

Université de Montréal

Évaluation de l'efficacité d'adhésion de résines automordançantes à la dentine
et à l'émail de dents primaires

par :

Martine Nicopoulos

Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M.Sc.)
en médecine dentaire
Option Dentisterie Pédiatrique
Juin 2005

© Martine Nicopoulos, 2005



WU

5

U58

2005

v. 001

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Évaluation de l'efficacité d'adhésion de résines automordançantes à la dentine
et à l'émail de dents primaires

Présenté par :
Martine Nicopoulos

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Daniel Fortin
Dr Hicham El-Khatib
Dr Duy-Dat Vu

Mémoire accepté le :

Résumé

Les matériaux de collage ont connu un essor important au cours des dernières décennies. Leur usage dans la pratique de la dentisterie pédiatrique a permis d'améliorer la qualité des soins par la pratique d'une approche plus conservatrice, par l'apport de restaurations plus esthétiques et par une gestion facilitée des traumatismes dentaires et des traitements d'orthodontie. Pourtant, les études tendent à démontrer que le succès clinique des ces matériaux n'est pas idéal en dentition primaire. Plusieurs facteurs sont pointés du doigt afin d'expliquer leur succès limité comparativement aux dents permanentes. On pense notamment à l'histologie et à la composition minérale différentes entre dents primaires et permanentes et aux problèmes de contamination engendrés par une coopération et un seuil d'attention limités chez les enfants. La mise en marché récente de systèmes adhésifs automordançants, combinant deux ou plusieurs des étapes requises à la mise en place des résines adhésives et éliminant l'étape de rinçage, semble une alternative prometteuse, spécialement lors du traitement des enfants, en raison de la simplification du processus d'adhésion et de la réduction du nombre d'étapes. Le but de la présente étude était de mesurer les forces d'adhésion à la dentine et à l'émail de dents primaires obtenues à l'aide de deux agents automordançants, AdperTM PromptTM L-PopTM (PLP), 3M ESPE et Optibond[®] Solo PlusTM Self-Etch (OPT-SE), Kerr Dental, et de les comparer aux forces obtenues à l'aide d'un système conventionnel de mordançage à l'acide phosphorique AdperTM Single Bond Plus (SBP), 3M ESPE.

Soixante échantillons obtenus à partir de dents primaires postérieures et soixante échantillons obtenus à partir de dents primaires antérieures furent randomisés dans un des trois groupes suivante : Groupe contrôle (SBP), groupe expérimental-1 (PLP) et groupe expérimental-2 (OPT-SE).

Les échantillons furent abrasés dans le but d'obtenir une surface expérimentale d'émail plane et, les systèmes adhésifs furent appliqués à ces surfaces en respectant strictement les instructions du manufacturier. Un bouton de composite fut collé à la surface des échantillons puis placés dans un bain d'eau distillée à une température de 37°C pour une durée de 24hres. Les spécimens furent ensuite soumis à 500 cycles de thermocyclage à des températures de 5°C et 45°C afin de simuler les variations de température observées en bouche. Des tests d'adhésion en mode de cisaillement furent ensuite effectués à l'aide d'un appareil universel Instron 4201 série IX. Suite à la fracture des échantillons, ceux-ci furent observés à magnification de 2,6X dans le but de déterminer le mode d'échec. Une fois les tests sur l'émail terminés, les échantillons furent aplanis jusqu'à la dentine. Les surfaces furent uniformisées et les étapes d'application des adhésifs, de thermocyclage et de tests d'adhésion en cisaillement furent répétées.

Des analyses de variances univariées (one-way ANOVA) et bivariées (two-way ANOVA) ainsi que des tests de corrélation de Spearman furent effectués pour analyser les données. Les résultats démontrent, pour les échantillons d'émail antérieurs et postérieurs, que les forces d'adhésion obtenues à l'aide du système conventionnel (SBP) étaient significativement supérieures à celles obtenues à l'aide des systèmes automordançants PLP et OPT-SE ($p < 0,001$), que les forces obtenues à l'aide de l'automordançant PLP étaient plus élevées que celles obtenues à l'aide de l'automordançant OPT-SE ($p < 0,001$) et que la majorité des échecs étaient de nature adhésive. Pour les spécimens de dentine antérieure et postérieure, les résultats démontrent que les forces d'adhésion engendrées par le système conventionnel (SBP) étaient significativement supérieures à celles obtenues à l'aide de PLP ($p = 0,0303$) et OPT-SE ($p < 0,001$). Les résultats démontrent également que les forces d'adhésions étaient supérieures pour le groupe PLP comparativement au groupe OPT-SE ($p = 0,0022$) et que la majorité des échecs étaient de nature adhésive. Pour les échantillons d'émail et de dentine, les tests de corrélation de Spearman

démontraient une faible corrélation entre la valeur des forces d'adhésion et les types d'échec.

Mots clés : Adhésion, automordançants, émail primaire, dentine primaire

Abstract

Adhesive dentistry has gone through an important expansion over the past decades. The use of adhesive materials in the field of pediatric dentistry has translated to an increased quality of care through the practice of conservative dentistry, the contribution of aesthetic restorations and through an easier management of trauma and orthodontics. However, a multitude of studies have shown that adhesive materials do not behave as well clinically on the primary dentition. Higher failure rates have been observed as opposed to the permanent dentition. Many factors have been suggested for these findings, including the histological and mineral content differences between primary and permanent teeth and the behaviour management issues often encountered in treating children. Recently marketed self-etching adhesive systems, which combine steps necessary for the application of adhesives and also eliminate rinsing phases, might be of help to the pediatric professional. By reducing the required number of steps, they facilitate and shorten the adhesive process, therefore decreasing the incorporation of technique errors that could lead to bond failure.

The aim of the present study was to evaluate bond strength to enamel and dentin of primary teeth using two different self-etching systems (Adper™ Prompt™ L-Pop™ (PLP), 3M ESPE and Optibond® Solo Plus™ Self-Etch (OPT-SE), Kerr Dental) and to compare the bond strength values to those obtained using a conventional acid-etching technique (Adper™ Single Bond Plus (SBP), 3M ESPE).

Sixty samples obtained from posterior primary teeth and sixty samples obtained from anterior primary teeth were randomized to one of the following groups: Control group (SBP), experimental group-1 (PLP) and experimental group-2 (OPT-SE).

The samples were sanded on silicone carbide paper in order to obtain flat and uniform testing surfaces. The adhesives were placed onto the experimental surfaces by strictly conforming to the manufacturer's instructions and a composite resin cylinder was added atop of the polymerized adhesive. The samples were then placed in a distilled water bath at 37°C for a period of 24 hours.

The samples were submitted to 500 cycles of thermocycling, alternating from baths at 5°C and 45°C. This was done to simulate temperature changes occurring in the oral cavity at meal times. Shear bond strength tests were performed on the samples, using an Instron 4201 Serie IX universal testing machine. Once fractured, the samples were observed under 2.6X magnification in order to identify the failure mode. After all the tests had been completed on the enamel surfaces, the samples were ground down into dentin. The surfaces were made uniform, using silicone carbide paper and the adhesion procedures, thermocycling and shear bond strength tests performed on enamel were repeated on the dentin samples.

Univariate (one-way ANOVA) and bivariate (two-way ANOVA) analyses as well as Spearman's correlation tests were carried out in order to interpret the results. The results obtained for the enamel samples, both anterior and posterior, demonstrated that the conventional acid-etch adhesive system (SBP) created significantly higher bonds strengths when compared to the self-etching systems (PLP, OPT-SE) ($p < 0.001$). The results also showed that PLP was superior to OPT-SE ($p < 0.001$) and that the majority of failures were of the adhesive type. The dentin specimens, anterior and posterior, also showed that the conventional acid-etch adhesive system provided higher bond strengths when compared to PLP ($p = 0.0303$) and to OPT-SE ($p < 0.001$). PLP was also shown to create stronger bonds when compared to OPT-SE ($p = 0.0022$). The majority of the fractures were of the adhesive type. Spearman's

correlation tests demonstrated weak correlations between the bond strength values and the failure mode for both the enamel and dentin samples.

Key words: primary tooth enamel, primary tooth dentin, adhesion, adhesive resin, self-etching resin.

Table des Matières

Résumé.....	iii
Abstract.....	vi
Table des Matières.....	ix
Liste des Tableaux.....	xii
Liste des Figures.....	xiv
Liste des Sigles et Abréviations.....	xvii
Remerciements.....	xix
CHAPITRE PREMIER INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE DEUXIÈME RECENSION DES ÉCRITS.....	5
2.1 L'ÉMAIL DENTAIRE.....	6
2.1.1 Développement de l'émail.....	6
2.1.2 Composition de l'émail.....	7
2.1.3 Histologie de l'émail.....	8
2.1.4 Différences entre l'émail primaire et permanent.....	10
2.2 LE TISSU DENTINAIRE.....	11
2.2.1 Le développement de la dentine.....	11
2.2.2 La composition de la dentine.....	12
2.2.3 L'histologie de la dentine.....	13
2.2.4 Différences entre la dentine primaire et permanente.....	15
2.3 LA BOUE DENTINAIRE.....	16
2.4 LES TYPES DE LIAISONS.....	17
2.4.1 Les liaisons chimiques.....	17
2.4.1.1 Les liens chimiques primaires.....	17
2.4.1.2 Les liens chimiques secondaires.....	19
2.5 L'ADHÉSION EN DENTISTERIE.....	20
2.5.1 Les propriétés de surface.....	21
2.5.2 L'historique de l'adhésion.....	23
2.5.3 Le Mordançage à l'acide.....	26
2.5.3.1 Le mordançage de l'émail.....	26
2.5.3.2 Le mordançage de la dentine.....	29
2.5.4 L'adhésion à l'émail.....	31
2.5.5 L'Adhésion à la dentine.....	32
2.5.5.1 Adhésion et caractéristiques du tissu dentinaire.....	32

2.5.5.2 Application des adhésifs dentinaires	33
2.5.6 Les résine adhésives automordançantes	35
2.6 LA POLYMERISATION	39
2.7 LES RÉSINES ADHÉSIVES EN DENTISTERIE PÉDIATRIQUE.....	41
2.8 LES RÉSINES COMPOSITES	44
2.9 ÉVALUATION DES MATÉRIAUX.....	46
2.9.1 Tests d'adhésion	46
2.9.2 Échec des liens adhésifs.....	49
2.9.3 Le thermocyclage.....	49

CHAPITRE TROISIÈME MÉTHODES EXPÉRIMENTALES. 51

3.1 ÉCHANTILLONS	52
3.2 MATÉRIAUX EMPLOYÉS.....	53
3.3 TESTS D'ADHÉSIONS SUR L'ÉMAIL	54
3.2.1 Groupe contrôle – Mordançage Conventionnel.....	55
3.2.2 Groupe expérimental-1 – Résine automordançante.....	59
3.2.3 Groupe expérimental-2 – Primaire automordançant.....	62
3.3 THERMOCYCLAGE	64
3.4 TESTS DE CISAILLEMENT	65
3.7 TESTS D'ADHÉSION SUR LA DENTINE.....	68
3.8 ANALYSES STATISTIQUES.....	69
3.9 HYPOTHÈSES NULLES	70

CHAPITRE QUATRIÈME RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX 71

4.1 FORCES D'ADHÉSION À L'ÉMAIL	72
4.2 FORCES D'ADHÉSION À LA DENTINE	79
4.3 COMPARAISONS DE L'ADHÉSION ENTRE L'ÉMAIL ET LA DENTINE.....	85

CHAPITRE CINQUIÈME DISCUSSION DES RÉSULTATS . 87

5.1 VALEURS DES FORCES D'ADHÉSION	88
5.1.2 Adhésion à l'émail.....	88
5.1.2 Adhésion à la dentine.....	90
5.1.3 Valeurs des forces d'adhésion.....	92
5.1.4 Comparaison des forces obtenues sur l'émail et sur la dentine.....	96
5.1.5 Types d'échec.....	97
5.2 COEFFICIENTS DE VARIABILITÉ ÉLEVÉS.....	98
5.2.1 Caractéristiques inhérentes à l'émail.....	99
5.2.3 Caractéristiques inhérentes à la dentine.....	101
5.2.4 Variabilité issue des méthodes expérimentales.....	103

5.3 VALIDITÉ DES TESTS IN VITRO.....	104
CHAPITRE SIXIÈME CONCLUSIONS	108
Bibliographie	111
Annexe I – Données brutes.....	xxi
Annexe II- Tracés	xxxiii

Liste des Tableaux

Tableau I :	Description des matériaux utilisés.....	53
Tableau II :	Composition du gel de mordantage Scotchbond™.....	56
Tableau III :	Composition du produit Adper™ Single Bond Plus.....	58
Tableau IV :	Composition du produit Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch.....	59
Tableau V :	Composition des produits OptiBond® Solo Plus™ Self- Etch et OptiBond® Solo Plus™.....	62
Tableau VI :	Raison de la perte d'échantillons d'émail lors des manipulations.....	72
Tableau VII :	Forces d'adhésion obtenues sur les échantillons d'émail primaire à l'aide des trois systèmes adhésifs à l'étude.....	73
Tableau VIII :	Comparaison des forces d'adhésion obtenues sur les échantillons d'émail à l'aide des systèmes adhésifs à l'étude.....	75
Tableau IX :	Type de fracture à l'interface émail et matériau de restauration.....	76
Tableau X :	Raison de la perte d'échantillons de dentine lors des manipulations.....	79
Tableau XI :	Forces d'adhésion sur les échantillons de dentine primaire à l'aide des trois systèmes adhésifs à l'étude...	80
Tableau XII :	Comparaison des forces d'adhésion obtenues sur les échantillons de dentine à l'aide des systèmes adhésifs à l'étude.....	81
Tableau XIII :	Type de fracture à l'interface dentine/ matériau de restauration.....	82
Tableau XIV :	Comparaison des forces d'adhésion obtenues sur les échantillons d'émail et de dentine au moyen d'un adhésif expérimental donné.....	85

Tableau XV :	<i>Données brutes pour les échantillons d'émail, dents postérieures, du groupe SBP.....</i>	<i>124</i>
Tableau XVI :	<i>Données brutes pour les échantillons d'émail, dents postérieures, du groupe PLP.....</i>	<i>125</i>
Tableau XVII :	<i>Données brutes pour les échantillons d'émail, dents postérieures, du groupe OPT-SE.....</i>	<i>126</i>
Tableau XVIII :	<i>Données brutes pour les échantillons d'émail, dents antérieures, du groupe SBP.....</i>	<i>127</i>
Tableau XIX :	<i>Données brutes pour les échantillons d'émail, dents antérieures, du groupe PLP.....</i>	<i>128</i>
Tableau XX :	<i>Données brutes pour les échantillons d'émail, dents antérieures, du groupe OPT-SE.....</i>	<i>129</i>
Tableau XXI :	<i>Données brutes pour les échantillons de dentine, dents postérieures, du groupe SBP.....</i>	<i>130</i>
Tableau XXII :	<i>Données brutes pour les échantillons de dentine, dents postérieures, du groupe PLP.....</i>	<i>131</i>
Tableau XXIII :	<i>Données brutes pour les échantillons de dentine, dents postérieures, du groupe OPT-SE.....</i>	<i>132</i>
Tableau XXIV :	<i>Données brutes pour les échantillons de dentine, dents antérieures, du groupe SBP.....</i>	<i>133</i>
Tableau XXV :	<i>Données brutes pour les échantillons de dentine, dents antérieures, du groupe PLP.....</i>	<i>134</i>
Tableau XXVI :	<i>Données brutes pour les échantillons de dentine, dents antérieures, du groupe OPT-SE.....</i>	<i>135</i>
Tableau XXVII :	<i>Tracé des données recueillies par l'Instron 4201 au moment du test de cisaillement pour l'échantillon P16-dentine.....</i>	<i>137</i>

Liste des Figures

Figure 1 :	<i>Apparence histologique de l'émail démontrant la tête et la queue des prismes.....</i>	9
Figure 2 :	<i>Histologie de la dentine démontrant les tubulis dentinaires et la dentine péritubulaire et intertubulaire.....</i>	13
Figure 3 :	<i>Différence d'histologie dentinaire selon la proximité de la pulpe.....</i>	14
Figure 4:	<i>Boue dentinaire (SL) à la surface de la dentine et boue dentinaire à l'orifice des tubulis.....</i>	16
Figure 5 :	<i>Illustration d'un lien ionique.....</i>	18
Figure 6 :	<i>Illustration d'un lien covalent.....</i>	18
Figure 7 :	<i>Illustration d'un lien hydrogène.....</i>	19
Figure 8 :	<i>Configurations d'un liquide à la surface d'un solide.....</i>	22
Figure 9 :	<i>Patrons de mordançage à l'acide obtenus sur différentes surfaces d'une même dent primaire.....</i>	27
Figure 10 :	<i>Patron de mordançage de type II démontrant une dissolution des prismes en périphérie.....</i>	28
Figure 11 :	<i>Illustration microscopique de dentine mordancée, démontrant (a) l'ouverture des tubulis dentinaires et (b) l'exposition des fibres de collagène par déminéralisation de la dentine intertubulaire.....</i>	30
Figure 12 :	<i>Illustration microscopique du lien adhésif/dentine.....</i>	34
Figure 13 :	<i>Illustration d'un polymère linéaire.....</i>	40
Figure 14 :	<i>Illustration d'un polymère ramifié.....</i>	40
Figure 15 :	<i>Contention retenue au moyen de matériau de collage.....</i>	42
Figure 16 :	<i>Restauration d'incisives inférieures fracturées suite à un traumatisme à l'aide de matériau de collage.....</i>	43
Figure 17 :	<i>Illustration d'un test d'adhésion en mode de cisaillement.....</i>	48
Figure 18:	<i>Adper™ Single Bond Plus (3M ESPE).....</i>	55
Figure 19 :	<i>Produit de mordançage Scotchbond™.....</i>	56

Figure 20 :	<i>Illustration du mode d'emploi de l'adhésif d'Adper™ Single Bond Plus.....</i>	<i>57</i>
Figure 21 :	<i>Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch (3M ESPE).....</i>	<i>60</i>
Figure 22 :	<i>Illustration du mode d'emploi pour le produit Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch (3M ESPE).....</i>	<i>60</i>
Figure 23 :	<i>Étau et moule utilisés pour le collage du bouton de composite (Ultradent Products).....</i>	<i>61</i>
Figure 24 :	<i>OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch Primer OptiBond® SoloPlus™ (Kerr).....</i>	<i>63</i>
Figure 25 :	<i>Thermocycleur SEPRAS BT-15 Université de Montréal.....</i>	<i>64</i>
Figure 26 :	<i>Appareil Universel Instron 4201 (Instron, Canton, MS).....</i>	<i>65</i>
Figure 27 :	<i>Positionnement de l'échantillon dans l'appareil Universel Instron 4201.....</i>	<i>66</i>
Figure 28 :	<i>Illustration du test d'adhésion en mode de cisaillement.....</i>	<i>67</i>
Figure 29 :	<i>Forces d'adhésion obtenues sur l'émail primaire à partir des trois systèmes adhésifs à l'étude.....</i>	<i>74</i>
Figure 30 :	<i>Tests de corrélation de Spearman démontrant, sur l'émail des dents antérieures, les corrélations entre les forces d'adhésion et les types d'échec.....</i>	<i>77</i>
Figure 31 :	<i>Tests de corrélation de Spearman démontrant, sur l'émail des dents postérieures, les corrélations entre les forces d'adhésion et les types d'échec.....</i>	<i>78</i>
Figure 32 :	<i>Forces d'adhésion obtenues sur l'émail primaire à partir des trois systèmes adhésifs à l'étude.....</i>	<i>81</i>
Figure 33 :	<i>Test de corrélation de Spearman démontrant, sur la dentine des dents antérieures, les corrélations entre les forces d'Adhésion et les types d'échec.....</i>	<i>83</i>
Figure 34 :	<i>Test de corrélation de Spearman démontrant, sur la dentine des dents postérieures, les corrélations entre les forces d'Adhésion et les types d'échec.....</i>	<i>84</i>
Figure 35 :	<i>Illustration des forces d'adhésion à l'émail et à la dentine obtenues sur les échantillons de dents antérieures à l'aide des 3 adhésifs expérimentaux.....</i>	<i>86</i>

Figure 36 :	<i>Illustration des forces d'adhésion à l'émail et à la dentine obtenues sur les échantillons de dents postérieures à l'aide des 3 adhésifs expérimentaux.....</i>	86
Figure 37 :	<i>Tracé de la courbe de charge par déplacement déterminé par l'Instron 4201 lors du test de cisaillement pour l'échantillon P29-dentine.....</i>	136

Liste des Sigles et Abréviations

°	Degré
°C	Degré Celsius
µm	Micromètre
ANOVA	Analyse de variance
BisGMA	méthacrylate de glycidyle et de bisphénol A
CC	Échec cohésif dans le composite
CD	Échec cohésif dans la dentine
CE	Échec cohésif dans l'émail
cm	Centimètre
cm ²	Centimètre carré
EDTA	Acide éthylènediaminetétracétique
Fig.	Figure
HEMA	méthacrylate de 2-hydroxyéthyle
hres	Heures
kN	KiloNewton
MCA	Échec mixte composite/adhésif
MDA	Échec mixte dentine/adhésif
MEA	Échec mixte émail/adhésif
mm	Millimètre
Mm Hg	Millimètre de mercure
mm/sec	Millimètre par seconde
mm ²	Millimètre carré
MMA	Méthyle de diméthacrylate
MPa	MégaPascal
mW	Milliwatt
nm	Nanomètre
OPT	OptiBond® Solo Plus

OPT-SE	OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch
p/p	Poids pour poids
PLP	Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch
SBP	Adper™ Single Bond Plus
sec	Secondes
UDMA	Diméthacrylate d'uréthane

Remerciements

Je tiens premièrement, Dr Fortin, à vous remercier de m'avoir offert la possibilité de travailler avec vous sur ce projet de maîtrise. Sans votre bienveillance, il m'aurait été impossible de terminer dans les délais prévus, étant donné le gouffre dans lequel j'étais malencontreusement enfoncée.

Je tiens également à remercier M. Pierre Rompré qui m'a été d'une aide bien précieuse dans l'analyse statistique des données recueillies et, qui n'a pas hésité à travailler jusqu'à la dernière minute avant le congé parental qui l'attendait afin que je puisse rencontrer les délais serrés auxquels je faisais face.

Je veux également remercier chaleureusement mes collecteurs de dents qui, je suis sûre, ont dû négocier énergiquement à plusieurs reprises avec la fée des dents afin de permettre l'avancement de la science. Dr Canonne; Dr Vu et Dre Schwartz ainsi que tous vos collègues de l'Hôpital de Montréal pour Enfants; Dre Vovan et Dre Larochelle, sans votre collaboration, la poursuite de ce projet de recherche aurait été beaucoup plus longue et laborieuse. Vous m'avez vraiment été d'une aide inestimable.

Je tiens également à remercier le Dr El-Khatib pour toutes les responsabilités qu'il a prises dans le but de faciliter le processus de rédaction et de dépôt de ce mémoire, responsabilités qui allaient bien au-delà des ses tâches de professeur en orthodontie

Je dois également remercier mes collègues de travail pour le support qu'ils m'ont offert au cours des trois dernières années. L'entraide et le support moral sont d'une importance ultime lorsque tout ne tourne pas rond.

Mohanned, Analia et Marie-Ève, je sais que vous comprenez ce que je veux dire. Mille mercis!

Je veux également remercier tous les membres de ma famille. Mammy, Pappy, Natchou, Festi et Brownie...vous m'avez tous, de votre manière, appuyée dans ce long cheminement qui ENFIN tire à sa fin. Merci pour l'hébergement gratuit, l'utilisation inconditionné de la piscine, mes épisodes de montées de lait et toutes les autres petites et moins petites choses. Merci aussi à Lulu, mon petit rayon de soleil.

Last but certainly not least...Thank you Jon, just for being there. The support, love and laughter you bring me everyday have truly kept me kicking but most of all, have allowed me to maintain my sanity. I could not have done this without you. Your encouragements have pulled me through the hard time!

CHAPITRE PREMIER
INTRODUCTION

1. Introduction

L'introduction des matériaux de collage a grandement influencé la pratique de la médecine dentaire. Depuis les travaux de Hagggar en 1950¹ et de Buonocore en 1955², l'évolution constante des adhésifs dentaires a permis de faciliter de multiples facettes de la médecine dentaire. La dentisterie esthétique ne pourrait être ce qu'elle est en l'absence des adhésifs. La dentisterie opératoire a pu s'éloigner des principes de l'extension pour la prévention de GV Black³ et permettre des approches plus conservatrices telles les restaurations de résine préventives⁴. Le traitement des traumatismes a également grandement bénéficié de la dentisterie de collage, permettant plus facilement la mise en place de contentions pour fixation des dents déplacées ou mobiles⁵, le recollement de fragments dentaires fracturés ou la restauration esthétique de ceux-ci⁶. En orthodontie, l'usage de ces matériaux a permis le collage des appareils directement sur les dents, rendant les appareils plus esthétiques et facilitant les phases finales en éliminant la nécessité de fermer les espaces laissés lors du retrait des bagues.

L'adhésion conventionnelle, développée au cours des dernières décennies, repose sur une série d'étapes devant être appliquées de manière systématique, en l'absence de contamination du champ et selon les recommandations strictes du fabricant. Globalement, ces étapes comprennent le mordantage à l'acide, l'application d'un primaire, suivi de l'application de l'adhésif et ensuite de la résine composite⁷. Ces étapes successives sont longues à effectuer et laissent également la porte ouverte à l'incorporation d'erreurs de manipulations. Dans le but de pallier à ces difficultés les recherches en matière de matériaux dentaires ont permis l'élaboration de produits combinant une ou plusieurs des phases ci-haut mentionnées comme par exemple, l'agent AdperTM Single Bond PlusTM (3M ESPE) qui réunit en une solution le primaire et l'adhésif. Depuis le début des années 1990, les recherches se

concentrent sur la fabrication d'adhésifs combinant le mordantage, l'application du primaire et l'application de l'adhésif en une seule ou en 2 étapes. Ces produits sont désignés respectivement résines adhésives automordançantes (1 étape) ou résines primaires automordançantes (2 étapes).

Le domaine de la dentisterie pédiatrique a également bénéficié des avancements dans la science des matériaux de collage. Dans sa pratique de tous les jours, le dentiste traitant les enfants fait face à de multiples défis. Les dents primaires, bien que leur histologie soit à la base la même que celle des dents permanentes, comportent certaines différences qui amoindrissent la qualité de l'adhésion des matériaux présentement disponibles. Les études démontrent effectivement une force d'adhésion moindre aux dents primaires comparativement aux dents permanentes^{8,9}. De plus, les difficultés comportementales des enfants ainsi que leur durée d'attention relativement courte favorisent les techniques pouvant s'effectuer en un plus court laps de temps. Les résines automordançantes présentent plusieurs avantages au niveau de la pratique de la dentisterie pédiatrique puisqu'en combinant plusieurs étapes elles réduisent potentiellement l'incorporation d'erreurs de manipulations, permettant une meilleure qualité de lien et qu'elles réduisent le temps alloué au traitement⁵⁶.

Les études portant sur l'efficacité des résines automordançantes sur les dents permanentes sont nombreuses et semblent démontrer des résultats intéressants. Les études sur les dents primaires sont beaucoup plus rares, ce qui pourrait décourager leur utilisation par les cliniciens favorisant l'application d'une médecine dentaire factuelle. L'obstacle le plus fréquemment rencontré se retrouve dans la difficulté de récolter un nombre suffisant de dents pour la poursuite d'études *in vitro*⁶². Les dents primaires sont fréquemment exfoliées hors du bureau du dentiste ce qui empêche leur conservation immédiate dans un milieu approprié. Les dents extraites en bureau sont souvent si cariées qu'il ne reste pas de surface adéquate à

l'application d'une expérimentation et, la « fée des dents » représente une fière compétitrice à la collection de dents primaires extraites.

