application de cette résine sont (Gastalla, Viennot et Allard, 2005) :

- au niveau amélaire : la réalisation des microclavetages au sein des microanfractuosités générées par le mordantage acide,
- au niveau dentinaire : la résine imprègne le réseau collagénique mis à nu après déminéralisation. Cela conduit à une zone d'interdiffusion résine-dentine appelée couche hybride. De plus, la résine va former des prolongements intratubulaires (tags) dans les tubuli.

La résine doit être polymérisée avant insertion du composite afin de ne pas être déplacée. Le rôle de la résine adhésive est d'amortir les contraintes mécaniques en absorbant les tensions inhérentes à la contraction de polymérisation.

1.2.3.3 Classification des systèmes adhésifs

Tous les systèmes adhésifs reposent sur les principes exposés ci-dessus. Mais les fabricants ont commercialisé de nouveaux systèmes où ces différentes étapes ne sont pas forcément individualisées. Ils cherchent ainsi à simplifier la procédure clinique pour permettre notamment un gain de temps et d'ergonomie.

On peut donc différencier deux catégories d'adhésifs selon la procédure clinique :

- Systèmes avec mordantage puis rinçage (M&R) (De Munck *et al.*, 2005) :
La procédure est l'application d'un gel de mordantage (en général de l'acide orthophosphorique à 37%) pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine, puis un rinçage à l'eau pendant 30 secondes. Il existe deux types de M&R :
 - M&R 3 (en trois étapes) : mordantage-rinçage, séchage, puis application du primer et enfin de la résine adhésive. Par exemple : OptiBond® (Kerr, Washington, Etats-Unis), All-bond 2® (BISCO, Schaumburg, Etats-Unis), Scotchbond MP® (3M ESPE) ;
 - M&R 2 (en deux étapes) : mordantage-rinçage, séchage, puis application de primer-résine adhésive réunis en un seul conditionnement. Par exemple : OptiBond Solo Plus® (Kerr), One-Step® (BISCO), Scotchbond 1® (3M ESPE).

- Systèmes automordantants (SAM) (De Munck *et al.*, 2005) :
Le mordantage se fait par des monomères acides qui jouent aussi un rôle de primer. Les SAM contiennent tous de l'eau. Il n'y a pas de phase de rinçage. Cette approche est séduisante car elle semble moins sensible à l'opérateur et plus rapide lors de la mise en œuvre.
Si l'on considère l'acidité des monomères, il existe deux types de SAM :
 - strong self-etch adhesive : pH très faible (<1). Ils induisent la création d'une couche hybride avec la dentine qui est morphologiquement similaire à celle produite par les systèmes M&R ;
 - mild self-etch adhesive : pH moins acide (≈ 2). Ils ne dissolvent la surface dentinaire que partiellement, d'où un nombre considérable de cristaux d'hydroxyapatite restant « bloqués » au sein de la couche hybride. Des fonctions carboxys ou phosphates

spécifiques des monomères acides interagissent alors chimiquement avec ces cristaux résiduels. Cette double liaison (chimique et micro-mécanique) est pour certains considérée comme un avantage en terme de durabilité de la restauration, la liaison chimique pouvant constituer un apport quant à la résistance de la couche hybride à la dégradation (hydrolyse).

Si l'on considère le nombre d'étapes :

- SAM 2 (en deux étapes) : application du monomère (rôle de mordantage-primer), après 20 à 30 secondes, selon les produits, séchage pour permettre l'évaporation de l'eau, puis application de résine fluide (Degrange, 2007). Par exemple : Clearfil liner bond 2V® (Kuraray Dental, Kurashiki, Japon) ;
- SAM 1 (en une étape) : aussi appelés « all-in-one », version la plus simplifiée, qui combine en un seul conditionnement mordantage, primer et résine adhésive. Cependant, ces produits où coexistent de l'eau, des monomères hydrophobes, hydrophiles et des solvants peuvent être sujets à une séparation de phase lors de leur procédure d'application, surtout si l'évaporation d'eau qu'ils contiennent n'est pas suffisante (Degrange, 2007). Par exemple : Prompt-L-Pop® (3M ESPE).

1.2.3.4 Propriétés

Selon les recommandations de l'ADA en 2001 (Perdigão, 2010), les systèmes adhésifs amélo-dentaires sont acceptables s'ils permettent un taux de rétention des matériaux de restauration sur des lésions non-carieuses de 95% après 6 mois sans rétention mécanique, et de 90% après 18 mois.

1.2.3.4.1 Adhésion

L'adhésion est une qualité clé demandée aux systèmes adhésifs (De Munck *et al.*, 2005). Plus elle est importante, plus l'adhésif va résister au stress dû à la polymérisation de la résine composite et aux contraintes occlusales développées sur la restauration. Des tests *in vitro* ont été élaborés pour évaluer ce critère, permettant de comparer les différents adhésifs entre eux. Selon le test « short-term micro-tensile bond strength (μ TBS) » qui évalue l'adhésion immédiate des différents adhésifs avec un composite donné (Z100, 3M ESPE), on obtient les valeurs moyennes ci-dessous.

Les résultats nous montrent que les systèmes M&R se distinguent pour l'adhésion à l'émail, et que M&R 3 et SAM 2 donnent les plus grandes valeurs d'adhésion à la dentine. Le système all-in-one reste en 4^{ème} position (De Munck *et al.*, 2005).

L'ensemble des systèmes adhésifs donne des valeurs d'adhésion acceptables à court-terme, cependant, à long-terme, ces valeurs diminuent avec des inégalités significatives observées entre les

différents systèmes. En effet, l'environnement buccal est un milieu complexe où nombre d'éléments peuvent être délétères pour l'adhésion des restaurations odontologiques (De Munck *et al.*, 2005).

Ces facteurs de dégradation sont :

- l'eau : les systèmes M&R sont moins sensibles que les SAM à l'eau. Selon De Munck *et al.*, en 2005, la plus grande adhésion des systèmes M&R à l'émail constitue une barrière plus efficace contre l'eau, protégeant l'interface avec la dentine de la diffusion hydrique, et donc des phénomènes d'hydrolyse ou de plastification ;
- la température : elle peut avoir deux conséquences (De Munck *et al.*, 2005) :
 - o l'eau chaude pourrait accélérer l'hydrolyse de la couche hybride ;
 - o les variations volumétriques des restaurations induites par les variations thermiques pourraient créer des fissures au niveau de l'interface restauration-dent et générer des vides entraînant la percolation de fluide dans cette zone ;
- la forme de la cavité : plus le facteur C augmente, plus le stress développé au niveau de l'interface est important ;
- les contraintes occlusales.

1.2.3.4.2 Hiatus ou leakage

Un des objectifs fonctionnels d'une restauration dentaire est d'obtenir un joint étanche visant à protéger la dentine et donc la pulpe sous-jacente (De Munck *et al.* 2005).

Des vides au niveau de l'interface dent-matériau sont créés lors de l'insertion du matériau et/ou avec la mise en fonction de la restauration. Selon la taille de ces vides, on parle de micro ou nanoleakage. La différence entre les deux reste un peu arbitraire puisque les deux types de vides sont retrouvés simultanément au niveau de l'interface.

Dans tous les cas, la couche hybride est imparfaite :

- il existe des nanoleakages, car la résine fluide ne peut infiltrer totalement le réseau collagénique dentinaire (De Munck *et al.*, 2005),
- il y a présence obligatoire de fluide dentinaire à la surface de la dentine du fait de la pression pulpaire (Degrange, 2007),
- la qualité de la dentine peut varier, influençant le mordantage et l'efficacité du collage (Marshall *et al.*, 2001).

Le microleakage a été défini par Kidd (1976) comme le passage cliniquement indétectable de bactéries, fluides, molécules et ions entre les parois de la cavité et le matériau appliqué sur ces parois. Toutes les résines de restauration subissent une rétraction de prise induisant un stress au niveau de l'interface, qui peut amener à la formation de ces vides (de 10 à 20 μm de diamètre) (De Munck *et al.*, 2005).

Les nanoleakages sont des vides plus étroits (20 à 100 nm) ne laissant la place qu'à l'eau et à certaines molécules de petite taille (De Munck *et al.* 2005). Sano *et al.* (1994, 1995) révèlent la présence de leakage entre la couche hybride et la dentine sous-jacente. La zone de dentine déminéralisée ne peut être que partiellement infiltrée par les monomères. Ces vides sont trop étroits pour le passage des bactéries, mais cependant ils rendent la couche hybride plus sensible à l'hydrolyse et au passage d'enzymes ou d'acides produits par les bactéries. Les nanoleakages sont les vecteurs de l'hydrolyse.

Tay *et al.* (2002, 2003) ont mis en évidence la circulation de fluides au niveau de l'interface de restauration collées de manière marquée pour les SAM en une étape spécifiquement.

1.2.3.4.3 Dégradation de la couche hybride

Même si les adhésifs sont sensibles à la fatigue mécanique, leur point faible le plus important affectant la durabilité de l'adhésion *in vivo* est l'hydrolyse (De Munck *et al.*, 2005).

La dégradation de la couche hybride résulte de deux mécanismes :

- la dégradation de la partie résineuse (De Munck *et al.*, 2005) due à l'eau provenant de la dentine ou du milieu buccal. Elle va avoir deux conséquences :
 - o l'hydrolyse par l'eau s'infiltrant via les nanoleakages de la couche hybride, entraînant une rupture des liaisons covalentes au sein de l'adhésif,
 - o la plastification : l'eau réduit les forces de frottement entre les polymères, ils incorporent de l'eau devenant plus « gros » et acquièrent des propriétés mécaniques plus faibles.
- la dégradation de la partie collagénique (Sano, 2006) : lyse enzymatique par les métalloprotéases, présentes initialement dans la pulpe et la dentine (elles jouent un rôle dans le remaniement physiologique de la dent). Ces enzymes s'attaquent aux fibres de collagène non-imprégnées de résine.

Les conséquences de la dégradation de la couche hybride sont : une perte d'étanchéité, des récurrences carieuses, des sensibilités post-opératoires, des colorations.

Les solutions envisagées pour éviter la dégradation de la couche hybride sont :

- selon De Munck *et al.* en 2005, de préférer une résine hydrophobe de pH neutre dans le système adhésif. Cela a été confirmé *in vitro* et *in vivo*, par les valeurs inférieures d'adhésion obtenues pour les M&R 2 ou les SAM 1 qui sont des adhésifs hydrophiles ; ils agissent comme des barrières semi-perméables, attirant l'eau, vecteur de l'hydrolyse. Selon ces auteurs, les M&R 3, ethanol-water-based, sont les meilleurs systèmes en terme de durabilité.

Seuls les SAM 2 apportent une simplification de la procédure clinique pour des valeurs d'adhésion proches de celles du M&R 3.

- Hashimoto *et al.* en 2005, proposent d'utiliser un inhibiteur de métalloprotéases tel que la chlorhexidine. Son application après le mordantage dans les systèmes M&R, ou son adjonction dans le primer, le mordantage ou l'adhésif pourrait permettre la préservation de la structure et de la fonction de la couche hybride. Breschi *et al.*, en 2010, ont mené une étude avec des résultats similaires. Lorsque la dentine déminéralisée est conservée dans une solution à 0.2% de chlorhexidine, la dégradation des fibres de collagène est complètement bloquée. Un inconvénient de la chlorhexidine reste qu'elle est hydrosoluble, ce qui peut compromettre sa présence à long terme dans la couche hybride.
- l'utilisation de la riboflavine (Fawzy *et al.*, 2012) : il s'agit d'un agent de réticulation du collagène de type I qui permet la création de liaisons covalentes entre les fibres de collagène après photoactivation. Le protocole d'application demande un mordantage préalable de la dentine, puis l'application et la photoactivation de la riboflavine (pic d'absorption à 455 nm), et enfin l'utilisation classique d'un système adhésif. Il a été récemment conclu que la riboflavine augmentait l'adhésion immédiate à la dentine, stabilisait l'interface, inhibait les métalloprotéases dentinaires et donc augmentait la durabilité de l'adhésion dentine-résine.

1.2.3.5 Efficacité des différents systèmes adhésifs

1.2.3.5.1 Systèmes M&R

Le mordantage-rinçage permet une élimination complète de la boue dentinaire (Perdigão, 2010). Pour De Munck *et al.* (2005), les systèmes adhésifs les plus performants restent les M&R 3. Mais les systèmes M&R 3 demandent un protocole important et donc les résultats obtenus sont opérateurs-dépendants (Gastalla, Viennot et Allard, 2005) :

- au niveau du mordantage : s'il est trop court, la boue dentinaire n'est pas complètement retirée ; s'il est trop long, la déminéralisation de la dentine se fait sur une profondeur qui ne peut être infiltrée par le système adhésif et il existe une zone de dentine fragilisée sous la couche adhésive,
- le séchage (nécessaire après le rinçage du mordantage) : si le séchage est trop important, le réseau de fibres de collagène se collapse et la couche hybride disparaît. Il faut donc sécher délicatement la dentine. De plus, un séchage important aspire l'eau contenue dans les tubuli et peut être à l'origine de sensibilités post-opératoires. Ce séchage est aussi à moduler suivant le type de solvant contenu dans le primer.

Les systèmes M&R 2, eux, demandent moins d'étapes. Cependant, ils nécessitent aussi un mordantage et un séchage. Et l'application du primer - résine adhésive en un seul conditionnement,

nécessite une solution où se côtoient à la fois des monomères hydrophiles et des monomères hydrophobes, qui peut être sujette à une séparation de phases. Cela peut être une raison de moindre performance de ces systèmes M&R 2 par rapport aux systèmes M&R 3 (Degrange, 2007).

1.2.3.5.2 Systèmes auto-mordançants

Pour De Munck *et al.* (2005), aucun système adhésif n'égale les performances des systèmes M&R 3, seuls les SAM 2 peuvent apporter une simplification dans la procédure clinique tout en induisant des performances proches de celles des systèmes M&R 3.

L'absence de rinçage diminue le risque de contamination par du sang ou de la salive (Degrange, 2007).

Concernant l'efficacité des SAM, on constate que :

- sur l'émail, ils entraînent une déminéralisation moindre que celle générée par des systèmes M&R. Les fabricants déconseillent donc l'utilisation des SAM dans les situations cliniques où l'émail n'est pas préparé (par exemple lors du collage de brackets orthodontiques). Dans ces situations, on peut au préalable mordancer les marges d'émail de la préparation avec une solution d'acide orthophosphorique à 37% si on utilise un SAM (De Munck *et al.*, 2005) ;
- sur la dentine : l'adhésion des SAM semble correcte.

La smear layer n'est pas éliminée, mais seulement dissoute (Perdigão, 2010). Les SAM ont pour principe de coupler mordançage et primer, et de supprimer la phase de rinçage. Ainsi, la dentine est infiltrée par le primer au fur et à mesure de son mordançage (Gastalla, Viennot et Allard, 2005).

Les SAM ont pour avantage de réduire les sensibilités post-opératoires par rapport aux systèmes M&R, car les bouchons de boue dentinaire oblitérant les canalicules ne sont pas éliminés mais seulement infiltrés (Degrange, 2007).

Cependant, si l'épaisseur de la boue dentinaire est trop importante, elle ne sera pas complètement pénétrée par les SAM (Perdigão, 2010). Cet inconvénient des SAM engendre alors la constitution d'une couche hybride plus fine. Pour augmenter l'infiltration de la boue dentinaire lorsqu'elle est présente en forte épaisseur, on peut préférer une application par agitation plutôt qu'une application passive.

Les systèmes M&R 2 et les SAM ont des performances qui dépendent beaucoup de l'humidité résiduelle des tissus dentaires (Degrange, 2007). Ainsi, des surfaces trop ou pas assez séchées diminuent de beaucoup leur pouvoir d'adhésion.

« La procédure adhésive ne peut donc pas encore aujourd'hui se simplifier sans conséquence sur la qualité à moyen ou long terme du joint dent-restauration. Elle reste actuellement une procédure assez longue où la manipulation joue un rôle au moins aussi conséquent que la performance potentielle intrinsèque de l'adhésif mis en œuvre » (Degrange, 2007).

Aucun système n'est idéal, cependant la cavité à restaurer peut nous orienter vers un système plutôt qu'un autre :

- en antérieur, la surface amélaire est généralement prédominante : préférer les systèmes M&R,
- en postérieur, c'est la surface dentinaire qui est généralement prédominante : on peut privilégier les SAM,
- lorsque l'on utilise un système adhésif sur une dentine réactionnelle ou sclérotique, il est préférable d'utiliser un système M&R. On peut alors prolonger le temps de mordantage pour obtenir une déminéralisation suffisante.

1.2.3.6 Type de dentine et qualité de l'adhésion

On peut retrouver des dentines de types variables composant les parois d'une même cavité : secondaire, tertiaire, sclérotique, carieuse, déminéralisée, reminéralisée ou hyper minéralisée. Cela influencera la qualité du collage, mais ce critère est difficilement appréciable par le praticien lors de la pratique clinique.

L'humidité résiduelle de la dentine est déterminante pour la qualité de l'adhésion, elle évolue avec la perméabilité dentinaire et la pression pulpaire.

Ces paramètres peuvent varier en fonction de (Perdigão, 2010) :

- la profondeur de la cavité : plus la cavité est profonde, plus la dentine est perméable, car le volume occupé par les tubules augmente lorsqu'on se rapproche de la pulpe. On peut considérer le plus grand nombre de tubules comme un avantage sur l'adhésion, puisqu'ils peuvent permettre d'augmenter l'épaisseur de la couche hybride en créant de longs bouchons de résine dans la lumière des canalicules. Cependant, l'eau contenue dans les tubules a une action négative sur la résine hydrophobe ;
- la boue dentinaire (ou smear layer) est un enduit, constitué de débris organiques, minéraux et de bactéries, créé lors de la mise en forme de la cavité. Son épaisseur varie selon la granulométrie de la fraise utilisée pour la réalisation de la cavité. La boue dentinaire vient oblitérer les tubules dentinaires et est défavorable à l'adhésion. Son élimination permet une ouverture des tubuli, mais augmente aussi la perméabilité et l'humidité sur la surface de la dent à coller.
- le type d'adhésif : les systèmes M&R, éliminent totalement la smear layer, donc la totalité de la couche hybride sera infiltrée par le fluide dentinaire, les SAM peuvent n'infiltrer la couche hybride que partiellement si la boue dentinaire est présente en trop grande quantité ;
- des erreurs de protocole dans la procédure de collage (séchage, photopolymérisation, mordantage acide...) qui peuvent aggraver la dent et donc induire une production accrue de fluide dentinaire ;
- l'anesthésie locale : la lidocaïne associée à un vasoconstricteur diminue probablement le flux sanguin pulpaire et donc la quantité de fluide dentinaire au niveau des surfaces à coller ;
- la pathologie dentaire : la dentine sclérotique est moins perméable car elle contient des dépôts minéraux dans ses tubules, mais est plus difficile à déminéraliser ;
- l'âge de la dentine : avec le temps, la dent subit physiologiquement une apposition de dentine secondaire. Le diamètre des tubules diminue, tout comme la perméabilité de la dentine.

1.3 Conclusion

Il est difficile d'assurer une adhésion durable et fiable sur la dent :

- l'émail et la dentine ont des caractéristiques respectives très différentes, induisant une dualité tissulaire des surfaces à coller. Une adhésion durable à l'émail peut être obtenue, mais elle reste plus aléatoire pour la dentine ;
- les systèmes adhésifs donnent des résultats variables, les plus performants étant aussi les plus opérateurs-dépendants ;
- les matériaux de restauration photopolymérisables ont des protocoles propres, qui doivent être respectés pour garantir la pérennité des restaurations. Ici, nous les avons décrits lorsqu'ils sont employés en odontologie conservatrice. Mais il ne faut pas oublier que ces matériaux ont aussi d'autres indications. Ainsi, ils peuvent être notamment utilisés pour le collage de brackets en odontologie dento-faciale, ou encore le scellement d'éléments de prothèse conjointe.

CHAPITRE 2. LA POLYMERISATION

2.1 Introduction

La polymérisation est le processus de transformation d'un monomère ou d'un mélange de monomères en polymère(s). Ce phénomène permet l'insertion du matériau polymérisable en phase plastique, durcissant in situ (Chen, 2010).

Les activateurs de la polymérisation peuvent être : thermique (thermopolymérisation), chimique (chémopolymérisation), ou photochimique (photopolymérisation). Certains matériaux sont dits « duals » : leur activation est à la fois chimique et photochimique.

La réaction de polymérisation se déroule en 3 étapes (Leprince *et al.*, 2013) :

- phase d'initiation : un initiateur activé entraîne la formation de radicaux libres. Les radicaux libres vont réagir avec les monomères environnants, en ouvrant leur double liaison C=C ;
- phase de propagation : les monomères s'additionnent pour former des polymères ;
- phase de terminaison : la réaction s'arrête lorsqu'il n'y a plus de radicaux libres disponibles.

2.2 Les types de polymérisation

2.2.1 Thermique

La thermopolymérisation est une technique de polymérisation extra-orale. Elle concerne principalement les restaurations composites en technique indirecte (facette, inlay-onlay) (Trujillo, Newman et Stansbury, 2004). Elle permet de maximiser le taux de conversion du matériau afin d'obtenir des propriétés optimales. Elle est effectuée en laboratoire (fours).

2.2.2 Chimique (matériaux chémopolymérisables)

La chémopolymérisation repose sur la réaction entre une base (peroxyde de benzoyle) et un catalyseur (amine tertiaire : N-dihydroxyéthyle-paratoluïdine), créant des radicaux libres (Xu *et al.* 2010). La réaction d'oxydo-réduction s'opère grâce à la chaleur du milieu.

2.2.3 Photo-chimique (matériaux photopolymérisables)

Le photoinitiateur le plus souvent employé est la camphroquinone (CQ), associé à un co-initiateur (amine tertiaire). La CQ réagit à une intensité lumineuse de longueur d'onde de 470 nm (Chen, 2010). Il s'agit de la longueur d'onde de la lumière visible bleue.

Les restaurations photopolymérisables permettent au praticien de choisir le moment de faire durcir le matériau. Ainsi, il peut moduler le temps dont il a besoin pour la mise en place de la restauration (Cramer *et al.*, 2011).

2.3 La photopolymérisation

2.3.1. Historique et rappels sur la lumière

La lumière peut être définie comme un rayonnement électromagnétique, c'est-à-dire un ensemble d'ondes électromagnétiques produites par la propagation de particules lumineuses, les photons. Une radiation électromagnétique est caractérisée par sa longueur d'onde exprimée en mètres (m) (Thon, 2011).