Le but de la présente étude est d'évaluer la force d'adhésion de deux résines automordançantes, une résine « tout en un » ainsi qu'une résine appliquée en deux étapes, et de comparer ces forces à celles obtenues à l'aide d'un système conventionnel de mordançage à l'acide sur la dentine et sur l'émail de dents primaires.

CHAPITRE DEUXIÈME
RECENSION DES ÉCRITS

2. Recension des Écrits

2.1 L'émail dentaire

2.1.1 Développement de l'émail

L'émail dentaire représente le tissu le plus dur de l'organisme humain. Il se retrouve sur la surface coronaire de la dent, celle qui est exposée à la cavité orale et qui est en contact avec les aliments lors de la mastication¹⁰. Sa formation débute lors de la troisième ou quatrième semaine de vie intra-utérine et se poursuit jusqu'à l'âge de douze ou quatorze ans¹¹. Les cellules de l'organe de l'émail, originaires de la lame dentaire, sont responsables de sa synthèse.

La prolifération des cellules de la lame dentaire initie les événements qui entraîneront la formation de l'organe de l'émail. Ces cellules se différencieront afin de former les quatre couches cellulaires de l'organe de l'émail soit les couches d'épithélium interne et externe de l'émail, le réticulum étoilé et la strate intermédiaire. Les cellules de l'épithélium interne de l'émail subiront plusieurs transformations qui résulteront en la formation des améloblastes, cellules responsables de la sécrétion de la matrice de l'émail¹¹. Une fois sécrétée, cette matrice subira une série d'étapes de minéralisation et de maturation menant à la formation de l'émail.

Bien que la majorité des étapes de maturation de l'émail se produit avant l'éruption de la dent, les connaissances actuelles démontrent qu'au moment de son apparition en bouche, l'émail n'est pas encore complètement mature. En

effet, la surface la plus externe de l'émail n'est pas encore complètement calcifiée et présente un aspect relativement poreux. Le contact avec les minéraux salivaires entraînera des changements de structure appelés maturation post-éruptive¹². Durant cette phase, les cristaux d'hydroxyapatite à la surface de l'émail connaîtront une augmentation de taille occasionnée par l'incorporation de minéraux salivaires. Cet accroissement des cristaux d'hydroxyapatite se traduira par une minéralisation accrue et par une réduction de la porosité de surface de l'émail¹³. Kotsanos et coll.¹⁴ ont démontré que la susceptibilité à la carie dentaire diminuait avec l'âge, spécialement dans les quelques mois suivant l'éruption dentaire. Ils attribuent cette baisse d'incidence de la carie au phénomène de maturation post-éruptive. Cette observation paraît légitime puisque l'attaque acide originaire des bactéries est moins apte à attaquer une surface hautement minéralisée.

2.1.2 Composition de l'émail

L'émail est un tissu dur et hautement minéralisé. Ses caractéristiques physiques répondent bien à la fonction masticatoire ainsi qu'au rôle de protecteur de la dentine. Il est constitué, à 96% de son poids, de matière inorganique. Cette matière inorganique est presque entièrement composée de cristaux d'hydroxyapatite^{11,15}. Les cristaux d'hydroxyapatite de l'émail dentaire sont les plus gros retrouvés dans le corps, dépassant largement la taille de ceux formant la dentine et les tissus osseux. On retrouve également, dans la matrice inorganique de l'émail, des traces de carbonate de calcium, de magnésium, de potassium, de fluor et de sodium¹¹.

La portion organique de l'émail ne représente que 1% de son poids¹¹. Elle est majoritairement composée de protéines, soient les énamélines et les amélogénines¹¹. Ces dernières constituent 90% des protéines de l'émail en

formation mais disparaissent presque entièrement au cours de la maturation, favorisant la croissance des cristaux d'hydroxyapatite¹⁶. Le reste de l'émail, soit 3% de son poids, est composé d'eau.

L'épaisseur de l'émail n'est pas homogène sur toute la surface de la dent. Elle est la plus mince au niveau de la jonction amélo-cémentaire et la plus épaisse au niveau des cuspidés¹⁵. L'épaisseur de l'émail varie également selon le type de dent, selon le sexe et selon l'origine ethnique des individus. Harris et coll.¹⁷ ont démontré, dans une étude effectuée en denture primaire, que l'émail des secondes molaires était plus épais comparativement aux premières molaires et que l'émail des secondes molaires mandibulaires était plus épais que celui des secondes molaires du maxillaire supérieur. Ils ont également démontré que l'épaisseur de l'émail était plus importante chez les individus de descendance Afro-américaine comparativement aux Caucasiens et qu'elle était sujette au dimorphisme sexuel, l'émail étant plus abondant chez les garçons.

La couleur de l'émail varie selon sa composition. Un émail bien minéralisé est d'apparence plus translucide et un émail plus épais accentue la blancheur de la dent. L'émail moins minéralisé est généralement d'apparence plus blanche et plus opaque. Ceci explique la différence de couleur entre la denture permanente et primaire puisque la teneur en minéraux de cette dernière est moins substantielle^{18,19}.

2.1.3 Histologie de l'émail

L'histologie de base de l'émail est constituée de prismes hautement minéralisés apposés par les améloblastes. Ils s'étendent de la jonction amélo-dentinaire jusqu'à la surface externe de l'émail. Leur longueur varie selon leur position dans la dent, les plus courts étant retrouvés à la jonction amélo-

cémentaire et les plus longs au niveau des cuspidés. Leur diamètre est de l'ordre de 4 à 8 μm ¹⁶ et, lorsqu'ils sont coupés en section transverse, ont l'apparence d'un trou de serrure. La portion arrondie représente la tête du prisme tandis que la portion effilée représente sa queue. Les cristaux d'hydroxyapatite sont apposés parallèlement à l'axe long des prismes¹⁵. On retrouve entre les prismes des cristaux d'hydroxyapatite orientés différemment. Ils sont apposés à angle de 40 à 60° par rapport à leur axe long et forment l'émail interprismatique. Le contenu en minéraux est similaire entre les deux types d'émail¹⁶.

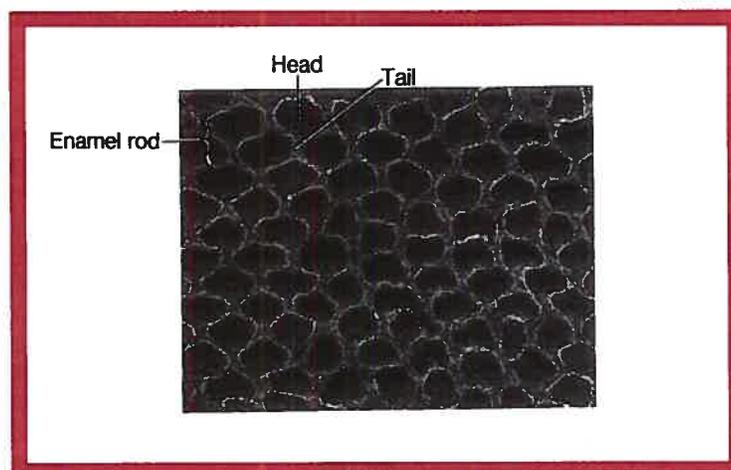


Figure 1 : Apparence histologique de l'émail démontrant la tête et la queue des prismes .

Les cristaux d'hydroxyapatite dans les couches superficielles de l'émail sont orientés différemment comparativement aux couches sous jacentes. Ils forment l'émail aprismatique. Dans la masse centrale de l'émail, les prismes approchent la surface externe à un angle d'environ 45°. En surface, au niveau de la couche d'émail aprismatique, leur contour disparaît en raison du changement d'orientation des cristaux d'hydroxyapatite²⁰. L'épaisseur de cette couche est de l'ordre de 30 μm mais peut atteindre les 220 μm . Toutes

les dents primaires possèdent une couche d'émail aprismatique à leur surface comparativement à 70% des dents permanentes²¹. Elle constitue une caractéristique normale de l'émail. L'abrasion ou l'attrition résultant des forces masticatoires et parafunctionnelles peut entraîner l'élimination de la couche aprismatique²¹. Il ne semble pas y avoir, au niveau microscopique, de différence de densité des cristaux d'hydroxyapatite entre la couche aprismatique et l'émail sous-jacent²¹.

2.1.4 Différences entre l'émail primaire et permanent

L'architecture de l'émail primaire et permanent est, à la base, la même. Elle est formée de prismes d'émail séparés par l'émail interprismatique. Les prismes retrouvés en denture primaire sont toutefois de plus petite taille que ceux retrouvés en denture permanente. Leurs largeurs respectives sont de l'ordre de 4 à 7 μm et de 7 à 10 μm ¹⁸. La couche d'émail en dentition primaire est environ deux fois moins épaisse que celle retrouvée sur les dents permanentes¹¹. La surface externe de l'émail démontre également des différences puisque les dents primaires sont plus susceptibles d'être recouvertes d'une couche d'émail aprismatique.

Mortimer¹⁸ a démontré que l'émail des dents primaires était moins minéralisé comparativement aux dents permanentes. En effet, la proportion de minéraux, par volume d'émail, est de 86 à 88% en denture primaire et de 92% pour les dents permanentes. De ce fait, l'émail des dents primaires renferme une plus grande proportion de matière organique¹⁹.

L'émail des dents primaires est formé en partie durant le développement in utero et en partie en période post natale. En général, l'émail formé dans la période prénatale est moins pigmenté puisqu'il est moins assujéti aux facteurs

environnementaux¹¹. Il est également moins minéralisé, d'environ 3 à 4%¹⁸. La naissance, qui représente un événement traumatique dans la vie du nouveau-né, laisse une démarcation à la surface de la dent. On retrouve une ligne prononcée à la surface de l'émail primaire, la ligne néonatale, qui représente le traumatisme métabolique causé à la dent par les événements de la période périnatale et de la naissance¹¹.

2.2 Le tissu dentinaire

2.2.1 Le développement de la dentine

La formation de la dentine primaire débute vers la troisième ou la quatrième semaine *in utero* et se poursuit jusqu'à l'âge de 18 à 25 ans, lors de la maturation radiculaire des troisièmes molaires¹¹. Les cellules permettant l'apposition de la matrice dentinaire, les odontoblastes, sont des dérivés cellulaires de la papille dentaire. Cette dernière provient d'une condensation des cellules mésenchymateuses sous l'organe de l'émail en formation. Les cellules en périphérie de la papille, celles à proximité de l'organe adamantin interne, adoptent une configuration cubique pour ensuite se différencier en odontoblastes. Une fois matures, les odontoblastes procéderont à la déposition de la matrice dentinaire. Le dépôt de cette matrice donne le signal aux améloblastes qui entreprendront l'amélogénèse¹⁵. La minéralisation et la maturation de la matrice dentinaire résulteront en la formation de dentine.

L'apposition de nouveau tissu dentinaire se poursuit tout au long de la vie, tant que le tissu pulpaire maintient son intégrité. Cette apposition de tissu est engendrée par les stimuli physiologiques et pathologiques ressentis par le tissu pulpaire. La formation de dentine secondaire débute généralement lorsque le développement radiculaire est complété et que la dent est en occlusion. Elle

se produit en réponse aux forces masticatoires et parafunctionnelles. Son taux d'apposition est plus lent que celui de la dentine primaire et il est également moins uniforme. On retrouvera une plus grande quantité de dentine secondaire dans les régions les plus fortement sujettes aux forces occlusales¹¹.

La dentine tertiaire, ou dentine réparatrice, est apposée en réponse à un stimulus pathologique tel que la carie dentaire ou les procédures opératoires. Cette apposition se fait rapidement, à partir de cellules mésenchymateuses s'étant différenciées en nouveaux odontoblastes. Elle entraîne la formation de nouvelle dentine intertubulaire et pérítubulaire, dans le but de protéger le tissu pulpaire contre l'agression pathologique qu'il subit. La vitesse d'apposition dépend de la vitesse de progression ou de la sévérité du phénomène pathologique. Plus celui-ci est important, plus la vitesse d'apposition sera grande. Une vitesse accélérée d'apposition se traduit toutefois par une qualité amoindrie de la dentine réparatrice²².

2.2.2 La composition de la dentine

La majeure partie de la dent, soit 70% de son volume, est formée de dentine. Cette dernière est constituée, à 70% de son poids, de matière inorganique. La majorité de sa composante inorganique est constituée de cristaux d'hydroxyapatite de petite taille, soit 3,5 nm d'épaisseur par 20 nm de longueur. On y retrouve également des traces de carbonate de calcium, de fluor, de zinc et de magnésium^{15,23}. Le contenu minéral de la dentine en fait un tissu plus dur que les tissus osseux et cémentaire mais moins dur que l'émail. Vingt pourcents de son poids est constitué de matière organique dont la majeure partie, soit 90%, est formée de fibres de collagène de type I. Les 10% restants sont formés de protéines non collagéniques telles les glycoprotéines, les sialoprotéines et les phosphoprotéines^{15,23}.

La composition structurale de la dentine n'est pas uniforme à travers son épaisseur. La dureté, le contenu organique et le contenu minéral varient selon l'endroit où l'on se trouve dans la dentine. Le contenu d'ions calcium s'amointrit au fur et à mesure que l'on s'approche de la pulpe, tout comme la composante intertubulaire. Le pourcentage de moiteur, quant à lui, devient plus important à proximité du tissu pulpaire²⁴.

2.2.3 L'histologie de la dentine

La dentine est une structure complexe, dont l'apparence microscopique possède une orientation évidente et où les tubulis dentinaires prédominent. Leur nombre et leur taille varient selon que l'on se retrouve à proximité de la pulpe ou à proximité de la jonction amélo-dentinaire²⁵. Les tubulis ressemblent à des tunnels dans la matrice de la dentine. Ils renferment le fluide dentinaire ainsi que les processus odontoblastiques qui ont été pris au piège lors du dépôt et de la maturation de la matrice dentinaire. Ils s'étendent sur toute l'épaisseur de la dentine.

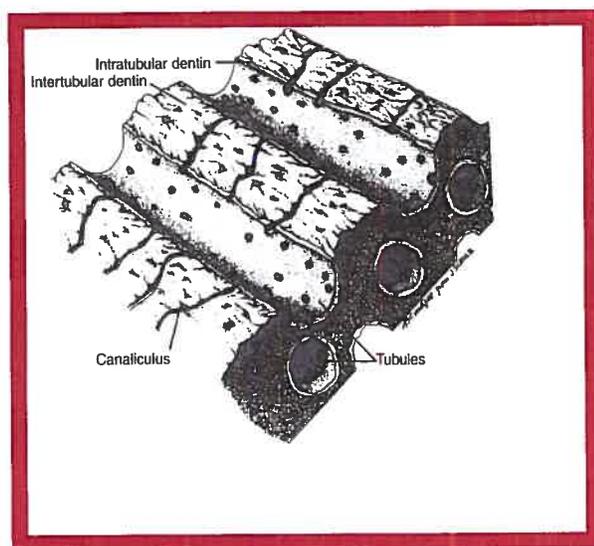


Figure 2 : Histologie de la dentine démontrant les tubulis dentinaires et la dentine périrtubulaire et intertubulaire. (Avery, 2002)

Le diamètre des tubulis varie selon la position dans la dent, étant plus important à proximité de la pulpe²³. Leur densité varie également selon la distance de la chambre pulpaire. À proximité de celle-ci on peut compter 45 000 tubulis/mm² et alors que l'on n'en compte que 20 000/mm² à la jonction amélo-dentinaire. Ainsi, près de la pulpe, les lumières des tubulis représentent 80% du volume de la dentine alors qu'à la jonction amélo-dentinaire, elles n'y représentent que 4%¹⁵.

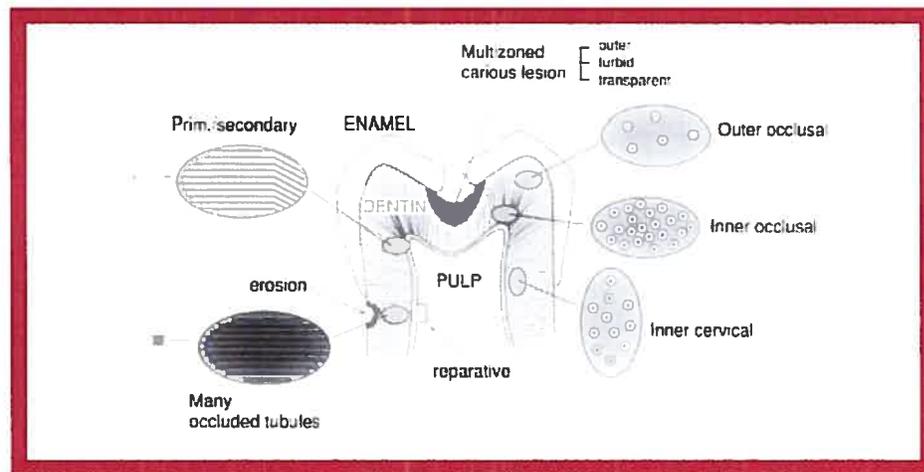


Figure 3 : Différence d'histologie dentinaire selon la proximité de la pulpe. (Marshall Jr., 1997)

Le trajet de ces tubulis n'est pas uniforme à travers la dentine. Il est généralement rectiligne au niveau de la racine alors qu'il est en forme de « s » dans la partie coronaire de la dent¹⁶. La région encerclant les tubulis dentinaires est formée de tissu hautement minéralisé que l'on nomme la dentine pérítubulaire. Elle forme une structure dense, homogène et en forme de tube au pourtour des processus odontoblastiques où les cristaux d'hydroxyapatite sont adjacents les uns aux autres²⁶.

Entre les tubulis dentinaire, on retrouve la dentine intertubulaire. Cette dentine est également minéralisée, mais de manière moins importante que la dentine péri-tubulaire. Elle renferme une quantité importante de fibres de collagène de type I qui sont recouvertes de structures cristallines apposées parallèlement à leur grand axe. On retrouve également des cristaux d'hydroxyapatite déposés au hasard entre les fibres de collagène¹⁶. Contrairement aux tubulis dentinaires, plus on s'éloigne de la chambre pulpaire, plus la quantité de dentine intertubulaire devient importante²³.

2.2.4 Différences entre la dentine primaire et permanente

La structure de base de la dentine primaire et permanente est similaire, formée de tubulis séparés par la dentine intertubulaire. Il existe pourtant certaines différences entre les deux. L'épaisseur de la dentine primaire est moindre, tant au niveau coronaire qu'au niveau radiculaire, lorsque comparée à la dentine permanente¹¹. Le contenu en ions calcium et phosphate est également moins élevé au niveau de la dentine intertubulaire et péri-tubulaire des dents primaires. Cette minéralisation moindre se traduit en une dureté plus faible de la dentine primaire²⁷.

La dentine péri-tubulaire primaire est environ de 2,5²⁴ à 5²⁸ fois plus épaisse que la dentine péri-tubulaire permanente ce qui rend les tubulis dentinaires moins perméables²⁴. Selon Jumlongras et coll.²⁹, cette épaisseur plus importante des tubulis dentinaires se ferait au dépend de la dentine intertubulaire. Ceci pourrait influencer le collage à la dentine primaire, puisque la dentine intertubulaire représente la zone principale où s'effectue le collage.

2.3 La boue dentinaire

La boue dentinaire consiste en une couche résultant du fraisage de la dentine. Elle est constituée d'hydroxyapatite, de collagène modifié et de bactéries³⁰. Sa morphologie et son épaisseur, généralement de l'ordre de 1 à 5 μm^1 , dépendent de l'instrument employé et de la manière dont il est utilisé.



Figure 4: Boue dentinaire (SL) à la surface de la dentine et boue dentinaire à l'orifice des tubulis (SP).

(Avery, 2002)

Elle est attachée de manière tenace à la dentine et peut jouer plusieurs rôles dans l'adhésion dentinaire. Elle peut être utilisée comme substrat ou être dissoute, soit complètement ou partiellement¹. Lorsqu'elle est utilisée comme substrat, l'adhérence du matériau de restauration dépendra de l'adhésion créée entre la boue dentinaire et la dentine par les bouchons formés à l'orifice des tubulis. Ce principe est à la base du mécanisme d'adhésion des résines automordançantes. Certains auteurs considèrent que ce type de lien,

incorporant la couche de boue dentinaire, est peu résistant et ne permet pas de contact intime entre la dentine et le matériau de restauration. Ils considèrent qu'elle affecte négativement l'adhésion à la dentine puisqu'elle oblitère l'ouverture tubulis dentinaire et qu'elle engendre une séparation entre la dentine et les matériaux de collage³⁰. Ces auteurs plaident généralement pour le retrait de la boue avant de procéder à l'adhésion dentinaire.

2.4 Les types de liaisons

2.4.1 Les liaisons chimiques

Les liens chimiques peuvent être séparés en deux classes principales, soient les liens primaires et les liens secondaires, dépendamment de l'énergie impliquée. Les liens ioniques, covalents et métalliques forment la famille des liens primaires alors que les liens hydrogènes et les forces de van der Waals forment la famille des liens secondaires¹⁰.

2.4.1.1 Les liens chimiques primaires

Les *liens ioniques* sont formés par le transfert d'électrons entre un atome donneur et un atome receveur d'électrons. L'atome donneur acquiert une charge positive tandis que l'atome receveur acquiert une charge négative. Les forces de Coulomb créées entraînent l'attraction de l'anion et du cation et ainsi, la formation du lien ionique³¹. Les forces impliquées dans la liaison

entre l'émail dentaire et les ciments d'ionomères de verre sont un exemple de liens ioniques utilisés en médecine dentaire¹⁰.

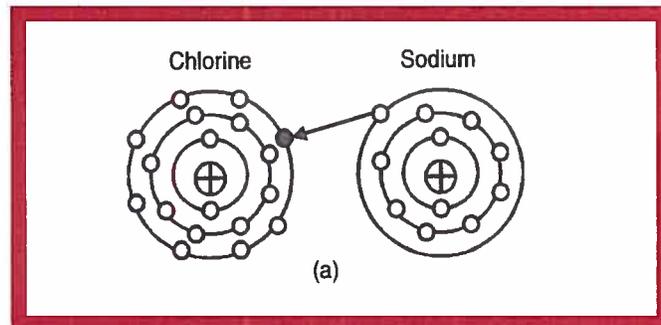


Figure 5 : Illustration d'un lien ionique
(Dhuru, 2004)

Les **liens covalents** résultent d'un partage mutuel d'électrons entre deux atomes. Les deux atomes partagent les électrons retrouvés sur leur dernière couche de valence ce qui donne lieu à un lien solide. Les liens carbone-carbone formés lors de la polymérisation de matériaux dentaires sont des exemples de liens covalents¹⁰.

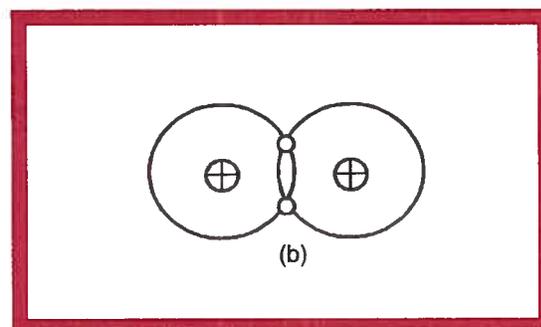


Figure 6 : Illustration d'un lien covalent.
(Dhuru, 2004)

Les liens métalliques sont formés à partir du partage d'électrons par plusieurs atomes avoisinants. Il se forme un nuage d'électrons autour des atomes impliqués dans la liaison et les forces de Coulomb entre les noyaux atomiques chargés positivement et le nuage d'électrons chargé négativement résultent en cette liaison métallique³¹. Ces liens métalliques sont retrouvés dans les métaux nobles et les alliages métalliques utilisés en dentisterie¹⁰.

2.4.1.2 Les liens chimiques secondaires

Les *liens hydrogènes* sont formés lorsque des atomes d'hydrogène sont impliqués dans un lien avec des atomes d'électronégativité plus importante. Cette différence d'électronégativité engendre un partage non équivalent des électrons et se traduit par la formation de dipôles positifs et négatifs à l'intérieur même de la molécule. Elles s'alignent ensuite de manière à ce que les dipôles opposés des molécules voisines s'attirent mutuellement l'un vers l'autre. Ces liens permettent la formation d'un réseau plus serré entre les molécules d'une substance donnée, altérant ses propriétés physiques³¹. Dans les résines de BisGMA, la formation de liens hydrogène entre les monomères permet une meilleure association des monomères entre eux, ce qui augmente leur viscosité¹⁰.

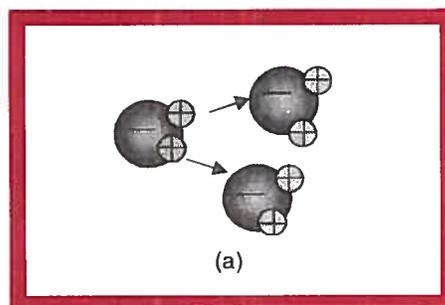


Figure 7 : Illustration d'un lien hydrogène.

(Dhuru, 2002)

2.5 L'Adhésion en dentisterie

L'adhésion peut être définie en tant que l'union de deux ou plusieurs surfaces étant en contact intime¹. Elle implique une interaction entre les atomes ou les molécules des matériaux à unir. Elle dépend ainsi grandement des propriétés de surface des matériaux à joindre¹⁰. L'adhésion diffère de la cohésion puisque cette dernière implique l'attraction entre les atomes ou les molécules d'une même substance¹.

Pour que l'adhésion entre deux substances soit adéquate, celles-ci doivent se retrouver en contact suffisamment intime. Lorsque les deux adhérents se présentent sous la forme de solides, une substance fluide servant d'intermédiaire doit être utilisée. En effet, à l'échelle microscopique, les solides sont de surface rugueuse et ne sont en contact qu'en certains points. La couche intermédiaire, que l'on nomme adhésif dentaire, permettra une contiguïté plus uniforme entre les surfaces solides. La mouillabilité du substrat, la viscosité de l'adhésif, la morphologie et la rugosité des substrats influencent également la proximité des surfaces des adhérents à unir¹.

Pour que l'adhésion entre la substance dentaire et la résine composite soit optimale, plusieurs critères doivent être remplis. La surface du substrat, c'est-à-dire la dent, doit être propre, l'adhésif doit être en mesure de bien mouiller la dent, il doit exister une bonne adaptation entre le substrat et l'adhésif, sans incorporation de bulles d'air ou d'autres contaminants. Les liens physiques, chimiques et mécaniques doivent être suffisants afin de résister aux forces de décollement et la polymérisation de l'adhésif doit être adéquate⁷.

En dentisterie, l'adhésion permet l'union de matériaux de restauration à la substance dentaire. L'emploi d'un agent adhésif, permettant le collage entre ces deux substances dissimilaires, est courant et représente la base de l'utilisation des résines composite¹⁰. Deux théories principales sont retenues

afin d'expliquer l'adhésion des matériaux à la substance dentaire : la théorie mécanique et la théorie d'adsorption. La première implique un phénomène d'engrenage des substances l'une dans l'autre alors que la seconde implique des liaisons chimiques primaires ou secondaires entre les deux substances³².

2.5.1 Les propriétés de surface

Le collage des résines composites au substrat dentaire s'effectue au moyen d'un intermédiaire, soit la résine adhésive. Dans le but d'obtenir un meilleur lien, un contact intime entre la résine adhésive et la dent doit exister. Ce contact est grandement influencé par la configuration que prendra l'adhésif à la surface de la dent. Cette configuration dépend à son tour des propriétés de surface de la dent et de l'adhésif. L'énergie de surface du substrat et la tension de surface de l'adhésif jouent un rôle primordial dans le phénomène d'adhérence⁷.