Les premières lampes à photopolymériser ont été introduites au début des années 1970 (Rueggeberg, 2011). Elles émettaient des UV à une longueur d'onde d'environ 365 nm. La lumière provenait d'une source de mercure à haute pression, puis passait à travers un cristal de quartz. La durée d'exposition moyenne était de 20 secondes, mais de meilleurs résultats étaient obtenus après 60 secondes. Les matériaux employés étaient des composites photopolymérisables, contenant des charges, avec un système de photopolymérisation de type benzoïne-éther (Rueggeberg, 2011).

Ces lampes constituaient une avancée technologique, mais elles présentaient plusieurs défauts :

- une faible pénétration de la lumière dans les couches profondes du matériau, nécessitant une mise en place par incréments (Rueggeberg, 2011) ;
- des effets potentiellement nocifs des UV sur les yeux (brûlures de la cornée et cataractes), la flore buccale (déséquilibre), et la peau (vieillesse et développement de néoplasmes) (Rueggeberg, 2011 ; Wataha *et al.*, 2004).

Rapidement, en 1976, des lampes à photopolymériser émettant une lumière dans le domaine du visible ont été mises au point : lampe quartz-tungstène-halogène (QTH) émettant entre 400 et 550 nm (Rueggeberg, 2011). Le Fotofil System® (ICI Imperial Chemical Industries, Slough, Angleterre) fut le premier composite réagissant à la lumière bleue, grâce à ses photoinitiateurs : la camphroquinone associée à une amine tertiaire. Ces lampes QTH, toujours employées de nos jours, ont pour avantage de permettre une application du matériau par incréments, tout en minimisant les dommages potentiels de la lumière.

Par la suite, d'autres lampes sont apparues. Les fabricants cherchaient alors à augmenter la puissance des dispositifs afin notamment de diminuer les temps de polymérisation nécessaires : on retrouve les arcs plasma, les lasers argon et les LED (diodes à électroluminescence). Actuellement, les arcs

plasma et les lasers argon sont peu utilisés, et les LED sont majoritaires dans les cabinets, et remplacent peu à peu les lampes halogènes.

Les effets biologiques de la lumière visible sont moins connus et sont perçus comme relativement inoffensifs. C'est pourquoi, il est accepté d'utiliser de telles lampes pour la polymérisation des résines composites (Wataha *et al.*, 2004). Cependant, certaines études suggèrent que la lumière visible n'a pas que des effets biologiques anodins : elle peut causer un stress oxydatif de la rétine amenant à une dégénérescence maculaire liée à l'âge, inhiber la mitose de cellules, l'activité mitochondriale et altérer l'ADN. Pour cela, l'utilisation de lunettes ou d'écrans de protection est toujours recommandée pour les praticiens.

2.3.2 Etapes de la photopolymérisation

La réaction de photopolymérisation se déroule en 3 étapes (Leprince *et al.*, 2013) :

- phase d'initiation (lent) : activation photonique d'un initiateur avec des photons de longueur d'onde spécifique ; on a alors formation de radicaux libres. Les radicaux libres vont réagir avec les monomères environnants, en ouvrant leur double liaison C=C.
- phase de propagation (rapide) : les monomères après ouverture de leur double liaison, s'additionnent, formant de longues chaînes de polymères. La consistance du matériau évolue, on a :
 - la gélification : passage d'un état de liquide visqueux à celui d'un gel élastique. Cette consistance limite beaucoup la mobilité des radicaux libres résiduels, localisés sur les gros polymères en croissance. Cependant, les monomères peuvent toujours diffuser aisément, étant plus petits, et créer de nouveaux sites d'initiation. La concentration de radicaux libres augmente, et malgré la diminution de monomères non-consommés, le taux de polymérisation augmente lui aussi rapidement (autoaccélération).
 - la vitrification : passage d'un état caoutchouteux à celui de verre. La viscosité devient si importante que la diffusion des monomères est limitée. Le taux de polymérisation diminue (autodécélération). La vitrification empêche toute réaction supplémentaire, et explique pourquoi le degré de conversion ne peut atteindre 100%, même dans des conditions optimales de polymérisation. La majeure partie de la polymérisation se fait donc pendant le temps d'irradiation. Mais il est établi que le degré de conversion augmente légèrement dans les 24h suivant l'irradiation ; cela est probablement dû à une certaine relaxation des polymères.
- phase de terminaison : la réaction s'arrête lorsqu'il n'y a plus de radicaux libres disponibles. On obtient alors un vaste réseau de polymères.

A la fin de la réaction, il subsiste des radicaux libres piégés, des doubles liaisons, des monomères et des photoinitiateurs n'ayant pas réagi. Ces composants résiduels influencent les propriétés des composites (Leprince *et al.*, 2013).

2.3.3 Moyens d'évaluation de l'efficacité de la photopolymérisation

Une photopolymérisation incomplète d'une restauration peut avoir différentes conséquences :

- réduction des propriétés mécaniques induisant une dégradation du matériau surtout dans les zones marginales (Martin, 1998),
- augmentation de l'usure (Martin, 1998),
- discolorations (Martin, 1998),
- augmentation de l'absorption d'eau (Martin, 1998),
- augmentation de la colonisation bactérienne (Mahn, 2011),
- sensibilités post-opératoires dues à la dissolution de composés non-polymérisés (Mahn, 2011).

Il reste par conséquent important d'évaluer l'efficacité de la polymérisation, pour cela il y existe plusieurs moyens d'évaluation :

- du degré de conversion : il s'agit du taux de doubles liaisons vinyliques [C=C] qui est converti en [C-C] lors de la réaction de polymérisation (Nomoto *et al.*, 2006). Il est exprimé en pourcentage et varie de 35 à 77% selon le type de composite (Leprince *et al.*, 2013). Il augmente légèrement dans les 24 heures après l'irradiation (De Jong *et al.*, 2007). Il peut être évalué par la spectroscopie infrarouge qui mesure le nombre de doubles liaisons résiduelles (Pilo, Oelgiesser, Cardash 1999). Le degré de conversion influence les propriétés mécaniques, la contraction de prise, la résistance à l'usure du matériau, et l'élution de monomères.
- du taux de polymérisation : il s'agit du nombre de doubles liaisons transformées par seconde (Leprince *et al.*, 2012). Ce critère traduit la vitesse de la réaction.
- des propriétés mécaniques (Leprince *et al.*, 2013) : évaluation de la résistance à la flexion ou du module d'élasticité, comme avec le test de dureté Knoop qui mesure la dureté d'un cylindre de composite après irradiation (Pilo, Oelgiesser, Cardash 1999).

Ces caractéristiques nous renseignent donc de manière précise sur la polymérisation du matériau. Mais ces tests sont onéreux et impossibles à effectuer de manière régulière par le praticien.

Certains praticiens évaluent la polymérisation de leurs restaurations en raclant une sonde sur le matériau (Pilo, Oelgiesser, Cardash 1999). Mais même si la dureté paraît suffisante en surface, cela ne nous renseigne pas sur la qualité de la polymérisation en profondeur.

Suivant le même critère, des disques de « dureté » existent. Ils sont conçus à partir d'un matériau plastique spécial, possédant des caractéristiques de dureté analogues à celles d'un matériau composite suffisamment polymérisé. Il s'agit de remplir les vides prévus à cet effet de composite, et de polymériser le matériau. Le disque fait 3 mm d'épaisseur. En le retournant, le praticien compare la dureté du matériau par rapport à celle du disque pour évaluer la qualité de la photopolymérisation. Si la dureté paraît égale ou supérieure à celle du disque, alors il est estimé que la lampe fonctionne correctement.

Enfin, l'intensité de la lampe peut être objectivée grâce à un radiomètre. Un radiomètre est un dispositif permettant d'évaluer les performances de la lampe. Il s'agit de placer l'embout de la lampe perpendiculairement par rapport à la fenêtre de détection de l'appareil. L'appareil indique alors l'intensité de l'émission lumineuse en mW/cm^2 , correspondant à une certaine longueur d'onde (en général de 400 à 500nm).

2.3.4 Facteurs influençant l'efficacité de la photopolymérisation

Les facteurs influençant l'efficacité de la photopolymérisation peuvent être classés en deux catégories : les facteurs intrinsèques, dépendants des caractéristiques du matériau de restauration, et les facteurs extrinsèques. Ils vont être détaillés ci-dessous.

2.3.4.1 Facteurs intrinsèques

2.3.4.1.1 Photoinitiateurs

2.3.4.1.1.1 Type de photoinitiateur

Le système photoinitiateur généralement employé dans les composites est celui de la camphroquinone (CQ) associée à une amine tertiaire (co-initiateur, comme le éthyl-4-diméthylaminobenzoate, 4EDMAB). La CQ a deux sites cétones réactifs (Benett et Watts, 2004). Cette molécule absorbe de l'énergie entre 400 et 550 nm avec un pic d'absorption à 470 nm (Leprince *et al.*, 2013). Il s'agit de la longueur d'onde de la lumière visible bleue. La CQ réagit alors avec l'amine donneuse de protons pour créer des radicaux libres (Neumann *et al.*, 2006).

Un inconvénient de la CQ est qu'elle est très jaune, d'où le développement de nouveaux initiateurs afin d'obtenir des composites plus blancs, et de répondre à la demande esthétique des patients (Neumann *et al.*, 2006). Ces nouveaux initiateurs peuvent être employés seuls ou être associés à la CQ (qui est alors en plus faible concentration). Cependant, le spectre d'absorption de ces nouveaux

photoinitiateurs est décalé vers de petites longueurs d'ondes, peu adaptées au spectre d'émission étroit des lampes LED. Ces autres photoinitiateurs sont notamment :

- la phénylpropanedione (PPD), sensible aux longueurs d'ondes comprises entre 300 et 480 nm, avec un pic à 393 nm (Leprince *et al.*, 2013),
- le monoacylphosphine oxide ou MAPO (Lucirin TPO), sensible aux longueurs d'ondes comprises entre 300 et 430 nm, avec un pic à 381 nm (Leprince *et al.*, 2013),
- le bisacylphosphine oxide ou BAPO (Irgacure 819), sensible aux longueurs d'ondes comprises entre 300 et 440 nm, avec un pic à 370 nm (Leprince *et al.*, 2013).

2.3.4.1.1.2 Concentration en photoinitiateur

Elle doit être optimale pour une polymérisation efficace du composite. Cette concentration varie d'un matériau à l'autre. Lorsque la concentration optimale est dépassée, on observe une diminution du degré de conversion, probablement due à une absorption excessive de lumière dans les couches superficielles, ayant pour conséquence une diminution de la transmission de la lumière dans les couches plus profondes (Leprince *et al.*, 2013).

2.3.4.1.1.3 Efficacité des photoinitiateurs

Elle peut être déterminée par l'évaluation du coefficient d'absorption molaire ($L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$). Les nouveaux initiateurs ont un coefficient plus élevé que celui de la CQ (Leprince *et al.*, 2013). C'est-à-dire que la probabilité pour la CQ d'absorber la lumière à son pic de longueur d'onde est moins importante que celle des autres photoinitiateurs.

On parle aussi de rendement quantique de conversion : il s'agit du nombre de photons nécessaires à l'activation de l'initiateur.

- la CQ, combinée avec le diméthylaminoéthylméthacrylate, a un rendement quantique de conversion de 0.07. Cela signifie que l'absorption de 14 photons est nécessaire pour la conversion d'une molécule de CQ,
- le MAPO a un rendement quantique de conversion de 0.35 : 3 photons sont nécessaires à l'activation d'une molécule de MAPO,
- le BAPO a un rendement quantique de conversion de 0.10 : 9 photons sont nécessaires à l'activation d'une molécule de BAPO.

De plus, chaque molécule de CQ convertie ne génère qu'un seul radical libre. Au contraire, les autres photoinitiateurs sont capables de générer plusieurs radicaux libres par molécule (2 pour le MAPO, 4 pour le BAPO).

Les nouveaux photoinitiateurs permettent donc d'obtenir des composites plus blancs, et ils sont plus efficaces. Cependant leur spectre d'absorption est décalé vers de plus petites longueurs d'onde que la CQ.

2.3.4.1.2 Viscosité, monomères et charges

Il est établi que la viscosité d'un composite joue un grand rôle dans la cinétique de sa polymérisation et dans le taux de conversion final, car elle affecte la mobilité et la réactivité de chaque monomère (Leprince *et al.*, 2013). La viscosité est à la fois liée aux monomères et aux charges :

- les monomères : plus leur poids moléculaire ou leur rigidité est importante, moins la polymérisation sera efficace ;
- les charges (Uctasli *et al.*, 2005) :
 - o le taux de charges : plus il augmente, plus la viscosité augmente et plus le degré de conversion diminue,
 - o le type de charge : plus les particules sont opaques, moins la lumière sera transmise en profondeur. Par exemple, les particules de zircone-silice sont plus opaques que la silice seule.

2.3.4.1.3 Propriétés optiques

Les constituants d'un matériau affectent ses propriétés optiques et donc la manière dont la lumière est transmise en son sein. Cela influence la qualité de la polymérisation surtout dans les zones profondes du matériau (Leprince *et al.*, 2013). Lorsque la lumière frappe la surface d'un objet, on observe différents phénomènes qui diminuent la « quantité » de lumière transmise :

- d'abord, la réflexion de la lumière se produisant à la surface du matériau. Il s'agit de la lumière qui « rebondit » sur une surface.
- puis, l'absorption de la lumière par des pigments (ce qui explique la moins bonne polymérisation des couches profondes des composites plus sombres ou opaques), ou par des photoinitiateurs (plus l'absorption molaire est importante, moins le composite sera polymérisé en profondeur).

La lumière transmise correspond donc à la lumière n'ayant pas été réfléchi ou absorbée.

2.3.4.2 Facteurs extrinsèques

2.3.4.2.1 Lampes et spectre d'émission

Les photoinitiateurs doivent absorber le rayonnement correspondant à la longueur d'onde de la lumière émise par la lampe (Neumann *et al.*, 2006). Dernièrement, les fabricants ont créé des composites avec plusieurs photoinitiateurs qui peuvent agir seuls ou de manière synergique avec la CQ. Ils peuvent être présents dans la matrice organique et dans l'adhésif. Ils ont pour avantage d'améliorer la cinétique de polymérisation et de diminuer la caractéristique « jaune » de la CQ. Ces photoinitiateurs ont des pics d'absorption proches des UV, s'étendant un peu dans le domaine de la lumière visible.

Les LED de deuxième génération ont un spectre d'émission centré sur le pic d'absorption de la CQ (Leprince *et al.*, 2013). Cela permet de diminuer le temps de polymérisation nécessaire des matériaux à base de CQ lorsqu'ils sont polymérisés avec une LED au lieu d'une lampe Quartz-Tungstène-Halogène (QTH). Cependant, le spectre d'émission de ces LED est étroit et peu adapté aux longueurs d'ondes correspondant aux nouveaux photoinitiateurs. La polymérisation de ces matériaux sera moins efficace avec une LED de deuxième génération, qu'avec une lampe QTH. Pour pallier à ce problème, une troisième génération de LED a été commercialisée : ces LED ont un spectre d'émission plus large que celles de la génération précédente.

Les QTH, ayant un spectre d'émission plus large, permettent une polymérisation améliorée par rapport à une lampe LED de 2^{ème} génération en présence de ces nouveaux photoinitiateurs.

Les longueurs d'ondes qui participent efficacement à la polymérisation, ou plage d'efficacité, vont de 380 à 510 nm pour tous les types de lampes (Moussally et Cazier, 2008).

2.3.4.2.2 Modes d'irradiation

Selon Feilzer *et al.*, en 1995, la chémo-polymérisation donnerait une rétraction de prise moins brutale que la photopolymérisation, car la polymérisation « chimique » prend plus de temps, et débute de manière progressive. Yoshikawa *et al.*, en 1999 reprennent cette idée en proposant une photopolymérisation « slow-start » des composites, c'est-à-dire premièrement avec une faible intensité, puis avec une intensité normale.

Cela permettrait de retarder le point de gélification des polymères (Leprince *et al.*, 2013). Le point de gélification est le stade où le composite passe dans une phase cristalline, devient indéformable et n'absorbe plus les contraintes de polymérisation, qu'il transmet alors intégralement au niveau des interfaces (Koubi, Brouillet et Pignoly, 2005). Le stress au niveau de l'interface est développé entre

le point de gélification et le stade polymère : ainsi, si le point de gélification est retardé, le temps de stress est raccourci.

Sur cette figure, on observe bien un retard du point de gélification lorsque l'on applique une faible intensité sur le matériau par rapport à une forte intensité.

Lu, Stansbury, et Bowman (2005) ont comparé les différents protocoles d'irradiation et la rétraction de prise induite ainsi que le taux de conversion des polymères. Trois protocoles ont été étudiés :

- standard : irradiation avec une intensité constante de 450mW/cm² pendant 60 secondes ;
- soft-start : l'irradiation débute avec une intensité faible (100mW/cm² pendant 5 secondes), puis se poursuit immédiatement avec une intensité maximale (450mW/cm² pendant 60 secondes) ;
- pulse : similaire au mode soft-start, mais un intervalle de temps sans irradiation est inclus entre les différentes périodes.

Cette étude est en accord avec Yoshikawa *et al.*, en 1999 : le protocole standard entraîne une contraction de prise légèrement plus importante des composites avec un début de polymérisation brusque. Cependant, ce protocole de polymérisation serait justifié dans la pratique quotidienne, car même si la contraction de prise est plus élevée, il permet un meilleur taux de conversion (donc de meilleures propriétés mécaniques pour la restauration) (Lu, Stansbury, et Bowman, 2005).

2.3.4.2.3 Température

L'augmentation de température du composite lors du passage de l'air ambiant (22°C) au milieu buccal (35°C) améliore le taux de conversion et le taux de polymérisation, car la mobilité des monomères est plus importante. Cela permet de convertir plus de monomères avant le point de vitrification du composite (Leprince *et al.*, 2013).

Préchauffer le composite peut aussi faciliter sa mise en place dans la cavité et améliorer son adaptation aux parois dentaires, en le rendant plus malléable (Trujillo, Newman et Stansbury, 2004). Il peut donc être intéressant de préchauffer les composites, tout en restant dans des limites biologiquement compatibles avec le maintien de la vitalité de la dent, afin d'en améliorer les qualités finales, tout en permettant de diminuer le temps de polymérisation nécessaire.

Des dispositifs existent pour chauffer le composite à environ 50-60°C avant de le mettre en bouche. Une fois mis en place, le composite refroidit et sa température se situe entre celle du milieu buccal et la température ambiante de la pièce, soit environ 30°C (Trujillo, Newman et Stansbury, 2004).

Mais dans la pratique quotidienne aussi, la température influence aussi la polymérisation des composites : à température ambiante, l'initiateur se dégrade lentement et spontanément pour fournir des radicaux libres. Si on élève la température jusqu'à un certain niveau, la réaction de polymérisation est initiée sans activateur. Cela nécessite de faire attention aux dates de péremption, et éventuellement de conserver les composites au réfrigérateur (Raskin, 2009).

2.3.4.2.4 Positionnement de l'embout de la lampe

L'intensité de la lumière est d'autant plus importante que la distance restauration-extrémité de l'embout diminue, ayant pour conséquence une augmentation du taux de conversion (Leprince *et al.*, 2013).

Cette distance dépend de :

- la profondeur de la cavité : généralement entre 2 et 7 mm,
- la distance entre la dent et l'extrémité de l'embout, qui doit être la plus faible possible, sans qu'il y ait de contact direct entre l'embout et la restauration. Il est parfois difficile de diminuer cette distance, notamment à cause de difficultés d'accès en occlusal des dents postérieures, ou surtout dans les restaurations de classe II à cause de la matrice. De Jong *et al.* (2007) préconisent un temps de polymérisation supplémentaire en vestibulaire et palatin ou lingual pour les SiSta de site 2 après avoir enlevé la matrice, afin d'augmenter le degré de conversion de la restauration surtout au niveau de la couche la plus cervicale. La conception d'embouts plus fins pourrait permettre d'approcher l'extrémité de l'embout du fond de la cavité et d'obtenir une polymérisation plus complète des couches profondes de la restauration (Bennett et Watts, 2004).

Dans une publication de l'ADA en 2009, une diminution d'intensité de 19% est observée lorsque la distance extrémité de l'embout-surface de la restauration est de 2 mm par rapport à l'intensité de sortie de la lampe et de 68% lorsque cette distance est de 9 mm (Mahn, 2011).

De plus l'embout doit être positionné perpendiculairement à la surface du matériau pour optimiser la transmission de la lumière en profondeur ; et la position de l'embout doit être stabilisée pendant la procédure d'irradiation (Leprince *et al.*, 2013).

Selon Mahn en 2011, le diamètre idéal de l'embout est de 10 mm, afin de polymériser correctement les restaurations dans la plupart des situations.

2.3.4.2.5 Exposition énergétique, puissance et temps d'irradiation

L'exposition énergétique ($\text{J}\cdot\text{cm}^{-2}$), parfois appelée de manière incorrecte densité d'énergie, est l'énergie totale délivrée sur une surface de composite pendant l'entière irradiation (Leprince *et al.*, 2013). C'est le produit de l'intensité ($\text{mW}\cdot\text{cm}^{-2}$) et du temps d'irradiation (s). Selon certains auteurs, il s'agirait du principal facteur influençant les propriétés du matériau. En suivant un principe de réciprocité, tant que l'exposition énergétique est constante, on pourrait augmenter l'intensité afin de diminuer le temps d'irradiation nécessaire. Cela pousse les fabricants et les dentistes à utiliser des lampes à haute puissance pour diminuer la durée de la procédure clinique (Leprince *et al.*, 2013). Cependant d'autres études contredisent cette théorie. Les facteurs intrinsèques des différents types de composite notamment ne permettent pas de généraliser ce phénomène. Et en dessous d'une certaine intensité, un allongement du temps d'irradiation ne permet pas d'obtenir une polymérisation suffisante de la restauration (Leprince *et al.*, 2013).

Le clinicien doit s'assurer d'une intensité suffisante de sa lampe, pour permettre une polymérisation optimale des composites, tout en respectant le temps d'irradiation préconisé par les fabricants. On sait en effet que l'intensité des lampes (surtout QTH – Quartz-Tungstène-Halogène) peut diminuer par détérioration de leurs composants (Pilo, Oelgiesser, Cardash, 1999).

Pour prévenir une diminution des performances de sa lampe, le praticien peut augmenter le temps d'irradiation de la restauration (Rueggeberg, 2011). Cependant, cette pratique a ses limites (comme expliqué ci-dessus) et entraîne en outre une augmentation accrue de la température au niveau de la dent et du parodonte, pouvant à terme créer des complications post-opératoires ou des effets iatrogènes.

Selon les auteurs, les valeurs d'intensité et d'énergie minimales nécessaires varient.

L'exposition énergétique nécessaire à la polymérisation d'un incrément de 2 mm de composite est très différente selon les auteurs :

- Mahn en 2011, préconise une irradiation de 20 secondes pour une intensité de $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$, soit une exposition énergétique de $20 \text{ J}\cdot\text{cm}^{-2}$,
- De Jong *et al.*, en 2007, préconisent une irradiation de 10 secondes pour une intensité \geq à $800 \text{ mW}/\text{cm}^2$, soit une exposition énergétique \geq à $8 \text{ J}\cdot\text{cm}^{-2}$; une irradiation de 60 secondes pour une intensité de $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$, soit $24 \text{ J}\cdot\text{cm}^{-2}$,
- Pilo, Oelgiesser et Cardash, en 1999, préconisent une irradiation de 50 secondes pour une intensité de $300 \text{ mW}/\text{cm}^2$, soit $15 \text{ J}\cdot\text{cm}^{-2}$.

Selon Bhamra et Fleming, en 2008, il n'y a pas de différence significative de résistance à la flexion, lorsqu'ils comparent quatre échantillons de composite de 2 mm d'épaisseur, polymérisés avec une lampe halogène d'intensités comprises entre 640 et $1040 \text{ mW}/\text{cm}^2$, pendant 40 secondes, et donc des expositions énergétiques en résultant variant de 12.8 à $41.6 \text{ J}/\text{cm}^2$.

D'autres contradictions existent concernant l'intensité nécessaire pour un incrément de 2 mm de composite :

- la lampe est à remplacer ou à réparer si l'intensité est ≤ 200 mW/cm² pour certains auteurs (Barghi, Berry et Hatton, 1994 ; Martin, 1998 ; Miyazaki *et al.*, 1998 ; Pilo, Oelgiesser et Cardash, 1999 ; Hedge, Jadhav et Aher, 2009) ou ≤ 300 mW/cm² pour El-Mowafy *et al.* en 2005 ;
- le temps d'irradiation préconisé par les fabricants de composite doit être augmenté si l'intensité est comprise entre 200 et 300 mW/cm² pour Barghi, Berry et Hatton (1994), Miyazaki *et al.* (1998) et Pilo, Oelgiesser, Cardash (1999), entre 201 à 399 mW/cm² pour Martin (1998) et Hedge, Jadhav et Aher (2009), entre 301 et 399 mW/cm² pour El-Mowafy *et al.* en 2005 ;
- le temps d'irradiation préconisé par les fabricants de composite peut être respecté si l'intensité est :
 - o ≥ 300 mW/cm² pour Barghi, Berry et Hatton (1994), Miyazaki *et al.* (1998), Pilo, Oelgiesser, Cardash (1999), Mitton et Wilson (2001), El-Mowafy *et al.* (2005),
 - o ≥ 400 mW/cm² pour Martin (1998), El-Mowafy *et al.* (2005), Hedge, Jadhav et Aher (2009),
 - o 600 mW/cm² restent un minimum pour Manga, Charlton et Wakefield en 1995.

Le manque de consensus dans la littérature n'aide pas le praticien à connaître le temps nécessaire de polymérisation de ses restaurations. Il peut se référer à la notice de ses composites, sachant que là aussi, les temps d'irradiation varient d'un matériau à l'autre.

Les intensités ci-dessus sont valables pour des restaurations photopolymérisables en technique directe. Cependant, lors du collage d'inlay-onlays ou de brackets, la lumière doit être suffisamment puissante pour traverser « l'obstacle » et polymériser la colle sous jacente.

L'utilisation de colles « duales » combinant les deux modes de polymérisation permet de compenser ce problème. Cependant, la plupart de ces colles, lors de l'assemblage des restaurations indirectes, acquièrent de meilleures propriétés mécaniques en étant photopolymérisées (Moussally et Cazier, 2008).

2.4 Influence de la polymérisation sur les propriétés des matériaux photopolymérisables

Une photopolymérisation inadaptée des matériaux de restauration influence leurs propriétés. Ainsi, en fonction de la qualité de la photopolymérisation, on peut observer :

- une altération des propriétés mécaniques si la photopolymérisation est insuffisante :
 - o une diminution de la dureté des C.V.I.M.A.R. (Lasfargues *et al.*, 1998) : alors que certains C.V.I.M.A.R. acquièrent une dureté acceptable même en l'absence de photopolymérisation (Fuji II LC® (GC) et Vitremer® (3M ESPE)), pour d'autres, tel le Photac-Fil® (3M ESPE), la photopolymérisation est un stade essentiel pour obtenir une dureté acceptable,
 - o une dégradation des composites accrue surtout dans les zones marginales, et une augmentation de l'usure du matériau (Martin, 1998) ;
- une absorption d'eau (Martin, 1998) et une solubilité (Warren, Rice et Powers, 2000) des composites augmentées si la photopolymérisation est insuffisante ;
- des propriétés esthétiques des composites altérées si la photopolymérisation est insuffisante avec des discolorations favorisées (Martin, 1998) ;
- une biocompatibilité altérée : la libération de composés est favorisée lorsque la polymérisation de la restauration est insuffisante (Schmalz, Geurtsen et Arenholt-Bindslev, 2007). Les C.V.I.M.A.R. et les composites contiennent des molécules potentiellement cytotoxiques comme l'HEMA, le TEGDMA, les amines tertiaires (coinitiateurs de la photopolymérisation), les ions aluminium, les polyacides (Lasfargues *et al.*, 1998, Leprince *et al.*, 2013). Ces molécules peuvent être à l'origine d'inflammation pulpaire ou de réactions allergiques. De plus, les monomères insuffisamment polymérisés des composites semblent favoriser une colonisation bactérienne à la surface du composite (Leprince *et al.*, 2013), et peuvent faciliter le développement de caries secondaires.

2.5 Les différents types de lampes à photopolymériser

La qualité de la photopolymérisation influence les propriétés physiques et mécaniques des restaurations photopolymérisables et donc leur durabilité (Nomoto *et al.*, 2006). Pour ces raisons, il est nécessaire de respecter les protocoles.

Il existe différents types de lampes à photopolymériser.

Les fabricants ont augmenté la puissance des lampes halogènes. Mais les restaurations composites avec ces lampes demandent un certain temps clinique. Pour y remédier, les lampes LED ont été développées. Par ailleurs, les lampes haute énergie ont été également introduites, comme les lasers argon et les arcs plasma, dans le but de réduire le temps nécessaire de photopolymérisation. Ce critère mis en avant par les fabricants rend ces lampes attractives (Dietschi, Marret et Krejci, 2003).

2.5.1 Lasers argon

Les lasers argons ont d'abord été développés pour l'industrie du revêtement avant de trouver leurs indications dans le domaine de l'odontologie. Ils sont utilisés pour des éclaircissements sur dents vitales, ainsi que pour des restaurations d'odontologie conservatrice photopolymérisables (Rueggeberg, 2011). Il s'agit par exemple de la lampe INOVA-310C® (Coherent Inc., Santa Clara, USA) (Pradhan, Melikechi et Eichmiller, 2002)

Leurs caractéristiques sont les suivantes :

- l'intensité peut atteindre 1000 mW/cm²,
- le spectre étroit est adapté à la CQ : 85% de l'émission lumineuse se fait pour des longueurs d'ondes comprises entre 400 et 500 nm (Wataha *et al.*, 2004),
- le dispositif émet 7 pics entre les longueurs d'onde 454 et 514 nm dont un pic de très forte intensité entre 488 et 514nm (Pradhan, Melikechi et Eichmiller, 2002).

Leurs avantages sont :

- l'absence de filtre, car la lumière émise est monochromatique (Mahn, 2011) ;
- la faible diminution de l'intensité lorsque la distance restauration-extrémité de l'embout augmente, puisque le faisceau lumineux est très concentré (Mahn, 2011) ;
- selon certains auteurs, un temps d'irradiation nettement inférieur à celui des lampes QTH traditionnelles permettant d'obtenir des restaurations composites avec des propriétés mécaniques identiques (Rueggeberg, 2011).

Leurs inconvénients sont (Rueggeberg, 2011) :

- un volume très important de ces dispositifs pour les premiers modèles, et même s'ils sont devenus plus petits par la suite, le poids considérable des lasers argon nécessite un chariot pour les déplacer ;
- un prix élevé : 5000 dollars pour un modèle de base ;
- une source lumineuse impossible à remplacer ou réparer par le praticien ;
- une augmentation de la température pulpaire ;
- une augmentation notable de la température de la pièce après utilisation de la lampe ;
- des risques de lésions tissulaires graves.

Cela explique que ces lampes ne sont que peu utilisées à ce jour.

2.5.2 Arcs plasma (PAC) ou lampes xénon

Développés au milieu des années 1960 (Rueggeberg, 2011), les arcs plasma permettaient de fournir, lors de procédures médicales, un moyen de visualisation des champs opératoires (endoscopie et coloscopie par exemple). L'application à l'odontologie ne s'est faite que plus tard, vers 1998 (Mahn, 2011).

Il s'agit par exemple de la lampe Apollo 95E (DMD, Orange, USA) qui est une lampe plasma répandue (Dietschi, Marret et Krejci, 2003). Sur ce modèle, deux modes existent : « whitening » et « curing ». Ainsi, les restaurations d'odontologie conservatrice, les éclaircissements et le collage en ODF sont possibles.

Leurs caractéristiques sont les suivantes :

- ce sont des lampes à décharges, la source est constituée de deux électrodes en tungstène séparées par une faible distance. Elles sont situées dans une chambre remplie de gaz à haute pression (en général de l'argon), avec une fenêtre en saphir synthétique, à travers laquelle le rayonnement lumineux est directement dirigé. Un arc électrique est généré entre les deux électrodes ionisant le gaz ;
- leur spectre est étroit, centré sur des longueurs d'ondes autour de 470 nm (Uctasli *et al.*, 2005). Quatre-vingt-un pourcents de leur émission lumineuse se fait pour des longueurs d'onde comprises entre 400 et 500 nm et dix à quinze pourcent pour des longueurs d'ondes de 360 à 400 nm (Wataha *et al.*, 2004) ;
- leur intensité est importante. Par exemple pour l'Apollo 95E de 1600 mW/cm² en mode curing et de 2900 mW/cm² en mode whitening,
- leur embout a un diamètre de 8 mm.

Un avantage est le gain de temps. Les fabricants donnent un tableau de correspondance de temps pour une lampe Apollo 95E par rapport à une lampe « conventionnelle » d'intensité 500 mW/cm², pour la photopolymérisation d'un composite d'à priori 2 mm d'épaisseur :

Mais, selon Dietschi, Marret et Krejci, en 2003, ces temps ne sont valables que pour une irradiation directe de la restauration. En effet, si l'irradiation de la restauration se fait de manière indirecte (au travers de tissus dentaires ou de composite), les performances des arcs plasma sont fortement affectées et les temps doivent être prolongés.

Ces lampes présentent des inconvénients :

- une rétraction de prise du matériau courte et brutale, due à la puissance très importante (Rueggeberg, 2011),
- un faible taux de conversion des composites (Uctasli *et al.*, 2005),
- un coût important à l'achat (environ 3 fois plus que celui d'une QTH ou d'une LED moderne) et une maintenance onéreuse (Mahn, 2011). Le remplacement de l'ampoule est estimé de 700 à 1600 dollars par Barghi, Fischer et Pham en 2007,
- un encombrement important.

2.5.3 Lampes halogènes, ou quartz-tungstène-halogène (QTH)

Les lampes QTH ont été les premiers dispositifs de photopolymérisation à la lumière visible à être commercialisés. Cette technologie a d'abord été développée pour l'industrie aéronautique, par les ingénieurs de General Electric, qui cherchaient à obtenir des sources lumineuses vives, de petite taille, et durables. Les lampes QTH ont trouvé une application en odontologie en 1976 (Rueggeberg, 2011). Elles représentent la majorité des lampes à photopolymériser en 2005 selon El-Mowafy *et al.*

Beaucoup d'améliorations ont été apportées à ces lampes au fil du temps :

- la puissance de l'ampoule des modèles portatifs est passée de 35 à 100 W ; celle des appareils de table a été portée jusqu'à 340 W ;
- l'intensité est en moyenne de 400 à 500 mW/cm² et s'élève même à 3000 mW/cm² pour un modèle : The Swiss Master Light® (EMS, Dallas, USA) (Rueggeberg, 2011).

Les unités ont souvent la forme d'un pistolet pour les modèles portatifs, et sont reliées au générateur par un cordon flexible. Habituellement, la polymérisation d'une couche de 2 mm de composite nécessite une exposition de 40 à 60 secondes.

Concernant leur principe de fonctionnement, il s'agit de lampes à incandescence (Mahn, 2011). Un filament de tungstène est enfermé dans une ampoule en quartz remplie de gaz inertes et d'une petite quantité d'halogène (comme l'iode ou le brome). Le filament agit comme une résistance, et de la lumière est émise lorsqu'il est porté à une certaine température (2727°C). Lorsque le filament devient incandescent, une radiation électromagnétique est émise dans le domaine du visible et aussi un peu dans les infrarouges.

Comme dit précédemment, les QTH à haute puissance ont été développées pour permettre une diminution du temps d'irradiation nécessaire (Rueggeberg, 2011). Plusieurs mécanismes ont été mis au point afin d'augmenter la puissance des lampes QTH :

- le filament est porté à un voltage plus important que les valeurs normales ; cependant, ce système ne permet pas un fonctionnement en continu pendant plus de 10 secondes sans altération des composants de la lampe ;
- le développement d'embouts turbo : ces embouts sont plus fins à leur extrémité ; ainsi la puissance est identique dans l'ensemble de l'embout, mais elle est délivrée sur une plus petite surface à l'extrémité, on obtient alors une énergie égale à 1.6 fois celle des QTH traditionnelles.

Cependant, malgré ces améliorations, les lampes QTH restent moins puissantes que les PAC.

Elles présentent les avantages suivants :

- un spectre très large : un filtre sélectionne les longueurs d'onde autour de 470 nm, permettant de stimuler la CQ et d'autres photoinitiateurs (Neumann *et al.*, 2006). Quarante-deux pourcents de l'émission lumineuse se fait pour des longueurs d'ondes comprises entre 400 et 500 nm, avec un spectre d'émission allant au total de 350 à 1050 nm (Wataha *et al.*, 2004),
- un faible coût de ces lampes, tout comme le prix d'achat de nouvelles ampoules (Mahn, 2011),
- plusieurs modes de polymérisation sont possibles : standard, soft-start ou pulse,
- des embouts de diamètre variable sont disponibles.

Leurs inconvénients sont les suivants :

- seulement 5% de l'énergie électrique sont convertis en lumière, le reste étant converti en chaleur. Par conséquent, la puissance électrique de l'ampoule doit être importante pour que la lampe présente une émission lumineuse permettant la photopolymérisation (Moussally et Cazier, 2008),
- la chaleur qui en résulte est importante (Bennett et Watts, 2004),
- la durée de vie d'une ampoule est relativement courte : 40 à 100 heures (Bennett et Watts, 2004), ce qui représente environ 6 mois de pratique clinique (Mahn, 2011),
- le refroidissement par un ventilateur est nécessaire, rendant le système lourd, bruyant et peu ergonomique (Rueggeberg, 2011),
- il existe une altération possible de l'intensité de la lampe par plusieurs facteurs : la fluctuation du voltage, l'âge de l'ampoule, la dégradation des filtres (à cause de la chaleur), l'usure de l'embout ou sa contamination par des dépôts, la panne de composants électriques (Shortall, Harrington et Wilson, 1995).

L'intensité des lampes QTH est affectée par le temps (Bennett et Watts, 2004). Or, puisque peu de contrôles d'intensité sont réalisés par les praticiens, beaucoup de lampes en service ne fonctionnent pas correctement.

2.5.4 Lampes à diodes électroluminescentes (LED, Light Emitting Diode)

Le principe de fonctionnement est le suivant : les lampes LED sont des dispositifs semi-conducteurs de type n-p capables d'émettre de la lumière lorsqu'ils sont traversés par un courant électrique (Bennett et Watts, 2004). Les diodes sont construites à partir de deux couches de matériaux semi-conducteurs : une des couches est dopée avec des électrons (dopage n ; il s'agit de la bande de conduction, reliée à la cathode), l'autre est dopée avec des "trous d'électrons" (dopage p : il s'agit de la bande de valence, reliée à l'anode). Lorsque la diode est traversée par un courant électrique, il y a recombinaison d'électrons et de trous induisant l'émission de photons. Les photons obtenus constituent la base de l'émission de lumière. Ils ont la même longueur d'onde, ce qui explique la faible largeur du spectre de lumière émise. La longueur d'onde de la lumière émise est liée à la structure cristalline du matériau semi-conducteur : le nitrure de gallium (GaN).

Il existe plusieurs générations de lampes LED. Décrivons ces générations :

- première génération :
Ce concept date de 1995, et est pour la première fois commercialisé à la fin des années 2000 avec la lampe LUX°MAX® (Akeda Dental, Lystrup, Danemark) (Rueggeberg, 2011). Les diodes individuelles ont un rendement lumineux relativement faible par rapport à une ampoule QTH (Bennett et Watts, 2004), par conséquent des diodes multiples sont souvent

groupées. Les diodes sont assemblées en tableau (chaque diode ayant une puissance de 30 à 60 mW) (Rueggeberg, 2011). Elles peuvent être par exemple au nombre de 7 dans la Freelight® (3M ESPE) ou de 64 dans la GC-e-light® (GC). Le spectre est étroit, adapté à la CQ. Les batteries utilisent des cellules Nickel-Cadmium (NiCad), qui sont peu performantes. A ce stade, la puissance des lampes est seulement de 350 mW/cm² (Hedge, Jadhav et Aher, 2009), et ne permet pas de diminuer de manière compétitive le temps d'irradiation nécessaire par rapport à une lampe QTH ;

- deuxième génération :

Elle correspond à l'apparition de diodes à haute puissance au début des années 2000 (Rueggeberg, 2011). L'entreprise Philips Lumileds Lighting Company (San José, USA) commercialise ces diodes sous le nom de Luxeon®. Elles sont alors de 2 types :

- 1 W (Luxeon LXHL-BRD1 ou LXHL-MRD1) générant une puissance de 140 mW,
- 5 W (Luxeon LXHL-PRD5 ou LXHL-MRD5) générant une puissance de 600 mW.

Ainsi la puissance générée par une diode de 5 W équivaut à celle générée par 10 à 20 diodes de première génération, ce qui permet de diminuer le temps clinique de photopolymérisation par rapport aux lampes QTH. Elles peuvent atteindre des intensités de 1200 à 1600 mW/cm² (Moussaly et Cazier, 2008). Les batteries sont améliorées en utilisant l'énergie Nickel-Hydrure Métallique (NiMH).

Cependant, le spectre de ces lampes reste centré sur la CQ et n'est pas adapté aux autres photoinitiateurs ;

- troisième génération :

Association de plusieurs diodes émettant dans deux fréquences ou plus, afin d'activer la CQ ainsi que les autres photoinitiateurs. Leur spectre large va de 380 à 510 nm (Pelissier, Bertrand et Apap, 2013). Le premier modèle de cette génération est l'Ultralume 5 (Ultradent Product, South Jordan, USA) qui associe une diode de 5 W émettant de la lumière bleue et 4 diodes de plus faible puissance émettant de la lumière violette (vers 400 nm) (Rueggeberg, 2011). Cette génération est apparue en 2007 et a des intensités élevées (800 à 1200 mW/cm²) (Moussaly et Cazier, 2008). Les batteries sont à base de NiMH ou Litium-ion (Li-ion).

Actuellement, il existe plusieurs modèles de LED de 3^{ème} génération disponibles sur le marché :

- la Valo Cordless® (Ultradent) qui a remplacé l'Ultralume 5® (Ultradent). Cette lampe est équipée de 4 LED émettant 3 longueurs d'ondes différentes (380 à 500 nm) (Pelissier, Bertrand, et Apap, 2013),
- la BluePhase 20i® (Ivoclar Vivadent) avec un spectre de 385 à 515 nm,
- la Light Lite® (Elsodent) qui peut être utilisée avec un embout double LED commercialisé depuis juin 2013 (390 à 520 nm),

- la ScanWave® (Actéon) qui a un spectre de 390 à 510 nm (Pelissier, Bertrand, et Apap, 2013).

Les avantages des lampes LED, de façon générale, sont :

- une énergie de rayonnement visible avec un spectre parfaitement complémentaire de celui de la CQ (Neumann *et al.*, 2006),
- un spectre étroit ne nécessitant pas l'utilisation de filtres (Neumann *et al.*, 2006),
- une durabilité correcte : ces lampes sont peu sensibles au temps, sans diminution significative de l'intensité lumineuse (Alnazzawi et Watts, 2012). La durée de vie estimée des diodes est de 1000 à 2000 heures, ce qui équivaut grossièrement à 5 années d'utilisation clinique (Mahn, 2011),
- il n'existe pas d'élévation de température, donc moins de dégradation potentielle des composants de la lampe par la chaleur (Bennett et Watts, 2004),
- il n'existe en général pas de ventilateur nécessaire pour le refroidissement (Alnazzawi et Watts, 2012), donc le système est insonore et moins volumineux,
- la lampe est programmable : mode rapide, pulsé, classique, progressif,
- le rendement énergétique d'une LED est de l'ordre de 15%, le reste est converti en chaleur (Moussally et Cazier, 2008),
- il existe des modèles portatifs compacts, avec batterie à piles (Rueggeberg, 2011), sans fil, et de poids léger (Leprince *et al.*, 2013),
- les lampes peuvent être présentées sous forme de pistolet, ou de stylo permettant parfois d'atteindre plus facilement des zones difficiles d'accès en bouche (Rueggeberg, 2011).

Les inconvénients des lampes LED sont :

- le spectre étroit des LED de 1^{ère} et 2^{ème} générations est peu adapté aux photoinitiateurs autres que la CQ, qui ont de plus petites longueurs d'ondes décalées vers les infrarouges (Neumann *et al.*, 2006). Pour ces matériaux, les lampes QTH ou LED de 3^{ème} génération offrent une polymérisation plus efficace,
- il existe des embouts turbos : ils représentent un danger, car la température pourrait être excessive.

Même si les performances à long terme des lampes LED ne se dégradent pas autant que celles des lampes QTH, cela ne les dispense pas de contrôles d'intensité réguliers (Hedge, Jadhav et Aher, 2009).

Le prix des lampes LED continue à diminuer, se rapprochant de celui des lampes QTH pour des performances plus durables (Mahn, 2011).

2.6 Photopolymérisation et augmentation de température

Selon Lloyd, Joshi, et McGlynn en 1986, une augmentation de température supérieure à 5.5°C au niveau de la pulpe peut compromettre la vitalité de la dent. C'est pourquoi il faut être vigilant aux élévations excessives de température lors de la photopolymérisation.

Cependant, l'augmentation limite de température au niveau du fond de la cavité est difficile à évaluer, puisque la dentine sert d'isolant en ayant une faible conductivité thermique.