Lorsqu'une goutte de liquide est déposée à la surface d'un solide, elle-ci peut prendre différentes formes. Elle peut être sphérique ou être aplatie à la surface¹⁰. La configuration de cette goutte dépend de l'énergie de surface du matériau avec lequel elle est en contact tout comme elle dépend de sa tension de surface. Lorsqu'elle adopte une configuration sphérique, l'angle de contact entre la goutte et la surface sous-jacente est élevé⁷. Dans cette instance, le liquide mouille difficilement la surface sous-jacente. Plus la goutte s'aplanit, plus l'angle de surface diminue et plus la mouillabilité est améliorée. Une mouillabilité améliorée se traduit par un meilleur contact entre les deux surfaces et résultera en une meilleure adhésion puisque le liquide aura plus d'aisance à s'étendre sur la surface solide³³. Une haute énergie de surface couplée à une tension de surface élevée entraînent une réduction de l'angle de contact entre le liquide et la surface solide.

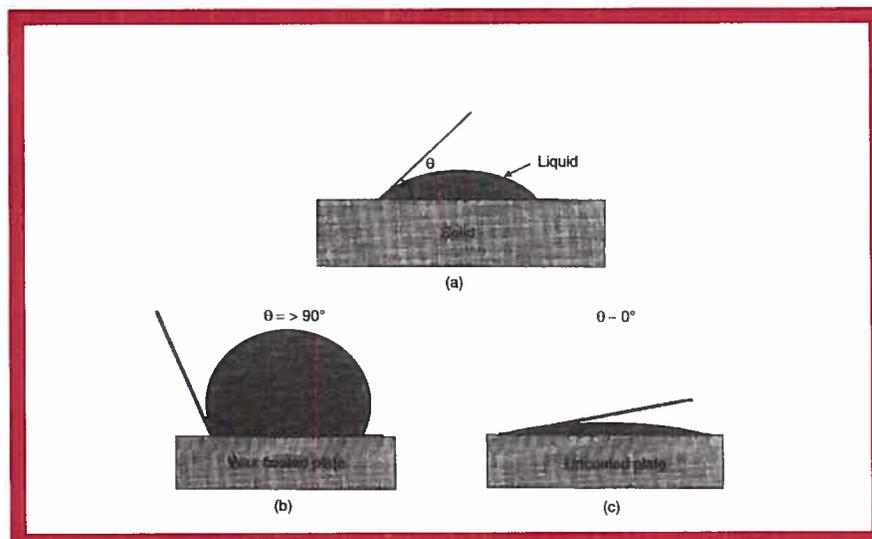


Figure 8 : Configurations d'un liquide à la surface d'un solide

a) mouillabilité moyenne, angle θ moyen

b) mouillabilité faible, angle θ obtu

c) mouillabilité augmentée, angle θ aigu..

(Dhuru, 2004)

En bouche, la présence de la pellicule dentaire, de plaque ou de taches, réduit l'énergie de surface de l'émail et de la dentine. Le nettoyage des surfaces, qui restaure cette énergie de surface élevée, est primordial à la formation d'un lien durable¹⁰.

La viscosité de l'adhésif est également une caractéristique importante en adhésion. Lorsqu'elle est trop élevée, elle peut interférer avec la mouillabilité. Une substance moins fluide s'écoule plutôt mal et peut engendrer la prise au piège de bulles d'air empêchant un contact intime entre les substances à unir¹⁰.

2.5.2 L'histoire de l'adhésion

La recherche sur les adhésifs et les matériaux de collage en dentisterie a débuté dans les années 1950. Les premiers essais furent réalisés par Haggar¹, un chimiste suisse, et résultèrent en la mise en marché du « *sevriton cavity seal* » et de la résine autopolymérisante *sevriton*. Les résultats de collage obtenus à l'aide de ces matériaux étaient plutôt décevants.

Les travaux de Buonocore² sur le mordantage à l'acide représentèrent une étape marquante dans le domaine du collage en dentisterie. Ses travaux s'appuyaient sur les principes du traitement à l'acide des métaux dans le but d'y augmenter l'adhésion des peintures et des couches d'acrylique. Selon lui, la présence d'ions et d'autres substances salivaires entraînaient une altération de la surface de l'émail et, un traitement à l'acide phosphorique retirant les contaminants de surface, permettait l'obtention d'un émail plus réceptif à l'adhésion. Ses travaux ont permis d'établir que le traitement de l'émail à l'aide d'acide phosphorique avait pour effet de modifier la trame inorganique de l'émail, modification qui augmentait la surface disponible pour le collage.

L'évolution des travaux sur le collage de résines composites depuis Buonocore s'est effectuée lentement et il a fallu plus de quarante ans afin d'en arriver aux technologies d'aujourd'hui¹. Les recherches ont également montré que l'adhésion à la dentine était beaucoup moins prévisible et efficace que l'adhésion à l'émail³⁴. Le collage à la dentine était compliqué par le fait que les résines disponibles étaient majoritairement hydrophobes alors que la dentine est un substrat de nature hydrophile²⁸. Les agents de collage dentinaire ont connu une évolution importante, entraînant le développement de six générations de produits depuis les années 1950.

Les adhésifs dentinaires de première génération ont été développés dans les années 1950 et étaient constitués de primaire à base de méthyle de

méthacrylate (MMA) couplé à l'acide glycérophosphorique. Cet acide, étant une molécule bifonctionnelle, avait la capacité de se lier chimiquement aux ions calcium de l'hydroxyapatite et de se lier à la résine composite lors de la polymérisation. Les forces d'adhésion obtenues au moyen de ces adhésifs de première génération étaient relativement faibles, n'atteignant que le seuil des 2-3 mégapascals (MPa) et résultaient en un succès à long terme réservé¹⁰.

Vinrent ensuite les adhésifs de deuxième génération. Ceux-ci, dans la majorité des cas, remplaçaient le MMA par le méthacrylate de glycidyle et de bisphénol A (BisGMA) ou par le méthacrylate de 2-hydroxyéthyle (HEMA). L'adhésion à la dentine s'effectuait par collage et par interaction chimique avec les groupements phosphores et les ions calcium de la boue dentinaire³⁵. Ces liens chimiques formés avec la substance dentaire, étaient toutefois facilement hydrolysables dans un environnement moite et se traduisaient par l'affaiblissement d'un lien fragile au départ. Le succès clinique des adhésifs de deuxième génération était également pauvre en raison de leur capacité de rétention et de leur résistance à la microinfiltration limitées. Parmi les adhésifs de deuxième génération se retrouvaient les produits suivants : Scotchbond Dual Cure (3M Dental) et Bondlite (Kerr)³⁶.

Les adhésifs de troisième génération présentaient un avancement majeur comparativement aux adhésifs de deuxième génération. Ils incorporent une étape de modification ou de retrait de la boue dentinaire dans le but d'améliorer l'infiltration de la dentine par les résines hydrophiles. La résistance à la microinfiltration fut nettement améliorée avec l'introduction de ces adhésifs, tout comme les forces d'adhésion qui atteignaient le seuil des 15 MPa. Malheureusement, ils étaient plus compliqués à utiliser puisqu'ils s'effectuaient en trois étapes distinctes soient le conditionnement acide de la dent, l'application du primaire et l'application de la résine adhésive^{10,36}. Les adhésifs de troisième génération manufacturés comprenaient des produits tels

Scotchbond 2 (3M Dental), Prisma Universal Bond 3 (Caulk/Dentsply) et XR Bond (Kerr)³⁵.

Les adhésifs de quatrième génération furent développés à la fin des années 1980 et entraînèrent l'apparition du concept du « total etch », où la dentine et l'émail étaient mordancés simultanément. Ces adhésifs dentinaires démontraient de bonnes forces d'adhésion, supérieures à 20 MPa ainsi qu'une meilleure résistance à la microinfiltration comparativement à leurs prédécesseurs. Tout comme les adhésifs de troisième génération, ils nécessitaient une procédure d'application en trois étapes. Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE), Optibond FL (Kerr) et All-Bond 2 (Bisco Inc.) sont des exemples d'adhésifs de quatrième génération³⁶.

Les adhésifs de cinquième génération vinrent partiellement pallier aux multiples étapes nécessaires à l'application de leurs prédécesseurs en combinant le primaire et la résine adhésive en une solution. Les forces d'adhésion obtenues à l'aide de ces agents étaient supérieures à 20 MPa et démontraient une bonne résistance à la microinfiltration. Ces agents sont aujourd'hui encore couramment utilisés et incluent Adper™ SingleBond (3M ESPE), OptiBond Solo (Kerr) et Prime & Bond NT (Dentsply Caulk)^{35,36}.

Les adhésifs de sixième génération ont fait apparition il y a quelques années au Japon. La particularité de ces adhésifs dentinaires est qu'ils éliminent l'étape du mordantage à l'acide. À la place, ils utilisent un primaire ou une résine adhésive acidifiée, permettant le conditionnement simultané de l'émail et de la dentine. Selon les divers types existant sur le marché, ils peuvent être appliqués en une ou deux étapes. Des exemples de résines automordançantes incluent Adper Prompt L-Pop (3M ESPE), OptiBond Solo Self Etch (Kerr) et One Up Bond F (Tokuyama et J. Morita)^{35,36}.

2.5.3 Le Mordançage à l'acide

Le mordançage à l'acide des surfaces dentaires remonte aux travaux de Buonocore en 1955. La technique fut initialement développée pour améliorer le collage à l'émail en utilisant des concentrations élevées d'acide phosphorique³⁵. Elle fut ensuite appliquée à la dentine et, est aujourd'hui une étape de routine avant le placement de résines composites sur les surfaces dentaires. Bien que le principe du mordançage soit le même pour l'émail et la dentine, il produit des patrons bien différents sur ces deux surfaces en raison de leurs différences structurelles¹⁰.

2.5.3.1 Le mordançage de l'émail

La surface de l'émail est généralement lisse et non rétentive, donc peu propice à l'adhésion. Le but principal du mordançage à l'acide de l'émail est d'en modifier la morphologie de surface afin de favoriser l'adhésion des matériaux de collage. Il consiste en l'application d'un acide faible qui engendre une dissolution préférentielle des prismes de l'émail. Cette dissolution préférentielle résulte en la formation de microporosités, dont la profondeur est de l'ordre de 5 à 50 μm , et munit la surface de zones de rétention micromécanique¹⁰. La phase de rinçage suivant le mordançage élimine la quasi-totalité des précipités formés à la surface de l'émail augmentant son énergie de surface et améliorant la mouillabilité de la résine adhésive¹.

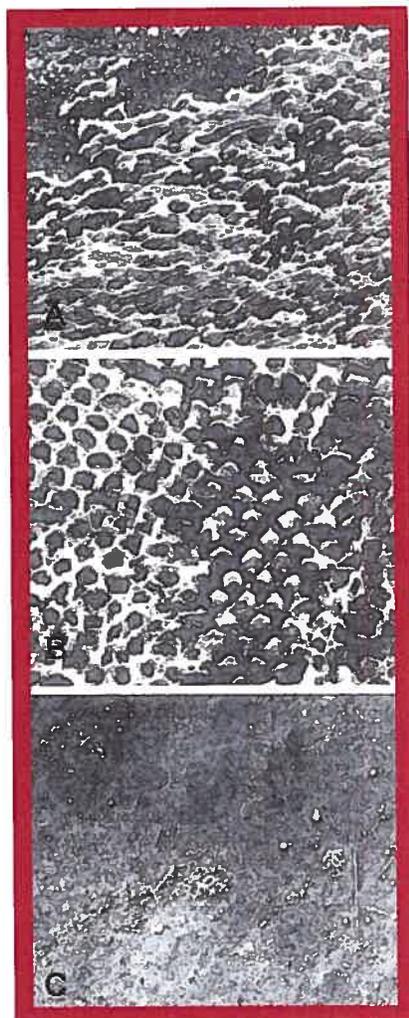


Figure 9 : Patterns de mordantage à l'acide obtenus sur différentes surfaces d'une même dent primaire. (Avery, 2002)

La dissolution acide affecte généralement le centre des prismes, donnant à l'émail une apparence de rayons de miel. La préparation par fraisage ou par polissage rend la surface de l'émail plus réceptive au conditionnement acide et résulte en la formation de porosités plus profondes. La dissolution préférentielle est également affectée par l'orientation des cristaux faisant face au front de déminéralisation acide. Les cristaux orientés perpendiculairement au front acide se dissolvent généralement plus rapidement³⁷. Gwinnett³⁸, tout comme Silverstone et coll.³⁹, ont démontré qu'il existe trois patrons principaux de mordantage après un conditionnement acide. Le premier est caractérisé par une dissolution préférentielle du cœur des prismes d'émail,

laissant leur périphérie intacte. Le second patron se présente sous forme de dissolution préférentielle de la périphérie des prismes, laissant le cœur intact alors que le troisième est caractérisé par un patron plus ou moins distinct, composé d'une combinaison des deux premiers types de patron.



Figure 10 : Patron de mordantage de type II démontrant une dissolution des prismes en périphérie.
(Fava, 1997)

Le mordantage peut être effectué à l'aide de différents acides. Plusieurs ont fait l'objet d'études dont l'acide maléique⁴⁰, l'acide citrique⁴¹, l'EDTA³⁷ et l'acide phosphorique¹. Ce dernier est le plus couramment utilisé, généralement à des concentrations de 30 à 40%. Silverstone et coll.³⁹ rapportent que l'acide phosphorique à des concentrations entre 30 et 40% génère les surfaces les plus rétives. Ils notent également que la dissolution des ions calcium et la profondeur du mordantage augmentent avec la concentration d'acide phosphorique mais ce, jusqu'à une concentration de 40%. À des concentrations plus élevées, les patrons de mordantage deviennent plus superficiels⁴². Les solutions d'acide phosphorique liquides peuvent être difficiles à utiliser en raison de leur faible viscosité. Pour pallier à cet inconvénient, les manufacturiers peuvent y ajouter des microparticules de remplissage ou de la cellulose, leur donnant une consistance de gel⁷.

Il existe des différences entre les patrons de mordançage obtenus sur l'émail des dents primaires et permanentes. Bien que l'utilisation de l'acide phosphorique soit efficace sur les deux types de dents, les patrons obtenus sont moins distincts en denture primaire⁴³. Cette efficacité diminuée est attribuée, par plusieurs auteurs, à la couche d'émail aprismatique retrouvée sur la surface de la dentition primaire⁴⁴. Celle-ci serait moins apte à être conditionnée par une solution acide. Un acide agressif, comme l'acide phosphorique, ne produirait qu'un mordançage superficiel de l'émail aprismatique comparativement à un patron bien défini sur l'émail prismatique⁴⁵. De plus, les patrons obtenus sur l'émail primaire sont hautement variables, avec une dissolution aléatoire des prismes périphérique ou centraux. Ceci souligne les difficultés rencontrées dans l'obtention de mordançage consistant en dentition primaire⁴⁶.

2.5.3.2 Le mordançage de la dentine

Le mordançage de la dentine, similairement au mordançage de l'émail, permet la formation d'une surface pourvue de rétention micromécanique, rehaussant l'adhésion des résines composites⁴⁷. La solution acide entraîne une dissolution des cristaux d'hydroxyapatite mais, l'émail et la dentine étant des tissus bien différents l'un de l'autre, l'effet du mordançage de la dentine est bien distinct de celui de l'émail¹⁰. L'utilisation de solutions permet également d'éliminer ou de modifier la couche de boue dentinaire, dans le but d'améliorer la perméabilité dentinaire et permettre une meilleure infiltration des monomères de résine⁴⁸.

Le conditionnement acide de la dentine entraîne une dissolution des cristaux d'hydroxyapatite retrouvés dans la dentine intertubulaire et péri-tubulaire. Au niveau de la dentine intertubulaire, cette déminéralisation expose les fibres de

collagène créant des espaces interfibrillaires de 15 à 20 nm de diamètre et de 0,1 à 0,5 μm de profondeur de même que des porosités de surface²⁹. Au niveau de la dentine péritubulaire, la dissolution des cristaux se traduit par une ouverture des tubulis en forme d'entonnoir. Le conditionnement acide permet également le retrait des bouchons de boue dentinaire créant une ouverture de leur surface externe⁴⁹. Tous ces changements de surface faciliteront la pénétration des monomères de résine.

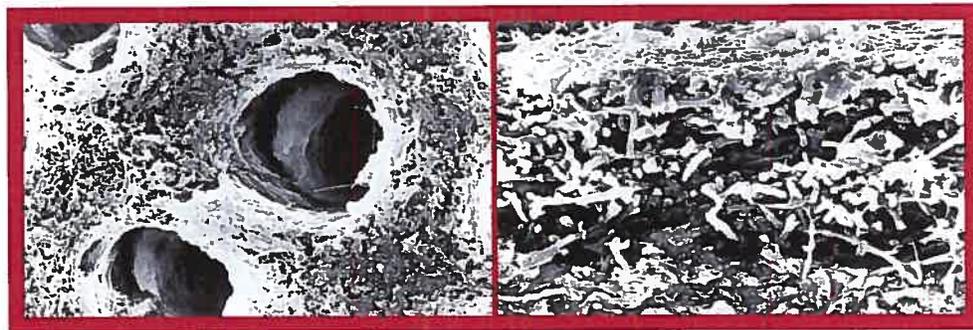


Figure 11 : Illustration microscopique de dentine mordancée, démontrant (a) l'ouverture des tubulis dentinaires et (b) l'exposition des fibres de collagène par déminéralisation de la dentine intertubulaire. (Roulet, DeGrange, 2002)

Le mordantage de la dentine est loin d'être aussi prévisible que celui de l'émail et peut être limité par les caractéristiques inhérentes de la dentine. La libération de cristaux d'hydroxyapatite peut ralentir la réaction de dissolution des minéraux puisqu'ils exercent un effet tampon⁴⁷. La boue dentinaire et le collapsus des fibres de collagène peuvent physiquement empêcher la progression du front de déminéralisation⁴⁷. L'agent de mordantage, étant hypertonique, peut entraîner une extravasation du fluide dentinaire menant à sa propre dilution et à une réduction de son efficacité⁴⁷. Un mordantage excessif de la dentine peut également s'avérer néfaste. Il peut générer un front de déminéralisation de profondeur trop importante et prévenir l'infiltration de la résine dans les couches les plus éloignées de la surface. Les fibres de

collagènes de cette région n'étant pas complètement imprégnées de résine, peuvent créer une zone d'affaiblissement à la jonction de la couche hybride et de la dentine. Celle-ci, pourrait, avec le temps, être susceptible de dégradation continue et limiter les succès de l'adhésion à long terme⁴⁷.

2.5.4 L'adhésion à l'émail

Le mécanisme principal d'adhésion à l'émail repose sur la rétention micromécanique obtenue par le mordantage à l'acide⁴⁷. Les microporosités de surface créées permettent l'infiltration de l'émail par les monomères de la résine adhésive qui, suite à leur polymérisation, entraînent la formation d'une couche hybride. Cette dernière permet le collage de la résine composite à la structure dentaire⁴³. En microscopie, l'infiltration de la résine se présente sous forme de projections pénétrant la surface d'émail conditionné. Afin de s'introduire dans les microporosités de l'émail conditionné, l'adhésif dentaire doit être en mesure de déplacer l'eau retrouvée à la surface de l'émail et de la remplacer par les molécules de résine. Malheureusement, les solutions d'adhésifs ne sont généralement pas suffisamment hydrophiles pour entraîner un déplacement de l'eau. Il est donc impératif de bien assécher la surface de l'émail avant de procéder à l'application de la résine adhésive⁵⁰ car, si la résine n'infiltré pas complètement l'émail mordancé, on pourrait retrouver des prismes d'émail non protégés et susceptibles à l'hydrolyse. Ceci pourrait se traduire par un échec de l'adhésion à long terme⁵¹.

2.5.5 L'Adhésion à la dentine

2.5.5.1 Adhésion et caractéristiques du tissu dentinaire

L'adhésion à la dentine présente un plus grand défi que l'adhésion à l'émail, principalement en raison de sa nature hétérogène⁵². La dentine est formée de deux types de tissus minéralisés soient la dentine péri-tubulaire et inter-tubulaire. Ces tissus réagissent différemment au conditionnement acide et jouent un rôle distinct dans le processus d'adhésion. Puisque la proportion de dentine inter-tubulaire et de dentine péri-tubulaire varie selon la proximité de la pulpe, la qualité de l'adhésion variera également selon la profondeur de la cavité⁵³. De plus, les cristaux d'hydroxyapatite sont distribués au hasard à travers la dentine. Leur dissolution se fera donc de manière aléatoire, influençant l'uniformité de la surface de collage³⁶. Le contenu organique plus élevé constitue aussi un facteur compliquant l'adhésion au tissu dentinaire³⁶.

Un autre défi se rapporte à l'apposition de dentine secondaire ou de dentine réparatrice. Ces deux types de dentine réagissent différemment au conditionnement acide ce qui peut entraîner la formation de liens de qualité variable. La structure de ces trois types de dentine est différente l'une de l'autre et peut influencer la qualité des liens formés. Lopes et coll.⁵⁴ ont démontré que l'adhésion à la dentine saine était supérieure à celle de la dentine sclérotique retrouvée sous les lésions carieuses chroniques. La présence de dentine sclérotique était associée à la formation d'une couche hybride moins développée et à l'infiltration plus superficielle des projections de résine dans les tubulis comparativement à la dentine saine. Les auteurs suggèrent que le contenu minéral plus important du tissu sclérotique affecte négativement l'adhésion.

La présence de fluide dans les tubulis génère une humidité intrinsèque de la dentine qui requiert l'utilisation de résines hydrophiles. Le fluide tubulaire occasionne également une pression constante, en direction de la jonction amélo-dentinaire, de l'ordre de 25 à 30mm Hg. Cette pression repousse les monomères essayant de s'infiltrer dans la dentine conditionnée et s'oppose à l'adhésion⁵⁵.

L'adhésion à la dentine dépend également du traitement de la boue dentinaire par le système d'adhésion. Elle peut être complètement retirée ou modifiée et incorporée dans le processus d'adhésion⁵⁶.

2.5.5.2 Application des adhésifs dentinaires

Le concept du « total etch », introduit à la fin des années 1980 par Bertolotti⁵⁷ et Kanca⁵⁸, qui consiste à mordancer simultanément l'émail et la dentine, fut une étape importante dans le développement de l'adhésion dentinaire. Les adhésifs de quatrième et de cinquième génération emploient ce principe de base, couplé à deux autres étapes fondamentales.

L'application du primaire fait suite au mordantage. Il consiste en une solution hydrophile de monomères à base d'acétone, d'éthanol ou d'eau et sert de promoteur d'adhésion entre la substance dentaire et la résine adhésive. Les monomères bifonctionnels qui le composent possèdent un groupement hydrophile, présentant une haute affinité pour la substance dentaire ainsi qu'un groupement hydrophobe, présentant une affinité pour la résine adhésive. Le primaire sert à pénétrer le réseau de fibres de collagène déminéralisées dans le but d'augmenter l'énergie de surface de la dentine et d'améliorer sa mouillabilité. Le solvant d'acétone ou d'éthanol, en déplaçant les molécules d'eau présentes dans le réseau de collagène et dans les orifices des tubulis dentinaires, y entraîne l'introduction des molécules de

monomères³⁶. Le primaire permet également d'humidifier les fibres de collagène dépourvues de leur couche protectrice d'hydroxyapatite et empêche leur collapsus. Il permet également l'élimination de l'humidité de surface résiduelle transformant la surface dentinaire hydrophile en une surface hydrophobe, plus favorable aux monomères de la résine adhésive¹.

L'étape suivante consiste en l'application de la résine adhésive. Elle est typiquement constituée d'oligomères de diméthacrylate tels le BisGMA mais peut contenir des résines plus hydrophiles comme le HEMA. La résine adhésive pénètre le réseau de collagène mouillé et la copolymérisation des monomères du primaire et des oligomères de l'adhésif mène à la formation de la couche hybride. La compatibilité des 2 solutions est hautement importante. Lors de la polymérisation des molécules de l'adhésif, celles-ci copolymériseront avec les molécules du primaire afin de former la couche hybride. La couche hybride et la formation de projection dans le tissu déminéralisé sous-jacent contribuent tous les deux au mécanisme d'adhésion à la dentine⁴⁴. Les deux tiers du phénomène d'adhésion résultent d'une interaction entre le système adhésif et la dentine intertubulaire. Le tiers restant provient de la pénétration des tubulis dentinaires²⁶.

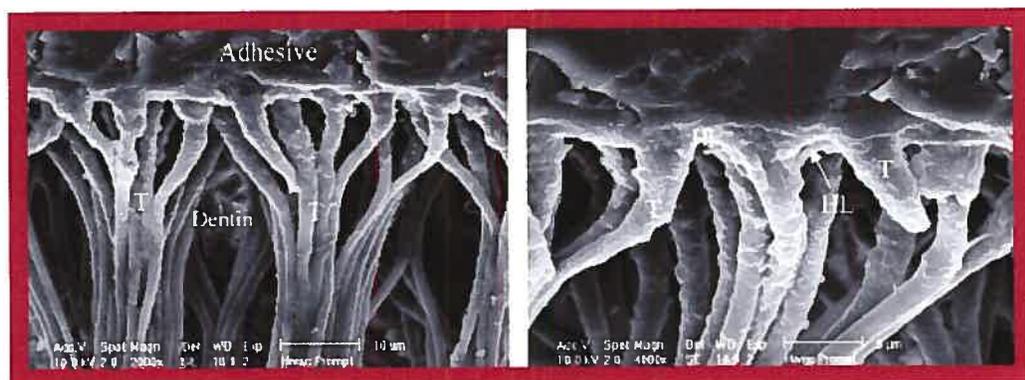


Figure 12 : Illustration microscopique du lien adhésif/dentine.

HL : Couche hybride

T : Projections de résine (tags)

(Wang and Spencer, 2004)

Un des désavantages des adhésifs de quatrième génération est qu'ils nécessitent trois étapes à leur application : Le mordantage, l'application du primaire et l'application de la résine. De ce fait, les chercheurs en matière de matériaux dentaires ont trouvé le moyen de combiner le primaire et l'adhésif en une solution, permettant l'élimination d'une des trois étapes.

L'adhésion dentinaire dépend grandement de l'exactitude de la technique. Si l'application précise de chacune des étapes n'est pas respectée, ce pourrait être au détriment de la qualité du lien. Après le mordantage, la surface dentinaire doit être asséchée à un degré ne laissant qu'une moiteur de surface. Une moiteur excessive peut entraîner une dilution des monomères de primaire ou peut entraver le déplacement adéquat de l'eau par les solvants organiques⁴⁷. Si la surface est asséchée excessivement, un collapsus des fibres de collagène peut s'ensuivre. Ces deux erreurs de manipulation pourraient empêcher l'infiltration adéquate de la dentine par les monomères du primaire⁵⁶.

Puisque le mordantage et l'infiltration par les résines du primaire s'effectuent en deux étapes distinctes, il est possible que les monomères de résines ne pénètrent pas jusqu'au fond du front de déminéralisation³⁰. Ce risque est plus élevé lorsque la dentine est mordancée de manière excessive. Une infiltration incomplète de front de déminéralisation engendre une zone affaiblie du lien adhésif et peut en réduire la longévité⁴⁹.

2.5.6 Les résine adhésives automordançantes

Les résines adhésives automordançantes sont principalement composées de solutions aqueuses dans lesquelles on retrouve des monomères acidifiés⁵⁹. Ce sont des solutions acides dont le pH est supérieur à celui de l'acide

phosphorique⁶⁰. Elles sont composées d'esters d'alcools bivalents combinés à l'acide méthacrylique, à l'acide phosphorique ou à ses dérivés⁶³. Les résidus acides permettent le conditionnement de l'émail et de la dentine, similairement à l'acide phosphorique dans le mordantage conventionnel⁶³. Il existe trois principaux systèmes acidifiants employés par les résines automordançantes⁶¹. Le premier est composé de monomères de résine polymérisables à base de méthacrylate qui comportent des groupements acides carboxyles, phosphoriques ou sulfoniques. Dans le second système, des acides minéraux ou organiques sont ajoutés à la résine de monomères non acidifiés. Dans le troisième système, la résine de monomères acidifiés est complémentée par l'ajout d'acides organiques ou minéraux. Les résines automordançantes utilisent principalement les deux premiers systèmes⁶¹. L'eau est également présente dans les systèmes automordançants et constitue un de ses éléments essentiels. L'eau génère la formation d'ions hydrogènes nécessaires à la déminéralisation de la boue dentinaire et des tissus dentaires⁶¹.