L'importance de cette isolation dépend de :

- l'épaisseur de dentine résiduelle : plus elle augmente, plus la protection est forte. Tjan et Dunn en 1988 ont évalué la chaleur émise par sept lampes au niveau de l'extrémité de l'embout entre 4.1 et 14.6°C. Lorsqu'ils interposaient une couche de dentine, la chaleur au niveau de la pulpe diminuait de 8 à 48% avec 1 mm de dentine, de 40 à 66% avec 2 mm de dentine,
- et de la qualité de la dentine (Stewardson *et al.*, 2004).

Comme dit précédemment, l'augmentation de température pendant la polymérisation de la restauration est due à la fois à la réaction de polymérisation elle-même qui est exothermique et à la chaleur émise par la lampe.

L'augmentation de température due aux lampes varie selon :

- le type de lampe : les lampes halogènes produisent en général plus de chaleur que les lampes LED (Yap et Soh, 2003),
- l'entretien des lampes : l'augmentation de température des lampes QTH est dépendante de l'état des filtres : au niveau de l'extrémité de l'embout, pic à 21.2°C avec des filtres inefficaces contre 13.1°C avec des filtres efficaces (Pilo, Oelgiesser, Cardash 1999),
- l'intensité de la lampe : en augmentant l'intensité, on augmente aussi l'exposition énergétique et donc la température produite.
- comme l'intensité, la température sur la restauration diminue lorsque la distance dent-extrémité de l'embout de la lampe augmente (Stewardson *et al.*, 2004). Yap et Soh en 2003, ont étudié l'élévation de température de trois lampes LED et trois lampes QTH. A 3 mm de l'extrémité de l'embout, l'élévation de température des LED est de 4.1 à 12.9°C, celle des QTH est de 17.4 à 46.4°C ; à 6 mm, élévation de 2.4 à 7.5°C pour LED et 12.7 à 25.5 pour QTH.

2.7 Conclusion

Même si le recours à des restaurations collées est devenu prépondérant dans les cabinets dentaires en odontologie conservatrice, il persiste beaucoup de méconnaissances sur le sujet. Ainsi, les échecs de ces restaurations (reprise carieuse et fracture principalement) sont souvent imputés au matériau photopolymérisable en lui-même. Or, nous avons vu que la qualité et donc la durabilité de ce type de restauration sont aussi fortement liées à la performance des lampes à photopolymériser et à leur protocole d'utilisation. De plus, les recommandations concernant la photopolymérisation varient selon chaque fabricant (de lampes, de composite, ou d'adhésif), entretenant une certaine confusion. Concernant les lampes, la recherche de puissances toujours plus élevée ayant pour avantage de chercher à diminuer le temps de procédure clinique, peut aussi avoir des inconvénients non négligeables tels qu'une contraction de prise et une élévation de température pulpaire accrues. Actuellement, les lampes QTH tendent à disparaître au profit des LED de 2^{ème} et 3^{ème} générations. Ainsi, nous avons cherché à déterminer dans une étude les connaissances d'un échantillon de chirurgiens-dentistes du département sur le sujet, et nous avons comparé nos résultats à ceux de la littérature.

CHAPITRE 3. ETUDE SUR LES MATERIAUX ADHESIFS ET SUR LES LAMPES A PHOTOPOLYMERISER EMPLOYES PAR UN ECHANTILLON DE PRATICIENS DANS LE DEPARTEMENT DU FINISTERE

3.1 Introduction

La demande esthétique des patients, la préoccupation de conservation tissulaire et la crainte d'effets nocifs potentiels du mercure sur l'organisme et sur l'environnement, rendent l'emploi des matériaux photopolymérisables prépondérant en dentisterie restauratrice. La quasi-totalité des praticiens possède par conséquent une lampe à photopolymériser.

Comme nous l'avons vu précédemment, les propriétés, l'esthétique et la durabilité des matériaux photopolymérisables dépendent de bon nombre de facteurs, dont la qualité de la photopolymérisation. Martin, en 1998, affirme que près de 50% des praticiens n'ont jamais fait contrôler leur lampe. Beaucoup de chirurgiens-dentistes pensent que les lampes QTH ont des performances constantes au cours du temps et que l'ampoule n'est à remplacer qu'une fois grillée. Cela montre le manque de conscience et d'information des cliniciens sur l'intérêt de contrôler les lampes régulièrement à cette époque. Ainsi, selon Mitton et Wilson en 2001, 47.5% des lampes sont endommagées ou nécessitent d'être réparées.

Nous avons voulu mener une étude dans des cabinets dentaires du Finistère pour voir si ce constat reste d'actualité.

3.2 Objectifs

Les objectifs de notre étude ont été les suivants :

- évaluer la formation relative aux lampes à photopolymériser que les praticiens ont eue pendant leurs études, ou au cours de conférences, de lectures professionnelles... ;
- déterminer les types de lampes employés dans le Finistère, leur ancienneté, leur maintenance, leur utilisation, et les moyens de prévention mis en place pour éviter les contaminations croisées ;
- déterminer les types de matériaux adhésifs employés et leur protocole d'utilisation ;
- évaluer l'intensité des lampes à photopolymériser dans notre échantillon, et comparer les résultats obtenus à ceux de la littérature d'une part, et à ceux d'une étude préalable menée dans le Finistère d'autre part.

3.3 Matériel et Méthode

3.3.1 Définition de l'échantillon

La population observée regroupe des praticiens de la ville de Brest et de ses alentours dans un rayon de 40 kilomètres ainsi que des praticiens de Quimper. Nous avons pour objectif d'évaluer un minimum de cent lampes à photopolymériser.

3.3.1.1 Questionnaire

Un questionnaire avec plusieurs items a été établi. Il se trouve en annexe de ce travail. Le questionnaire a été rempli par le praticien seul ou en notre présence.

3.3.1.2 Critères de sélection

Nous avons fixé deux types de critères :

- critères d'inclusion : praticien acceptant de répondre au questionnaire, possédant une lampe à photopolymériser et faisant partie de la population étudiée ;
- critères d'exclusion : praticien refusant de participer à l'étude ou n'ayant pas de lampe à photopolymériser en état de fonctionnement.

3.3.2 Recueil de données

La population observée inclut les praticiens contactés par téléphone et ayant accepté de nous recevoir à leur cabinet dans le cadre de cette étude. Onze refus ont été observés, et les lampes de deux praticiens étaient en réparation. Les données ont été recueillies sur une période de 8 semaines (mars et avril 2013). L'ensemble des données a été traité de manière anonyme à travers le logiciel Excell® (Microsoft, Redmond, USA).

3.3.2.1 Données relatives au praticien

Nous avons recueilli différentes données, telles que l'âge, le type d'activité ou d'exercice de chaque praticien, et la formation éventuelle des praticiens sur l'utilisation des lampes à photopolymériser.

3.3.2.2 Caractéristiques des lampes à photopolymériser

Pour chaque lampe, le type, la marque et le modèle, l'ancienneté, le diamètre de l'embout et les critères de choix lors de l'acquisition ont été répertoriés. Il a été demandé si le praticien était ou non propriétaire de la lampe.

3.3.2.3 Entretien des lampes

Nous avons demandé aux praticiens si selon eux, les performances de leur lampe étaient satisfaisantes. Nous les avons interrogés sur la maintenance éventuelle du dispositif, en précisant le type de composant ayant été changé, si tel était le cas. La présence ou non d'un radiomètre a été relevée, ainsi que la réalisation éventuelle de contrôles d'intensité par le praticien, son équipe ou une personne extérieure.

Les caractéristiques de la lampe précédente ont été demandées telles que la durée de vie de cette lampe, son type et les raisons de son changement pour une nouvelle lampe.

3.3.2.4 Utilisation des lampes

Nous avons répertorié les habitudes d'utilisation de la lampe par les praticiens, les temps et le mode de polymérisation, ainsi que les matériaux photopolymérisables employés. Il a été aussi demandé aux praticiens quels moyens ils mettaient en œuvre pour éviter toute contamination croisée patient-patient, par le biais de la lampe.

3.3.2.5 Mesure de l'intensité

Les mesures ont été réalisées par une seule opératrice, grâce au LED radiometer Demetron®, prêté pendant deux mois par le laboratoire 3M.

Un radiomètre est un dispositif permettant d'objectiver les performances de la lampe. Il s'agit de placer l'embout de la lampe perpendiculairement par rapport à la fenêtre de détection de l'appareil, celle-ci faisant 7 mm de diamètre. Le modèle utilisé mesure des intensités de 0 à 2000 mW/cm² pour des longueurs d'onde comprises entre 400 et 500 nm. Les embouts des lampes à photopolymériser doivent avoir un diamètre compris entre 7 et 13 mm pour que l'intensité soit mesurable à l'aide de ce dispositif.

Pour chaque lampe, les mesures ont été réalisées avec le mode de photopolymérisation habituellement utilisé par le praticien. Chaque mesure a été réalisée trois fois par la même opératrice, et la moyenne a été reportée.

En présence de dépôts éventuels sur l'embout, une mesure a été prise, puis une fois les dépôts enlevés, de nouvelles mesures ont été réalisées.

Enfin, l'intensité de chaque lampe a aussi été relevée avec la mise en place d'un étui transparent sur l'embout. Il existe plusieurs marques d'étuis jetables. Nous avons utilisé le modèle employé dans le service d'Odontologie du C.H.R.U. de Brest : Cure Sleeve Model 4500® (Pinnacle, Scottsdale, Etats-Unis).

3.3.3 Analyse statistique

Nous avons cherché à déterminer s'il y avait des corrélations entre l'intensité des lampes et certaines de leurs caractéristiques avec les tests statistiques de régression linéaire simple, d'analyse de variance à un facteur (ANOVA) ou d'égalité des moyennes.

L'ensemble des résultats est interprété en retenant 5% pour seuil de significativité.

3.4 Résultats

Nous avons réalisé notre enquête sur un nombre total de 100 praticiens. Les praticiens possèdent une à deux lampes. Cela correspond à 119 lampes au total. Cinq lampes LED ont un embout de diamètre inférieur à 7 mm, ne nous permettant pas de mesurer leur intensité avec notre radiomètre. Ces lampes ont été exclues de notre échantillon, ainsi que les praticiens les utilisant. Les questionnaires exploitables représentent finalement 96 praticiens pour un total de 114 lampes. Sur cet échantillon de 96 praticiens, 78 chirurgiens-dentistes possèdent une lampe, et 18 praticiens possèdent 2 lampes. Pour certains items, l'ensemble des 100 praticiens interrogés a été considéré (cf 3.4.1.4. Utilisation des lampes).

3.4.1 Analyse descriptive

3.4.1.1 Données relatives au praticien

La figure 3.1 montre la répartition par âge des praticiens de notre échantillon (sur un total de 96 praticiens).

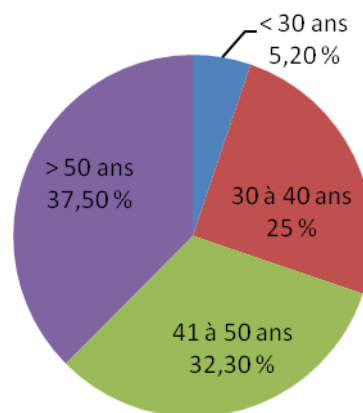


Fig. 3.1. Répartition par âge des praticiens

La part des praticiens ayant plus de 50 ans est plus représentée dans notre échantillon que chacune des classes de praticiens plus jeunes.

Le tableau 3.1 décrit le type d'exercice et d'activité des praticiens interrogés (sur un total de 96 praticiens).

Tableau 3.1. Type d'exercice et d'activité des praticiens

| | Type d'exercice | | Type d'activité | | |
|----------------------|-----------------|---------|-----------------|----------------------------|----------------------|
| | Libéral | Salarié | Omnipratique | Omnipratique et spécialité | Spécialité exclusive |
| Nombre de praticiens | 95 | 1 | 84 | 9 | 3 |
| % des praticiens | 98.9 | 1.1 | 87.5 | 9.4 | 3.1 |

Les praticiens interrogés ont à 98.9% un exercice libéral, et l'omnipratique reste le type d'activité le plus important soit de manière exclusive (87.5%), soit en plus d'une « spécialité » (9.4%).

Dans les « spécialités » répertoriées, on trouve la biokinergie (n = 1 soit 1%), la parodontologie (n = 1 soit 1%), l'implantologie (n = 4 soit 4.2%), l'ODF non-exclusif (n = 3 soit 3.1%), et l'ODF exclusif (n = 3 soit 3.1%).

Le tableau 3.2 est relatif à la formation des praticiens sur les lampes à photopolymériser (sur un total de 96 praticiens).

Tableau 3.2. Formation des praticiens sur les lampes

| Formation sur les lampes | Oui | Non | Ne Sait Pas (NSP) |
|--------------------------|-----|------|-------------------|
| Nombre de praticiens | 72 | 23 | 1 |
| % des praticiens | 75 | 23.9 | 1.1 |

Si les praticiens ont répondu « oui », cette formation a pu avoir lieu au cours de :

- la formation initiale : 24 praticiens, soit 33.3% des réponses affirmatives, ou 25% des 96 praticiens,
- la formation continue : 20 praticiens, soit 27.8% des réponses affirmatives, ou 20.8% des 96 praticiens,
- les deux : 28 praticiens, soit 38.9% des réponses affirmatives, ou 29.2% des 96 praticiens.

Les trois quarts des praticiens ont donc eu une information sur les lampes à photopolymériser soit lors de leur formation initiale, soit lors de leur formation continue, soit les deux.

3.4.1.2 Caractéristiques des lampes à photopolymériser

Le tableau 3.3 présente la répartition des lampes étudiées selon leur type (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.3. Type de lampes étudiées

| Type de lampe | LED | Halogène |
|------------------|-----|----------|
| Nombre de lampes | 101 | 13 |
| % des lampes | 89 | 11 |

Les lampes LED représentent la catégorie la plus importante (89%). Parmi les 13 lampes halogènes, 6 lampes sont des « lampes de secours », non-utilisées au quotidien, et seulement en cas de panne de la lampe principale, qui dans notre échantillon est à chaque fois une lampe LED.

La figure 3.2 indique la répartition des lampes selon leur année d'achat (sur un total de 95 lampes).

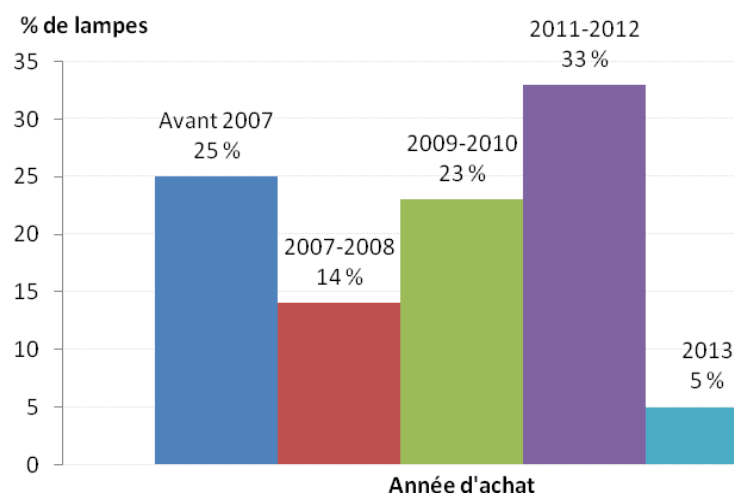


Fig. 3.2. Ancienneté des lampes étudiées

Sur les 114 lampes, 19 ont une date d'achat inconnue. La figure 3.4 a par conséquent été réalisée sur un total de 95 lampes.

L'ancienneté moyenne des lampes (par rapport à la date d'achat) est de 4.96 années.

Le nombre médian d'années depuis la date d'achat des lampes est de 4, et l'année d'achat médiane de 2009. C'est-à-dire que 50% des lampes ont 4 ans ou moins (achat avant ou pendant l'année 2009) et 50% des lampes ont plus de 4 ans (achat après 2009).

Le tableau 3.4 regroupe les caractéristiques des modèles de lampes LED dont nous avons mesuré l'intensité dans notre étude (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.4. Caractéristiques des lampes LED rencontrées dans notre étude

| Marque et modèle de lampe | Génération de LED | Spectre (nm) selon le fabricant | Intensité maximale selon le fabricant (mW/cm ²) | Intensité moyenne des lampes (mW/cm ²) dans notre étude | Nombre de lampes (/114) | % des lampes |
|--|-------------------|---------------------------------|---|---|-------------------------|--------------|
| MiniLED® (Satelec, Acteon, Bordeaux, France) | 2 ^{ème} | 420 à 480 | 1250 | 858 | 16 | 14 |
| EasyLight® (R&S, Paris, France) | 2 ^{ème} | 420 à 480 | 1000 | 861 | 14 | 12.3 |
| Starlight Pro® (Mectron, Carasco, Italie) | 2 ^{ème} | 440 à 480 | 900 | 521 | 11 | 9.6 |
| Flexilight® (R&S) | 2 ^{ème} | 430 à 490 | 1000 | 569 | 7 | 6.1 |
| BluePhase 20i® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) | 3 ^{ème} | 385 à 515 | 1100 à 2000 selon les modes | 1208 | 6 | 5.3 |
| Elipar S10® (3M ESPE) | 2 ^{ème} | 430 à 480 | 1200 | 1066 | 5 | 4.4 |
| Flash Lite® (Magna) | 2 ^{ème} | 440 à 490 | 1425 | 540 | 5 | 4.4 |
| Luxite® (Itena, Paris, France) | 2 ^{ème} | 420 à 490 | 1600 | 888 | 4 | 3.5 |
| Light Lite® (Elsodent, Cergy-Pontoise, France) | 2 ^{ème} | 450 à 490 | 1300 | 1300 | 3 | 2.6 |
| Radii Cal® (SDI, Victoria, Australie) | 2 ^{ème} | 440 à 480 | 1200 | 717 | 3 | 2.6 |
| BA Optima 10® (BA International, Northampton, Angleterre) | 2 ^{ème} | 420 à 480 | 1200 | 775 | 2 | 1.8 |
| Smartlite PS® (Dentsply, York, Etats-Unis) | 2 ^{ème} | 450 à 490 | 950 | 950 | 2 | 1.8 |
| LED B® (Woodpecker, Guilin, Chine) | 2 ^{ème} | 430 à 485 | 1200 | 925 | 2 | 1.8 |
| Elipar Freelight 2® (3M ESPE) | 2 ^{ème} | 430 à 480 | 1200 | 750 | 2 | 1.8 |
| LED B® (Carlo di Giorgi, Milan, Italie) | 2 ^{ème} | 420 à 480 | 1000 | 920 | 1 | 0.9 |
| Light Pen® (Kent Dental, Londres, Angleterre) | 2 ^{ème} | 420 à 480 | 1000 | 1050 | 1 | 0.9 |
| T LED® (Anthos, Imola, Italie) | 2 ^{ème} | 430 à 490 | 1000 | 800 | 1 | 0.9 |
| Silverlight® (GC) | 2 ^{ème} | 440 à 480 | 1100 | 1050 | 1 | 0.9 |
| CV 125® (CICADA, Guangdong, Chine) | 2 ^{ème} | 430 à 485 | 1400 | 1150 | 1 | 0.9 |
| IQ2® (Dentsply) | 2 ^{ème} | 450 à 475 | ? | 650 | 1 | 0.9 |

Ce tableau regroupe 88 lampes (la totalité de l'échantillon excepté les lampes halogènes et les lampes LED dont le modèle est inconnu)

La part des lampes LED de 2^{ème} génération est la plus importante. Seule la lampe BluePhase 20i® (Ivoclar Vivadent) est une LED de 3^{ème} génération. Ce modèle représente 5.3% de notre échantillon.

On observe pour la plupart des lampes LED de notre échantillon une intensité moyenne mesurée dans notre étude diminuée par rapport à l'intensité maximale indiquée par le fabricant, sauf pour la Light Pen® (Kent Dental).

La figure 3.3 présente la répartition des diamètres des embouts des lampes de notre échantillon (sur un total de 114 lampes).

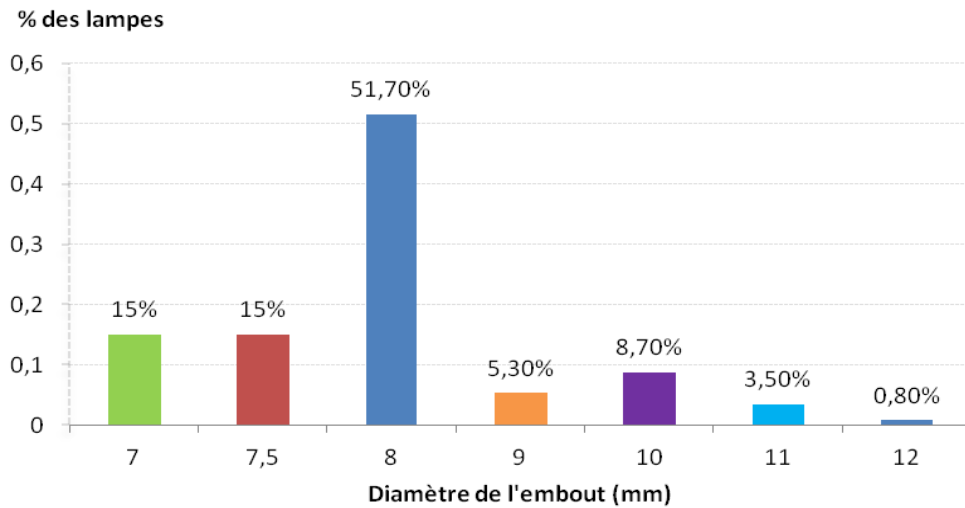


Fig. 3.3. Diamètre des embouts des lampes étudiées

Parmi les lampes à photopolymériser observées, 81.7% d'entre elles ont un embout dont le diamètre est compris entre 7 et 8 mm. Les autres lampes ont un embout dont le diamètre est supérieur à 8 mm.

Le tableau 3.5 précise si le praticien interrogé est propriétaire ou non de sa ou ses lampes (sur un total de 96 praticiens).

Tableau 3.5. Praticien propriétaire ou non de sa (ou ses) lampe(s)

| Praticien propriétaire de sa (ou ses) lampe(s) | Oui | Non |
|--|------|-----|
| Nombre de praticiens | 88 | 8 |
| % des praticiens | 91.7 | 8.3 |

Les praticiens qui ne sont pas propriétaires de leur lampe sont pour la plupart des collaborateurs. La majorité des praticiens interrogée (91.7%) est constituée de praticiens propriétaires de leur lampe, comme de l'ensemble du matériel de leur cabinet.

La figure 3.4 expose les critères de choix qui ont motivé les praticiens à acheter leur modèle de lampe plutôt qu'un autre (sur un total de 96 praticiens, plusieurs critères pouvaient être choisis).

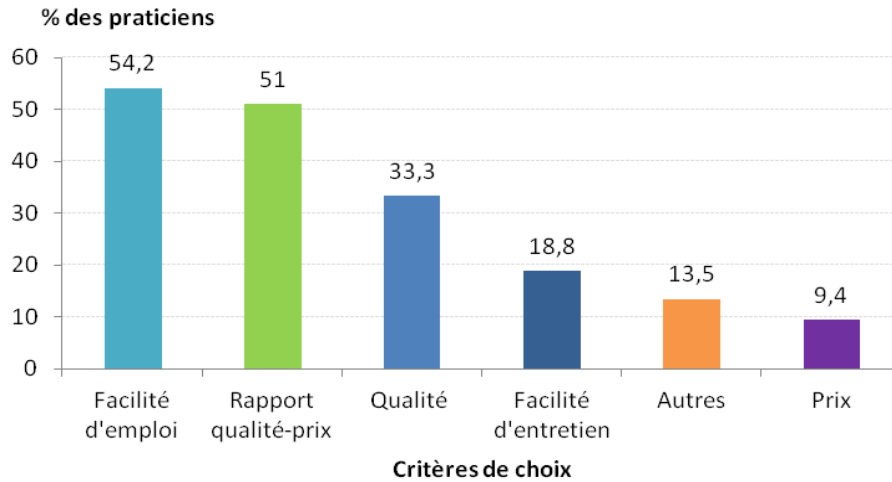


Fig. 3.4. Critères de choix pour l'achat de la lampe

Le rapport qualité-prix et la facilité d'emploi sont les deux premiers critères de choix (respectivement pour 51 et 54,2%). Dans la catégorie « autres », on retrouve : le modèle de lampe sur le fauteuil (lampe filaire), la cession de la lampe lors du rachat du cabinet, l'achat suite à un conseil d'un autre praticien...

3.4.1.3 Entretien des lampes

Il a été demandé aux praticiens s'ils jugeaient les performances de leur lampe satisfaisantes (Tableau 3.6) (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.6. Performances des lampes jugées satisfaisantes ou non par le praticien

| Performances satisfaisantes ? | Oui | Non |
|-------------------------------|-----|-----|
| Nombre de lampes | 105 | 9 |
| % des lampes | 92 | 8 |

Les lampes dont les performances sont jugées insatisfaisantes par les praticiens sont pour la plupart des lampes halogènes, au nombre de 7. Sur ces 7 lampes, 6 ne sont pas utilisées au quotidien et sont des lampes de « secours ».

Le tableau 3.7 indique si les lampes de notre échantillon ont déjà été réparées, et la figure 3.5 précise la nature des composants ayant été remplacés (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.7. Maintenance des lampes étudiées

| Maintenance de la lampe | Oui | Non |
|-------------------------|------|------|
| Nombre de lampes | 58 | 56 |
| % des lampes | 50.9 | 49.1 |

Un peu plus de la moitié des lampes de notre échantillon ont déjà été réparées (50.9%).

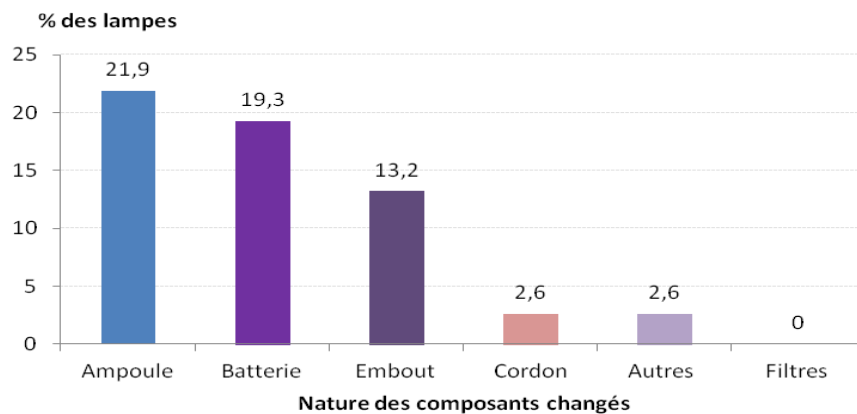


Fig. 3.5. Nature du (ou des) composant(s) changé(s)

L'ampoule (21.9%), la batterie (19.3%) et l'embout (13.2%) sont les trois composants qui sont les plus fréquemment remplacés. Dans la catégorie « autres », on retrouve : les fibres optiques et l'écran de protection LED (perte de luminosité).

Nous avons demandé aux praticiens les caractéristiques de leur lampe précédente, dont :

- le type de lampe : 31 LED, 19 QTH, 1 arc plasma ;
- sa durée de vie : de 2 à 10 ans pour les LED avec une durée de vie moyenne de 4.7 ans ; de 2 à 15 ans pour les QTH avec une durée de vie moyenne de 6.9 ans ;
- les raisons du changement de lampe sont les suivantes : un mauvais fonctionnement (n = 2), la casse après une chute (n = 5), un problème de batterie (n = 6), la recherche d'une lampe plus facile d'emploi (n = 2), un changement de cabinet (n = 2), l'achat suite à une formation réalisée par le fabricant d'une marque de lampe (n = 1), une panne (n = 4) ou encore une intensité faible (n = 3).

Le tableau 3.8 indique la présence ou l'absence d'un radiomètre dans le cabinet du praticien (sur un total de 114 lampes). La réalisation ou non de contrôles d'intensité réguliers par une personne du cabinet a été notée lorsqu'un radiomètre est disponible sur le lieu de travail (Tableau 3.9 ; sur un total de 28 lampes), ainsi que la fréquence de contrôles d'intensité par le praticien, son équipe ou une personne extérieure (Figure 3.6 ; sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.8. Présence ou absence d'un radiomètre au cabinet

| Radiomètre présent | Oui | Non |
|--------------------|-----|-----|
| Nombre de lampes | 28 | 86 |
| % des lampes | 25 | 75 |

Plusieurs lampes LED possèdent des radiomètres intégrés et certaines lampes halogènes aussi. Ces radiomètres sont spécifiques de la lampe (au nombre de 24). Seul un cabinet de 2 praticiens a un radiomètre « externe » avec possibilité de l'utiliser sur l'ensemble des lampes du cabinet (4 lampes dans ce cabinet).

Nous avons pu remarquer que pour deux radiomètres intégrés, l'intensité était notée comme suffisante, alors qu'avec notre radiomètre externe, l'intensité était considérée comme faible. Les autres radiomètres intégrés n'ont malheureusement pas été testés en comparaison de nos mesures.

Tableau 3.9. Contrôles d'intensité avec un radiomètre du cabinet

| Contrôles d'intensité réguliers si radiomètre présent | Oui | Non |
|---|------|------|
| Nombre de lampes | 18 | 10 |
| % des lampes | 64.3 | 35.7 |

Près de deux tiers des praticiens ayant un radiomètre à leur disposition déclarent l'utiliser régulièrement pour contrôler l'intensité de leur(s) lampe(s).

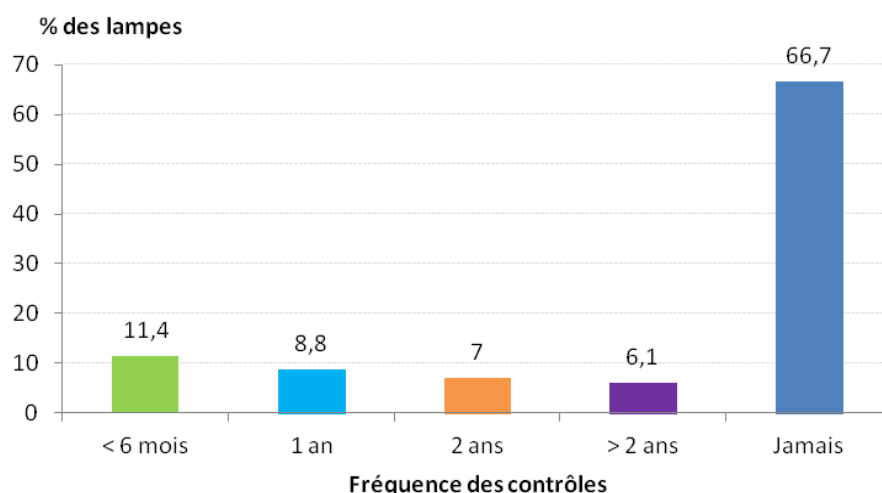


Fig. 3.6. Fréquence des contrôles d'intensité

Dans notre échantillon, 66.7% des lampes n'ont jamais eu de contrôles d'intensité. Les autres lampes ont pu être contrôlées grâce à leur radiomètre intégré, par un représentant, ou par la personne responsable de la maintenance du fauteuil.

3.4.1.4 Utilisation des lampes

Ces résultats concernent un total de 100 praticiens : les 96 ayant une lampe dont l'intensité a pu être mesurée, et les 4 dont les lampes avaient un embout de diamètre inférieur à 7 mm. Dans notre questionnaire, pour chaque question plusieurs réponses sont possibles.

Les types d'actes pour lesquels les lampes à photopolymériser sont employées par les chirurgiens-dentistes de notre étude sont présentés dans le tableau 3.10 (sur un total de 100 praticiens).

Tableau 3.10. Utilisation des lampes

| Utilisation des lampes | Odontologie Conservatrice (restaurations directes et indirectes) | ODF | Eclaircissement | Cerec® |
|------------------------|---|-----|-----------------|--------|
| Nombre de praticiens | 95 | 9 | 9 | 2 |

Le premier type d'acte pour lequel les lampes sont utilisées est l'odontologie conservatrice.

En général les éclaircissements se font avec une lampe spécifique. De même, un cabinet de deux praticiens utilise une lampe spécifique et puissante pour le collage d'éléments obtenus par le système Cerec® (Sirona, Salzbourg, Autriche) (avec la BluePhase 20i® d'Ivoclar Vivadent).

La figure 3.7 décrit le type de protocole de polymérisation utilisé par les praticiens (sur un total de 114 lampes).

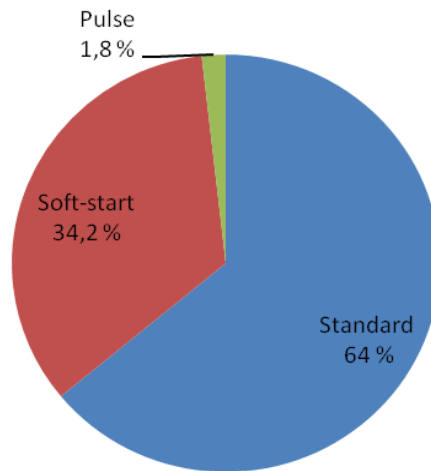


Fig. 3.7. Protocole de polymérisation

La plupart des praticiens utilise le mode standard par défaut : ils ne connaissent que rarement les avantages et les inconvénients de chaque mode. Le mode soft-start est parfois utilisé par choix, mais le plus souvent, il s'agit de lampes ne disposant que de ce mode de polymérisation. Le mode pulse n'est que rarement employé (1.8%).

La figure 3.8 présente les différents moyens qu'utilisent les chirurgiens dentistes pour prévenir toute contamination croisée par le biais de la lampe (sur un total de 100 praticiens).

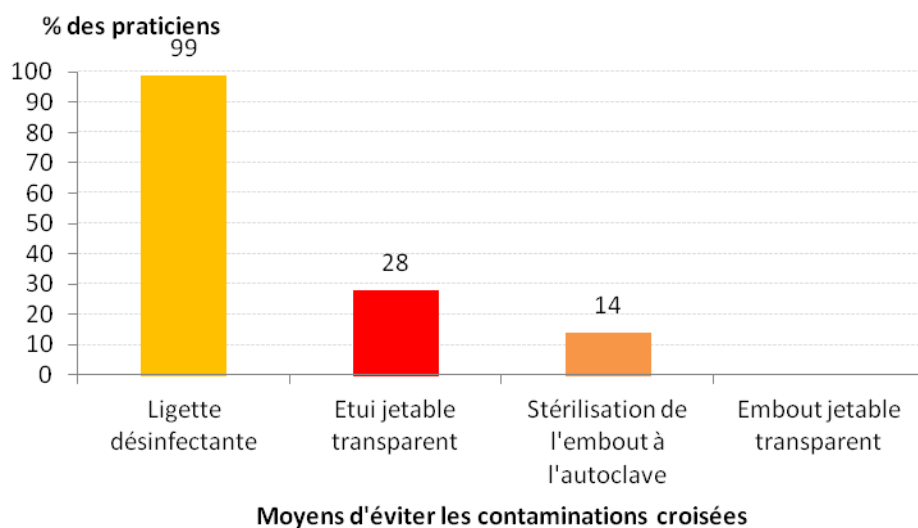


Fig. 3.8. Moyens de prévention d'une contamination patient-patient par le biais de la lampe à photopolymériser

Presque tous les praticiens nettoient leur lampe avec une lingette désinfectante entre deux patients (99%), 28% des praticiens utilisent des étuis jetables transparents à usage unique, et 14% des praticiens interrogés stérilisent l'embout de leur lampe régulièrement. Aucun chirurgien-dentiste n'utilise d'embouts jetables à usage unique.

Nous nous sommes également intéressés dans cette partie aux matériaux et systèmes adhésifs polymérisés avec les lampes. La figure 3.9 montre les types de systèmes adhésifs amélo-dentaires utilisés par notre échantillon de praticiens (sur un total de 100 praticiens).

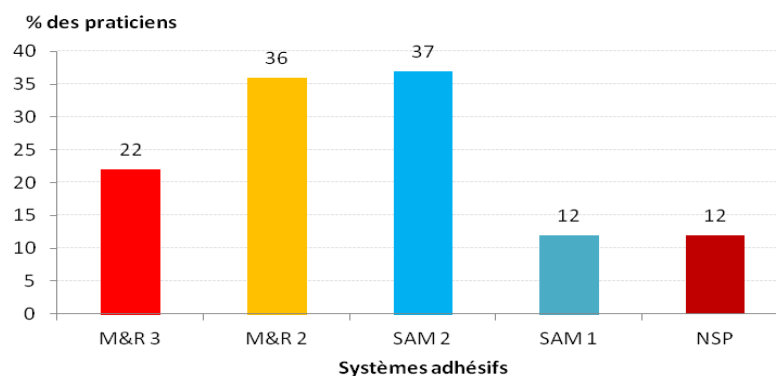


Fig. 3.9. Systèmes adhésifs amélo-dentaires utilisés

Les M&R 2 et SAM 2 sont les systèmes les plus utilisés dans notre échantillon (à 36 et 37%). Les SAM 1 n'arrivent qu'en quatrième position avec 12%. Certains praticiens utilisent plusieurs types d'adhésifs. Douze pourcents des praticiens ne savent pas (NSP) quel type de système adhésif ils utilisent.

Les types de composites employés par les praticiens de notre étude sont regroupés dans la figure 3.10 (sur un total de 100 praticiens), et les types d'actes pour lesquels les composites sont utilisés sont présentés dans la figure 3.11 (sur un total de 100 praticiens).

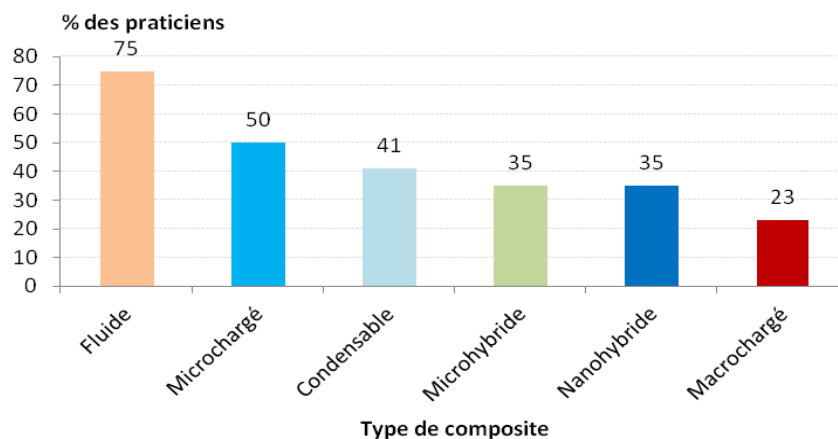


Fig. 3.10. Types de composites

Les composites les plus utilisés sont les composites fluides (75%), les composites microchargés (50%), et les composites condensables (41%).

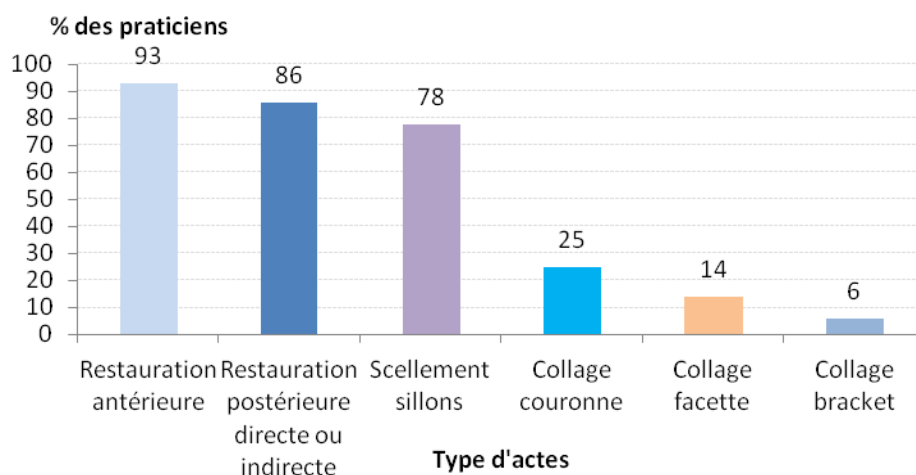


Fig.3.11. Types d'actes pour lesquels les composites sont utilisés dans notre étude

Les composites sont utilisés par 93% des praticiens pour des restaurations antérieures, par 86% pour des restaurations directes et indirectes, par 78% pour des scellements de sillons. Les autres types d'actes sont moins fréquents pour notre échantillon.

La figure 3.12 montre la proportion de praticiens utilisant des matériaux verres-ionomères (sur un total de 100 praticiens). Il leur a aussi été demandé pour quels types d'actes ces matériaux étaient utilisés (figure 3.13 ; sur un total de 81 praticiens utilisant des verres-ionomères).

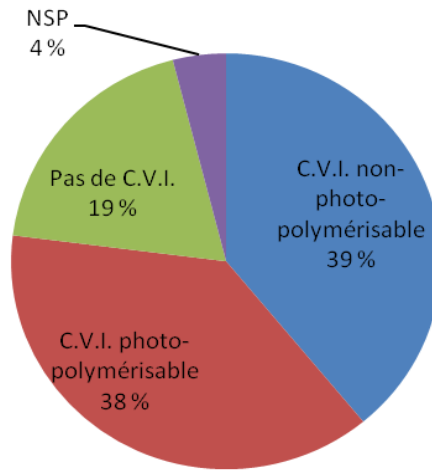


Fig. 3.12. Utilisation de matériaux verres-ionomères

Les proportions de praticiens utilisant du C.V.I. ou du C.V.I.M.A.R. sont quasi identiques (39 et 38% respectivement). 19% des praticiens n'utilisent pas de matériaux verres-ionomères. Les 4% restants utilisent des matériaux verres-ionomères, mais n'ont pas précisé s'il s'agissait de matériaux photopolymérisables ou non.

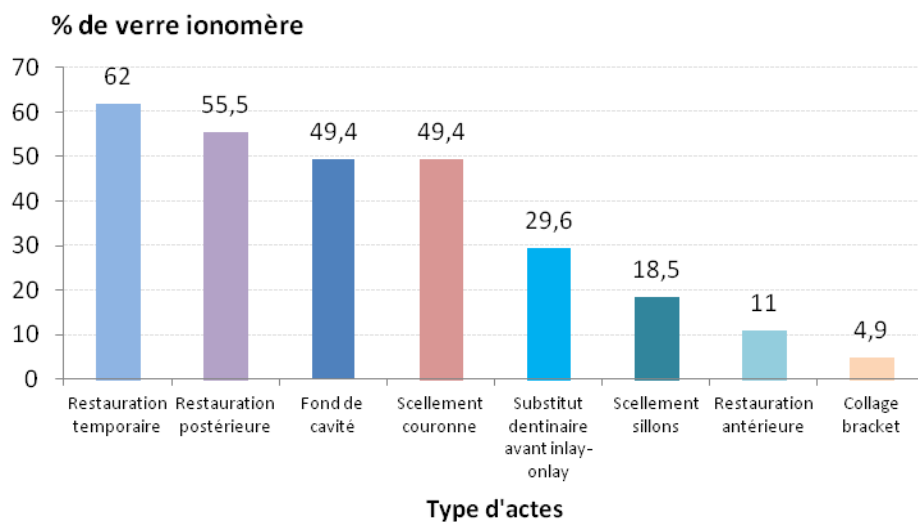


Fig.3.13. Types d'actes pour lesquels les matériaux verres-ionomères sont utilisés dans notre étude

Lorsqu'ils utilisent des matériaux verres-ionomères, les praticiens les emploient à 62% pour des restaurations temporaires, à 55.5% pour des restaurations postérieures, à 49.4% pour des protections pulpo-dentaires et des scellements de couronnes. Les autres types d'actes sont moins fréquents pour notre échantillon.

Dans notre étude, les temps de photopolymérisation pratiqués sur les composites ou les C.V.I.M.A.R. ont été demandés.

Pour les C.V.I.M.A.R., les temps de photopolymérisation vont de 8 secondes (embout turbo) à 60 secondes ; avec une moyenne de 31 secondes, le temps le plus représenté est 20 secondes ;

Pour les composites, les praticiens ont pour habitude de photopolymériser :

- par couche : de 5 à 40 secondes, avec une moyenne de 21 secondes, le temps le plus représenté étant 20 secondes ;
- pour la couche finale : de 3 (embout turbo) à 60 secondes, avec une moyenne de 31 secondes, le temps le plus représenté étant 20 secondes.

3.4.1.5 Mesure de l'intensité

Les figures suivantes indiquent les mesures d'intensités relevées dans notre travail (sur un total de 114 lampes), selon les classes d'intensité utilisées dans la première étude réalisée dans le Finistère en 2008 (Figure 3.14) et selon les classes d'intensités de notre radiomètre (Figure 3.15).