Les résines automordançantes peuvent être classées selon l'agressivité du conditionnement acide. Le pH des résines à action légère est généralement élevé (pH~2.0)⁶¹. Quand elles sont appliquées à la surface de l'émail, elles entraînent la formation d'un patron de mordantage presque méconnaissable. La couche hybride résultante, épaisse d'une centaine de nanomètres, se prolonge rarement au-delà de la couche d'émail aprismatique⁴⁵. Lorsqu'elles sont appliquées à la dentine, elles sont capables de pénétrer la couche de boue dentinaire, sans toutefois l'éliminer. Elles déminéralisent partiellement la dentine sous-jacente sur une épaisseur d'environ 1 μm ⁵⁶ mais n'éliminent pas les bouchons de boue dentinaires à l'orifice des tubulis. L'interface résine/dentine formée par ces automordançants à action légère est composée de boue dentinaire infiltrée par les monomères et d'une couche hybride authentique⁶¹.

Les résines à action modérée ont un pH légèrement plus acide (pH~1.5) et permettent la formation de meilleures aires de rétention micromécanique⁵⁶. Appliquées à la surface de l'émail, elles créent un patron de mordançage plus distinct, où fosses et fissures peuvent être distinguées. L'épaisseur de la couche hybride est de l'ordre de 100 nm à 2-3 µm. Son épaisseur maximale se retrouve généralement au niveau des fosses⁴⁵. Lorsqu'elles sont appliquées à la dentine, les résines à action modérée peuvent dissoudre la couche de boue dentinaire, soit complètement ou soit partiellement dépendamment de son épaisseur. L'interface résine/dentine peut être composée d'une combinaison de boue dentinaire infiltrée et d'une couche hybride ou d'une couche hybride authentique⁶¹.

Les résines automordançantes les plus agressives ont un pH plus bas (pH~1.0). Elles forment des microporosités sur la majeure partie de la surface de l'émail où elles sont appliquées et créent une couche hybride d'environ 4 µm d'épaisseur⁴⁵. Lorsqu'elles sont appliquées à la dentine, elles permettent généralement le retrait de la boue dentinaire.

Les dérivés méthacryliques acidifiés permettent simultanément la déminéralisation et l'infiltration des tissus dentaires. Ces deux étapes étant effectuées simultanément, les risques de pénétration incomplète sont fortement réduites⁶¹. Une fois incorporés dans le tissu déminéralisé, les monomères sont disponibles pour interagir avec les oligomères de la résine adhésive (dans les systèmes en deux étapes) ou avec le matériau de restauration⁶². Dans le tissu dentinaire, l'adhésion provient d'une déminéralisation superficielle des cristaux d'hydroxyapatite retrouvée sous la boue dentinaire combinée à un retrait plus ou moins complet de cette dernière. Le degré d'acidité de l'automordançant déterminera si la morphologie du lien aura l'apparence d'une couche hybride authentique ou d'une couche hybride modifiée par l'incorporation de boue dentinaire³⁰.

Puisqu'il n'existe pas de phase de rinçage, un mécanisme doit être incorporé dans la résine afin de neutraliser son effet acide et déminéralisant. Trois mécanismes sont présentement employés à cette fin. Un de ceux-ci dépend de la concentration environnante d'ions calcium et phosphate générés par la déminéralisation des cristaux d'hydroxyapatite. La progression de la déminéralisation est accompagnée d'une évaporation de l'eau renfermée dans la solution automordante et se traduit par une augmentation relative de la concentration des ions calcium et phosphate. Ces concentrations plus élevées permettent l'atteinte d'un équilibre chimique. La déminéralisation de la dentine se voit ainsi limitée par l'atteinte de cet équilibre. Un second mécanisme de neutralisation découle d'une liaison entre les ions calcium libres et les monomères du primaire. Cette liaison inactive l'acidité des monomères du primaire et empêche la progression du front de déminéralisation. Un troisième mécanisme se produit lors de l'application et de la polymérisation de la résine adhésive. Ces deux gestes inhibent l'activité automordante des molécules du primaire⁶³.

Il existe deux principales classes d'automordants : les résines tout en un ou les résines en deux étapes. Les premières combinent le conditionneur acide, le primaire ainsi que la résine adhésive. Les résines en deux étapes réunissent, dans la première phase d'application, le conditionnement acide et l'infiltration par le primaire. L'adhésif dentaire est appliqué dans une étape subséquente³⁶.

Un des avantages importants des résines automordantes comparativement aux résines de quatrième et cinquième générations est qu'elles peuvent être moins sensibles aux erreurs de manipulations. Puisqu'elles ne nécessitent pas d'étapes de mordantage et de rinçage, elles amoindrissent la possibilité d'un mordantage ou d'un séchage excessif⁶⁴ ou d'une hydratation exagérée de la surface dentaire⁴⁷. La teneur en eau des résines pourrait également réduire les erreurs de techniques en permettant l'hydratation des fibres de collagène de la

matrice dentinaire déminéralisée⁴⁵. De plus, puisqu'elles nécessitent un temps de travail plus court, les risques de contamination sont également réduits^{56,52}.

Le conditionnement à l'acide effectué par les résines automordançantes, contrairement au mordantage conventionnel à l'acide, ne permet pas toujours le retrait complet de la boue dentinaire à l'entrée des orifices des tubulis dentinaires⁴⁵. Cette obstruction des tubulis laisse en place une barrière prévenant les changements hydrodynamiques responsables de la sensibilité dentinaire⁶⁵ et peut se traduire par une réduction de la sensibilité post-opératoire. Un essai clinique effectué par Unemori et coll.⁶⁶ a démontré une sensibilité post-opératoire réduite suite à l'utilisation de résines automordançantes comparativement aux résines adhésives employant un mordantage à l'acide conventionnel.

2.6 La polymérisation

Les molécules retrouvées dans les primaires, l'adhésif et les résines composites se retrouvent initialement sous forme de monomères. Dans la configuration chimique de ces molécules, on retrouve de doubles liens carbone-carbone qui ont la possibilité de s'ouvrir et de réagir avec les monomères avoisinants. Cette réaction permet l'union des monomères par le biais de liens covalents et forme des polymères de plus haut poids moléculaire. Ces polymères sont importants dans les phénomènes d'adhésion car ils entraînent la formation d'emboîtements qui favorisent la rétention micromécanique entre le substrat, l'adhésif et le matériau de restauration¹⁰.

La polymérisation des monomères produit des molécules pouvant adopter diverses configurations. La plus simple se présente sous la forme d'un polymère linéaire, où les molécules sont unies l'une au bout de l'autre.

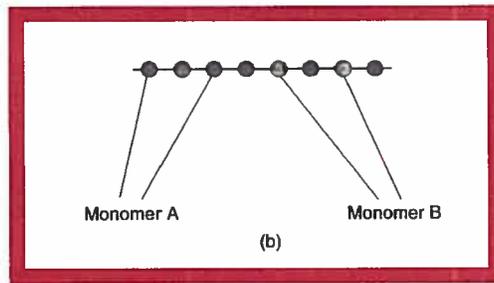


Figure 13 : Illustration d'un polymère linéaire.
(Dhuru, 2004)

Le polymère peut également se retrouver sous la forme d'une molécule ramifiée. Dans ce cas, en plus de s'unir bout à bout, des chaînes latérales viennent s'agrafer à la chaîne principale. En raison de la configuration ramifiée, les chaînes latérales peuvent être en proximité intime et favoriser la formation de liens hydrogènes entre les atomes qui les composent. Le polymère adoptera à ce moment un arrangement ramifié entrecroisé pouvant altérer ses caractéristiques physiques¹⁰.

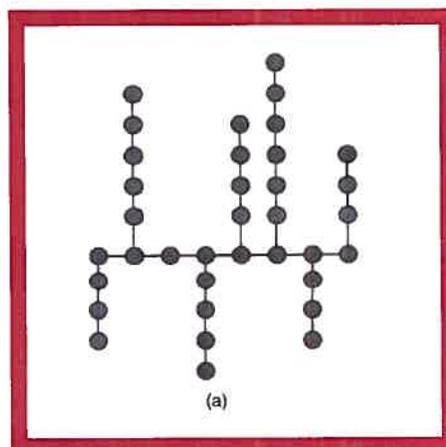


Figure 14 : Illustration d'un polymère ramifié.
(Dhuru, 2004)

La polymérisation peut être initiée chimiquement par le mélange d'un catalyseur et d'un activateur ou à l'aide de lumière. Dans les systèmes utilisant la photopolymérisation, l'initiation s'effectue au moyen de molécules photosensibles. La camphoroquinone est un exemple couramment employé. Une fois excités par une lumière de longueur d'ondes spécifique, les photoinitiateurs entraînent la formation de radicaux libres produits à partir d'amines tertiaires présents dans le matériau. Ces radicaux libres s'attaquent aux monomères, entraînant le bris du double lien carbone-carbone. La concentration des molécules photosensibles se situe entre 0,15 et 1% et celle de l'amine tertiaire se situe entre 0,1 et 0,14%⁶⁷. La polymérisation ne s'effectue jamais entièrement, laissant derrière une proportion de monomères n'ayant pas réagi. Le degré de conversion de monomères se situe entre 65 et 80% chez les résines photopolymérisables. Cette polymérisation incomplète permet l'ajout de couches successives de résine⁷.

La polymérisation des résines dentaires engendre une contraction volumétrique associée avec le passage du stade monomère au stade polymère. Elle peut engendrer une diminution de volume de l'ordre de 1,4 à 5,67%⁶⁸. Dans une situation où la force d'adhésion est insuffisante, cette contraction pourrait avoir des répercussions importantes, telles la perte du matériau de restauration ou une microinfiltration à l'interface entre le substrat et l'adhésif⁴⁸. Les auteurs s'entendent sur le fait qu'une force d'adhésion se situant entre 17 et 20 MPa soit nécessaire afin de résister aux stress générés par la contraction de polymérisation⁴⁷.

2.7 Les résines adhésives en dentisterie pédiatrique

Les résines adhésives sont couramment employées chez les enfants, spécialement lors de restaurations des lésions carieuses. Leur utilité ne se

résume pourtant pas qu'à cela. On peut les utiliser sous les scellants de puits et de fissures, dans le but d'améliorer leur rétention et leur résistance à la microinfiltration. Feigal et coll.⁶⁹ ont démontré, dans une étude clinique d'une durée de deux ans, que les scellants placés sur l'émail contaminé par la salive étaient mieux retenus et démontraient moins de microinfiltration si un agent adhésif avait été préalablement appliqué. Dans une étude ultérieure, Feigal et coll.⁷⁰ ont également démontré que l'application d'une résine adhésive sous le scellant, après mordançage conventionnel, réduisait de moitié le risque de perte des scellants occlusaux et du tiers la perte des scellants buccaux ou linguaux.

Les résines adhésives peuvent également être employées dans la restauration des dents rendues inesthétiques par certains défauts de développement. La mise en place de restaurations de composite, de facette ou de couronnes à l'aide de résines adhésives peut nettement améliorer l'esthétique des dents hypoplasiques⁷¹, tachées à la tétracycline ou sévèrement atteintes de fluorose. Il est aussi possible de fermer des diastèmes importants ou de reconstituer des dents malformées, comme par exemple les dents coniques retrouvées chez les patients atteints de dysplasie ectodermique ou les incisives en grain de riz¹.



Figure 15 : Contention retenue au moyen de matériau de collage.
(Roulet, DeGrange, 2002)

Les résines adhésives sont également bien utiles dans la gestion des traumatismes. Elles permettent la restauration des dents fracturées, le

rattachement des fragments dentaires⁷² et la mise en place de contentions⁷³. L'orthodontie a également grandement bénéficié du développement des résines adhésives puisqu'elles permettent le collage d'appareils nécessaires aux traitements⁷⁴.



Figure 16 : Restauration d'incisives inférieures fracturées suite à un traumatisme à l'aide de matériau de collage.
(Roulet, DeGrange, 2002)

Bien qu'il existe une panoplie de matériaux de restaurations adéquats pour le traitement des enfants⁷⁵, les dernières années ont vu un accroissement important de l'utilisation des matériaux de collage. Les besoins esthétiques et la dentisterie conservatrice ont grandement contribué à cette popularité des résines composites⁷⁶. Forss et Widström⁷⁷ ont démontré, dans une étude effectuée en Finlande, qu'aussi peu que 0,6% de toutes les restaurations dentaires placées sur les dents permanentes d'enfants de moins de dix-huit ans étaient en amalgame. En dentition primaire, ce pourcentage tombait à zéro. Un phénomène expliquant la popularité des matériaux de collage est la controverse existant autour de la toxicité du mercure dans les amalgames dentaires. En 1996, Santé Canada émettait un énoncé sur l'utilisation de l'amalgame. Dans cet énoncé, en raison de la toxicité inconnue du mercure chez les enfants, Santé Canada suggérait d'éviter le placement de restaurations en amalgame en denture primaire⁷⁸. En Allemagne, en 1992, les autorités fédérales stipulaient également que l'amalgame dentaire ne devait pas être utilisé chez les enfants de moins de six ans⁷⁹.

L'utilisation de résines composites n'est pourtant pas aussi prévisible en denture primaire comparativement à la denture permanente. Plusieurs auteurs ont déterminé que la longévité des restaurations de composite était moins durable en denture primaire^{29,80,81}. Un bon nombre de possibilités peuvent expliquer la longévité réservée des matériaux de collages en denture primaire. La présence de la couche aprismatique sur la surface d'émail amoindrit la qualité du mordantage à l'acide⁸², l'émail et la dentine primaire sont moins minéralisés et plus minces^{18,27}, les tubulis dentinaires sont plus larges et plus nombreux²⁴ et la quantité de dentine intertubulaire est moindre²⁹. Tous ces facteurs ont été associés à une qualité moindre de l'adhésion au tissu dentaire. De plus, la technique d'application des résines composites est hautement importante, nécessitant un champ opératoire dépourvu de contamination et requérant un temps de travail plus long. Le comportement des enfants et leur durée limitée du seuil d'attention peuvent facilement contrevenir au placement adéquat des matériaux de collage. Le développement de matériaux plus permissifs et moins longs à appliquer pourrait fort probablement être avantageux.

2.8 Les résines composites

Les résines composites sont constituées par un mélange de trois phases ou matériaux : la matrice de résine organique, les particules de remplissage et l'agent de couplage. La matrice de résine est composée d'oligomères de diméthacrylate tels le BisGMA ou le diméthacrylate d'uréthane (UDMA) qui sont des molécules de haut poids moléculaire et dont la viscosité est élevée⁶⁸. Des résines de plus faible poids moléculaire peuvent leur être ajoutées dans le but d'améliorer leur fluidité. La matrice seule ne représente pas un bon matériau de restauration puisqu'elle est sujette à une contraction de

polymérisation importante, qu'elle possède un coefficient d'expansion thermique élevé et qu'elle adsorbe facilement l'eau et que ses propriétés physiques sont relativement faibles¹⁰.

L'ajout de particules de remplissage permet de pallier à certains de ces problèmes. Ces particules sont généralement composées de verre de silicate de baryum, de quartz ou de silicate de zirconium⁸³. Elles permettent une réduction de la contraction de polymérisation, améliorent les propriétés mécaniques tout en réduisant le coefficient d'expansion thermique et la capacité à adsorber l'eau des résines composites¹⁰.

La troisième phase des composites a pour but d'unir la matrice de résine aux particules de remplissage. Cet agent de couplage, en plus d'unir les deux phases, empêche la diffusion d'eau à l'interface entre la matrice et les particules de remplissage. Il est constitué de silane liquide, appliqué aux particules de remplissage avant que celles-ci ne soient mélangées avec la matrice de résine⁷.

Le durcissement des résines de composite est effectué par polymérisation des oligomères de la matrice de résine. Les résines composites adhèrent à la substance dentaire par le biais d'une couche de résine adhésive placée entre celles-ci et la substance dentaire¹⁰.

Les résines composites possèdent d'excellentes caractéristiques esthétiques et, parce qu'elles sont collées à la dent, permettent une meilleure conservation de la substance dentaire. Les nouvelles générations de matériaux possèdent également d'excellentes propriétés physiques ce qui a permis d'étendre leur application clinique. Leur désavantage principal est qu'elles sont hautement sensibles aux techniques de manipulation et qu'elles nécessitent un champ opératoire bien isolé⁷⁵.

2.9 Évaluation des matériaux

2.9.1 Tests d'adhésion

Les propriétés physiques des matériaux sont de haute importance puisqu'elles jouent un rôle primordial dans la qualité, la longévité et l'aspect esthétique des restaurations dentaires. Ces matériaux sont constamment mis à l'épreuve par une panoplie de stress à caractère clairement différent et par l'environnement hostile dans lequel ils baignent. Les forces masticatoires et parafunctionnelles, la présence constante de salive, les changements de pH à travers la journée, le contact avec divers aliments ainsi que la présence de microorganismes représentent des exemples de stress auxquels les restaurations dentaires doivent faire face⁸⁴. Il est donc primordial de s'assurer que les matériaux soient capables d'y résister.

L'évaluation des matériaux peut s'effectuer par le biais d'études de laboratoires et par le biais d'études cliniques. Les évaluations *in vitro* précèdent habituellement les essais cliniques afin de s'assurer que le nouveau matériau possède un minimum de caractéristiques adéquates avant d'être mis sur le marché. Les paramètres fréquemment examinés *in vitro* incluent les forces de compression et de tension, le modulus d'élasticité, le temps de travail, la mouillabilité et la contraction de polymérisation⁸⁵. Au niveau des produits d'adhésion, un paramètre important à évaluer est la force avec laquelle le produit adhère à la substance dentaire.

Les tests de laboratoires permettent également d'évaluer les propriétés d'une nouvelle génération d'un matériau. Lors des changements de composition visant à améliorer les caractéristiques d'un produit, il est important de vérifier que ces altérations n'aient pas compromis les autres paramètres du matériau.

Idéalement, l'efficacité des agents adhésifs devrait être évaluée par des études cliniques avant d'être mis en marché mais, le temps requis pour effectuer une bonne étude clinique, les coûts impliqués ainsi que la vitesse à laquelle évoluent les matériaux adhésifs font qu'il est peu pratique de procéder de la sorte⁸⁶.

Les essais d'adhésion *in vitro* mesurent la force d'adhésion d'un matériau à la substance dentaire. Ils permettent, en partie, d'établir l'efficacité des nouveaux systèmes d'adhésion en les comparant aux produits déjà sur le marché. Ils peuvent être effectués de diverses manières : en mode de cisaillement, de tension, de torsion ou de clivage⁸⁷. Une force de vitesse déterminée est appliquée au spécimen et, la force maximale nécessaire pour fracturer le lien adhésif est enregistrée. Cette force est ensuite divisée par l'aire de surface de l'échantillon afin d'exprimer le résultat final en MPa. L'aire de surface représente donc un paramètre important et doit être constante d'un échantillon à l'autre. L'emploi de moules, dont le diamètre est prédéterminé, produit une conformité des spécimens et permet une comparaison des valeurs obtenues⁸⁸.

La majorité des essais *in vitro* utilisent des tests d'adhésion en tension ou en cisaillement, ce dernier étant utilisé dans près de 80% des études⁸⁹.

Dans les tests effectués en tension, la mesure de la force d'adhésion est déterminée par l'application d'une force tirant l'échantillon perpendiculairement à la surface de l'adhésif et à la surface du substrat⁹⁰. Ils s'effectuent couramment à l'aide de spécimens dont le diamètre est d'environ 1 mm⁹¹.

Dans les tests effectués en cisaillement, une lame applique une force dans le même plan que la surface entre l'adhésif et le substrat (Fig. 17). Il est important que la lame soit appliquée à la jonction entre les deux éléments

collés car, plus celle-ci est éloignée de la surface d'adhésion, plus les forces de flexions sont importantes dans le montage. Elles peuvent se traduire par des résultats erronés⁹⁰. Il a également été démontré que dans les tests de cisaillement, la géométrie du montage et la direction de l'application de la force influençaient la distribution des stress à l'interface entre le substrat et l'adhésif. Puisque ces variables peuvent facilement différer d'un laboratoire l'autre, il peut parfois être difficile de comparer les valeurs des forces d'adhésion provenant d'équipes différentes. Ces tests sont pourtant d'une grande utilité dans l'évaluation de nouveaux matériaux mais se doivent d'être comparés à échantillons contrôle (matériau standard) afin de générer une information utilisable⁸⁵.

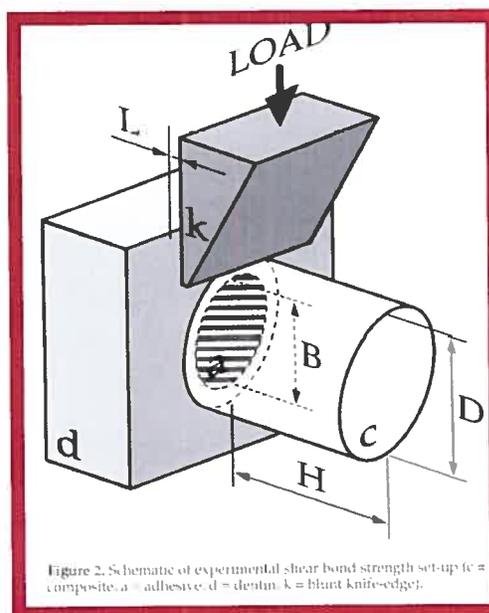


Figure 17 : Illustration d'un test d'adhésion en mode de cisaillement.
(Versluis, 1997)

Les avantages des tests in vitro incluent le fait que l'on soit capable de contrôler certaines variables qui, en situation d'étude clinique, pourraient difficilement l'être. Des exemples incluent l'effet du patient (qualité de salive, type d'alimentation, hygiène) et les conditions lors du placement de la

restauration (présence de carie sur la dent, isolation, géométrie de la cavité)⁹². Ils permettent également une comparaison entre produits équivalents, manufacturés par différentes compagnies ou entre produits d'ancienne et de nouvelle générations⁸⁴.

2.9.2 Échec des liens adhésifs

Les tests d'adhésion en tension ou en cisaillement ont, comme aboutissement, la séparation entre le substrat et l'adhésif. Il est pourtant important de reconnaître que cette séparation ne s'effectue pas nécessairement à la jonction entre le substrat et l'adhésif. En effet, la fracture peut se produire au niveau du substrat, au niveau de l'adhésif ou bien au niveau du matériau de restauration. L'interprétation du résultat du test d'adhésion peut varier dépendamment du lieu où la fracture s'est produite⁸⁵. Il est donc important d'enregistrer le type d'échec afin d'évaluer adéquatement les résultats d'un test d'adhésion⁸⁴.

Les types d'échecs sont regroupés en 3 classes : l'échec adhésif, l'échec cohésif et l'échec mixte. L'échec adhésif se produit lorsque le bris est retrouvé à l'interface entre l'agent adhésif et la dentine. L'échec cohésif peut se produire dans le substrat ou dans le matériau de restauration.

2.9.3 Le thermocyclage

Lors de l'ingestion d'aliments, de grandes variations de température intra-orales peuvent se produire. En effet, l'ingestion d'une soupe chaude suivie d'une gorgée d'eau froide peut engendrer une différence de température de plus d'une quarantaine de degrés en bouche. Une étude effectuée par Plant et

coll.⁹³ a démontré que les aliments pouvaient être tolérés en bouche à partir de 68°C (avec inconfort) et pouvaient être ingérés confortablement à des températures entre 50 et 55°C. Palmer et coll.⁹⁴ ont quant à eux démontré que la température la plus froide atteinte à la surface des dents lors de l'ingestion d'aliments comme la crème glacée était de l'ordre de 0°C. Ces changements de température peuvent se propager aux tissus dentaires et, par le fait même, aux restaurations qui y sont présentes. Puisque les coefficients d'expansion thermique sont différents pour les résines restauratrices (41,7 $\mu\text{m}/\text{cm}^\circ\text{C}$)⁹⁵, la dentine (10.59 $\mu\text{m}/\text{cm}^\circ\text{C}$)⁹⁶ et l'émail (16.96 $\mu\text{m}/\text{cm}^\circ\text{C}$)⁹⁶, les changements de température peuvent engendrer la formation de stress à l'interface entre la dent et le matériau de restauration. Ceux-ci peuvent exacerber la microinfiltration au pourtour de la restauration, la propagation de fissures, ou la perte de la restauration dentaire⁹⁷.

Puisqu'en milieu oral les restaurations collées doivent faire face aux stress thermiques, l'American Dental Association, dans des lignes de conduite émises relativement aux tests d'adhésions d'agents dentinaires, suggéra l'incorporation du thermocyclage dans les devis expérimentaux⁹⁸. Le thermocyclage consiste à transférer les spécimens d'un bain froid à un bain chaud, pour un nombre déterminé de cycles. Chaque cycle entraîne une période prédéterminée de trempage dans les bains tempérés⁹⁹. Il permet de simuler les changements de température ayant lieu en bouche et l'effet de fatigue thermique sur les échantillons⁹⁸. Bien qu'il n'existe pas de régime standard pour le thermocyclage, une méta-analyse effectuée par Gale et coll.⁹⁷ a permis de déterminer que, la température du bain froid se situait en moyenne à 6,6°C, celle du bain chaud à 55°C, que la médiane du nombre de cycles se situait à 500 alors que celle du temps de trempage se situait à 30 sec par bain.

CHAPITRE TROISIÈME
MÉTHODES EXPÉRIMENTALES

3. Méthodes Expérimentales

3.1 Échantillons

Soixante-dix-sept dents primaires, dont 41 postérieures et 36 antérieures extraites furent recueillies et conservées, pour une durée maximale de 3 mois, dans une solution de thymol 1% (poids/volume)¹⁰². Les dents furent recueillies dans plusieurs cliniques de dentisterie pédiatrique de la région de Montréal ainsi qu'à l'Hôpital Sainte-Justine et qu'à l'Hôpital de Montréal pour Enfants.

Elles furent ensuite séparées en deux groupes, composés respectivement de dents antérieures (incisives centrales, incisives latérales et canines) et de dents postérieures (premières et secondes molaires). Les canines, les incisives centrales maxillaires et les dents postérieures furent sectionnées en deux, dans le sens bucco-lingual au moyen d'une fraise de carbure Jet Brand 169L (Beavers, Morrissburg, Ontario) montée sur une turbine. La scission des dents fut effectuée sous irrigation copieuse d'eau dans le but d'éviter un échauffement des tissus dentaires. Les fragments dentaires présentant des restaurations, des défauts d'émail ou des lésions carieuses au niveau de la surface interproximale furent éliminés. Ces étapes permirent l'obtention de 60 échantillons antérieurs et de 60 échantillons postérieurs.

Les échantillons furent ensuite disposés dans un montage, nécessaire à l'application des tests d'adhésion. Ils furent ancrés dans une résine acrylique⁴⁷ (Instant tray mix – Fast curing custom tray acrylic, Lang dental manufacturing Co., Wheeling, IL), à l'intérieur d'un cylindre de plastique de diamètre de 15 mm (Université de Montréal) exposant la surface dentaire devant servir à l'exécution des tests d'adhésion. Pour les canines, les incisives centrales

maxillaires et les molaires, les surfaces interproximales furent employées alors que les surfaces buccales furent employées pour les incisives latérales maxillaires ainsi que les incisives inférieures. Ces surfaces furent choisies en raison de leur géométrie aplanie, minimisant et facilitant la préparation de la surface dentaire. Puisque la couche d'émail est mince en denture primaire¹¹, la sélection de ces surfaces permettait l'obtention d'une surface plane, sans élimination complète de l'émail.