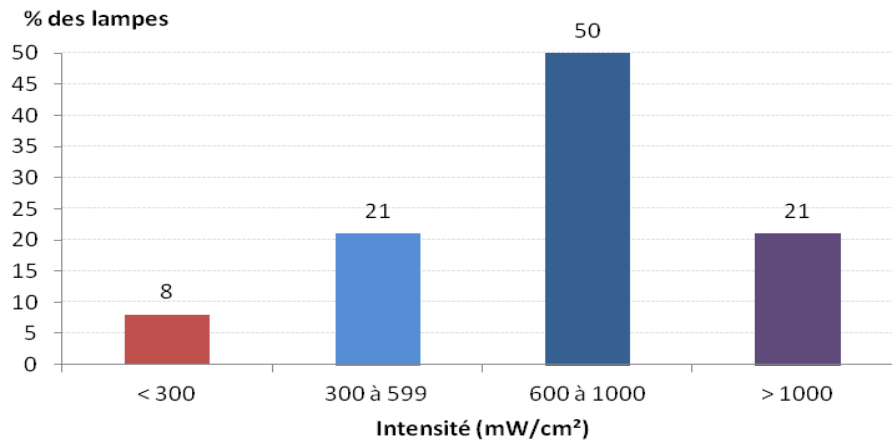


Fig. 3.14. Intensités relevées selon les classes d'intensités définies en 2008

On peut noter que les lampes dont l'intensité est inférieure à 300 mW/cm² sont les moins représentées (8%), et que 71% des lampes ont une intensité supérieure ou égale à 600 mW/cm².

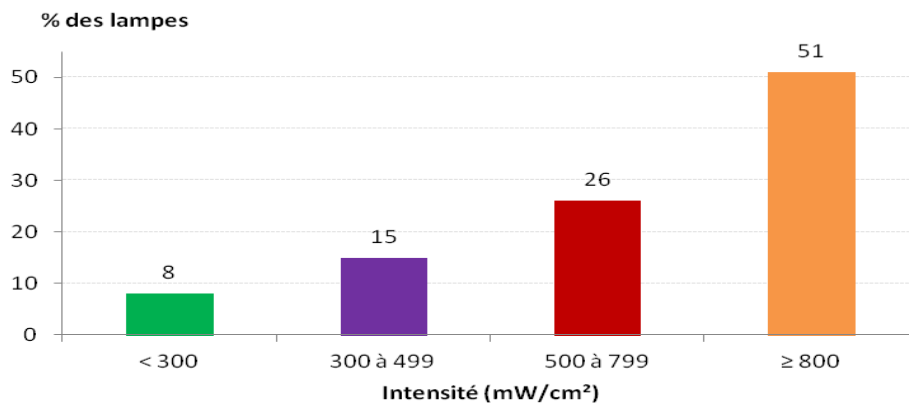


Fig. 3.15. Intensités relevées selon les classes d'intensités définies dans la notice de notre radiomètre

On peut remarquer que les lampes dont l'intensité est supérieure ou égale à 800 mW/cm² représentent plus de la moitié de notre échantillon (51%).

De plus, l'intensité moyenne des 114 lampes est de 762 mW/cm², avec une intensité minimale de 100 mW/cm², et une intensité maximale de 1700 mW/cm².

L'intensité moyenne des lampes halogènes est de 308 mW/cm², et celles des lampes LED de 820 mW/cm².

Les intensités mesurées avec la mise en place d'un étui transparent jetable à usage unique sont présentées dans la Figure 3.16.

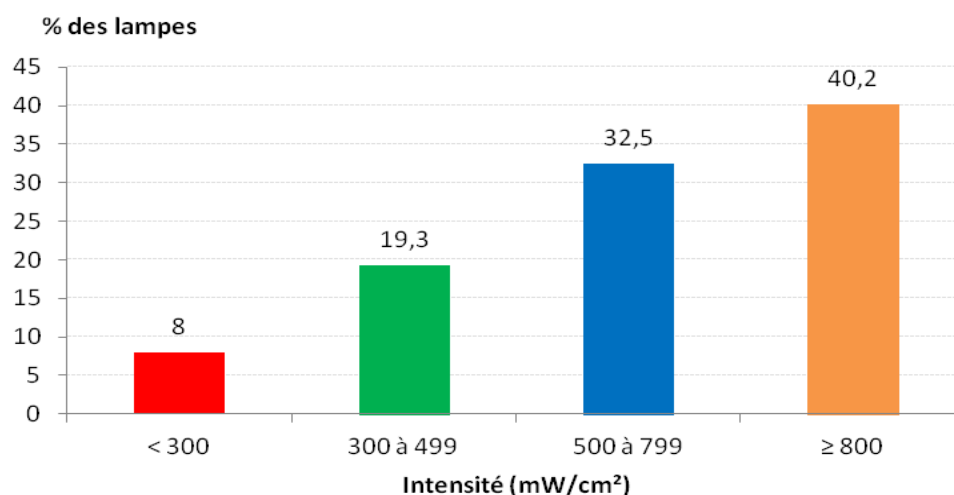


Fig. 3.16. Intensités relevées avec un étui transparent jetable à usage unique, et selon les classes d'intensités définies dans la notice de notre radiomètre

L'intensité moyenne est alors de 679 mW/cm², avec une intensité minimale de 80 mW/cm² et une intensité maximale de 1600 mW/cm². La diminution moyenne de l'intensité avec un étui est de 83 mW/cm².

Lorsque des dépôts de matériaux étaient présents sur l'embout des lampes, une première mesure a été notée, puis une fois les dépôts enlevés, de nouvelles mesures ont été réalisées.

Nous avons pu observer que cinq lampes avaient des dépôts de matériaux au niveau de leur embout, soit 4.4% de notre échantillon. On note que les dépôts diminuent l'intensité de nos lampes de 10 à 100 mW/cm², avec une diminution moyenne de 56 mW/cm².

3.4.2 Analyse comparée

Nous avons cherché à déterminer un lien éventuel entre l'intensité des lampes et certaines de leurs caractéristiques. L'ensemble des tests est interprété en retenant 5% pour seuil de significativité.

3.4.2.1 Année d'achat de la lampe

L'intensité moyenne des lampes semble d'autant plus faible que leur date d'achat est ancienne (Tableau 3.11).

Tableau 3.11. Intensité moyenne des lampes en fonction de leur date d'achat

| Année d'achat de la lampe | Intensité moyenne (mW/cm ²) |
|---------------------------|---|
| ≤ 2006 | 519 |
| 2007-2008 | 684 |
| 2009-2010 | 890 |
| 2011-2012 | 944 |
| 2013 | 950 |
| Ensemble des lampes | 789 |

Parmi les 114 lampes, 19 ont une date d'achat inconnue. Ce tableau concerne un total de 95 lampes.

Afin d'étudier le lien entre intensité et date d'achat, nous avons estimé les paramètres du modèle de régression linéaire simple suivant selon la méthode des moindres carrés ordinaires (Tableau 3.12).

$$\text{Intensité}_i = \alpha + \beta \times \text{Ancienneté de la lampe}_i + \varepsilon_i \text{ avec } i = 1, \dots, 95$$

La significativité des paramètres est évaluée au moyen d'un test de Student $H_0: \alpha = 0$ versus $H_1: \alpha \neq 0$ et $\mathcal{H}_0: \beta = 0$ versus $\mathcal{H}_1: \beta \neq 0$.

Tableau 3.12. Paramètres du test de régression linéaire simple entre intensité des lampes et date d'achat

| | Coefficient | Ecart-type | Statistique du test | P-value |
|-------|-------------|------------|---------------------|---------|
| Alpha | 1008.42 | 37.45 | 26.93 | 0.00 |
| Beta | -44.25 | 5.53 | -8.00 | 0.00 |

R² ajusté = 0.4015

Le coefficient beta est significativement différent de zéro. **Il existe donc une relation significative entre la date d'achat de la lampe et son intensité.**

Si l'on considère l'ensemble des lampes observées, les résultats obtenus prévoient une diminution de l'intensité de chaque lampe de 44 mW/cm² par an. Si l'on exclut les lampes halogènes et que l'on ne prend en compte que les lampes LED, la diminution d'intensité par an est du même ordre de grandeur (43.97 mW/cm²).

3.4.2.2 Age du praticien

Le tableau 3.13 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de l'âge des praticiens (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.13. Intensité moyenne des lampes en fonction de l'âge des praticiens

| Age des praticiens pour chaque lampe (ans) | Nombre de praticiens | Intensité moyenne (mW/cm ²) | Ecart-type |
|--|----------------------|---|------------|
| < 30 | 7 | 614 | 261 |
| 30-40 | 25 | 746 | 296 |
| 41-50 | 37 | 780 | 263 |
| > 50 | 45 | 779 | 375 |

Nous avons réalisé un test d'analyse de la variance à un facteur (One-Way ANOVA) afin de déterminer si l'intensité des lampes varie en fonction de l'âge des praticiens. La statistique du test est 0.6014 et la P-value associée est de 0.6155.

L'intensité moyenne des lampes ne diffère donc pas d'un groupe d'âge de praticien à l'autre. L'âge du praticien n'apparaît pas comme un facteur déterminant de l'intensité de la lampe.

3.4.2.3 Formation des praticiens sur les lampes

Le tableau 3.14 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de la formation des praticiens (sur un total de 112 lampes, information non-renseignée pour 2 lampes).

Tableau 3.14. Intensité moyenne des lampes en fonction de la formation des praticiens

| Formation des praticiens | Nombre de praticiens | Intensité moyenne (mW/cm ²) | Ecart-type |
|--------------------------|----------------------|---|------------|
| Oui | 86 | 777 | 326 |
| Non | 26 | 731 | 294 |
| Ensemble des praticiens | 112 | 766 | 319 |

Nous avons effectué un test d'égalité des moyennes (t-test) afin d'établir si la formation des praticiens au sujet des lampes a un impact sur l'intensité des lampes. La statistique du test est 0.6435 avec une P-value de 0.5213.

La différence entre les intensités moyennes des lampes des praticiens formés ou non formés n'est donc pas significative d'un point de vue statistique.

3.4.2.4 Performances jugées satisfaisantes ou non

Le tableau 3.15 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de la satisfaction des praticiens (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.15. Intensité moyenne des lampes en fonction de la satisfaction des praticiens

| Satisfaction des praticiens | Nombre de praticiens | Intensité moyenne (mW/cm ²) | Ecart-type |
|-----------------------------|----------------------|---|------------|
| Oui | 105 | 797 | 296 |
| Non | 9 | 356 | 286 |

Nous avons réalisé un test d'égalité des moyennes (t-test) afin d'évaluer si un plus grand degré de satisfaction des praticiens correspond réellement à une intensité plus élevée. La statistique du test est 4.3012 et la P-value associée est de 0.0000.

La différence entre les intensités moyennes des lampes des praticiens satisfaits ou non est donc significative d'un point de vue statistique.

3.4.2.5 Type de lampe

Le tableau 3.16 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de leur type (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.16. Intensité moyenne des lampes en fonction de leur type

| Type de lampes | Nombre de lampes | Intensité moyenne (mW/cm ²) | Ecart-type |
|----------------|------------------|---|------------|
| LED | 101 | 820 | 286 |
| Halogènes | 13 | 308 | 116 |

Nous avons effectué un test d'égalité des moyennes (t-test) afin d'établir si les deux catégories de lampes considérées dans cette étude présentent une intensité moyenne différente. La statistique du test est 11.8932 avec une P-value de 0.0000.

La différence entre les intensités moyennes des différents types de lampes est significative d'un point de vue statistique.

D'après les résultats précédents établissant un lien entre intensité moyenne et date d'achat de la lampe (Section 3.4.2.1) et sachant que les lampes halogènes testées dans cette étude sont en moyenne plus anciennes que les lampes LED, on peut se demander si l'intensité plus faible des lampes halogènes n'est pas en fait due à leur plus grand âge. Afin de répondre à cette question, nous avons estimé les paramètres du modèle de régression linéaire simple suivant selon la méthode des moindres carrés ordinaires (Tableau 3.17).

$$Intensité_i = \beta_0 + \beta_1 \times Ancienneté\ de\ la\ lampe_i + \beta_2 \times Type\ de\ la\ lampe_i + \varepsilon_i$$

avec $i = 1, \dots, 95$

Tableau 3.17. Paramètres du test de régression linéaire simple entre intensité des lampes, année d'achat et type de lampe

| | Coefficient | Ecart-type | Statistique du test | P-value |
|-------------------|-------------|------------|---------------------|---------|
| Beta ₀ | 984.17 | 43.94 | 22.40 | 0.00 |
| Beta ₁ | -35.69 | 9.82 | -3.63 | 0.00 |
| Beta ₂ | -143.79 | 136.54 | -1.05 | 0.30 |

R² ajusté = 0.4022

La significativité des paramètres est évaluée au moyen d'un test de student ($\mathcal{H}_0: \beta = 0$ versus $\mathcal{H}_1: \beta \neq 0$), seuls les coefficients Beta₀ et Beta₁ sont significatifs.

Selon ces résultats, c'est l'ancienneté de la lampe qui est responsable de la diminution de l'intensité et non le type de lampe.

3.4.2.6 Présence ou non d'un radiomètre

Le tableau 3.18 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de la présence ou non d'un radiomètre (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.18. Intensité moyenne des lampes en fonction de la présence ou non d'un radiomètre

| Présence d'un radiomètre | Nombre de lampes | Intensité moyenne (mW/cm ²) | Ecart-type |
|--------------------------|------------------|---|------------|
| Oui | 28 | 771 | 295 |
| Non | 86 | 759 | 326 |

Nous avons réalisé un test d'égalité des moyennes (t-test) afin de voir si la présence d'un radiomètre au sein du cabinet affecte l'intensité des lampes. La statistique du test est 0.1856 et la P-value associée est de 0.8535.

La différence entre les intensités moyennes des lampes selon qu'un radiomètre soit présent ou non n'est pas significative d'un point de vue statistique.

3.4.2.7 Réalisation de contrôles d'intensité par le praticien, son équipe ou une personne extérieure

Le tableau 3.19 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de la réalisation de contrôles d'intensité (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.19. Intensité moyenne des lampes en fonction de la réalisation de contrôles d'intensité

| Réalisation de contrôles | Nombre de lampes | Intensité moyenne (mW/cm ²) | Ecart-type |
|--------------------------|------------------|---|------------|
| Oui | 38 | 813 | 307 |
| Non | 76 | 736 | 321 |

Nous avons effectué un test d'égalité des moyennes (t-test) afin de savoir si les contrôles ont un effet sur l'intensité des lampes. La statistique du test est 1.2303 avec une P-value de 0.2223.

La différence entre les intensités moyennes des lampes selon que des contrôles d'intensité sont effectués ou non n'est pas significative d'un point de vue statistique.

3.4.2.8 Maintenance de la lampe et remplacement de certains composants

Le tableau 3.20 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de leur maintenance (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.20. Intensité moyenne des lampes en fonction de la maintenance des lampes

| Maintenance de la lampe | Nombre de lampes | Intensité moyenne (mW/cm ²) | Ecart-type |
|-------------------------|------------------|---|------------|
| Oui | 56 | 749 | 346 |
| Non | 58 | 774 | 290 |

Nous avons réalisé un test d'égalité des moyennes (t-test) afin de déterminer si l'intensité des lampes est influencée par leur degré de maintenance. La statistique de ce test est -0.4300 avec une P-value de 0.6681.

La différence entre les intensités moyennes des lampes selon qu'il y ait eu une maintenance ou non n'est pas significative d'un point de vue statistique.

3.4.2.9 Utilisation d'un étui transparent

Le tableau 3.21 présente l'intensité moyenne des lampes en fonction de l'utilisation d'un étui transparent (sur un total de 114 lampes).

Tableau 3.21. Intensité moyenne des lampes en fonction de l'utilisation d'un étui transparent

| | |
|--|-----|
| Intensité moyenne des lampes sans étui transparent (mW/cm ²) | 762 |
| Intensité moyenne des lampes avec étui (mW/cm ²) | 679 |

Nous avons réalisé un test d'égalité des moyennes (t-test) pour tester si la présence d'un étui a un effet sur l'intensité de la lampe. La statistique du test est 2.0469 avec une P-value de 0.0418.

La différence entre les intensités moyennes des lampes avec et sans étui est significative d'un point de vue statistique.

3.5 Discussion

Une première étude sur le sujet a été effectuée dans le Finistère en 2008, et nous avons cherché à voir s'il y avait eu une évolution depuis ce moment. Notre échantillon est similaire à celui de cette précédente étude en effectif (il était de 102 praticiens pour 100 lampes en 2008), et les mesures ont été réalisées dans le même département. Cependant, notre échantillon n'est pas identique puisque tout comme dans notre travail, les données de la première étude ont été rendues anonymes. Ainsi, les praticiens participants ne sont pas forcément les mêmes dans les deux études.

Notre étude a été réalisée sur un **échantillon** de 100 praticiens. La grande majorité des praticiens contactés (88.5%) a accepté de participer à notre travail, ce qui peut démontrer un intérêt des cliniciens concernant les lampes. Il a été précisé que les résultats étaient rendus anonymes. Les refus ont pu être motivés par un manque de temps, d'intérêt, ou une crainte d'être jugés si les performances des lampes n'étaient pas conformes. Deux praticiens n'ont pas pu participer à notre étude, car leur lampe était en réparation. Après avoir exclu les lampes dont l'embout avait un diamètre inférieur à 7 mm, notre échantillon regroupe 96 praticiens pour 114 lampes. Dans la littérature, des études publiées sur le sujet entre 1994 et 2009 comportaient des échantillons de 100 (Mitton et Wilson, 2001) à 214 lampes (Martin, 1998 ; El-Mowafy *et al.*, 2005).

Les **questionnaires** ont été remplis par le praticien seul ou en notre présence. Cela peut constituer une limite, puisque certaines questions ont pu être mal interprétées lorsque le praticien a répondu seul au questionnaire.

Par contre, les mesures ont été réalisées par une seule **opératrice**, ce qui garantit une standardisation des résultats. Dans chaque étude de la littérature, les mesures sont réalisées 3 fois sur chaque lampe, et la moyenne est reportée. Nous avons choisi ce protocole pour obtenir des valeurs d'intensité les plus fiables possibles.

Les mesures ont été réalisées avec un radiomètre. Les **radiomètres** sont des dispositifs permettant d'objectiver les performances de la lampe. Ils ne nous donnent cependant pas de valeurs précises. Un dispositif typique est constitué d'un détecteur dans lequel l'embout de la lampe est directement placé (Rueggeberg, 2011). Il peut être intéressant de contrôler l'intensité de la lampe lorsqu'elle vient d'être achetée, puis de renouveler les contrôles régulièrement avec le même radiomètre.

Dans notre étude, deux radiomètres intégrés nous ont donné une intensité correcte, alors que les mesures avec notre radiomètre externe nous indiquaient une intensité faible. Il aurait été intéressant de comparer les résultats de notre radiomètre avec chaque radiomètre intégré. Cependant, pour ne pas gêner le praticien lors de ses soins, en général l'assistante nous fournissait la lampe à photopolymériser seule pour nos mesures, le socle restant dans la salle de soins avec le praticien.

De même, l'intensité moyenne d'une de nos lampes (Light Pen®, Kent Dental) s'est révélée supérieure à l'intensité maximale de la lampe selon le fabricant. Cela montre la variabilité des résultats d'un radiomètre à l'autre.

Les **limites des radiomètres** sont les suivantes :

- plusieurs facteurs affectent l'intensité relevée par le radiomètre, comme la taille de l'embout de la lampe, les dépôts de composite, l'orientation et la position de l'embout par rapport au radiomètre, la régulation du voltage, la fiabilité du radiomètre lui-même, la manipulation de la lampe (Hedge, Jadhav et Aher, 2009) ;
- le détecteur doit être d'un diamètre inférieur ou égal à celui de l'embout de la lampe. Ainsi, le dispositif n'est pas exposé à la totalité de l'énergie émise par la lampe. Cela ne fausse pas les résultats si l'émission de la lampe se fait de manière homogène au niveau de l'embout. Il faut s'assurer que l'embout de la lampe est bien placé contre l'ouverture, de telle sorte qu'un minimum de lumière s'en échappe (Rueggeberg, 2011) ;
- le radiomètre comporte un filtre qui ne permet la détection du spectre émis que pour certaines longueurs d'onde (en général entre 400 et 500 nm). Moussally et Cazier, en 2008, définissent la plage d'efficacité de photopolymérisation pour des longueurs d'ondes comprises entre 380 et 510 nm. Si la lampe émet un spectre dont la longueur d'onde est hors du domaine de détection du radiomètre, il ne nous indiquera pas l'intensité de ces radiations. Grâce à un radiomètre spécifique adapté aux longueurs d'onde entre 520 et 1100 nm, Rueggeberg, en 2011, s'est aussi intéressé à l'intensité de ces radiations électromagnétiques. Elles n'ont aucun intérêt clinique, sinon de chauffer la restauration et d'éblouir. Augmenter l'intensité parmi ces longueurs d'onde peut induire une dégradation accélérée des composants de la lampe. L'auteur définit ainsi les lampes comme inutilisables si l'intensité de ces radiations dépasse 50 mW/cm².

Les **classes d'intensité** répertoriées dans la littérature n'ont pas permis de mettre en évidence une intensité adéquate consensuelle des lampes à photopolymériser. Il faut tout de même prendre en compte le fait que le type de lampe, ainsi que les intensités maximales ont évolué :

- les lampes QTH, qui étaient les plus répandues dans le passé, ont une intensité moyenne de 400 à 500 mW/cm², même si certains modèles sont plus puissants (jusqu'à 3000 mW/cm²) (Rueggeberg, 2011),
- les lampes LED de deuxième ou troisième générations ont des intensités de 800 à 1600 mW/cm² (Moussaly et Cazier, 2008).

Ainsi, nous avons pu noter différentes classes d'intensité selon les auteurs :

- la lampe est inutilisable, à réparer ou à remplacer, si son intensité est :
 - ≤ 200 mW/cm² selon Barghi, Berry et Hatton (1994), Martin (1998), Miyazaki *et al.* (1998), Pilo, Oelgiesser, Cardash (1999), Hedge, Jadhav et Aher (2009). Dans leurs études dans les cabinets dentaires, ces différents auteurs ont respectivement obtenu des taux de 29.7%, 27%, 14.3%, 33% pour l'ensemble des lampes, et 18.5% des LED et 32.8% des QTH pour la dernière étude citée,
 - ≤ 300 mW/cm² selon El-Mowafy *et al.* (2005) et Saingery-Mynier (2008) avec des taux respectifs de 12.1% et 22% ;
- il faut augmenter le temps de photopolymérisation, si l'intensité de la lampe est située :
 - entre 200 et 300 mW/cm² selon Barghi, Berry et Hatton (1994), Miyazaki *et al.* (1998) et Pilo, Oelgiesser, Cardash (1999) avec des taux respectifs de 15.8%, 10.5% et 22%,
 - entre 201 et 399 mW/cm² selon Martin (1998) et Hedge, Jadhav et Aher (2009) avec des taux de 26% pour l'ensemble des lampes de la 1^{ère} étude, 71.6% des LED et 65.5% des QTH pour la 2^{ème} étude,
 - entre 301 et 399 mW/cm² selon El-Mowafy *et al.* (2005) avec un taux de 18.2% ;
- l'intensité est considérée comme suffisante, si elle est :
 - ≥ 300 mW/cm² selon Barghi, Berry et Hatton (1994), Miyazaki *et al.* (1998), Pilo, Oelgiesser, Cardash (1999) et Mitton et Wilson (2001) avec des taux respectifs de 54.4%, 75.2%, 45% et 72%,
 - ≥ 400 mW/cm² selon Martin (1998), El-Mowafy *et al.* (2005) et Hedge, Jadhav et Aher (2009) avec des taux respectifs de 47%, 69.7% pour l'ensemble des lampes, 9.9% des LED et 1.7% des QTH pour la dernière étude.
 - ≥ 600 mW/cm² pour Manga, Charlton et Wakefield en 1995.