3.2 Matériaux Employés

Matériau	Manufacturier	Lot
Scotchbond™	3M ESPE (St-Paul, MN)	4BU
Adper™ Single Bond Plus	3M ESPE (St-Paul, MN)	173932
Adper™ Prompt™ L- Pop™ Self-Etch	3M ESPE (St-Paul, MN)	164870
OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch	Kerr (Orange, CA)	407846
OptiBond® Solo Plus™	Kerr (Orange, CA)	405319
Filtek™ Supreme (Couleur A2)	3M ESPE (St-Paul, MN)	0706
Instant tray mix Fast curing custom tray acrylic	Lang Dental Manufacturing Co. (Wheeling, IL)	18423006 (liquide) 18183007 (poudre)

Tableau I : Description des matériaux utilisés.

3.3 Tests d'adhésions sur l'émail

Les surfaces d'émail destinées aux tests d'adhésion furent aplanies manuellement utilisant divers grès de papier de carbure de silicone. Les échantillons furent sablés, à l'aide d'un mouvement de figure-en-huit, sur un papier de carbure de silicone de taille grains 320 mouillé à l'eau distillée jusqu'à l'obtention d'une surface plane. Les échantillons furent ensuite sablés respectivement sur du papier de grosseur de grains 400 et 600 mouillé⁴⁸, utilisant le même mouvement de figure-en-huit à raison de quinze répétitions par grosseur de grès. Ceci fut effectué dans le but d'obtenir une surface similaire pour chacun des échantillons.

Les échantillons furent subséquentement randomisés dans les trois groupes expérimentaux, soit le groupe contrôle utilisant la méthode d'adhésion du « total etch » et les deux groupes d'automordançants, à raison de vingt spécimens par groupe. Les échantillons furent, à partir de ce moment, conservés dans l'eau distillée.

3.2.1 Groupe contrôle – Mordançage Conventionnel

Les échantillons du groupe contrôle furent soumis au mordançage à l'acide conventionnel (acide phosphorique 37%) suivi par l'application d'une résine mouillante et adhésive combinées en une solution – Adper™ Single Bond Plus (3M ESPE). Les étapes d'application de l'agent mordançant et de la résine suivirent scrupuleusement les recommandations du manufacturier.

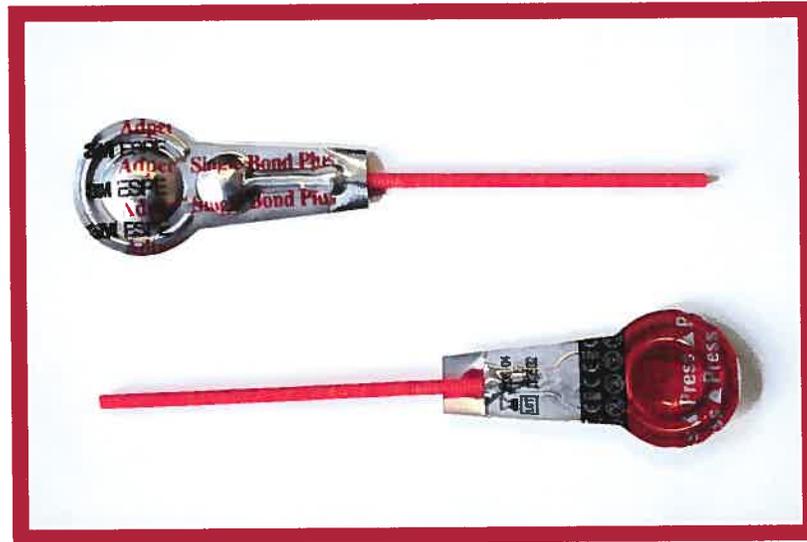


Figure 18: Adper™ Single Bond Plus, (3M ESPE).



Figure 19 : Produit de mordantage Scotchbond™, (3M ESPE).

La surface d'émail fut recouverte d'une couche d'acide phosphorique à 37% – Scotchbond™ (3M ESPE) – pour une durée de 15sec. L'acide phosphorique fut ensuite rincé copieusement à l'aide d'eau provenant d'une unité dentaire, pour une durée de 10sec. L'excès d'eau fut retiré à l'aide de papier absorbant – Professional Kimwipes (Kimberly-Clark).

Matériau	Composition
Scotchbond™	<ul style="list-style-type: none"> ✚ Acide Orthophosphorique ✚ Alcool Polyvinylique ✚ Eau Distillée

Tableau II : Composition du gel de mordantage Scotchbond™, (3M ESPE).

L'adhésif Adper™ Single Bond Plus (3M ESPE) fut employé dans sa présentation de doses unitaires. La bulle de l'emballage fut comprimée et une première couche d'Adper™ Single Bond Plus (3M ESPE) fut appliquée en frictionnant légèrement l'adhésif à la surface de l'émail. Deux couches additionnelles furent subséquemment appliquées de la même manière. L'application des trois couches fut effectuée en 15sec. Le solvant de l'adhésif fut ensuite évaporé à l'aide d'un léger jet d'air appliqué pendant 5sec.

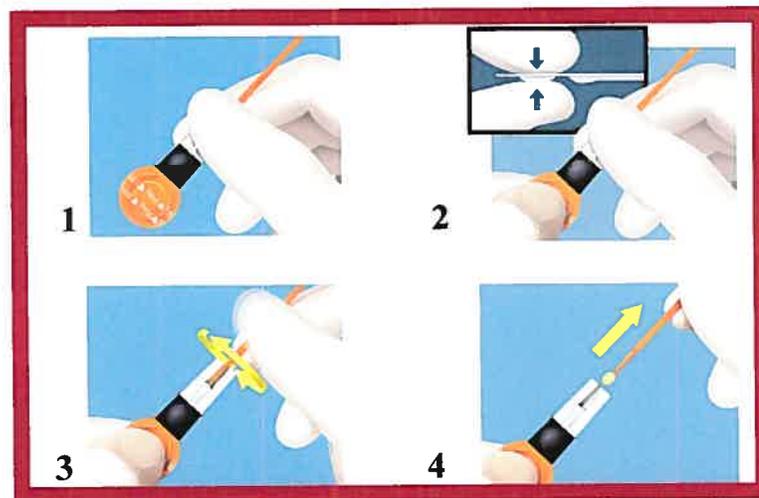


Figure 20 : Illustration du mode d'emploi de l'adhésif d'Adper™ Single Bond Plus, (3M ESPE).

L'adhésif fut ensuite polymérisé à l'aide d'une lampe à halogène au quartz et au tungstène Optilux 500 (Kerr) pour une durée de 10sec. Cette lampe fut employée pour toutes les étapes requérant une photopolymérisation.

Matériau	Composition
Adper™ Single Bond Plus	<ul style="list-style-type: none"> ✚ BisGMA ✚ HEMA ✚ Diméthacrylates ✚ Copolymère de Vitrebond™ ✚ Éthanol/Eau ✚ Camphoroquinones ✚ Nanoparticules de Silice (diamètre = 5 nm) (10% p/p)

Tableau III : Composition du produit Adper™ Single Bond Plus, (3M ESPE).

Suite à l'application de la résine adhésive, les spécimens furent montés dans un étai sur lequel était installé un moule (Ultradent Products) permettant l'application d'un bouton de composite de 2,3798 mm de diamètre. Le composite – Filtek™ Supreme, couleur A2 (3M ESPE) – fut condensé dans le moule et polymérisé pour une durée de 20sec. Une fois le bouton appliqué, l'échantillon était retiré du montage.

L'intensité de la lampe fut vérifiée⁴⁸ avant la polymérisation du premier échantillon ainsi qu'à la fin des manipulations afin de s'assurer qu'elle soit égale ou supérieure à 400 mW/cm².

Les échantillons furent placés dans un bain d'eau distillée à 37° C pendant 24 hres avant de compléter les manipulations⁵⁶.

3.2.2 Groupe expérimental-1 – Résine automordante

Les échantillons du groupe expérimental-1 furent soumis au mordantage à l'aide d'une résine adhésive automordante en une seule étape – PLP (Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch, 3M ESPE). Les étapes d'application suivirent scrupuleusement les recommandations du manufacturier.

Matériau	Composition	
	Bulle Rouge	Bulle Jaune
Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch Doses Unitaires	<ul style="list-style-type: none"> ⬇ Hydrogénophosphate de Bis-Méthacryloxyloéthyle ⬇ Bis-GMA ⬇ Diméthylamino-benzoate d'éthyle ⬇ Camphoroquinone 	<ul style="list-style-type: none"> ⬇ Eau ⬇ HEMA ⬇ Acide Polyalkénoïque

Tableau IV : Composition du produit Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch, (3M ESPE).

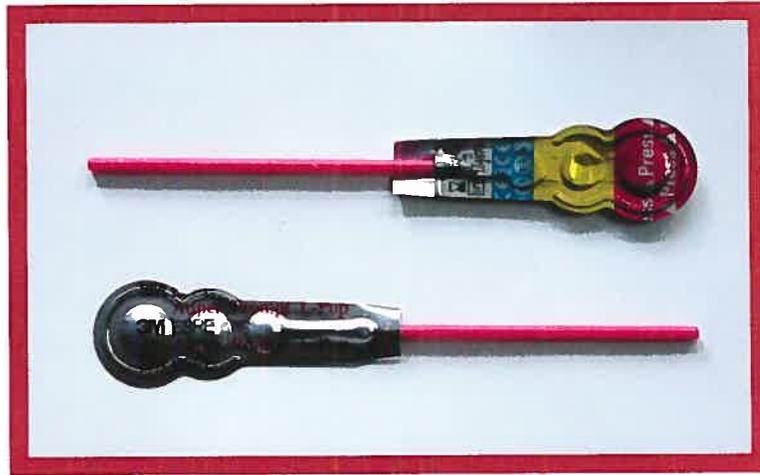


Figure 21 : Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch (3M ESPE).

L'excès d'eau fut retiré à l'aide de papier absorbant – Professional Kimwipes (Kimberly-Clark). L'adhésif automordant PLP fut employé sous la forme de doses unitaires. Les bulles rouge et jaune furent successivement comprimées afin de libérer les deux composantes de la résine. L'applicateur fut utilisé afin de malaxer les deux composantes pour une durée de 5sec.



Figure 22 : Illustration du mode d'emploi pour le produit Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch (3M ESPE).

Une première couche de PLP fut appliquée à la surface moite de l'émail en frottant à l'aide d'une force modérée pour une durée de 15sec. Cette couche fut ensuite asséchée, au moyen d'un léger jet d'air, jusqu'à l'obtention d'un mince film. Une seconde couche fut appliquée, en brossant légèrement la surface de l'émail. Cette seconde couche fut ensuite asséchée tel que mentionné pour la première couche. L'application de couches successives de PLP fut effectuée jusqu'à l'obtention d'une surface lustrée. Le tout fut ensuite polymérisé pour une durée de 10sec.

L'application du bouton de composite fut effectuée de la même manière que celle décrite pour les spécimens du groupe contrôle.

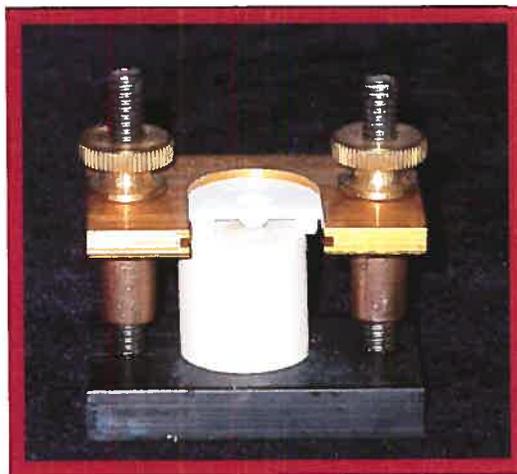


Figure 23 : Étau et moule utilisés pour le collage du bouton de composite (Ultradent Products).

L'intensité de la lampe fut vérifiée⁴⁸ avant la polymérisation du premier échantillon ainsi qu'à la fin des manipulations afin de s'assurer qu'elle était supérieure ou égale à 400 mW/cm^2 . Les échantillons furent placés dans un bain d'eau distillée à 37° C pendant 24 hres avant de poursuivre les manipulations⁵⁶.

3.2.3 Groupe expérimental-2 – Primaire automordant

Les échantillons du groupe expérimental-2 furent soumis au mordantage à l'aide d'une résine mouillante automordante –OPT-SE (OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch, Kerr), suivi par l'application d'une résine adhésive – OPT (OptiBond® Solo Plus™, Kerr). Les étapes d'application suivirent scrupuleusement les recommandations du fabricant

Matériaux	Composition
OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch	<ul style="list-style-type: none"> ✚ Glycérophosphate de diméthacrylate ✚ HEMA ✚ BisGMA ✚ Éthanol
OptiBond® Solo Plus™	<ul style="list-style-type: none"> ✚ Résines d'alkyl de diméthacrylate ✚ Verre d'aluminoborosilicate de baryum ✚ Dioxyde de silicone ✚ Hexafluorosilicate de sodium ✚ Alcool d'éthyle

Tableau V : Composition des produits OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch et OptiBond® Solo Plus™, (Kerr).

L'excès d'eau fut retiré à l'aide de papier absorbant – Professional Kimwipes (Kimberly-Clark). Le primaire automordant OPT-SE fut appliqué en brossant légèrement la surface d'émail pour une durée de 15sec. Le solvant fut ensuite évaporé pendant 3sec à l'aide d'un léger jet d'air. Une couche de l'adhésif OPT fut ensuite appliquée à l'échantillon en brossant légèrement la surface pour une durée de 15sec et l'échantillon fut à nouveau asséché

délicatement pendant 3sec. Cette dernière étape fut répétée et le spécimen fut ensuite polymérisé pour une durée de 20sec.



Figure 24 : OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch Primer et OptiBond® Solo Plus™ (Kerr).

L'application du bouton de composite fut effectuée de la même manière que celle décrite pour les spécimens du groupe contrôle.

L'intensité de la lampe fut vérifiée⁴⁸ avant la polymérisation du premier échantillon ainsi qu'à la fin des manipulations.

Les échantillons furent placés dans un bain d'eau distillée à 37° C pendant 24 hres avant de poursuivre les étapes expérimentales⁵⁶.

3.3 Thermocyclage

Après avoir séjourné dans le bain à 37°C pendant 24 hres, les échantillons furent soumis au thermocyclage. Celui-ci fut effectué à l'aide du thermocycleur SEPRAS BT-15 (Université de Montréal), composé de deux bains et d'un bras motorisé permettant le transfert des échantillons d'un bassin à l'autre.



**Figure 25 : Thermocycleur SEPRAS BT-15
(Université de Montréal).**

Comme l'ont démontré Plant et coll.⁹³ ainsi que Palmer et coll.⁹⁴, les aliments peuvent être ingérés confortablement à des températures variant entre 0°C et 50°C. La prise d'aliments chauds ou froids peut entraîner des gradients de température au niveau des tissus oraux. Pour cette raison, les bains furent réglés à des températures similaires à celles confortablement tolérées en bouche. La température du bain froid fut établie à 5°C et celle du bain chaud à 45°C. La température des bains fut évaluée périodiquement à l'aide d'un thermomètre électronique (Oakton Temp 5 Acorn series) durant les cycles de thermocyclage afin de s'assurer qu'elle demeurait constante.

Dans une revue de littérature se penchant sur les diverses modalités de thermocyclage employées dans les études *in vitro*, Gale et coll.⁹⁷ ont déterminé que la médiane du nombre de cycles se situait à 500 et que celle du temps de trempage se situait à 30sec par bain. Puisqu'il est important de maintenir une standardisation des protocoles expérimentaux afin de comparer les résultats provenant de différentes études, les échantillons furent soumis à 500 cycles de thermocyclage, avec un temps de trempage de 30sec par bain. Il fallait 5sec au bras motorisé pour transférer les échantillons d'un bain à l'autre, permettant la complétion d'un cycle en 70sec.

3.4 Tests de cisaillement

Les forces d'adhésion des 3 résines adhésives étudiées furent déterminées en cisaillement à l'aide d'un appareil universel Instron 4201 (Instron, Canton, MS). Une cellule charge d'un kN fut employée sur laquelle était installée une lame en forme de demi lune.



**Figure 26 : Appareil Universel Instron 4201
(Instron, Canton, MS).**

Les échantillons furent placés dans un étai, de manière à ce que la surface d'adhésion soit perpendiculaire à la base de l'appareil. Le spécimen fut placé sur la base de l'appareil et, la position de la lame ajustée de sorte à ce que le bouton de composite se retrouve au centre de la demi lune. La lame était également positionnée de façon à ce qu'elle soit à peine dégagée du cylindre de montage, à 0,5 mm de la surface de la dent, pour qu'il n'y ait pas d'interférence entre la lame et le cylindre de montage. Une fois en position, l'étai fut stabilisé à la base de l'appareil.

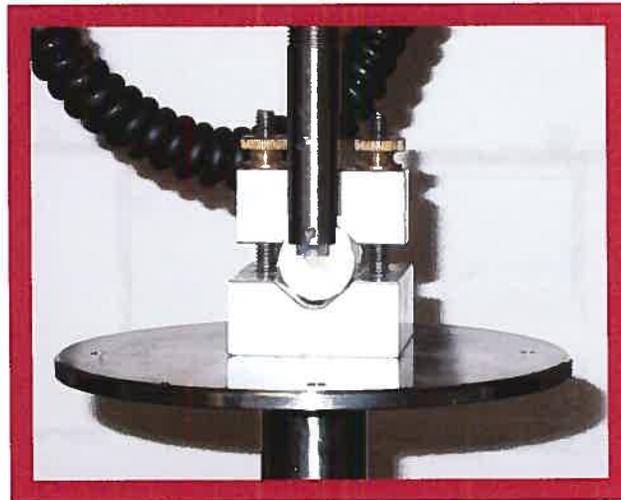


Figure 27 : Positionnement de l'échantillon dans l'appareil Universel Instron 4201.

Une fois le montage stabilisé dans l'appareil, la lame fut activée, à une vitesse de 1 mm/min⁶⁰ vers le bas et ce, jusqu'à ce que le bouton de composite se décolle de la surface dentaire. La charge maximale nécessaire au décollement du bouton fut enregistrée. Cette charge maximale, obtenue en kN, fut ensuite convertie en MPa en utilisant l'aire de surface collée du bouton de composite.

Une courbe de charge/déplacement fut également enregistrée pour chacun des échantillons. Elle graphe, pour l'échantillon, la valeur des forces et du déplacement de la lame à chaque seconde du test de cisaillement (Fig. 35, Annexe II).

Le tracé de la courbe de charge/déplacement, l'enregistrement de la charge maximale ainsi que le calcul de la force d'adhésion en MPa furent exécutés par le logiciel Instron IX au moment du test de cisaillement.

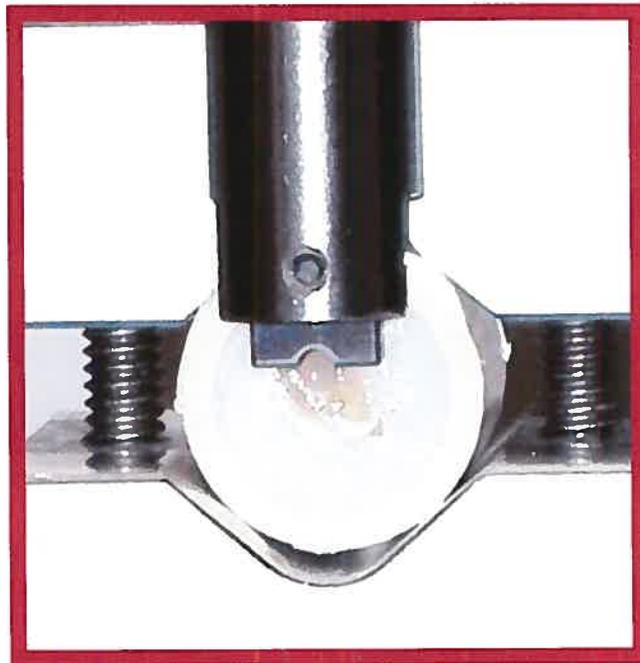


Figure 28 : Illustration du test d'adhésion en mode de cisaillement..

Suite au décollement du bouton, les échantillons furent examinés à magnification de 2.6X⁴⁴ (Orascoptics, Synca) afin d'évaluer le mode d'échec d'adhésion. Ceux-ci furent classés dans une des catégories suivantes :

- ⬇ Échec adhésif (A)
- ⬇ Échec mixte émail/adhésif - Combinaison d'échec adhésif et d'échec cohésif dans l'émail (MEA)
- ⬇ Échec mixte dentine/adhésif - Combinaison d'échec adhésif et d'échec cohésif dans la dentine (MDA)
- ⬇ Échec mixte composite/adhésif - Combinaison d'échec adhésif et d'échec cohésif dans le composite (MCA)
- ⬇ Échec cohésif dans l'émail (CE)
- ⬇ Échec cohésif dans la dentine (CD)
- ⬇ Échec cohésif dans le composite (CC)

3.7 Tests d'adhésion sur la dentine

Une fois les tests d'émail complétés, les spécimens furent passés sur une meule. Le meulage se fit à l'aide d'irrigation copieuse à l'eau. Cette étape fut accomplie dans le but d'éliminer les couches d'émail et de résine restantes et d'exposer la dentine sous jacente.

La surface des spécimens fut ensuite uniformisée à l'aide de papiers de carbure de silicone de grosseur de grains de 320, 400 et 600 utilisés successivement. Chaque échantillon fut abrasé manuellement au moyen d'un mouvement en figure huit, répété 15 fois par type de papier, débutant par le grain le plus gros (320). De l'eau distillée fut employée afin de mouiller le papier abrasif durant les manipulations de sablage.

Les tests d'adhésion sur la dentine furent effectués en mesures répétées, utilisant les échantillons ayant servi pour les tests d'adhésion à l'émail. Ainsi, les spécimens du groupe contrôle pour les tests sur l'émail furent utilisés pour le groupe contrôle des tests effectués sur la dentine. Il en fut également ainsi pour les groupes expérimentaux 1 et 2. Les mêmes adhésifs furent employés pour les tests sur la dentine, c'est-à-dire, l'acide phosphorique à 37% Scotchbond™ (3M ESPE)/ Adper™ Single Bond Plus (3M ESPE) pour le groupe contrôle, Adper™ Prompt™ L-Pop™ pour le groupe expérimental-1 et OptiBond® Solo Plus™ Self-Etch/OptiBond® Solo Plus™ (Kerr) pour le groupe expérimental-2.

Les méthodes d'application des résines adhésives pour chacun des groupes, d'application du bouton de composite, de thermocyclage, de tests de cisaillement et d'évaluation du mode d'échec furent répétés, exactement de la même manière qu'elles furent décrite pour les tests d'adhésion à l'émail à l'exception du fait que l'adhésion fut effectuée sur une surface humide au lieu de bien asséchée (vous rapporter aux sections 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 et 4.6).

3.8 Analyses statistiques

Des analyses de variance univariées (one-way ANOVA) furent effectuées pour chaque type de dent et chaque type de substance dentaire.

Une analyse de variance (ANOVA) en mesures répétées fut effectuée pour l'émail et pour la dentine avec, comme variables indépendantes, le type de dent (antérieure/postérieure) et le type d'adhésif (SBP/PLP/OPT-SE). La présence d'interactions statistiquement significatives (ex. substance * adhésifs $p=0.0009$) a entraîné des comparaisons subséquentes. Des comparaisons

pairées de type t-tests furent ensuite effectuées pour comparer les forces d'adhésion à l'émail et à la dentine pour chacun des adhésifs à l'étude.

Des tests de corrélation de Spearman furent effectués afin de vérifier s'il existait une corrélation entre les forces d'adhésion et les types d'échec.

3.9 Hypothèses nulles

Les résultats de la présente étude devraient permettre de confirmer ou d'infirmer les hypothèses nulles suivantes :

1. Les forces d'adhésion obtenues sur l'émail de dents primaires à l'aide d'un système conventionnel de mordantage à l'acide ne diffèrent pas de celles obtenues au moyen d'un système de mordantage automordançant.
2. Les forces d'adhésion obtenues sur la dentine de dents primaires à l'aide d'un système conventionnel de mordantage à l'acide ne diffèrent pas de celles obtenues au moyen d'un système de mordantage automordançant.

CHAPITRE QUATRIÈME
RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

4. Résultats expérimentaux

4.1 Forces d'adhésion à l'émail

Initialement, 20 échantillons par groupe d'adhésif et de substance dentaire avaient été préparés. Certains échantillons ont du être omis des tests d'adhésion pour diverses raisons n'ayant pas permis la collecte des données nécessaires. La taille des groupes expérimentaux et des groupes contrôles est présentée dans le tableau VI, avec les raisons ayant entraînées la perte d'échantillon pour chaque groupe.

Groupe d'échantillon	Nombre (n)	Raison de la perte
SBP-Ant	17	⚠ 3 échantillons aplanis jusqu'à la dentine
SBP-Post	20	-
PLP-Ant	17	⚠ 3 échantillons aplanis jusqu'à la dentine
PLP-Post	20	-
OPT-SE-Ant	16	⚠ 3 échantillons aplanis jusqu'à la dentine ⚠ 1 échantillon fracturé en le plaçant dans l'Instron
OPT-SE-Post	19	⚠ 1 échantillon aplani jusqu'à la dentine

Tableau VI : Raison de la perte d'échantillons d'émail lors des manipulations.

Les forces d'adhésion moyennes aux échantillons d'émail primaire sont présentées dans le tableau VII.

Matériau	Type de dent	Force d'adhésion Moyenne (MPa)	Déviati on Standard (MPa)
SPB	Antérieure	16,5198	4,6930
	Postérieure	13,4518	4,0388
PLP	Antérieure	10,0291	4,8248
	Postérieure	10,3405	5,2624
OPT-SE	Antérieure	6,9804	4,3946
	Postérieure	3,0268	2,8379

Tableau VII : Forces d'adhésion obtenues sur les échantillons d'émail primaire à l'aide des trois systèmes adhésifs à l'étude.

L'analyse de variance bivariée (2-way ANOVA) a démontré que les forces d'adhésion obtenues sur les dents antérieures étaient statistiquement plus élevées que celles obtenues sur les dents postérieures ($p=0,0095$). Les comparaisons paires entre les types d'adhésifs n'ont toutefois pas démontré de différence significative entre les dents postérieures et les dents antérieures ($p = 0,0935$).

Une différence significative a été observée, démontrant un effet significatif des adhésifs sur la substance de l'émail ($p < 0,0001$). Les forces d'adhésion obtenues pour le groupe SBP étaient statistiquement plus élevées que celles obtenues pour le groupe PLP et pour le groupe OPT-SE. Les forces d'adhésion obtenues pour le groupe expérimental PLP étaient également significativement plus élevées que celles obtenues pour le groupe expérimental OPT-SE ($p < 0,0001$). Les résultats sont démontrés sur la figure 29 et le tableau VIII.

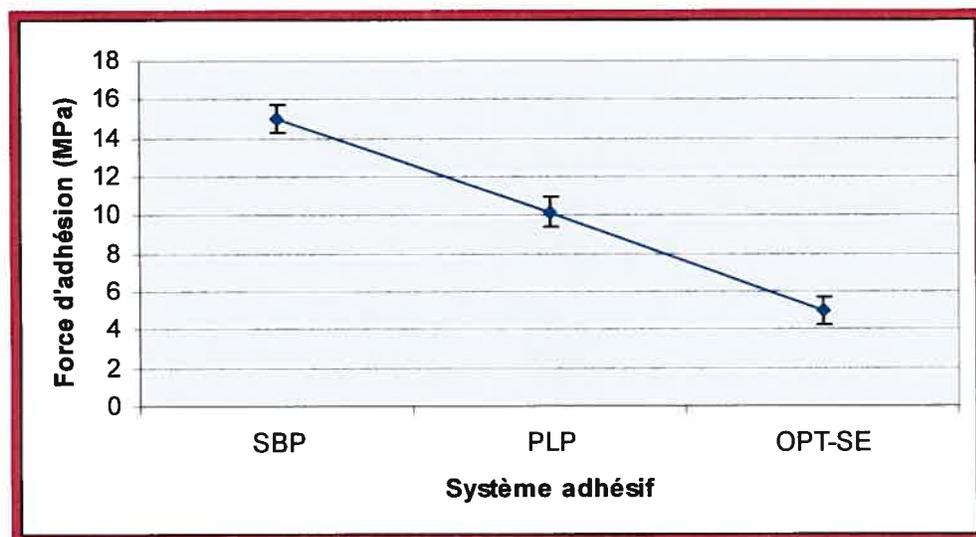


Figure 29 : Forces d'adhésion obtenues sur l'émail primaire à partir des trois systèmes adhésifs à l'étude.

Comparaison des Forces d'adhésion (MPa)	Valeur p
SBP > PLP (14,9858 vs 10,1848)	<0,0001
SBP > OPT (14,9858 vs 5,0036)	<0,0001
PLP > OPT (10,1848 vs 5,0036)	<0,0001

Tableau VIII : Comparaison des forces d'adhésion obtenues sur les échantillons d'émail à l'aide des systèmes adhésifs à l'étude.

Le type d'échec le plus fréquemment rencontré au sein des spécimens du groupe contrôle (SBP) était de nature adhésive, se produisant à l'interface entre l'adhésif et le substrat dentaire (n=30). Un plus petit nombre d'échantillons mirent en évidence un type de fracture mixte, démontrant à la fois une fracture à l'interface dent/adhésif ainsi qu'une fracture cohésive dans l'émail (n=5).

Dans le groupe expérimental-1 (PLP), les types de fractures étaient majoritairement de nature adhésive (n=33). Une minorité de spécimens démontrèrent une fracture mixte, au niveau de l'adhésif et de l'émail (n=4).

Dans le groupe expérimental-2 (OPT-SE), toutes les fractures étaient de nature adhésive (n=35). Le tableau IX résume les résultats relatifs à l'évaluation du mode de fracture.

		Type de fracture					(n)
		A	MEA	MCA	CE	CC	
Système Adhésif	SBP	30	5	0	0	0	35
	PLP	33	4	0	0	0	37
	OPT-SE	35	0	0	0	0	35

Tableau IX : Type de fracture à l'interface émail et matériau de restauration.

Les tests de corrélation de Spearman démontrent que les corrélations entre le mode de fracture des échantillons et les forces d'adhésion sont faibles. Les résultats sont exprimés sur les figures 30 et 31.

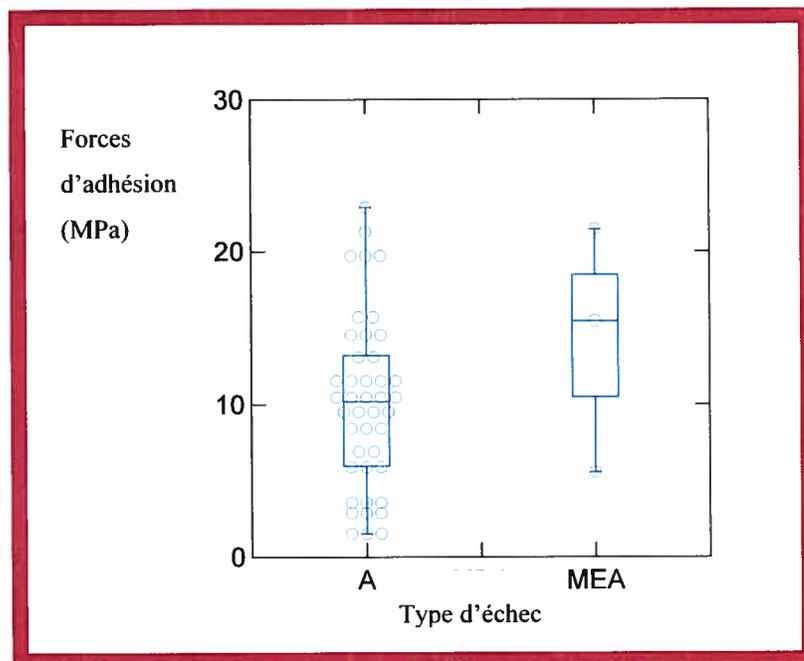


Figure 30 : Tests de corrélation de Spearman démontrant, sur l'émail des dents antérieures, les corrélations entre les forces d'adhésion et les types d'échecs ($R=0,28308$).

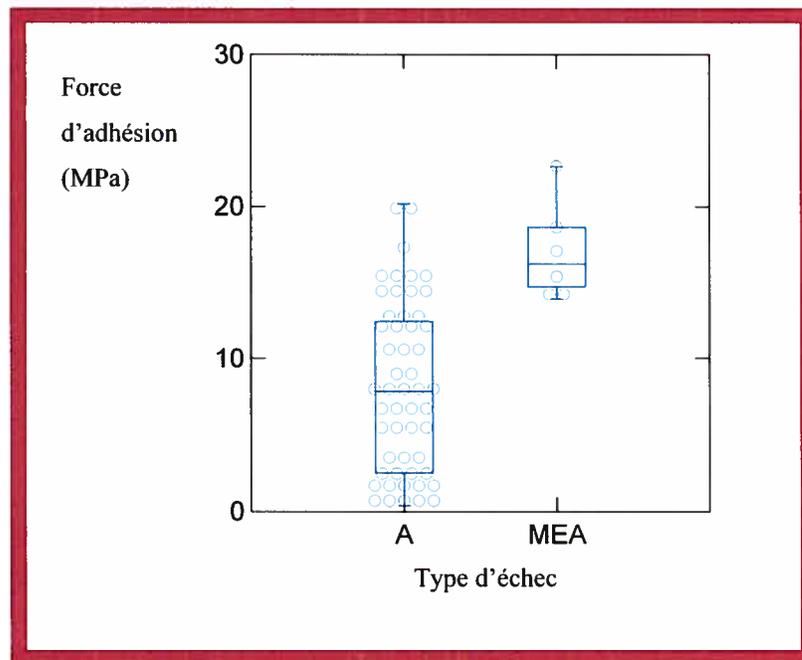


Figure 31 : Tests de corrélation de Spearman démontrant, sur l'émail des dents postérieures, les corrélations entre les forces d'adhésion et les types d'échecs ($R= 0,42809$).

4.2 Forces d'adhésion à la dentine

Initialement, 20 échantillons par groupe d'adhésif et de substance dentaire avaient été préparés. Les tests d'adhésion, pour certains groupes, furent amputés de certains spécimens puisque, pour diverses raisons, ces spécimens ne permettaient la collecte des données nécessaires. La taille des groupes expérimentaux et des groupes contrôles est présentée dans le tableau X, avec les raisons ayant entraîné la perte d'échantillon pour chaque groupe.

Groupe d'échantillon	Nombre (n)	Raison de la perte
SBP-Ant	20	-
SBP-Post	19	✚ 1 échantillon aplani jusqu'à la chambre pulpaire -
PLP-Ant	19	✚ 1 échantillon fracturé en le plaçant dans l'Instron
PLP-Post	20	-
OPT-SE-Ant	20	-
OPT-SE-Post	18	✚ 1 échantillon aplani jusqu'à la chambre pulpaire ✚ 1 échantillon fracturé en le plaçant dans l'Instron

Tableau X : Raison de la perte d'échantillons de dentine lors des manipulations.

Le tableau XI représente les forces d'adhésion obtenues à l'aide des trois types de systèmes adhésifs sur les échantillons de dentine de dents primaires.

Matériau	Type de dent	Force d'adhésion	
		Moyenne (MPa)	Déviations Standard (MPa)
SBP	Antérieures	15,7736	7,4004
	Postérieures	14,4778	3,9732
PLP	Antérieures	13,0875	6,1937
	Postérieures	12,0990	3,6967
OPT-SE	Antérieures	7,3043	4,1857
	Postérieures	10,5967	3,8189

Tableau XI : Forces d'adhésion sur les échantillons de dentine primaire à l'aide des trois systèmes adhésifs à l'étude.

L'analyse de variance bivariée (2-way ANOVA) a démontré qu'il n'existait pas de différence statistiquement significative entre les forces d'adhésion obtenues pour les dents antérieures et les dents postérieure ($p = 0,7229$). Les comparaisons paires entre les types d'adhésifs (Fig. 32) n'ont également pas décelé de différence significative entre les dents postérieures et les dents antérieures ($p = 0,0935$).

Un effet significatif des adhésifs sur la substance dentinaire a toutefois été démontré ($p < 0,0001$). Les forces d'adhésion obtenues pour le groupe SBP (15,1257 MPa) étaient statistiquement plus élevées que celles obtenues pour le groupe PLP (12,5923 MPa; $p = 0,0303$) et pour le groupe OPT-SE (8,9505 MPa; $p < 0,001$). Les forces d'adhésion obtenues pour le groupe expérimental PLP étaient également significativement plus élevées que celles obtenues pour le groupe expérimental OPT-SE ($p = 0,0022$). Les résultats sont présentés sur les figure 32 et tableau XII.

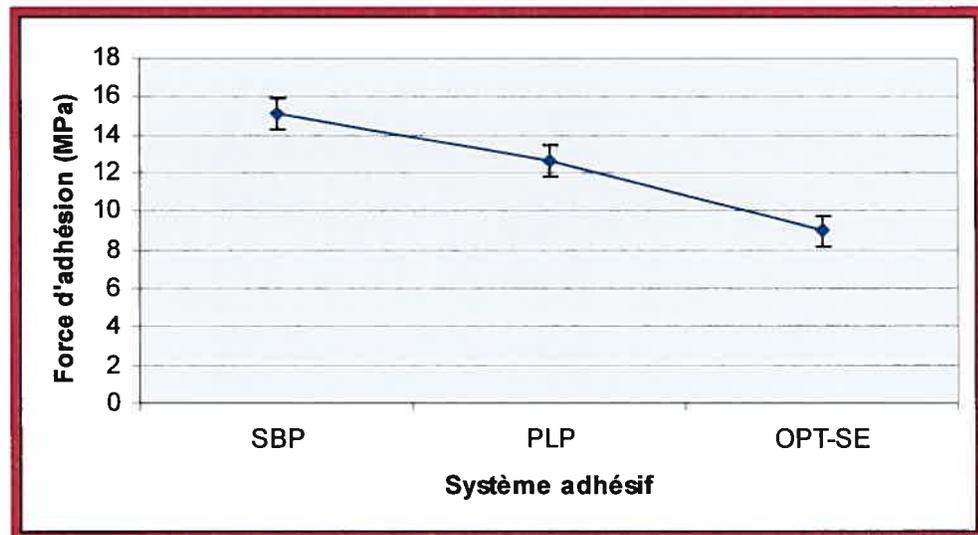


Figure 32 : Forces d'adhésion obtenues sur l'émail primaire à partir des trois systèmes adhésifs à l'étude.

Comparaison des Forces d'adhésion (MPa)	Valeur p
SBP > PLP (15,1257 vs 12,5923)	0,0303
SBP > OPT (15,1257 vs 8,9505)	0,0000
PLP > OPT (12,5923 vs 8,9505)	0,0022

Tableau XII : Comparaison des forces d'adhésion obtenues sur les échantillons de dentine à l'aide des systèmes adhésifs à l'étude.

Lorsque les modes d'échec furent évalués, il fut déterminé que la majorité des spécimens du groupe contrôle (SBP) échouèrent à l'interface adhésive (n=32). Certains échantillons démontrèrent un type de fracture mixte, s'étendant dans l'adhésif ainsi que dans la dentine (n=6) tandis qu'un échantillon démontra une fracture cohésive dans la dentine (n=1).

Dans le groupe expérimental-1 (PLP), les types de fractures étaient majoritairement de nature adhésive (n=27). Un tiers des spécimens démontrèrent une fracture mixte, au niveau de l'adhésif et de la dentine (n=10). Un échantillon mit en évidence une fracture mixte impliquant l'adhésif et le matériau de restauration (n=1) et un dernier échantillon démontra une fracture cohésive dans la dentine (n=1).

Dans le groupe expérimental-2 (OPT-SE), les fractures étaient majoritairement de nature adhésive (n=33). Certains échantillons démontrèrent un type de fracture mixte s'étendant dans la dentine et à l'interface de l'adhésif (n=4). Sur un spécimen, le type d'échec observé était de nature cohésive dans la dentine. Le tableau XIII résume les résultats relatifs à l'évaluation du mode de fracture.

		Type de fracture					(n)
		A	MDA	MCA	CD	CC	
Système Adhésif	SBP	32	6	0	1	0	39
	PLP	27	10	1	1	0	39
	OPT-SE	33	4	0	0	1	38

Tableau XIII : Type de fracture à l'interface dentine/ matériau de restauration.

Les tests de corrélation de Spearman démontrent que les corrélations entre le mode de fracture des échantillons et les forces d'adhésion sont faibles. Les résultats sont exprimés sur les figures 33 à 34.

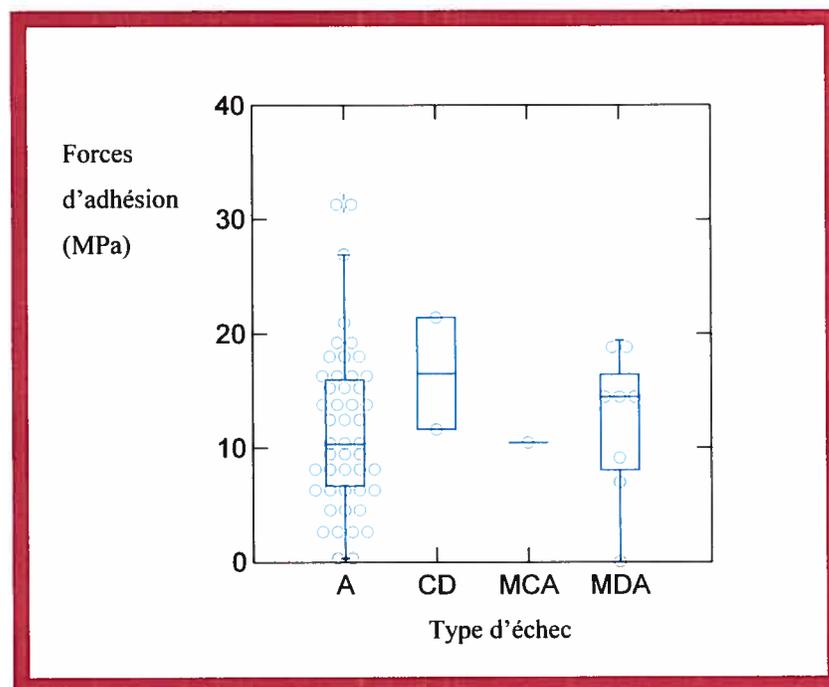


Figure 33 : Tests de corrélation de Spearman démontrant, sur la dentine des dents antérieures, les corrélations entre les forces d'adhésion et les types d'échecs ($R= 0,11079$).

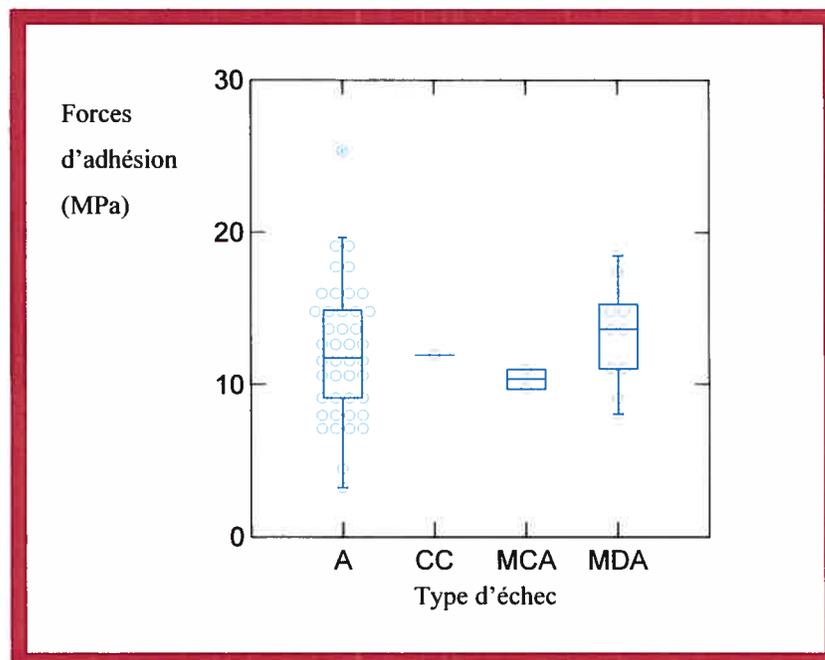


Figure 34 : Tests de corrélation de Spearman démontrant, sur la dentine des dents postérieures, les corrélations entre les forces d'adhésion et les types d'échecs ($R= 0,05414$).

4.3 Comparaisons de l'adhésion entre l'émail et la dentine

Les comparaisons pairées entre les échantillons d'émail et de dentine démontrent une tendance à l'obtention de forces d'adhésion plus élevées sur le tissu dentinaire que sur l'émail. Cette différence n'atteint pas le seuil de signification statistique à l'exception des échantillons du groupe PLP dents antérieures et OPT dents postérieures. Les résultats sont détaillés dans le tableau XIV et les figures 35 et 36.

Matériau	Type de dent	Force d'adhésion (MPa)		Valeur p
		Émail	Dentine	
SBP	Antérieure	Émail	Dentine	0,6047
		16,5198	15,7736	
	Postérieure	Émail	Dentine	0,2886
		13,4518	14,4778	
PLP	Antérieure	Émail	Dentine	0,0069
		10,0291	13,0875	
	Postérieur	Émail	Dentine	0,1992
		10,3405	12,0990	
OPT-SE	Antérieure	Émail	Dentine	0,1914
		6,9804	7,3043	
	Postérieure	Émail	Dentine	0,0000
		3,0268	10,5967	

Tableau XIV : Comparaison des forces d'adhésion obtenues sur les échantillons d'émail et de dentine au moyen d'un adhésif expérimental donné.

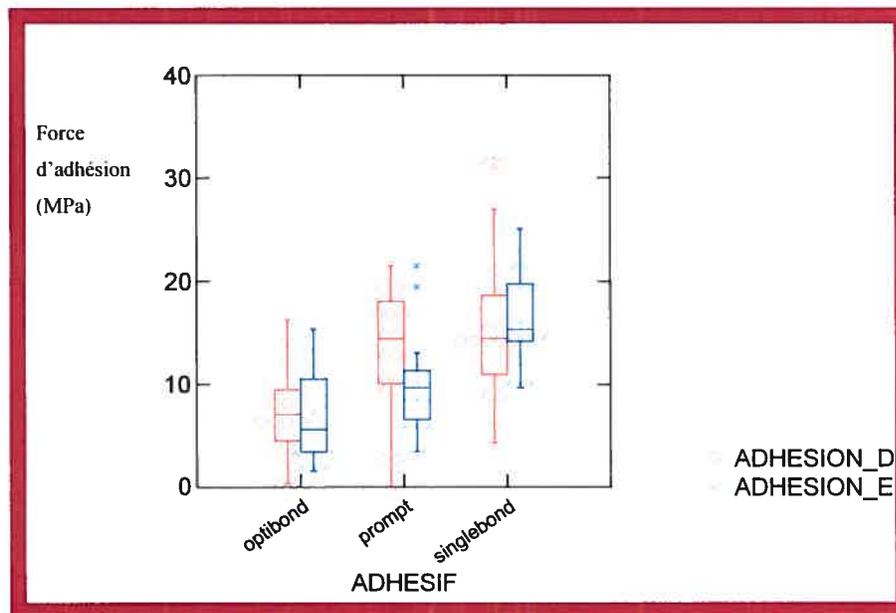


Figure 35 : Illustration des forces d'adhésion à l'émail et à la dentine obtenues sur les échantillons de dents antérieures à l'aide des 3 adhésifs expérimentaux.

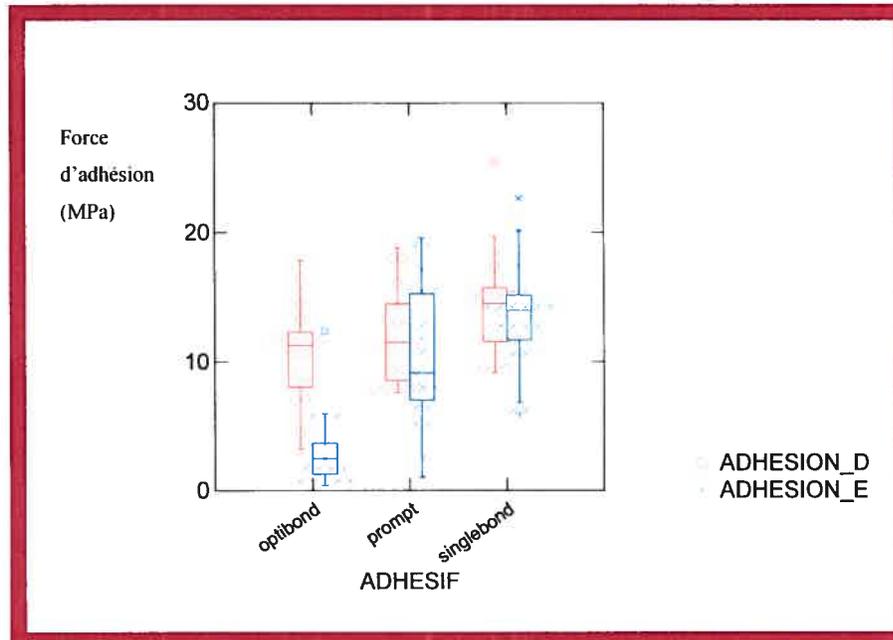


Figure 36 : Illustration des forces d'adhésion à l'émail et à la dentine obtenues sur les échantillons de dents postérieures à l'aide des 3 adhésifs expérimentaux.

CHAPITRE CINQUIÈME
DISCUSSION DES RÉSULTATS

5. Discussion des résultats

5.1 Valeurs des forces d'adhésion

5.1.2 Adhésion à l'émail

Les résultats de cette étude démontrent que les forces d'adhésion à l'émail obtenues à l'aide de l'agent SBP étaient significativement plus élevées que celles obtenues à l'aide des deux résines automordançantes.

La rétention des matériaux de collage à l'émail dentaire dépend fortement du patron de mordantage obtenu par le conditionnement acide. La déminéralisation de surface entraîne la formation de microporosités dans lesquelles peuvent s'infiltrer les monomères de résine avant d'être polymérisés⁵³. Les systèmes adhésifs capables de former patrons de mordantage et microporosités bien définies sont donc susceptibles de favoriser la formation de liens supérieurs.

L'efficacité du mordantage conventionnel à l'acide phosphorique est bien établie¹⁰⁰. Trois types de patrons peuvent être observés après l'application d'acide phosphorique sur la surface de l'émail. Le premier résulte d'une dissolution préférentielle des cristaux situés au centre des prismes d'émail et donne à la surface conditionnée une apparence de rayons de miel. Le second est observé suite à une dissolution des cristaux retrouvés en périphérie des prismes et entraîne la formation d'une surface à l'apparence de lobulée. Le troisième est le moins bien défini et il est composé de caractéristiques des deux premiers types de patron^{38,39}. Une étude de Perdigao et Geraldi⁶⁰ a démontré que le mordantage conventionnel à l'acide phosphorique de l'émail

primaire produisait une déminéralisation plus profonde des prismes comparativement aux résines automordançantes. La pénétration des monomères était visible sur une épaisseur de 2 à 4 μm lors de l'utilisation d'acide phosphorique et de SB comparativement à une pénétration de 1-2 μm lorsque PLP était employé. Ces différences expliqueraient les meilleurs résultats générés par le système conventionnel à l'acide phosphorique SBP.

Nos résultats sont en accord avec ceux d'autres chercheurs. Agostini et coll.⁴⁴ ont également démontré que les forces d'adhésion à l'émail primaire étaient supérieures lorsqu'un mordantage à l'acide conventionnel était utilisé. Ils rapportent une force d'adhésion moyenne de 25,9 MPa avec l'utilisation de l'agent SingleBond (SB) comparativement à 18,5 MPa avec l'utilisation de PLP. Erhardt et coll.³⁰ ont démontré qu'un traitement à l'acide phosphorique avant l'application de résine automordançantes améliorait significativement les forces d'adhésion à l'émail.

Les résultats obtenus démontrent également que les forces d'adhésion obtenues à l'aide du système PLP étaient significativement plus élevées que celles obtenues avec OPT-SE. Pashley et Tay⁴⁵ ont démontré que la qualité des patrons de mordantage de l'émail était influencée par l'acidité de la solution automordançante. Ils ont classifié les résines automordançantes en trois catégories, soit les résines agressives (pH~1,0), les résines modérées (pH~1,5) et les résines plus faibles (pH~2,0). Les premières créent des patrons de mordantage bien définis où la surface de l'émail est rendue poreuse par la dissolution préférentielle des prismes. Les secondes produisent un patron moins bien défini, caractérisé par la présence de fissures et de fosses tandis que les troisièmes produisent un patron de mordantage minimal, où la majeure portion de l'émail demeure intacte.

Le pH de l'agent OPT-SE (1,5) le classifie parmi les résines modérées. L'obtention d'un patron de mordantage moins bien défini, comparativement

au PLP (pH=1,0) qui est catégorisé parmi les résines agressives, pourrait ainsi expliquer la force d'adhésion moindre obtenue à l'aide du produit OPT-SE.

5.1.2 Adhésion à la dentine

Les résultats obtenus pour l'adhésion à la dentine ont démontré des forces significativement plus élevées à l'aide de l'agent SBP comparativement aux résines automordançantes. Ces résultats peuvent être, en partie, expliqués par la morphologie différente des couches hybrides engendrées par chacun des trois systèmes.

Le conditionnement acide de la dentine est nécessaire au retrait de la boue et des bouchons de boue dentinaire ainsi qu'à la déminéralisation de la dentine intertubulaire et périrtubulaire, étapes qui permettent de promouvoir un lien solide à la dentine par le biais de la formation d'une couche hybride¹⁰¹. La littérature démontre que les systèmes d'adhésion à la dentine utilisant le mordantage conventionnel à l'acide sont en mesure de préparer adéquatement la surface dentinaire.

Les résines automordançantes ne sont pas nécessairement en mesure d'éliminer complètement la boue dentinaire ce qui peut interférer avec le phénomène d'adhésion²⁶. Il faut que les monomères de résine soient aptes à traverser la boue dentinaire afin de s'incorporer dans le tissu dentinaire sous-jacent. S'ils sont incapables de le faire, l'adhésion dépendra uniquement de l'union relativement faible entre la couche de boue dentinaire et la dentine¹⁰. La formation d'une couche hybride dépend de l'agressivité du système automordançant et de l'épaisseur de la couche de boue dentinaire. Cette dernière peut être influencée par le mode de préparation de la dentine. Puisque tous les échantillons ont été préparés de la même manière, nous

supposons que la couche de boue dentinaire était constante d'un spécimen à l'autre.

Oztas et Olmez¹⁰², dans une étude visant à comparer l'interface dentine/adhésif entre les systèmes SBP et PLP, ont démontré qu'il existait moins de lacunes à l'interface dentine/SBP. De plus, la taille des lacunes était significativement plus importante à l'interface dentine/PLP, atteignant une taille moyenne de 3,84 μm comparativement à 0,70 μm . Ils ont également démontré qu'une application de deux couches du produit PLP réduisait significativement la taille des lacunes, passant de 9,1 μm avec l'application d'une seule à 3,84 μm lorsque deux couches étaient appliquées. Ces deux auteurs mettent également en évidence le fait que la formation d'une couche hybride ne soit pas équivalente à l'aide des deux produits. Une couche hybride, d'épaisseur moyenne de 3,7 μm , était observable sur tous les échantillons préparés à l'aide de SBP. Celle-ci n'était toutefois pas toujours observable sur les spécimens préparés à l'aide de PLP.

Ces différences de conditionnement de la dentine expliqueraient les meilleurs résultats générés par le système conventionnel à l'acide phosphorique SBP.