Concernant les classes d'intensité de notre étude, nous avons choisi de considérer les intensités recommandées dans la notice d'utilisation de notre radiomètre. En effet, les données de la littérature se contredisant, et les résultats pouvant varier d'un radiomètre à l'autre, il semblait plus judicieux de se reporter aux valeurs du LED Radiometer Demetron® (3M ESPE). Ce radiomètre détecte des longueurs d'ondes comprises entre 400 et 500 nm. Il est conçu pour des mesures d'intensité sur des lampes LED, mais son spectre de détection recouvre aussi celui de la lumière émise par les lampes QTH, c'est pourquoi, nous l'avons également utilisé pour des mesures d'intensité sur les lampes QTH de notre étude.

Selon la notice de 3M, on peut déduire selon les résultats que :

- l'intensité est faible si elle est inférieure à 300 mW/cm²,
- le temps de photopolymérisation recommandé par le fabricant de composite doit être augmenté pour une intensité comprise entre 300 et 499 mW/cm²,
- le temps de photopolymérisation recommandé par le fabricant de composite doit être respecté pour une intensité comprise entre 500 et 799 mW/cm²,
- le temps de photopolymérisation recommandé par le fabricant de composite peut être diminué pour une intensité égale ou supérieure à 800 mW/cm².

La plage d'intensités relevée par notre modèle de radiomètre va de 0 à 2000 mW/cm², et recouvre donc entièrement les valeurs d'intensité rapportées dans notre étude (100 à 1700 mW/cm²).

On obtient dans notre étude 8% de lampes dont l'intensité est < 300 mW/cm², 15% de lampes dont l'intensité est comprise entre 300 à 499 mW/cm², 26% de lampes dont l'intensité est comprise entre 500 et 799 mW/cm², et 51% de lampes dont l'intensité est ≥ 800 mW/cm². L'intensité moyenne des 114 lampes est de 762 mW/cm².

Ces résultats sont positifs puisque la classe la moins représentée est celle des intensités faibles et plus de la moitié de l'échantillon a une intensité supérieure à 800 mW/cm².

S'il l'on considère nos mesures avec les classes d'intensité de l'étude de 2008, on peut constater une évolution dans la répartition des intensités des lampes à photopolymériser entre 2008 et aujourd'hui (Tableau 3.22).

Tableau 3.22. Répartition des lampes selon les classes d'intensités de 2008

| | Etude actuelle (2013) | Etude de 2008 |
|-------------------------------|-----------------------|---------------|
| < 300 mW/cm ² | 8% | 22% |
| 300 à 599 mW/cm ² | 21% | 25% |
| 600 à 1000 mW/cm ² | 50% | 36% |
| > 1000 mW/cm ² | 21% | 17% |

On peut observer une diminution nette de la part des lampes d'intensité inférieure à 300 mW/cm², une diminution de la part de lampes dont l'intensité est comprise entre 300 et 599 mW/cm², et une augmentation de la part de lampes dont l'intensité est supérieure à 600 mW/cm². Cela est encourageant, puisque le nombre de lampes dont les intensités sont faibles diminue au profit des lampes ayant des intensités plus élevées. Ces résultats peuvent être expliqués par le renouvellement des lampes par les praticiens et donc par le fait que la majorité des lampes étudiées sont des LED récentes.

Trente-sept virgule cinq pourcents des praticiens interrogés dans cette étude ont plus de 50 ans, et 32.3% ont entre 40 et 50 ans. Cela semble indiquer un échantillon plus âgé par rapport à celui de 2008 lorsque Marion Saingery-Mignier a réalisé son étude : elle avait interrogé 35% de praticiens de plus de 50 ans et 26% de praticiens de 40 à 50 ans.

Nous nous sommes demandé si **l'âge du praticien** ne pouvait pas influencer certains comportements. En effet, on pourrait penser que les praticiens ayant terminé leurs études depuis longtemps, et n'ayant pas forcément suivi de manière régulière une formation post-universitaire sur ce sujet, sont probablement moins conscients des difficultés liées à l'utilisation et à l'entretien des lampes. **Nos résultats n'ont pas montré de lien significatif entre l'âge des praticiens et l'intensité de leurs lampes.**

Lorsque nous nous sommes intéressés à la **formation** que les praticiens ont pu avoir sur les lampes, il s'est révélé que la grande majorité d'entre eux ont déclaré avoir été informés (75%) soit au cours de leur formation initiale (33.3%), soit au cours de leur formation continue (27.8%), soit à la fois pendant leur formation initiale et continue (38.9%).

Tout comme l'âge, ce critère ne s'est pas révélé significatif par rapport à l'intensité des lampes.

Malgré une part importante de praticiens déclarant avoir eu une information sur les lampes à un moment ou à un autre de leur carrière, peu d'entre eux sont sensibilisés à l'importance de contrôles d'intensité des lampes. Ainsi, un **radiomètre est présent** pour seulement un quart des lampes, le plus souvent il s'agit d'un radiomètre intégré, spécifique à la lampe. Il est intéressant de noter que certains praticiens ont déclaré ne pas avoir de radiomètre au cabinet alors que leur modèle de lampe était conçu avec un radiomètre intégré. Les chirurgiens-dentistes ne sont pas forcément au courant de cette fonction et de l'intérêt de son utilisation pour s'assurer du bon fonctionnement de la lampe.

Nous n'avons pas trouvé de lien significatif entre l'intensité et la présence ou non d'un radiomètre au cabinet.

Quatre-vingt-huit pourcents des praticiens qui ont répondu au questionnaire sont propriétaires de leur lampe. C'est donc à eux de s'assurer du bon fonctionnement de leur matériel. Or, 66.7% des lampes n'ont jamais été **contrôlées** quant à leur intensité. De plus, seuls deux tiers des praticiens possédant un radiomètre l'utilisent. Cela montre le peu d'importance que les praticiens accordent aux contrôles d'intensité. Il y a tout de même une évolution positive depuis l'étude de Marion Saingery-Mynier en 2008, où seulement un tiers de praticiens possédant un radiomètre l'utilisaient régulièrement.

Cependant, nous n'avons pas trouvé de lien significatif entre l'intensité et l'existence de contrôles d'intensité par le praticien, un membre de son équipe ou une personne extérieure au cabinet.

Les **types de lampes** de notre étude sont :

- les lampes LED qui constituent la majorité des lampes rencontrées (89%). L'intensité moyenne de ces lampes est de 820 mW/cm²,
- les lampes QTH sont au nombre de 13 (11%). L'intensité moyenne de ces lampes est de 308 mW/cm². Sur ces 13 lampes, seules 7 sont utilisées en tant que lampe principale. Les autres lampes QTH sont des lampes de secours, qui ne sont employées qu'en cas de panne de la lampe principale,
- les lampes PAC ne sont pas utilisées par les praticiens de notre étude.

Il existe un lien significatif entre le type de lampes et l'intensité de ces dernières. Les lampes QTH ont des intensités plus faibles que les lampes LED.

Nous avons pu observer une **évolution du type de lampe** employé par les cliniciens dans le monde, les LED devenant les lampes les plus répandues.

En effet, dans les études réalisées entre 1994 et 2005, l'ensemble des échantillons était représenté par des lampes QTH (Barghi, Berry et Hatton, 1994 ; Miyazaki *et al.*, 1998 ; Pilo, Oelgiesser, Cardash, 1999 ; El-Mowafy *et al.*, 2005). Les types se sont ensuite diversifiés avec l'apparition des LED et des PAC : 78.9% de QTH, 13.7% de LED et 7.4% de PAC pour Barghi, Fischer et Pham, 2007 ; 51% de QTH, 46% de LED et 3% de PAC pour Saingery-Mynier en 2008. Notre échantillon actuel est composé de 89% de LED et de 11% de QTH.

Il existe plusieurs raisons expliquant la progression du pourcentage de LED, comme la diminution de leur prix à l'achat, leur plus grande facilité d'emploi, ou encore la plus grande longévité de l'ampoule LED par rapport à une ampoule QTH.

Comme expliqué précédemment, les LED actuelles sont de 2^{ème} ou 3^{ème} générations. Le spectre des LED de 2^{ème} génération est étroit et parfois incompatible avec les photoinitiateurs de certains composites. Or, il est très difficile voire impossible de connaître exactement les initiateurs contenus dans les matériaux que nous utilisons pour restaurer les dents (Pelissier, Bertrand, et Apap, 2013). De plus, il est également compliqué de connaître les caractéristiques exactes des lampes LED. Seuls quelques fabricants précisent le spectre d'émission ou la génération de la lampe. Nous avons dû contacter les autres fabricants pour obtenir les informations manquantes et réaliser le tableau 3.4.

Dans notre étude, seule la lampe BluePhase 20i® (Ivoclar Vivadent) est une LED de 3^{ème} génération (385 à 515 nm). Elle représente 5.3% de notre échantillon.

Nous nous sommes par ailleurs demandé si **l'ancienneté des lampes** avait une influence sur leur intensité. Dans notre échantillon, 36% des lampes ont 2 ans ou moins. Les lampes QTH sont plutôt anciennes. Ainsi, 12 des 13 lampes QTH ont été achetées avant 2007.

Cinquante pourcents des lampes ont 4 ans ou moins (achat avant ou pendant l'année 2009) et 50% des lampes ont plus de 4 ans (achat après 2009).

Dans notre étude, nous avons trouvé un lien significatif entre l'ancienneté de la lampe et son intensité. Ceci est en accord avec certaines études (Barghi, Berry et Hatton, 1994 ; Martin, 1998 ; Miyazaki *et al.*, 1998 ; El-Mowafy *et al.*, 2005), alors que Barghi, Fischer et Pham, en 2007, ne trouvent pas de relation significative entre l'intensité des lampes et leur ancienneté.

Selon nos résultats, la diminution d'intensité moyenne des lampes est de 44 mW/cm² par an. Il s'est avéré que cette diminution d'intensité est similaire pour les lampes QTH et LED. Cependant, cette diminution d'intensité n'a pas les mêmes conséquences selon le type de lampe puisque leur puissance résiduelle n'est pas identique (intensités moyennes des lampes QTH : 308 mW/cm² et des lampes LED : 820 mW/cm²).

Selon Bennett et Watts en 2004, l'intensité des lampes QTH est affectée par le temps. Selon Alnazzawi et Watts en 2012, les LED sont peu sensibles au temps, sans diminution significative de l'intensité lumineuse.

Puisque dans notre étude il existe une relation significative entre l'intensité et l'ancienneté de la lampe d'une part, et l'intensité et le type de lampe d'autre part ; nous nous sommes demandés lequel de ces deux critères avait le plus d'influence sur l'intensité de la lumière émise. D'après les résultats du tableau 3.17, l'ancienneté est le facteur le plus important.

Une lampe ne fonctionnant pas correctement ne donne pas forcément d'échec des restaurations d'odontologie conservatrice à court terme. Ainsi, si le praticien ne réalise pas des mesures d'intensité sur sa lampe, il peut utiliser une lampe défectueuse sans le savoir. Dans notre étude, 92% des praticiens se sont dits satisfaits des **performances** de leur lampe. **Or, nous avons trouvé un lien significatif entre la satisfaction des praticiens par rapport à leur matériel et l'intensité relevée des lampes.** Cela peut s'expliquer par le fait que les lampes dont les chirurgiens-dentistes ont jugé les performances insatisfaisantes sont dans notre échantillon des lampes QTH généralement anciennes, or ces deux critères influencent dans notre étude l'intensité émise de manière négative.

Les raisons de changement de lampe par les praticiens ont été renseignées : il existe plusieurs explications, comme un mauvais fonctionnement après une chute, un problème de batterie, une lampe peu ergonomique, un changement de cabinet, une panne, ou un achat suite à une formation sur les lampes...

Les **critères de choix** de la lampe utilisée par les praticiens sont principalement la facilité d'emploi (54.2%) et le rapport qualité-prix (51%). Dans l'étude de Marion Saingery-Mynier, les deux premiers critères de choix étaient le rapport qualité-prix (89%) et la qualité (64%).

Sur l'ensemble des lampes étudiées, à peine plus de la moitié des lampes ont déjà été réparées (50.9%). Ceci est peu différent des valeurs trouvées dans la littérature. Ainsi, pour Martin en 1998, près de 50% des praticiens n'ont jamais fait contrôler leur lampe quant à leur fonctionnement, et selon Mitton et Wilson en 2001, 47.5% des lampes de l'étude sont endommagées ou nécessitent d'être réparées. Dans notre échantillon, les **composants remplacés** lorsque la lampe a été réparée sont principalement l'ampoule (21.9%), la batterie (19.3%) et l'embout (13.2%).

Nous n'avons pas trouvé de lien significatif entre l'intensité et la maintenance de la lampe, contrairement à Martin en 1998 qui établit une relation entre ces deux critères. On peut penser les lampes QTH plus répandues en 1998 influencent ces résultats, puisque les auteurs s'accordent sur le fait qu'une ampoule QTH doit être changée après environ 6 mois d'utilisation clinique (Mahn, 2011), ou que les filtres peuvent se dégrader avec la chaleur émise par la lampe.

Miyazaki *et al.*, en 1998 ont cherché à déterminer l'intensité maximale d'un modèle de lampe QTH. Le remplacement de certains composants par des composants neufs a été effectué. Ils obtiennent alors une augmentation maximale de l'intensité de la lampe de 36% avec une nouvelle ampoule, de 157.7% avec de nouveaux filtres, de 46.2% avec de nouvelles fibres optiques et de 322.7% avec le changement de ces 3 éléments simultanément.

Dans notre étude, 51.7% des lampes ont un **embout de diamètre** 8 mm, 30% ont un embout de 7 ou 7.5 mm, 8.7% ont un embout de 10 mm. Cinq lampes ont un embout de diamètre inférieur à 7 mm, et ont été exclues de notre échantillon. Dans les études de Barghi, Berry et Hatton, 1994 et Barghi, Fischer et Pham, 2007, la majorité des embouts observés ont des diamètres respectifs de 7 mm à 81.6% et de 8 mm à 42.9%. Cependant, selon Mahn en 2011, le diamètre idéal de l'embout est de 10 mm, afin de polymériser correctement les restaurations dans la plupart des situations.

D'autre part, notre étude révèle une nette diminution de la présence de **dépôts de matériaux de restauration sur l'embout des lampes** (4.4% des lampes), par rapport aux valeurs retrouvées dans la littérature : 35% pour Mitton et Wilson, 2001, ou 77% pour Barghi, Fischer et Pham, 2007. Nous nous sommes intéressés à l'influence de la présence de dépôts sur l'intensité des lampes. Notre échantillon de 5 lampes est trop faible pour réaliser un test statistique fiable, cependant, on peut noter que les dépôts font baisser l'intensité des lampes de 10 à 100 mW/cm², avec une diminution moyenne de 56 mW/cm².

Nous nous sommes demandés quels moyens étaient utilisés pour prévenir les **contaminations croisées** par le biais des lampes à photopolymériser. Warren, Rice, et Powers, en 2000, ont défini différents systèmes mis à disposition du praticien :

- la stérilisation des embouts dans un autoclave : l'intensité diminue avec le nombre de cycle de stérilisation, car des dépôts de résidus minéraux provenant de l'eau vaporisée,

s'accumulent sur l'embout. Cela nécessite de polir régulièrement l'embout pour éliminer ces dépôts,

- la stérilisation chimique : elle nécessite 10 heures d'immersion des embouts, ce qui n'est pas compatible avec la pratique clinique,
- les étuis jetables transparents : diminueraient l'intensité de la lampe,
- le nettoyage avec une solution désinfectante entre chaque patient,
- des embouts jetables à usage unique : solution onéreuse mais idéale, car chaque nouvel embout neuf doit assurer un maintien de l'intensité de la lampe.

Dans notre étude, 99% des praticiens nettoient l'embout de leur lampe avec une lingette désinfectante, 28% utilisent des étuis jetables transparents et 14% stérilisent l'embout à l'autoclave. Aucun praticien de notre étude n'emploie d'embouts jetables à usage unique.

Hedge, Jadhav et Aher, 2009 affirment avoir observé une diminution d'intensité de 40 à 50 mW/cm² lorsque l'on utilise des **étuis stériles transparents**. Pour chaque lampe, nous avons mesuré l'intensité avec et sans étui transparent. **Il existe dans l'échantillon observé une différence significative entre les intensités mesurées avec et sans étui jetable transparent**, avec une diminution moyenne de 83 mW/cm² avec étui. La diminution d'intensité observée peut être propre au modèle d'étui transparent utilisé, et peut aussi dépendre de la forme de l'étui qui est plus ou moins adaptée à la forme de l'embout de la lampe.

Les **types d'actes pour lesquels les lampes sont utilisées** dans notre étude sont l'odontologie conservatrice à 95%, l'ODF à 9%, les éclaircissements à 9%, et le collage d'éléments avec le système Céréc® (Sirona) (2%). Ces résultats sont similaires à ceux de Marion Saingery-Mynier en 2008, avec l'odontologie conservatrice à 87%, les éclaircissements à 8% et l'ODF à 5%.

En général les éclaircissements se font avec une lampe spécifique. De même, un cabinet de deux praticiens utilise une lampe spécifique et puissante pour le Cerec® (Sirona) : BluePhase 20i® (Ivoclar Vivadent).

Soixante-quatre pourcents des praticiens utilisent leur lampe avec le mode standard, 34.2% des praticiens utilisent le mode soft-start et 1.8% le mode pulse. Certaines lampes ne disposent que d'un mode de polymérisation, d'autres ont deux ou trois modes. En général, lorsqu'ils ont le choix, les praticiens utilisent le mode standard par défaut, ne connaissant pas les avantages et les inconvénients de chaque **protocole de polymérisation**. Les auteurs se contredisent par rapport au protocole de photopolymérisation assurant une polymérisation optimale. Certains auteurs s'accordent sur le fait que le mode standard permet un degré de conversion plus important, mais aussi que le mode soft-start induit une rétraction de prise plus faible (Yoshikawa *et al.*, en 1999 ; Lu, Stansbury, et Bowman, 2005).

Dans notre étude, les **systèmes adhésifs** les plus employés sont SAM 2 (37%) et les M&R 2 (36%). Les systèmes M&R 3 sont utilisés à 22%. Les SAM 1 n'arrivent qu'en quatrième position avec 12%. Certains praticiens utilisent plusieurs types d'adhésifs.

Chaque système a ses qualités et ses défauts. En général, les systèmes adhésifs offrant les valeurs d'adhésions les plus importantes, sont aussi les systèmes les plus opérateurs-dépendants avec une procédure de mise en place complexe. Il ressort de différentes études que les SAM 1 sont les systèmes les moins fiables. Il est donc rassurant que dans notre étude, la proportion des praticiens utilisant ces adhésifs reste la plus faible. Ces résultats sont différents de ceux obtenus en 2012 dans une étude menée en Bretagne (Gaillard, 2012), où les M&R 2 étaient employés à 40%, les SAM 1 à 28%, les SAM 2 à 17% et les M&R 3 à 15%.

Les **types de composites** les plus employés dans notre étude sont les composites fluides (75%), les composites microchargés (50%) et les composites condensables (41%). Ces résultats sont étonnants, car on s'attendrait plutôt à un emploi massif des microhybrides et nanohybrides qui ont des indications plus universelles. On peut supposer que certains praticiens ne connaissent pas exactement la catégorie de composite à laquelle appartiennent les matériaux qu'ils utilisent.

Les composites sont utilisés par 93% des praticiens pour des restaurations antérieures, par 86% pour des restaurations directes et indirectes, par 78% pour des scellements de sillons, par 25% pour le collage de couronnes, par 14% pour le collage de facettes et par 6% des cliniciens pour le collage de brackets.

Les proportions de praticiens utilisant du **C.V.I.** ou du **C.V.I.M.A.R.** sont quasi identiques (39 et 38% respectivement). Dix-neuf pourcents des praticiens n'utilisent pas de matériaux verres-ionomères. Les 4% restants utilisent des matériaux verres-ionomères, mais n'ont pas précisé s'il s'agissait de matériaux photopolymérisables ou non. Lorsqu'ils utilisent des matériaux verres-ionomères, les praticiens les emploient à 62% pour des restaurations temporaires, à 55.5% pour des restaurations postérieures, à 49.4% pour des protections pulpo-dentaires et des scellements de couronnes, à 29.6% pour des substituts dentinaires, à 18.5% pour des scellements de sillons, à 11% des praticiens pour des restaurations antérieures et à 4.9% pour le collage de brackets. Ces résultats semblent correspondre à un usage attendu des matériaux verre-ionomères.

Le temps de polymérisation pratiqué pour chaque incrément est ≤ 20 secondes pour 44% des praticiens de l'étude de Martin en 1998. Dans notre étude, un temps de photopolymérisation égal à 20 secondes est largement répandu, avec des moyennes de 21 à 31 secondes selon les matériaux. Après une recherche sur Internet, les fabricants conseillent en général une photopolymérisation de 20 secondes pour les C.V.I.M.A.R. (par exemple Fuji II® GC, Riva Light Cure® SDI, Photac Fil Quick® 3M ESPE). Pour les composites, les temps varient : 10 secondes pour le Quixfil® (Dentsply)

avec des incréments de 4 mm ; 20 à 40 secondes selon les teintes pour le Charisma Opal® (Heraeus) avec des incréments de 2 mm et une lampe d'intensité > 400 mW/cm² ; 40 secondes pour le Z100® (3M ESPE) avec une lampe d'intensité égale ou supérieure à 400 mW/cm² et un spectre de 400 à 500 nm.

3.6 Conclusion

Cette étude a pu mettre en valeur une bonne coopération des chirurgiens-dentistes sollicités, et un intérêt de la profession concernant les lampes à photopolymériser. Cette étude confirme l'utilisation prépondérante des lampes LED actuellement dans le département.

Il ressort de notre étude une relation entre l'intensité de la lampe et son ancienneté, l'intensité et le type de lampe, et l'intensité et l'utilisation d'étuis jetables transparents.