Les résultats de cette étude corroborent ceux de Torres et coll.¹⁰³ qui ont également démontré des forces d'adhésion plus importantes à l'aide de l'agent SBP ($10,86 \pm 2,09$ MPa) comparativement à l'agent PLP ($8,66 \pm 2,23$ MPa) sur la dentine de dents primaires.

Tay et Pashley⁶¹ ont démontré que la morphologie de la couche hybride variait selon le pH des systèmes automordants. Les systèmes agressifs (pH~1,0) sont en mesure de dissoudre complètement la boue dentinaire et de retirer les bouchons à l'orifice des tubulis engendrant la formation d'une couche hybride authentique. Les systèmes modérés (pH~1,5) réussissent partiellement à dissoudre la boue dentinaire à la surface de la dentine et à l'orifice des tubulis

entraînant la formation d'une couche hybride modifiée plus mince et dans laquelle est incorporée la boue dentinaire. Les systèmes les plus faibles (pH~2,0) conservent complètement la boue dentinaire, à la surface et à l'orifice des tubulis, l'incorporant dans le complexe hybridé. La couche hybride formée par ces systèmes est d'épaisseur limitée.

Ces différences d'agressivité entre les systèmes automordançants, l'agent PLP étant doté d'un pH de 1,0 comparativement à un pH de 1,5 pour OPT-SE, expliqueraient les meilleures forces d'adhésion obtenues à l'aide du système PLP.

5.1.3 Valeurs des forces d'adhésion

Une adhésion adéquate est essentielle à la longévité des restaurations collées. Elle permet une réduction de la microinfiltration et des produits bactériens atténuant les risques de carie récidivante, de sensibilité post opératoire et d'inflammation pulpaire¹⁰⁴. Les auteurs s'entendent sur le fait qu'une force d'adhésion minimale de 17-20 MPa soit nécessaire afin de résister aux forces de contraction de polymérisation. Les forces d'adhésion moyennes obtenues dans cette étude, à l'émail et à la dentine, sont en-deçà de ces forces requises.

Il existe peu de données sur les forces d'adhésion des produits SBP, PLP et OPT-SE en dentition primaire auxquelles les données de cette étude peuvent être comparées. Shimada et coll.⁴³ ont rapporté des forces d'adhésion de 37,0 MPa à l'émail de dents primaires. Courson et coll.¹⁰⁵ ont rapporté une force d'adhésion à la dentine primaire de 9,3 MPa pour l'agent PLP, leur étude ne rapportait pas de valeurs pour l'émail. Agositni et coll.⁴⁴ rapportent des forces d'adhésion respectives de 18,5 et de 0 MPa sur l'émail et sur la dentine de dents primaires tandis que Torres et coll.¹⁰³ rapportent des forces d'adhésion à

la dentine des dents primaires de 10,86 MPa et 8,66 MPa respectivement pour les produits SB et PLP. Les résultats de ces deux dernières études sont cependant obtenus par tests de tension, ce qui empêche toute comparaison avec les résultats de la présente étude. Autre qu'une étude d'Atash et Vanden Abbeele⁵⁶ portant sur la microinfiltration et ne rapportant pas de forces d'adhésion, il n'y a pas, dans la littérature, d'études portant sur OPT-SE en dentition primaire.

Il ressort des études sur l'utilisation d'automordançants en dentition primaire, que les forces d'adhésion *in vitro* sont généralement moins qu'optimales^{44,103,105,106}. Certains auteurs suggèrent que ces valeurs de forces d'adhésion plus faibles soient issues des caractéristiques physiques des dents primaires comme par exemple la présence d'email aprismatique, le contenu moindre en minéraux et la présence de tubulis dentinaires plus larges⁴⁴.

Plusieurs études d'adhésion relatives aux automordançants portent sur l'agent PLP. Outre Agostini et coll.⁴⁴ qui ont démontré une force d'adhésion de 18,5 MPa à l'émail de dents primaires, les résultats rapportés se situent sous la barre des 17 MPa. Cette même étude démontre cependant une force d'adhésion de 0 MPa à la dentine de dents primaires. Leurs échantillons fracturaient au moment où ils les séparaient du montage ayant servi à l'application du bouton de composite. Ils suggèrent que la forte teneur en eau de PLP soit responsable de l'échec adhésif. Selon eux, un retrait incomplet du solvant aqueux expliquerait l'échec observé en limitant l'infiltration des monomères dans le réseau de collagène, en inhibant la polymérisation et en créant une séparation des phases hydrophiles et hydrophobes, se traduisant toutes par un affaiblissement de la liaison adhésive.

Une étude par microscopie électronique de l'interface PLP/dentine effectuée par da Silva Telles et coll.⁵² a démontré que plusieurs lacunes existaient au niveau de la jonction entre les deux substrats. Cette étude démontre

également l'absence de couche hybride. Une étude de Kaaden et coll.⁶² démontre également un scellement incomplet à l'interface entre PLP et la dentine. Ils suggèrent que ces constatations puissent affecter la qualité de l'adhésion entre PLP et les dents primaires.

Une autre explication suggérée pour expliquer les liens plus faibles obtenus à l'aide du PLP a trait à son pH. PLP est catégorisé parmi les agents automordants agressifs en raison de son faible pH (1,0)^{45,61}. Selon certains auteurs, l'acidité élevée nécessaire à la déminéralisation de la dent pourrait inhiber la polymérisation adéquate des monomères et engendrer la formation d'un lien affaibli^{52,62}.

Certaines particularités de l'étude ont pu avoir un impact négatif sur les valeurs des forces d'adhésion. Il est relativement difficile d'obtenir des dents primaires extraites pour fin d'expérimentation⁶². Elles sont rarement exfoliées en bureau, ce qui empêche leur conservation immédiate dans un milieu adéquat. Les dents primaires extraites en bureau sont souvent tellement cariées qu'il ne reste pas de surface adéquate pour effectuer les tests voulus et celles qui seraient adéquates sont souvent sollicitées par la fée des dents. Pour la présente étude, nous avons dû utiliser des dents qui présentaient caries ou restaurations. Bien que les surfaces où celles-ci étaient présentes furent exclues, nous avons toutefois utilisé des surfaces qui leur étaient adjacentes. La présence de dentine sclérotique, qui est reconnue pour être moins réactive au conditionnement acide⁵⁴, peut avoir négativement influencé la valeur des forces d'adhésion.

Afin d'obtenir des surfaces similaires, les échantillons ont été abrasés, en dernier lieu, sur du papier sablé de carbure de silicone de grosseur de grain de 600. Mowery et coll.¹⁰⁷ ont démontré que la grosseur des grains pouvait affecter les forces d'adhésion. Leurs résultats rapportent que l'utilisation

d'une grosseur de grain de 600 contribue à la formation de liens plus faibles comparativement à l'utilisation d'une grosseur de grain de 60.

Les résultats de cette étude corroborent également les résultats d'études antérieures qui suggèrent que les forces d'adhésion aux dents primaires sont moindres comparativement aux dents permanentes.

Des forces d'adhésion respectives de 14,9859 MPa, 10,1848 MPa et 5,0056 MPa furent obtenues pour les groupes SBP, PLP et OPT-SE sur les échantillons d'émail de la présente étude. Shimada et coll.⁴³ ont obtenu une force d'adhésion moyenne de 42,7 MPa sur l'émail de dents permanente à l'aide de l'agent SB alors que Kiremitçi et coll.⁴⁷ et Ernest et coll.¹⁰⁸ ont obtenues des forces respectives de 27,3 MPa et 15,9 MPa sur l'émail de dents permanentes à l'aide de l'automordant PLP. Ces différences sont probablement attribuables à la couche d'émail aprismatique, plus fréquemment retrouvée à la surface des dents primaires²¹ et à la minéralisation moins importante de ces dernières¹⁸.

Des forces d'adhésion respectives de 15,1257 MPa, 12,5923 MPa et 8,9505 MPa furent obtenues pour les groupes SBP, PLP et OPT-SE sur les échantillons de dentine de la présente étude. Naughton et coll.¹⁰⁹ (S44) ont obtenu, au moyen de l'agent OPT-SE, des forces d'adhésion moyennes de 23,5 MPa après une latence de 24 hres suite à l'application de l'adhésif et de 27,5 MPa après 850 cycles de thermocyclage à 5 et 55°C sur la dentine de dents permanentes. Kiremitçi et coll.⁴⁷ ainsi que Ernest et coll.¹⁰⁸ rapportent des forces d'adhésion respectives de 23,5 MPa et 20,7 MPa sur la dentine de dents permanentes à l'aide du produit PLP. Les différences structurelles entre la dentine des dents primaires et permanentes pourraient expliquer ce phénomène d'adhésion moindre sur ces premières. Les dents primaires sont moins minéralisées²⁷, la densité des tubulis ainsi que leur diamètre sont plus importants^{24,28} et la taille de leur chambre pulpaire est plus grande¹¹

comparativement aux dents permanentes. Tous ces facteurs sont susceptibles d'affecter négativement les forces d'adhésion.

5.1.4 Comparaison des forces obtenues sur l'émail et sur la dentine

La comparaison des résultats entre les échantillons d'émail et les échantillons de dentine démontrent une tendance vers des valeurs plus élevées sur le substrat dentinaire comparativement à l'émail. La différence entre les échantillons d'émail et de dentine n'atteint le seuil de signification statistique que pour 2 des 6 groupes, soit le groupe PLP-dents antérieures et le groupe OPT-SE-dents postérieures. Il est fort probable que cette tendance soit liée à la présence de la couche aprismatique à la surface de l'émail qui est moins susceptible au conditionnement acide et qui résulte en un patron de mordançage plus superficiel⁴⁴.

Plusieurs facteurs peuvent expliquer les différences significatives entre l'émail et la dentine obtenues pour les groupes PLP-dents antérieures et OPT-SE-dents postérieures. La géométrie des surfaces d'émail peut avoir joué en défaveur de l'adhésion dans ces groupes. Hirayama⁴³ soutient que, parce que l'émail de dents primaire est mince, il peut être difficile d'obtenir une surface adéquate pour exécuter des tests d'adhésion. Si les surfaces de ces deux groupes n'étaient pas complètement planes, il est possible que des valeurs d'adhésion plus faibles aient été engendrées.

Il est également possible que les surfaces dentinaires aient joué un rôle dans ces deux groupes. Comme il fut mentionné dans les sections précédentes, l'histologie de la dentine varie selon la distance de la pulpe. La quantité de dentine intertubulaire, qui joue un rôle principal dans l'adhésion, est plus importante à proximité de la jonction amélo-dentinaire. Lors de la préparation

des échantillons, en raison de la position des dents dans le cylindre de montage, de la taille variable des chambres pulpaire et de la quantité de dentine retirée par les manipulations d'abrasion, il est fort probable que les échantillons de dentine aient été non uniformes les uns par rapport aux autres. Si les échantillons de dentine des groupes PLP-dents antérieures et OPT-SE-dents postérieures étaient au niveau des couches plus superficielles, il est probable que des forces d'adhésion plus importantes aient été engendrées. Il a également été démontré que, pour les dents primaires, la densité et le diamètre des tubulis dentinaires étaient plus importants au niveau des dents antérieures comparativement aux dents postérieures¹¹⁰ ce qui pourrait se traduire par des forces d'adhésion plus élevées sur la dentine de dents postérieures. Il est également possible que des erreurs de manipulations aient pu se glisser au sein de ces groupes, influençant négativement les forces d'adhésion à l'émail et/ou positivement les forces d'adhésion à la dentine. Une légère augmentation des valeurs obtenues sur la dentine couplée à un léger affaiblissement des forces obtenues sur l'émail pourraient avoir engendré ces différences statistiques qui ne sont pas observables au sein des 4 autres paires de groupes.

5.1.5 Types d'échec

La grande majorité des échecs étaient de nature adhésive, ce qui ne semble pas surprenant en raison des faibles forces d'adhésion obtenues. En général, les échecs de types cohésifs ne sont pas retrouvés à des forces sous les 12 MPa et, avec une augmentation des valeurs des forces d'adhésion, correspondra une augmentation des échecs de types cohésifs observés⁸⁷.

Les résultats obtenus pour la dentine démontrent toutefois des échecs de type cohésifs associés à de faibles valeurs de force d'adhésion (Fig. 33 et 34 section 4.2). Comme il fut mentionné précédemment, la préparation des échantillons a fort probablement entraîné une variabilité des surfaces

expérimentales relativement à la proximité de la pulpe. Konishi et coll.²³ ont démontré que la solidité de la dentine, en mode de cisaillement, était significativement moins élevée dans les régions à proximité de la pulpe. Panighi et coll¹¹¹. corroborent ces résultats, démontrant un affaiblissement de la force de cisaillement de la dentine de près de 2,5 MPa entre les couches superficielles et les couches profondes. Il est vraisemblable de supposer que les échantillons ayant démontré des échecs de types cohésifs associés à des forces d'adhésion plus faibles aient été issus de surfaces expérimentales à proximité intime de la chambre pulpaire.

5.2 Coefficients de variabilité élevés

Les résultats de force d'adhésion obtenus pour les échantillons du groupe contrôle et des groupes expérimentaux présentent une variabilité importante, tel que démontré par les valeurs d'écart type. Leloup et coll.¹¹², dans une méta-analyse des facteurs impliqués dans l'adhésion dentinaire, ont conclu qu'il n'était pas rare de rencontrer de telles observations. En effet, plusieurs études explorant les forces d'adhésion des résines adhésives à la substance dentaire présentent des résultats dont la variabilité est considérable. De nombreuses explications peuvent être considérées afin d'élucider la source de fluctuation des résultats. Par exemple, certains facteurs inhérents à la substance dentaire peuvent influencer les forces d'adhésion d'un spécimen à l'autre au sein d'une même expérimentation. Des sources expliquant l'inconstance des résultats peuvent également être associées à certaines caractéristiques relatives aux tests de laboratoire effectués.

5.2.1 Caractéristiques inhérentes à l'émail

Les résultats obtenus pour les échantillons d'émail sont caractérisés par de fortes variations. Par exemple, dans le groupe SBP – dents antérieures, la déviation standard est de 4,6930 MPa et l'écart entre la valeur la plus élevée et la plus faible est de l'ordre de 18 MPa. Cette variabilité peut être, en partie, attribuable à certaines différences dans la qualité de l'émail des spécimens, comme par exemple, le degré de maturité post éruptif de l'émail, la proportion d'émail aprismatique et la géométrie de la surface expérimentale.

La formation de l'émail s'effectue en majeure partie lors du développement pré-éruptif des dents. Cette formation débute avec l'apposition de la matrice amélaire par les améloblastes matures et se poursuit dans les étapes de calcification et de maturation⁶. Bien que l'on ait longtemps cru que l'amélogénèse était terminée au moment de l'éruption à l'intérieur de la cavité orale, de nouvelles études révèlent que celle-ci se poursuit longtemps après l'apparition des dents en bouche¹². Parce que la surface externe d'une dent nouvellement éruptée est encore immature, poreuse et incomplètement calcifiée, les minéraux retrouvés dans la cavité orale par l'entremise de la salive, des aliments ingérés ou des substances médicinales consommées peuvent être incorporés dans l'émail dentaire, entraînant une poursuite des événements de maturation. Cette maturation post-éruptive peut se produire jusqu'à 5 ans après l'apparition d'une dent en bouche¹². Une étude en microscopie électronique de la surface d'émail a démontré qu'il existait des différences structurales de l'émail entre dents nouvellement éruptées et dents matures¹³. Ces différences, altérant les caractéristiques de l'émail, pourraient affecter les forces d'adhésion à l'émail et, dans un échantillon de spécimens dentaires dont l'âge post éruptif est différent, pourraient engendrer une

variabilité des résultats. Plusieurs études font foi de cette possibilité, mentionnant que l'adhésion est influencée par l'âge post éruptif des dents⁴⁸.

En surface, les prismes d'émail perdent leur arrangement régulier, adoptant une configuration mal définie, appelée la couche d'émail aprismatique⁸². Bien qu'elle soit présente sur la majorité des dents primaires, son épaisseur varie grandement d'une dent à l'autre. Elle se situe en moyenne dans les alentours des 30 μm mais peut facilement atteindre les 220 μm ⁷⁴. Plusieurs auteurs affirment que cette couche est moins susceptible au mordantage à l'acide, entraînant la formation de patrons de mordantage superficiels⁴⁴ et moins bien définis⁴⁵ lorsque comparés à des sections d'émail où cette couche n'est pas présente. Suite à l'observation de zones résistant au conditionnement acide à la surface de l'émail, Burrow et coll.¹¹³ ont voulu déterminer si cette absence de patron de mordantage était causée par un contact inadéquat entre le conditionneur acide et la surface de l'émail. Leurs résultats ont plutôt démontré que le mordantage inadéquat était lié à la présence d'émail aprismatique et non à la présence de bulles d'air ou de débris empêchant la contiguïté entre l'émail et l'acide phosphorique. Puisque l'adhésion à l'émail dépend grandement de l'infiltration des monomères de résine dans les microporosités créées par le mordantage⁴⁷, un patron moins bien défini se traduira par des forces d'adhésion moindres. La préparation des échantillons d'émail employés lors de cette étude avait pour but de créer une surface plane et appropriée à la conduite des tests d'adhésion. Dépendamment de la surface dentaire disponible et de l'orientation du spécimen à l'intérieur du cylindre de montage, une quantité variable d'émail devait être éliminée afin d'obtenir cette surface aplanie. La variabilité d'épaisseur de la couche aprismatique couplée à une élimination non uniformisée d'émail lors de la préparation des échantillons a vraisemblablement entraîné la formation de spécimens dépourvus de couche aprismatique et de spécimens où elle était présente. Ceci pourrait en partie expliquer l'écart important entre les valeurs des forces d'adhésion obtenues à l'aide d'un même système adhésif.

Puisque l'épaisseur d'émail est relativement mince en denture primaire¹¹, l'aplanissement des échantillons fut effectué de manière très conservatrice, afin de ne pas se retrouver avec une surface aplanie jusqu'au niveau de la dentine. L'évaluation de la surface était effectuée à l'œil nu et, il est possible que certaines d'entre elles, malgré le fait qu'elles aient l'air plane, ne l'aient pas complètement été. Cette différence de géométrie des spécimens peut également avoir joué un rôle dans l'irrégularité des résultats obtenus. Hirayama souligne lui aussi les difficultés rencontrées dans la standardisation des surfaces d'émail en dentition primaire et dans l'obtention d'une surface suffisante pour effectuer un test d'adhésion⁴³.

5.2.3 Caractéristiques inhérentes à la dentine

L'histologie de la dentine est relativement complexe, composée de plusieurs tissus différents. La dentine périctubulaire, dense et hautement minéralisée, se retrouve au pourtour des tubulis dentinaires. Lors du conditionnement acide, une déminéralisation sélective se produit dans les 10 µm de leur surface interne, créant une ouverture en forme d'entonnoir des tubulis. Les monomères de résine peuvent ainsi s'y infiltrer et former des projections rétentrices⁴⁹. Environ le tiers de la force d'adhésion se produit au niveau des tubulis dentinaires déminéralisés²⁶. Le conditionnement acide entraîne également une déminéralisation de la couche intertubulaire, exposant le réseau des fibres de collagènes¹⁰. L'infiltration de cette zone déminéralisée conduit à la formation de la couche hybride²⁹, responsable des deux tiers de la force d'adhésion à la dentine²⁶.

La répartition de la dentine intertubulaire et de la dentine périrtubulaire n'est pas constante à travers l'épaisseur de la dentine. La densité des tubulis dentinaires s'accroît avec la proximité de la pulpe, augmentant d'environ 11 800 tubulis/mm² par millimètre. Le diamètre des tubulis s'accroît également en s'approchant de la pulpe. De manière inverse, l'épaisseur de la dentine intertubulaire diminue en s'éloignant de la jonction amélo-dentinaire¹¹⁴. Ces changements histologiques en relation avec la profondeur dentinaire influencent négativement les forces d'adhésion. Suzuki et Finger¹¹⁵ ont démontré que la force d'adhésion était en moyenne 30 à 40% inférieure dans les couches profondes comparativement aux couches superficielles de la dentine. Ces résultats sont corroborés par Panighi et coll. qui ont également établi que l'adhésion à la dentine s'amointrissait à proximité de pulpe¹¹¹.

Une fois les tests sur l'émail terminés, les échantillons furent abrasés afin d'atteindre le tissu dentinaire. En raison de la position de l'échantillon dentaire dans le cylindre d'acrylique, de la taille variable des chambres pulpaires et de l'élimination non uniformisée de la dentine lors de la préparation des spécimens, il est peu probable que les tests furent effectués sur des échantillons uniformes, où la densité et le diamètre des tubulis et l'épaisseur de la dentine intertubulaire étaient identiques. Ceci pourrait en partie expliquer la variabilité des résultats obtenus pour chacun des groupes de spécimens.

La formation de tissu dentinaire se poursuit continuellement jusqu'au moment de la nécrose pulpaire. Cette formation découle d'une réponse des odontoblastes aux stimuli physiologiques et pathologiques que subit la dent et résulte en l'apposition de dentine secondaire ou de dentine réparatrice (sclérotique)¹¹. Ces nouveaux tissus dentinaires diffèrent de la dentine primaire car ils sont plus hautement minéralisés et les tubulis sont partiellement ou complètement oblitérés. Ils sont ainsi moins réactifs au conditionnement acide et peuvent influencer négativement les valeurs des

forces d'adhésion. La présence de carie dentaire et un âge post éruptif plus avancé peuvent donc engendrer des forces d'adhésion plus faibles. Lopes et coll ont démontré que les forces d'adhésion à la dentine sclérotique, située sous une lésion carieuse chronique, étaient moins élevées comparativement à la dentine saine⁵⁴. Van Meerbeek et coll.¹¹⁶ soutiennent également le fait que la dentine préalablement cariée ou restaurée soit moins facilement mordançable et puisse influencer la qualité de l'adhésion. D'autres auteurs s'entendent également sur le fait que l'âge post éruptif d'une dent influence les forces d'adhésion^{26,48}.

Les dents recueillies provenaient d'un large bassin de population. Il est donc vraisemblable de croire qu'elles présentaient une quantité variable de dentine secondaire. De plus, les dents primaires étant difficiles à récolter, nous avons dû inclure des dents cariées ou présentant des restaurations dentaires. Bien que les portions de dents cariées et restaurées n'aient pas été incluses dans les spécimens à l'étude, les surfaces conservées et utilisées pour les tests d'adhésion démontraient peut être une proportion de dentine réparatrice. Ces éléments ont également pu influencer la variabilité des résultats.

5.2.4 Variabilité issue des méthodes expérimentales

Les expérimentations *in vitro* sont couramment employées dans l'évaluation de nouveaux matériaux dentaires. Elles sont faciles à effectuer et ne dépendent pas de facteurs difficiles à contrôler comme l'hygiène, la diète et les forces de mastication⁸⁵. Les tests d'adhésion en mode de cisaillement sont pratiques à utiliser mais, leur géométrie n'est pas toujours idéale. Bien que le montage à l'intérieur de la machine universelle soit relativement simple, la force appliquée en cisaillement peut devenir complexe et non uniforme, en raison du développement d'un moment de pliage et d'une combinaison de

déformations plastiques et élastiques à l'interface entre la substance dentaire et l'adhésif⁸⁷.

Van Noort et coll.⁹⁰ ont effectué une étude visant à vérifier quels paramètres jouaient un rôle important dans le déroulement des tests d'adhésion *in vitro*. Ils ont démontré que la position de l'échantillon par rapport à la lame était bien importante et pouvait fortement influencer les forces d'adhésion. Plus la lame était positionnée loin de l'interface entre la dent et l'adhésif, plus les forces de pliage générées dans le montage étaient importantes. Si le positionnement n'est pas identique d'un spécimen à l'autre, il est probable, selon les résultats de Van Noort et coll., que la distribution hétérogène des stress entraîne une variabilité des résultats. Les auteurs suggèrent que l'emploi d'un mécanisme de positionnement, qui n'était malheureusement pas disponible pour la conduite de cette étude, puisse atténuer cette source de variabilité.

5.3 Validité des tests *in vitro*

L'efficacité ultime d'un matériau dentaire doit être évaluée à l'aide de tests cliniques. Pour qu'une étude clinique produise des résultats valables, un suivi d'une durée adéquate des patients est nécessaire. Dans le contexte des matériaux en constante évolution, ceci peut s'avérer difficile puisque plusieurs générations d'un même produit peuvent être développés pendant la conduite de l'étude. De plus, lors de la mise en marché d'un nouveau produit, des questions d'éthique pourraient se poser quant à la justification d'employer un nouveau produit à la place du matériau considéré comme étant le standard de soins.

Les tests *in vitro* permettent de mesurer de multiples paramètres mécaniques et physiques d'un nouveau matériau, permettent de contrôler les effets des changements de composition d'une nouvelle génération d'un produit et permettent de vérifier s'il possède les caractéristiques minimales requises à sa mise en marché⁸⁵. Les avantages principaux des études *in vitro* est qu'elles sont conduites dans un environnement contrôlé, qu'elles permettent la comparaison entre produits similaires et entre produits de nouvelle et d'ancienne générations, qu'elles sont faciles à effectuer et qu'elles sont peu onéreuses⁸⁵. Dans l'évaluation des matériaux de collage, la détermination des forces d'adhésion est la méthode la plus couramment utilisée^{98,105}.

Pourtant, plusieurs auteurs questionnent la validité des tests *in vitro*. La raison principale des critiques provient du fait qu'il n'existe pas de standardisation des conditions expérimentales ce qui permet difficilement la comparaison entre les résultats provenant de différents laboratoires⁸⁴. Leloup et coll.¹¹² dans une méta analyse des facteurs impliqués dans les tests d'adhésion, ont déterminé que plusieurs éléments influençaient, de manière significative, les forces d'adhésion. Des exemples de facteurs incluent le milieu et la durée de conservation des dents extraites, le type de dent (antérieure vs postérieure), le type de test (tension vs cisaillement) et la vitesse de l'instrument. Selon Stanley¹¹⁷, ce ne sont pas nécessairement les valeurs de force d'adhésion qui sont importantes dans les expérimentations *in vitro* mais plutôt le classement des forces d'adhésion les unes par rapport aux autres. Il est donc primordial d'inclure un groupe contrôle pour que les comparaisons aient une valeur scientifique.

Les auteurs qui mettent en doute la validité des tests *in vitro* stipulent également que leurs résultats doivent être interprétés avec prudence puisqu'il existe un manque de corrélation entre celles-ci et les études cliniques⁹². La distribution de stress à l'interface adhésif/substance dentaire, qui dépend grandement de la géométrie et de la configuration du montage expérimental,

peut être plutôt complexe et non uniforme. De plus, la distribution des stress dans les montages *in vitro* diffère grandement en situation clinique. Aussi, plusieurs paramètres affectant la longévité clinique d'un matériau tel la présence de salive, de produits du métabolisme bactérien, les forces masticatoires et les produits alimentaires, ne peuvent être inclus dans un devis expérimental de laboratoire⁸⁴. Ces auteurs s'entendent toutefois pour affirmer que les tests *in vitro* ont leur place dans l'évaluation des matériaux dentaires, qu'ils représentent de bons tests de développement et de comparaison d'un produit à l'autre⁸⁵ mais qu'il est nécessaire de standardiser les méthodes d'évaluation en laboratoire afin de permettre la comparaison des valeurs entre études différentes¹¹⁷ et de faire suite aux études de laboratoire par des études cliniques.