Les résultats de notre étude sont encourageants puisque seules 8% des lampes étudiées ont une intensité faible et devraient être réparées ou remplacées. Plus de la moitié de nos lampes ont une intensité forte (supérieure à 800 mW/cm²), ce qui peut permettre aux praticiens de respecter les temps de photopolymérisation des fabricants tout en espérant obtenir une polymérisation adéquate des restaurations.

Cependant, les connaissances des cliniciens quant aux lampes à photopolymériser sont imprécises, et les fabricants de lampes ou de matériaux de restaurations photopolymérisables entretiennent généralement certaines confusions. Il est difficile pour les chirurgiens-dentistes de s'y retrouver.

Malgré cela, les lampes LED, qui représentent le type de lampe le plus répandu, ont des performances qui semblent diminuer dans le temps tout en restant compatibles avec une polymérisation efficace dans la majorité des cas.

Conclusion

Ce travail rappelle le fait que seul un bon respect des protocoles cliniques peut assurer des restaurations collées de qualité. Comme nous l'avons expliqué, les restaurations photopolymérisables dont la mise en place n'a pas été réalisée correctement, n'offrent pas forcément d'échec à court terme. Cependant, à moyen ou long terme, elles sont plus susceptibles d'entraîner des reprises carieuses ou de fracturer.

Concernant les tissus dentaires, une adhésion fiable à l'émail est établie, mais elle reste plus aléatoire pour la dentine dans la durée. De plus, les matériaux de restauration et les systèmes adhésifs ont des protocoles propres, et sont plus ou moins sensibles à l'opérateur.

Les lampes à photopolymériser ont également des caractéristiques variables. Leur mode d'utilisation est différent d'un modèle à l'autre.

Les lampes LED actuelles sont de 2^{ème} ou 3^{ème} générations. Le spectre d'émission des lampes de 2^{ème} génération est étroit et parfois incompatible avec les photoinitiateurs présents dans les matériaux de restauration photopolymérisables, or il est de plus très compliqué de connaître la nature de ces photoinitiateurs.

Il est aussi difficile de déterminer les caractéristiques des lampes. Néanmoins, après avoir pris directement contact avec les fabricants de lampes, la plupart d'entre eux nous ont apporté les informations manquantes.

De plus, il est regrettable qu'il n'existe pas de consensus dans la littérature sur les valeurs d'exposition énergétique, de temps et d'intensités nécessaires.

Les temps de photopolymérisation recommandés par les fabricants de lampes correspondent à l'intensité initiale de la lampe lors de son achat. Or, avec les années, ces valeurs ont tendance à diminuer. Les lampes LED, qui sont les plus utilisées actuellement, ont des performances qui restent relativement élevées dans le temps, mais cela ne doit pas dispenser les praticiens de contrôler leur lampe.

Malgré tout, les valeurs d'intensités mesurées à travers cette étude dans un échantillon de praticiens du Finistère sont encourageantes.

ANNEXES

QUESTIONNAIRE REMPLI PAR LES PRATICIENS

Age du praticien : <30ans 30-40ans 40-50ans >50ans

Année de diplôme :

UFR d'origine :

Localisation du cabinet (ville) :

Type d'exercice : Exercice salarié Exercice libéral

Type d'activité : Omnipratique Spécialité si oui laquelle :

Le matériel appartient-il au praticien ? Oui Non

Avez-vous eu une information sur les lampes à photopolymériser :

- Pendant votre formation initiale (études) ?
- Pendant votre formation continue (conférences) ?
- Jamais ?

Utilisation de la lampe (plusieurs réponses possibles) :

Restauration OC ODF Eclaircissement

Lampe actuellement utilisée :

- Les performances de votre lampe vous semblent-elles satisfaisantes ? Oui Non
- Type de lampe : LED Halogène Arc Plasma
- Marque et modèle de la lampe :
- Année d'achat :
- Critères de choix de la lampe (plusieurs réponses possibles) : Prix Qualité Rapport qualité/prix Facilité d'emploi Facilité d'entretien Autre

- Avez-vous un testeur d'intensité de la lampe ? Oui Non
- Si oui, réalisez-vous des contrôles réguliers de l'intensité de la lampe ? Oui Non
- Vérifiez-vous votre lampe tous les : 6mois 1an 2ans >2ans jamais

- La maintenance de la lampe :
 - o Avez-vous déjà remplacé un (ou plusieurs) composant(s) de la lampe ? Oui Non
 - o Si oui, lequel ? (plusieurs réponses possibles) Ampoule Embout Filtre Cordon Batterie Autre

**Quels moyens employez-vous pour prévenir une contamination croisée (patient-patient) ?
(plusieurs réponses possibles)**

- Nettoyage de la lampe avec une lingette désinfectante
- Utilisation d'étuis jetables transparents
- Stérilisation de l'embout à l'autoclave
- Utilisation d'embouts jetables à usage unique

La lampe précédente :

- Avez-vous changé de lampe récemment ? Non Oui, si oui pourquoi ?
- Type de lampe : LED Halogène Arc Plasma
- Estimation de la durée de vie de cette lampe ?

Type de d'adhésif (plusieurs réponses possibles) :

- Système avec mordantage puis rinçage : M&R 3 M&R 2
- Système auto-mordant : SAM 2 SAM 1

Type de composite (plusieurs réponses possibles) :

- Macrochargé Microchargé Microhydride Nanohybride
- Condensable Fluide

Emploi des composites (plusieurs réponses possibles) :

- Restaurations antérieures Restaurations postérieures Collage de brackets
- Collage de facettes Scellement de couronnes Scellement de sillons

Utilisation de C.V.I. : oui non

Utilisation de C.V.I. photopolymérisable : oui non

Marque du C.V.I. photopolymérisable :

Emploi des C.V.I. traditionnels ou photopolymérisables (plusieurs réponses possibles) :

- Restaurations antérieures Restaurations postérieures Restaurations temporaires
- Fond de cavité Collage de brackets Scellement de couronnes
- Scellement de sillons Substitut dentinaire avant inlay-onlay

Protocole d'utilisation de la lampe :

- Protocole de photopolymérisation : Standard Pulse Soft-Start
- Le C.V.I.M.A.R. :
 - Application par couche ou en un apport ?
 - Si application par couche, l'épaisseur de chaque couche de matériau est-elle :
 $\leq 2\text{mm}$ ou $> 2\text{mm}$?
 - Temps de photopolymérisation par couche ?
 - Temps final de photopolymérisation ?
- Le composite :
 - Application par couche ou en un apport ?
 - Si application par couche, l'épaisseur de chaque couche de matériau est-elle :
 $\leq 2\text{mm}$ ou $> 2\text{mm}$?
 - Temps de photopolymérisation par couche ?
 - Temps final de photopolymérisation ?

Mesures

| Temps (sec) | | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 |
|---------------------------------|-----------|----|----|----|----|----|----|
| Intensité (mW/cm ²) | Mesures 1 | | | | | | |
| | Mesures 2 | | | | | | |
| | Mesures 3 | | | | | | |
| | + étuis | | | | | | |

- Embout abîmé (fêlures)
- Traces de composite sur l'embout (+ nouvelles mesures après nettoyage de l'embout)

Diamètre de l'embout :

BIBLIOGRAPHIE

ARTICLES

1- Alnazzawi A., Watts D.C.

Simultaneous determination of polymerization shrinkage, exotherm and thermal expansion coefficient for dental resin-composites
Dental Materials, 28:1240-1249, 2012

2- Baldassarri M., Margolis H.C., Beniash E.

Compositional determinants of mechanical properties of enamel
Journal of Dental Research, 78(7):645-649, 2008

3- Barghi N., Berry T., Hatton C.

Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices
The Journal of American Dental Association, 125:992-996, 1994

4- Barghi N., Fischer D.E., Pham T.

Revisiting the intensity output of curing lights in private dental offices
Copenhagen, 28(7):380-385, 2007

5- Bedran-Russo A.K.B., Yoo K.J., Ema K.C., Pashley D.H.

Mechanical properties of tannic-acid-treated dentin matrix
Journal of Dental Research, 88(9):807-811, 2009

6- Bennett A.W., Watts D.C.

Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time
Dental Materials, 20:72-79, 2004

7- Bhamra G.S., Fleming G.J.P.

Effects of halogen light irradiation variables (tip diameter, irradiance, irradiation protocol) on flexural strength properties of resin-based composites
Journal of Dentistry, 36(8):643-650, 2008

8- Breschi L., Mazzoni A., Nato F., Carrilho M., Visintini E., Tjäderhane L., et al.

Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface : a 2-year in vitro study
Dental Materials, 26:320-325, 2010

9- Bronckers A.L.J.J., Lyaruu D.M., DenBesten P.K.

The impact of fluoride on ameloblasts and the mechanisms of enamel fluorosis
Journal of Dental Research, 88(10):877-893, 2009

10- CNEOC, Lasfargues J.J., Machtou P.

Dictionnaire francophone des termes d'odontologie conservatrice
Endodontie et odontologie restauratrice, Espace ID, 2010

- 11- Chen M.-H.**
Update on dental nanocomposites
Journal of Dental Research, 89(6):549-560, 2010
- 12- Coutinho E., Yoshida Y., Inoue S., Fukuda R., Snauwaert J., Nakayama Y., De Munck J., Lambrechts P., Suzuki K., Van Meerbeek B.**
Gel phase formation at resin-modified glass-ionomer/tooth interfaces
Journal of Dental Research, 86(7):656-661, 2007
- 13- Cramer N.B., Stansbury J.W., Bowman C.N.**
Recent advances and developments in composite dental restorative materials
Journal of Dental Research, 90(4):402-416, 2011
- 14- Croll T.P., Nicholson J.W.**
Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature
Pediatric Dentistry, 24:423-429, 2002
- 15- De Gee A.J., Leloup G., Werner A., Vreven J., Davidson C.L.**
Structural integrity of resin-modified glass ionomers as affected by the delay or omission of light activation
Journal of Dental Research, 77(8):1658-1663, 1998
- 16- De Jong L.C.G., Opdam N.J.M., Bronkhorst E.M., Roeters J.J.M., Wolke J.G.C.**
The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations
Journal of Dentistry, 35(6):513-520, 2007
- 17- De Munck J., Van Landuyt K.L., Pneumans M., Poitevin A. et al.**
A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results
Journal of Dental Research, 84(2):118-132, 2005
- 18- Degrange M.**
Les systèmes adhésifs amélo-dentaires
Concepts cliniques – Les résines composites, 2007
- 19- Dietschi D., Marret N., Krejci I.**
Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions
Dental Materials, 19:493-500, 2003
- 20- Doudoux D., Hildelbert P., Behin P., Bouffart S., Bourgeois A., Debouvry V., Pollicand D., Deveaux E.**
Adhésion des composites et surfaces d'émail
Le monde dentaire, 18(6):3-13, 2000

21- Drummond J.L.

Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials
Journal of Dental Research, 87(8):710-719, 2008

22- El-Mowafy O., El-Badrawy W., Lewis D.W., Shokati B., Kermalli J., Soliman O., Encioiu A., Zawi R., Rajwani F.

Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units used in private practice in Toronto
The Journal of American Dental Association, 136:766-773, 2005

23- Fawsy A.S., Nitisusanta L.I., Iqbal K., Daood U., Neo J.

Riboflavin as a dentin crosslinking agent: Ultraviolet A versus blue light
Dental Materials, 28:1284-1291, 2012

24- Feilzer A.J., Dooren L.H., de Gee A.J., Davidson C.L.

Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface
European Journal of Oral Sciences, 103:322-326, 1995

25- Gastalla O., Viennot S., Allard Y.

Collages en odontologie
EMC-Odontologie 1 : 193-201, 2005

26- Hashimoto M., Tjäderhane L., Tay F.R., Ito S., Sano H., Pashley D.H.

Effect of chlorhexidine on MMP activity of human dentin (abstract)
Journal of Dental Research, 84:1697, 2005

27- Hedge V., Jadhav S., Aher G. B.

A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra
Journal of Conservative Dentistry, 12(3):105-108, 2009

28- Kidd E.A.M.

Micro-leakage: a review
Journal of Dentistry, 4:199-206, 1976

29- Koubi S.A., Brouillet J.L., Pigoly C.

Restaurations esthétiques postérieures en technique directe
EMC-Odontologie 1, 340-347, 2005

30- Kovarik R.E., Haubenreich J.E., Gore D.

Glass ionomer cements: a review of composition, chemistry, and biocompatibility as a dental and medical implant material
Journal of Long-Term Effects of Medical Implants, 15(6):655-671, 2005

31- Lasfargues J.J., Bonte E., Goldberg M., Jonas P., Tassery H.

Ciments verres ionomères et matériaux hybrides
EMC Odontologie 23-065-K-10, 1998

- 32- Leprince J.G., Palin W.M., Hadis M.A., Devaux J., Leloup G.**
Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency
Dental Materials, 29(2):139-156, 2013
- 33- Lloyd C.H., Joshi A., McGlynn E.**
Temperature rises produced by light sources and composites during curing
Dental materials, 2:170-174, 1986
- 34- Lu H., Stansbury J.W., Bowman C.N.**
Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress
Journal of Dental Research, 84(9):822-826, 2005
- 35- Mahn E.**
Light polymerization
Inside dentistry, 7(2), 2011
- 36- Manga R.K., Charlton D.G., Wakefield C.W.**
In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth
General Dentistry, 126:241-243, 1995
- 37- Margolis H.C., Beniash E., Fowler C.E.**
Role of macromolecular assembly of enamel matrix proteins in enamel formation
Journal of Dental Research, 85(9):775-793, 2006
- 38- Marshall Jr. G.W., Chang Y.J., Gansky S.A., Marshall S.J.**
Demineralization of caries-affected transparent dentin by citric acid: an atomic force microscopy study
Dental Materials, 17:45-52, 2001
- 39- Martin F.E.**
A survey of the efficiency of visible light curing units
Journal of Dentistry, 26:239-243, 1998
- 40- Millich F., Jeang L., Eick J.D., Chappelow C.C., Pinzino C.S.**
Elements of light-cured epoxy-based dental polymer systems
Journal of Dental Research, 77(4):603-608, 1998
- 41- Mine A., De Munck J., Vivan Cardoso M., Van Landuyt K.L., Poitevin A., Kuboki T., Yoshida Y., Suzuki K., Van Meerbeek B.**
Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives
Journal of Dental Research, 89(12):1505-1509, 2010
- 42- Mitton B.A., Wilson N.H.F.**
The use and maintenance of visible light activating units in general practice
British Dental Journal, 191:82-86, 2001

- 43- Miyazaki M., Hattori T., Ichiishi Y., Kondo M., Onose H., Moore B.K.**
 Evaluation of curing units used in private dental offices
 Operative Dentistry, 23:50-54, 1998
- 44- Moussally C., Cazier S.**
 Quelle lampe à photopolymériser ?
 L'information dentaire n°39, 2008
- 45- Neumann M.G., Schmitt C.C, Ferreira G.C., Corrêa I.C.**
 The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units
 Dental Materials, 22:576-584, 2006
- 46- Nomoto R., Asada M., McCabe J.F., Hirano S.**
 Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems
 Dental Materials, 22:1135-1142, 2006
- 47- Opdam N.J.M., Bronkhorst E.M., Loomans B.A.C., Huysmans M.-C.D.N.J.M.**
 12-year survival of composite vs. amalgam restorations
 Journal of Dental Research, 89(10):1063-1067, 2010
- 48- Pelissier B., Bertrand C., Apap M.**
 Comment optimiser l'utilisation des lampes à photopolymériser ?
 Le Chirurgien-dentiste de France, 1580 :39-46, 2013
- 49- Perdigão J.**
 Dentin bonding – variables related to the clinical situation and the substrate treatment
 Dental Materials, 26:24-37, 2010
- 50- Pradhan R.D., Melikechi N., Eichmiller F.**
 The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source
 Dental Materials, 18:221-226, 2002
- 51- Pilo R., Oelgiesser D., Cardash H.S.**
 A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use
 Journal of Dentistry, 27:235-241, 1999
- 52- Raskin A., Salomon J.P., Sabbagh J.**
 Les résines composites. Classification évolution
 Concepts cliniques – Les résines composites, 2007
- 53- Raskin A., Tassery H., Salomon J.P., Sabbagh J.**
 Les résines composites. Propriétés et indications cliniques
 Concepts cliniques – Les résines composites, 2007

- 54- Rueggeberg F.A.**
State-of-the-art: dental photocuring – A review
Dental Materials, 27: 39-52, 2011
- 55- Sano H., Shono T., Takatsu T., Hosoda H.**
Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer
Operative Dentistry, 19:59-64, 1994
- 56- Sano H., Takatsu T., Ciucchi B., Horner J.A., Matthews W.G., Pashley D.H.**
Nano-leakage: leakage within the hybrid layer
Operative Dentistry, 20:18-25, 1995
- 57- Sano H.**
Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bond
Journal of Dental Research, 85(1):11-14, 2006
- 58- Schmalz G., Geurtsen W., Arenholt-Bindslev D.**
La biocompatibilité des résines composites
Concepts cliniques – Les résines composites, 2007
- 59- Shortall A.C., Harrington E., Wilson H.J.**
Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers
Journal of Dentistry, 23:227-232, 1995
- 60- Smith C.E.**
Cellular and chemical events during enamel maturation
Critical Reviews in Oral Biology and Medicine, 9:128-161, 1998
- 61- Stewardson D.A., Shortall A.C.C., Harrington E., Lumley P.J.**
Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit
Journal of Dentistry, 32(8):643-651, 2004
- 62- Tay F.R., King N.M., Chan K.M., Pashley D.H.**
How can nano-leakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously?
The Journal of Adhesive Dentistry, 4:255-269, 2002
- 63- Tay F.R., Pashley D.H., Peters M.C.**
Adhesive permeability affects composite coupling to dentin treated with a self-etch adhesive
Operative Dentistry, 28:610-621, 2003
- 64- Tay F.R., Sidhu S.K., Watson T.F., Pashley D.H.**
Water-dependant interfacial transition zone in resin-modified glass-ionomer cement/dentin interfaces
Journal of Dental Research, 83(8):644-649, 2004

- 65- Tjan A.H.L., Dunn J.R.**
Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers
Journal of Prosthetic Dentistry, 59:433-438, 1988
- 66- Trujillo M., Newman S.M., Stansbury J.W.**
Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization
Dental Materials, 20:766-777, 2004
- 67- Tyas M.J.**
Milestones in adhesion: glass-ionomer cements
Journal of Adhesive Dentistry, 5:259-266, 2003
- 68- Uctasli S., Tezvergil A., Lassila L.V.J., Vallittu P.K.**
The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources
Dental Materials, 21:469-475, 2005
- 69- Warren D.P., Rice H.C., Powers J.M.**
Intensity of curing lights affected by barriers
The Journal of Dental Hygiene, 74:20-23, 2000
- 70- Wataha J.C., Lewis J.B., Lockwood P.E., Hsu S.**
Blue light differentially modulates cell survival and growth
Journal of Dental Research, 83(2):104-108, 2004
- 71- Weiner S., Veis A., Beniash E., Arad T., Dillon J.W., Sabsay B., Siddiqui F.**
Peritubular dentin formation: crystal organization and the macromolecular constituents in human teeth.
Journal of Structural Biology, 126(1):27-41, 1999
- 72- Wendl B., Muchitsch P., Pichelmayer M., Droschl H., Lankmayr E., Maier E.**
In vitro release of phosphoric acid ester from self-etching primer
Journal of Dental Research, 88(5):439-442, 2009
- 73- Yap A.U.J., Soh M.S.**
Thermal emission by different light-curing units
Operative Dentistry, 28:260-266, 2003
- 74- Yoshida Y., Van Meerbeek B., Nakayama Y., Snauwaert J., Hellemans L., Lambrechts P.**
Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces
Journal of Dental Research, 79:709-714, 2000

- 75- Yoshikawa T., Sano H., Burrow M.F., Tagami J., Pashley D.H.**
Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength
Journal of Dental Research, 78(4):898-905, 1999
- 76- Yuan Y., Shimada Y., Ichinose S., Sadr A., Tagami J.**
Effects of dentin characteristics on interfacial nanoleakage
Journal of Dental Research, 86(10):1001-1006, 2007
- 77- Xu H.H.K., Moreau J.L., Sun L., Chow L.C.**
Novel CaF₂ Nanocomposite with High Strength and Fluoride Ion Release
Journal of Dental Research, 89(7):739-745, 2010

COURS

- 1- Thon S.**
Physique de la lumière, IUT de l'Université de Provence, 2011-2012
- 2- Raskin A.**
Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, 2009-2010
- 3- Attal J.P.**
Les ciments verres ionomères (CVI), Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, 2009-2010

THESES

- 1- Saingery-Mynier M.**
Evaluation de l'emploi des lampes à photopolymériser sur un échantillon de praticiens dans le département du Finistère - Thèse UBO Brest, 2008
- 2- Gaillard V.**
Pratiques actuelles en Odontologie Conservatrice pour la restauration directe des dents postérieures vitales – Thèse UBO Brest, 2012

| | |
|--|----------|
| | N° 29010 |
| <p>METAIS Laura</p> <p><u>TITRE</u> : Adhésion et photopolymérisation : données actuelles et évaluation des pratiques dans un échantillon de praticiens du Finistère</p> <p>Thèse ; Chir. Dent. ; Brest ; 2013 ; (N° 29010)</p> | |
| <p><u>RESUME</u> :</p> <p>Le recours aux restaurations collées est devenu prépondérant dans les cabinets dentaires. Ainsi la mise en place de matériaux photopolymérisables et l'emploi de lampes à photopolymériser sont des actes quotidiens pour le chirurgien-dentiste. Il est avéré que plusieurs facteurs influencent les propriétés de ces restaurations, dont la qualité de la photopolymérisation. Des rappels sur ces notions ont été effectués.</p> <p>Ensuite, nous avons réalisé une étude sur un échantillon de praticiens du Finistère afin de déterminer les habitudes d'utilisation de ces matériaux par les chirurgiens-dentistes et d'évaluer les types de lampes utilisées, leurs caractéristiques, leur maintenance et leur intensité.</p> | |
| <p><u>RUBRIQUE DE CLASSEMENT</u> : ODONTOLOGIE CONSERVATRICE</p> | |
| <p><u>MOTS CLES</u> :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Lampes à photopolymériser - Intensité - Restaurations adhésives | |
| <p><u>JURY</u> :</p> <p>Président : M. Le Professeur Reza ARBAB CHIRANI Assesseurs : M. Le Docteur Brice CHAUVEL <u>Mme Le Docteur Valérie CHEVALIER-HERISSET</u> Mme Le Docteur Emilie THIEBAUT</p> | |
| <p><u>ADRESSE DE L'AUTEUR</u> : METAIS Laura 27 rue de Glasgow 29200 BREST</p> | |