Les paramètres expérimentaux utilisés dans cette étude ont été choisis en gardant à l'esprit l'importance de standardiser les tests laboratoires. Des études de Al-Salehi et coll.⁸⁹ et de Gale et coll.⁹⁷ se sont penchées sur les paramètres les plus fréquemment utilisés dans les études *in vitro*. Al Salehi et coll. ont démontré que les tests effectués en cisaillement prédominaient, étant utilisés dans 80% des études et que dans 96% des cas, un appareil universel de type Instron était employé. Soixante-dix-huit pourcents des échantillons étaient préparés à l'aide de papier de carbure de silicone. Dans 68% des cas, les tests étaient effectués 24hres après les étapes de collage puisque la force d'adhésion prend beaucoup d'ampleur dans cette période de temps en raison d'une maturation du lien entre le substrat et l'adhésif. Gale et coll. ont démontré que, dans les manipulations de thermocyclage, bien qu'une variété importante de régimes soit employée, la médiane du nombre de cycles se situait à 500, la médiane du temps de trempage se situait à 30 secondes, et les températures moyennes des bains se situaient à 6,6 et 55°C. Les méthodes décrites dans la section méthodes expérimentales ont tenté de se conformer le plus possible à ces régimes, dans le but de favoriser une standardisation des manipulations.

Dans les tests en mode de cisaillement, l'échec adhésif se produit lorsque la concentration de stress au niveau d'une faille à l'interface entre l'adhésif et le substrat atteint une valeur suffisamment élevée pour engendrer une fracture. Phrukkanon et coll.¹¹⁸ et Sano et coll.¹¹⁹ ont trouvé qu'il existait une relation inverse entre l'aire de surface de l'échantillon à évaluer et la force d'adhésion. Leur explication suggère qu'avec une aire de surface plus importante, les failles à l'interface dent/adhésif sont plus nombreuses ce qui augmente le risque de fracture et d'échec. De plus, les échantillons, qui étaient traditionnellement plus larges, étaient associés à un plus grand nombre de fractures cohésives au niveau de la substance dentaire. Ce type d'échec ne permettait pas de conclusion valable sur le lien adhésif. C'est pourquoi, les spécimens de plus petite taille sont maintenant plus populaires. L'aire de surface des échantillons de cette étude était de petit diamètre, soit de 2,3798 mm, pour pallier à ce type de problème.

CHAPITRE SIXIÈME
CONCLUSIONS

6. Conclusions

Le développement des résines adhésives a joué un important rôle dans l'évolution des traitements en médecine dentaire. Leur utilisation a, entre autres, rendu possible la pratique d'une approche restauratrice conservatrice et hautement plus esthétique et a facilité la gestion des traumatismes dentaires et la mise en place d'appareils orthodontiques.

La pose de restaurations à l'aide des matériaux de collage est pourtant hautement dépendante de la manipulation des produits. Elle nécessite un champ opératoire bien isolé, l'application de plusieurs étapes successives et, dans le cas de la dentine, un soin encore plus important apporté aux étapes de mordantage, de séchage et d'application des résines primaires et adhésives. En dentisterie pédiatrique, où la coopération et le seuil d'attention des patients sont souvent limités, il peut être difficile satisfaire à ces techniques d'application de manière rigoureuse. Ceci pourrait expliquer, en partie, l'échec clinique plus important de ce type de restauration en dentition primaire. Pour ces raisons, l'usage des résines automordançantes combinant plusieurs étapes de mise en place des matériaux de collage et éliminant les étapes de rinçage nécessaires semble prometteur dans le traitement des enfants.

Les résultats de cette étude nous mènent toutefois à conclure que la résine adhésive SBP, utilisant un mordantage conventionnel à l'acide phosphorique, produit des forces d'adhésion significativement plus importantes que celles obtenues à l'aide des résines automordançantes PLP et OPT-SE tant sur l'émail que sur la dentine de dents primaires.

Les résultats nous mènent également à la conclusion que certains automordançants se comportent mieux que d'autres sur la substance des dents primaires puisque les forces d'adhésion obtenues à l'aide du produit PLP étaient significativement plus élevées que celles obtenues à l'aide de l'agent OPT-SE, tant sur l'émail que sur la dentine.

Les résultats démontrent également une tendance des valeurs de forces d'adhésion à être plus faible sur l'émail que sur la dentine de dents primaires.

Il peut également être conclu que, le type d'échec le plus fréquemment rencontré était de type adhésif et que les corrélations entre le type d'échec et les forces d'adhésion étaient faibles.

Il est pourtant important de noter que les résultats obtenus ne permettent pas nécessairement de prédire lequel des trois matériaux (SBP, PLP et OPT-SE) se comportera le mieux cliniquement et démontrera la durée de vie la plus longue. Des études *in vitro* simulant les conditions orales telles les simulateurs de stress intraoraux et les environnements oraux artificiels (A53) pourraient mieux nous informer sur leur comportement *in vivo* mais, des études cliniques longitudinales et à long terme sont nécessaires afin de véritablement nous éclairer sur l'efficacité intraorale de ces différentes résines adhésives.

Bibliographie

- ¹ Roulet JF, DeGrange M. (2000) Collages et adhésion : La révolution silencieuse, Quintessence International, Paris, pp13-44.
- ² Buonocore MG. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *J Dent Res* 34(6): 849-853.
- ³ Osborne JW, Summitt JB, Extension for prevention: is it relevant today?, *Am J Dent* 11(4):189-96.
- ⁴ McComb D. (2001) Systematic review of conservative operative caries management strategies, *J Dent Educ* 65(10): 1154-1161.
- ⁵ Fillipi A, von Arx T, Lussi A. (2002) Comfort and discomfort of dental trauma splints – a comparison of new device (TTS) with three commonly used splinting techniques, *Dent Traumatol* 18(5): 275-280.
- ⁶ Reis A, Loguercio AD, Kraul A, Matson E. (2004) Reattachment of fractured teeth: A review of literature regarding techniques and materials, *Oper Dent* 29(2): 226-233.
- ⁷ Craig RG, Powers JM. (2002) Restorative dental materials, 11th edition, Mosby, Toronto, pp 185-198.
- ⁸ Sanawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. (2004) Effective bond strengths of current adhesive systems on deciduous and permanent teeth, *Oper Dent* 29(2): 196-202.
- ⁹ Bordin-Aykroyd S, Sefton J, Davies EH. (1992) In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth, *Dent Mater* 8(2): 74-78.
- ¹⁰ Dhuru VB. (2004) Contemporary dental materials, Oxford University Press, Toronto, pp81-84.

- ¹¹ Avery JK. (2002) Oral development and histology, 3rd edition, Thieme, New York, pp72-78, 132-133, 153-189.
- ¹² Imanishi H, Nishino M. (1983) Post eruptive maturation of immature young permanent enamel, *Int Assoc Dent Child* 14(2):49-54.
- ¹³ Ten Cate AR.(1994) Oral Histology: Development, Structure, and Function, 4th edition, St. Louis: Mosby,, 532pp.
- ¹⁴ Kotsanos N, Darling AI. (1991) Influence of post eruptive age of enamel on its susceptibility to artificial caries. *Caries Res* 25(4): 241-50.
- ¹⁵ Mjör IA, Fejerskov O (1986) Human embryology and histology, Munksgaard, Denmark, pp. 35-38, 50-88, 90-100.
- ¹⁶ Goldberg M. (1989) Manuel d'histologie et de biologie buccale, Masson, Paris, pp.1-72.
- ¹⁷ Harris EF, Hicks JD, Barcroft BD. (2001) Tissue contributions to sex and race: differences in tooth crown size of deciduous molars, *Am Journal of Phys Anthropol* 115 (3):223–237.
- ¹⁸ Mortimer KV. (1970) The relationship of deciduous enamel structure to dental disease, *Caries Res* 4(3): 206-223.
- ¹⁹ Atkins CO, Rubenstein L, Avent M. (1986) Preliminary clinical evaluation of dentinal and enamel bonding in primary anterior teeth, *J Pedod* 10(3): 239-246.
- ²⁰ Poole DF, Brooks AW. (1967) The arrangements of crystallites in enamel prisms, *Arch Oral Biol* 5(sept): 14-26.
- ²¹ Ripa LW, Gwinnett AJ, Buonocore MG. (1966) The “prismless” outer layer of deciduous and permanent enamel, *Arch Oral Biol* 11(1): 41-48.

- ²² Fuks AB. (2000) Pulp therapy for the primary and young permanent dentitions, *Dent Clin North Am* 44(3): 571-596.
- ²³ Konishi N, Watanabe LG, Hilton JF, Marshall GW, Staninec M. (2002) Dentin shear bond strength: Effects of distance from the pulp, *Dent Mater* 18(7): 516-520.
- ²⁴ Suwatviroj P, Messer LB, Palamara JE. (2004) Microtensile bond strength of tooth-colored materials to primary tooth dentin, *Pediatr Dent* 26(1): 67-74.
- ²⁵ Agata M, Okuda M, Nakajima M, Oereira PNR, Sano H, Tagami J. (2001) Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin, *Oper Dent* 26(1): 27-35.
- ²⁶ Mazzeo N, Ott NW, Hondrum SO. (1995) Resin bonding to primary teeth using three adhesive systems, *Pediatr Dent* 17(2): 112-115.
- ²⁷ Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. (1997) Dentin bonding: SEM comparison of dentin surface in primary and permanent teeth, *Pediatr Dent* 19(4): 245-252.
- ²⁸ de Araujo FB, Garcia-Godoy F, Issào M. (1997) A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin, *Pediatr Dent* 19(4): 253-257.
- ²⁹ Jumalongras D, White GE. (1997) Bond strength of composite resins and compomers in primary and permanent teeth, *J Clin Pediatr Dent* 21(3): 223-229.
- ³⁰ Erhardt MC, Cavalcante LM, Pimenta LA. (2004) Influence of phosphoric acid pre-treatment on self-etching bond strengths, *J Esthet Restor Dent* 16(1): 33-41.
- ³¹ Vollhardt KPC, Schore NE. (1999) *Traité de chimie organique*, De Boeck université, Paris.

- ³² Spencer P, Byerley TJ, Eick JD, Witt JD. (1992) Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy, *Dent Mater* 8(1):10-5.
- ³³ Rosales-Leal JI, Osorio R, Holgado-Terriza JA, Cabrerizo-Vilchez MA, Toledano M. (2001) Dentin Wetting by four adhesive systems, *Dent Mater* 17(6): 526-32.
- ³⁴ Wang Y, Spencer P. (2004) Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive-dentin bond using differential staining, *Eur J Oral Sci* 112(3): 293-299.
- ³⁵ Swift EJ Jr, Perdigao J, Heymann HO. (1996) Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995, *Quintessence Int* 26(2): 95-110.
- ³⁶ Swift EJ. (2002) Dentin/enamel adhesives: Review of the literature, *Pediatr Dent* 24(5): 456-461.
- ³⁷ Poole DF, Johnson NW. (1967) The effects of different demineralising agents on human enamel surfaces studied by scanning electron microscopy, *Arch Oral Biol* 12(12): 1621-1634.
- ³⁸ Gwinnett AJ. (1971) Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents, *Arch Oral Biol* 16(7) : 731-38.
- ³⁹ Silverstone LM, Saxton CA, Dogon JL, Fejerskov O (1975) Variations in pattern of acid etching of human enamel examined by scan electron microscopy, *Caries Res* 9(5): 373-387.
- ⁴⁰ Hallett KB, Garcia-Godoy F, Trotter AR. (1994) Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic or phosphoric acid, *Aust Dent J* 39(5): 292-297.

- ⁴¹ Sharma A, Chandra S, Jaiswal JN, Bajpai VK. (1992) Effect of conditioning the enamel surface of primary teeth with citric acid: a SEM study, *J Clin Pediatr Dent* 16(3): 207-212.
- ⁴² Silverstone LM. (1974) Fissure sealants: Laboratory studies, *Caries Res* 8(1): 2-26.
- ⁴³ Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. (2002) Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel, *Oper Dent* 27(4): 403-409.
- ⁴⁴ (A9) Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. (2001) Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth, *Pediatr Dent* 26(6): 481-86.
- ⁴⁵ Pashley DH, Tay FR. (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives Part II: Etching effects on unground enamel, *Dent Mater* 17(5): 430-444.
- ⁴⁶ Bozalis WG, Marshall GW, Cooley RO. (1979) Mechanical pretreatments and etching of primary teeth enamel, *ASDC J Dent Child* 46(1): 43-9.
- ⁴⁷ Kiremitçi A, Yalçın F, Gökalp S. (2004) Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems, *Quintessence Int* 35(5): 367-370.
- ⁴⁸ Baghdadadi ZD. (2001) *In vitro* bonding efficacy of three restorative materials to primary dentin using a one-bottle adhesive system, *Gen Dent* 49(6): 624-631.
- ⁴⁹ (A11) Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. (1997) Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth, *Pediatr Dent* 19(4): 246-252.
- ⁵⁰ Peutzfeldt A. (1997) Resin composites in dentistry: The monomer systems, *Eur J Oral Sci* 105(2): 97-116.
- ⁵¹ Miyazaki M, Sato M, Anose H. (2000) Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems, *Oper Dent* 25(2): 75-80.

- ⁵² da Silva Telles PD, Aparecida A, Machado M, Nör JE. (2001) SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth, *Pediatr Dent* 23(4): 315-320.
- ⁵³ Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. (1999) The effect of dentin location and tubule orientation on the bond strength between resin and dentin, *J Dent* 27(4): 265-274.
- ⁵⁴ Lopes GC, Vieira LC, Monteiro S Jr, Caldeira de Andrada MA, Baratieri CM. (2003) Dentin bonding : Effect of degree of mineralisation and acid etching time, *Oper Dent* 28(4): 429-439.
- ⁵⁵ Terkla LG, Brown AC, Hainisch AP, Mitchem JC. (1987) Testing sealing properties of restorative materials against moist dentin, *J Dent Res* 66(12): 1758-1764.
- ⁵⁶ Atash R, Vanden Abbeele A. (2004) Sealing abilities of new generation adhesive systems in primary teeth: An *in vitro* study, *Pediatr Dent* 26(4): 322-328.
- ⁵⁷ Bertolotti RL. (1991) Total-etch – The rational dentin bonding protocol, *J Esthet Dent* 3(1): 1-6.
- ⁵⁸ Kanca J. (1989) Bonding to tooth structure: A rational rationale for a clinical protocol, *J Esthet Dent* 1(4): 135-138.
- ⁵⁹ Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. (1998) Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel, *Dent Mater* 14(2): 99-105.
- ⁶⁰ Perdigao J, Geraldi S. (2003) Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel, *J Esthet Restor Dent* 15(1): 32-42.

- ⁶¹ Tay FR, Pashley DH. (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching systems I: Depth of penetration beyond dentin smear layers, *Dent Mater* 17(4): 296-308.
- ⁶² Kaaden C, Schmalz G, Powers JM. (2003) Morphological characterisation of the resin-dentin interface in primary teeth, *Clin Oral Investig* 7(4): 235-240.
- ⁶³ Hannig M, Reinhardt KJ, Bott. (1999) Self-etching primers vs. phosphoric acid: An alternative for composite-to-enamel bonding, *Oper Dent* 24(3): 173-180.
- ⁶⁴ Wang Y, Spencer P. (2004) Physicochemical interactions at the interfaces between self-etching adhesives systems and dentin, *J Dent* 32(7): 567-579.
- ⁶⁵ Conseil consultatif canadien sur l'hypersensibilité dentinaire. (2003) Recommandations consensuelles sur le diagnostic et le traitement de l'hypersensibilité dentinaire, *J Can Dent Assoc* 69(4) : 221-26, 2003.
- ⁶⁶ Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. (2004) Self-etching adhesives and postoperative sensitivity, *Am J DDS* 17(3): 191-95.
- ⁶⁷ Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. (1996) Light initiation of dental resins: Dynamics of the polymerisation, *Biomaterials* 17(24): 2313-2318.
- ⁶⁸ Donly KJ, Garcia-Godoy F. (2002) The use of resin-based composites in children, *Pediatr Dent* 24(5): 480-488.
- ⁶⁹ Feigal RJ, Hitt J, Splieth C. (1993) Retaining sealant on salivary contaminated enamel, *J Am Dent Assoc* 124(3): 88-97.
- ⁷⁰ Feigal RJ, Musherure P, Gillespie B, Levy-Polack M, Quelhas I, Hebling J. (2004) Improved sealant retention with bonding agents: a clinical study of two-bottle and single-bottle systems, *J Dent Res* 79(11): 1850-1856.

- ⁷¹ Lygidakis NA, Chaliasou A, Siounas G. (2003) Evaluation of composite restorations in hypomineralized molars: A four year clinical study, *Eur J Paediatr Dent* 4(3): 143-148.
- ⁷² Say EC, Altundal H, Kaptan F. (2004) Reattachment of a fractured maxillary tooth: a case report, *Quintessence Int* 35(8):601-604.
- ⁷³ García-Godoy F, Pulver F. (2000) Treatment of trauma to the primary and young permanent dentitions, *Dent Clin North Am* 44(3): 597-632.
- ⁷⁴ Grubisa HS, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. (2004) An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126(2):213-219.
- ⁷⁵ Croll TP. (1995) Restorative dentistry for preschool children, *Dent Clin North Am* 39(4): 737-770.
- ⁷⁶ Wakefield CW, Kofford KR. (2001) Advances in restorative materials, *Dent Clin North Am* 45(1): 7-29.
- ⁷⁷ Forss H, Widström E. (2003) The post-amalgam era: a selection of materials and their longevity on the primary and permanent dentition, *Int J Paediatr Dent* 13(3): 158-164.
- ⁷⁸ Santé Canada, La sécurité des amalgames dentaires, http://www.hc-sc.gc.ca/francais/media/communiques/1996/96_63f.htm, 1996.
- ⁷⁹ García-Godoy F. (2000) Resin-based composites and compomers in primary molars, *Dent Clin North Am* 44(3): 541-570.
- ⁸⁰ Kilpatrick NM. (1993) Durability of restorations in primary molars, *J Dent* 21(2): 67-73.

- ⁸¹ Papatnasiou AG, Curzon MEJ, Fairpo CG. (1994) The influence of restorative material on the survival rate of restorations in primary teeth, *Ped Dent* 16(4): 282-288.
- ⁸² Eidelman E. (1976) The structure of the enamel in primary teeth: Practical applications in restorative techniques, *ASDC J Dent Child* 43(3): 36-40.
- ⁸³ Jones DW. (1998) Dental composite biomaterials, *J Can Dent Assoc* 64(10): 732-34.
- ⁸⁴ Burke FJ, Shrtall AC, Combe EC, Aitchison TC. (2002) Assessing restorative dental materials: I. Test methods and assessment of results, *Dent Update* 29(4):188-94.
- ⁸⁵ van Noort R. (1994) Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: Strength determination – A personal view, *J Dent* 22(suppl 1): S4-S8.
- ⁸⁶ Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. (2004) In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator, *Quintessence Int* (10):845-52.
- ⁸⁷ Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: A review, *Dent Mater* 11(2): 117-125.
- ⁸⁸ Wilson NH. (1990) The evaluation of materials: Relationship between laboratory investigations and clinical studies, *Oper Dent* 15(4): 149-155.
- ⁸⁹ Al-Salehi SK, Burke FJ. (1997) Methods used in dentin bonding testing: An analysis of 50 investigations on bond strength, *Quintessence Int* 28(11): 717-723.
- ⁹⁰ van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. (1989) A critique of bond strength measurements, *J. Dent* 17(2): 61-67.
- ⁹¹ Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. (2000) Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems, *Dent Mater* 16(3):180-7.

- ⁹² Sarrett DC. (2005) Clinical challenges and the relevance of material testing for posterior composite restorations, *Dent Mater* 21(1): 9-20.
- ⁹³ Plant CG, Jones DW, Darvell BW. (1974) The heat evolved and temperature attained during setting of dental materials, *Br Dent J* 173(6): 233-38.
- ⁹⁴ Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. (1992) Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids, *J Prosthet Dent* 67(3): 325-327.
- ⁹⁵ Atai M, Nekoomanesh M, Hashemi SA, Amani S. (2004) Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer, *Dent Mater* 20(7): 663-668.
- ⁹⁶ Xu HC, Liu WY, Wang T. (1989) Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth, *Aust Dent J* 34(6): 530-535.
- ⁹⁷ Gale MS, Darvell BW. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *J Dent* 27(2): 89-99.
- ⁹⁸ Finger WJ. (1988) Dentin bonding agents: Relevance of *in vitro* investigations, *Am J Dent* 1 (suppl 1): 184-188.
- ⁹⁹ Morley F, Stockwell PB. (1977) A simple thermal cycling device for testing dental materials, *J Dent* 5(1): 39-41.
- ¹⁰⁰ Perdigao J, Lopes L, Lambrecht SP, Leitao J, Meerbeek BV, Vanherle G. (1997) Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology, *Am J Dent* 10(3): 141-146.
- ¹⁰¹ Rontani RMP, Ducatti CH, Garcia-Godoy F, DeGoes MF. (2000) Effect of etching agent on dentinal interface in primary teeth, *J Clin Pediatr Dent* 24(3): 205-209.

- ¹⁰² Oztas N, Olmez A. (2005) Effects of one versus two-layer applications of a self-etching adhesive to dentin of primary teeth: A SEM study, *J Contemp Dent Pract* 6(1): 18-25.
- ¹⁰³ Torres CP, Corona SA, Ramos RP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. (2004) Bond strength of self-etching primer and total-etch adhesive systems to primary dentin, *J Dent Child* 71(2): 131-134.
- ¹⁰⁴ El Kalla IH, Garcia-Godoy F. (1998) Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars, *J Dent Child* 65(3): 169-176.
- ¹⁰⁵ Courson F, Bouter D, Ruse ND, DeGrange M. (2005) Bond strengths of nine current dentin adhesive systems to primary and permanent teeth, *J Oral Rehabil* 32(4): 296-303.
- ¹⁰⁶ Boj JR, Martin AM, Espasa E, Cortes O. (2004) Bond strength and micromorphology of a self-etching primer versus a standard adhesive system with varying etching time in primary teeth, *Eur J Paediatr Dent* 5(4): 233-238.
- ¹⁰⁷ Mowery AS, Parker M, Davis EL. (1987) Effect of surface roughness on shear bond strength, *Oper Dent* 12(3): 91-94.
- ¹⁰⁸ Ernest CP, Holzmeier M, Willerhauser B. (2004) In vitro shear bond strength of self-etching adhesive in comparison to 4th and 5th generation adhesives, *J Adhes Dent* 6(4): 293-299.
- ¹⁰⁹ Naughton WT, Latta MA. (2005) Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems, *Quintessence Int* 36(4): 259-62.
- ¹¹⁰ Koutsi V, Noonan RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH. (1994) The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars, *Pediatr Dent* 16(1): 29-35.

- ¹¹¹ Panighi MM, Allart D, Jacquot BM, Camps J, G'Sell C. (1997) Influence of human teeth cryopreservation on dentin bond strength, *Dent Mater* 13(1): 56-61.
- ¹¹² Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. (2001) Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence, *J Dent Res* 80(7): 1605-1614.
- ¹¹³ Ooya K. (1977) A scanning electron microscopic study on the differences between newly erupted teeth and old teeth with reference to fissure enamel surfaces and contents, *Bull Tokyo Med Dent Univ* 24(1):89-102.
- ¹¹⁴ Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. (1999) Microstructure of primary tooth dentin, *Pediatr Dent* 21(7): 439-444.
- ¹¹⁵ Suzuki T, Finger WJ. (1988) Dentin adhesives: Site of dentin vs. bonding of composite resins, *Dent Mater* 4(6): 379-383.
- ¹¹⁶ Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. (1994) Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin, *J Dent* 22(3): 141-146.
- ¹¹⁷ Stanley HR. (1993) An urgent plea for a standardized bonding (adhesion) test, *J Dent Res* 72(10):1362-3.
- ¹¹⁸ Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. (1998) Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin, *Dent Mater* 14(2): 120-128.
- ¹¹⁹ Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test, *Dent Mater* 10(4): 236-40.

Annexe I – Données brutes

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
P1	14,755	A
P3	22,617	MEA
P7	14,280	A
P8	20,157	A
P10	14,123	A
P13	7,875	A
P17	5,890	A
P19	8,821	A
P21	13,923	MEA
P22	12,421	A
P24	14,388	A
P27	10,254	A
P28	15,420	MEA
P29	12,432	A
P37	14,757	MEA
P39	12,403	A
P42	17,322	A
P49	15,481	A
P52	10,895	A
P55	12,711	A

Tableau XV : Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons d'émail de dents postérieures à l'aide de l'agent SBP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
P5	15,148	A
P9	5,292	A
P12	7,828	A
P15	8,968	A
P23	10,731	A
P30	5,119	A
P31	15,359	A
P33	12,794	A
P35	2,504	A
P40	0,990	A
P43	6,379	A
P44	18,631	MEA
P46	19,548	A
P50	8,165	A
P51	8,051	A
P54	11,798	A
P57	17,075	MEA
P58	9,247	A
P59	15,524	A
P60	7,660	A

Tableau XVI : Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons d'émail de dents postérieures à l'aide de l'agent PLP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
P2	1,261	A
P4	0,374	A
P6	-	-
P11	5,915	A
P14	2,468	A
P16	5,854	A
P18	3,754	A
P20	2,516	A
P25	12,390	A
P26	1,364	A
P32	0,706	A
P34	2,457	A
P36	1,835	A
P38	5,443	A
P41	0,821	A
P45	0,821	A
P47	2,554	A
P48	1,243	A
P53	3,494	A
P56	2,239	A

Tableau XVII : Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons d'émail de dents postérieures à l'aide de l'agent OPT/OPT-SE.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
A2	-	-
A5	14,804	A
A6	-	-
A8	9,656	A
A13	19,368	A
A14	14,986	MEA
A16	21,281	MEA
A21	16,023	A
A22	19,737	A
A23	12,023	A
A24	14,213	A
A32	-	-
A33	21,292	A
A35	-	-
A38	10,133	A
A44	-	-
A48	15,355	A
A48	1,243	A
A57	22,909	A
A60	9,982	A

Tableau XVIII: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons d'émail de dents antérieures à l'aide de l'agent SBP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
A3	19,451	A
A9	9,155	A
A12	9,669	A
A15	6,542	A
A18	5,517	MEA
A25	8,860	A
A29	10,838	A
A31	3,676	A
A34	11,365	A
A36	11,744	A
A40	-	-
A41	-	-
A42	3,440	A
A45	13,096	A
A46	11,128	A
A51	6,198	A
A52	21,450	MEA
A55	8,082	A
A56	-	-
A59	10,193	A

Tableau XIX: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons d'émail de dents antérieures à l'aide de l'agent PLP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
A1	5,535	A
A4	13,345	A
A7	-	-
A10	3,368	A
A11	1,509	A
A17	-	-
A19	10,749	A
A20	10,308	A
A26	-	-
A27	-	-
A28	3,512	A
A30	15,431	MEA
A37	3,766	MEA
A39	10,321	A
A43	3,440	A
A47	3,049	A
A49	2,529	A
A50	5,668	A
A53	11,909	A
A58	7,241	A

Tableau XX: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons d'émail de dents antérieures à l'aide de l'agent OPT-SE/OPT.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
P1	11,268	A
P3	14,496	A
P7	13,651	MDA
P8	17,383	MDA
P10	14,496	A
P13	7,875	A
P17	9,445	A
P19	11,394	A
P21	14,858	A
P22	-	-
P24	18,437	MDA
P27	9,137	A
P28	19,633	A
P29	15,710	A
P37	12,529	A
P39	15,667	A
P42	25,382	A
P49	11,758	A
P52	15,252	MDA
P55	15,137	A

Tableau XXI : Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons de dentine de dents postérieures à l'aide de l'agent SBP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
P5	14,894	A
P9	9,071	MDA
P12	13,568	A
P15	16,119	A
P23	11,702	A
P30	7,707	A
P31	9,687	MCA
P33	11,329	MDA
P35	18,136	MDA
P40	7,592	A
P43	7,671	A
P44	17,702	A
P46	18,705	A
P50	10,985	MCA
P51	13,568	MDA
P54	12,790	A
P57	14,038	A
P58	7,585	A
P59	11,032	MDA
P60	8,0080	A

Tableau XXII: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons de dentine de dents postérieures à l'aide de l'agent PLP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
P2	10,279	A
P4	3,206	A
P6	11,529	A
P11	16,331	A
P14	14,492	A
P16	16,513	A
P18	12,342	A
P20	8,039	MDA
P25	12,016	A
P26	6,789	A
P32	7,468	A
P34	8,806	A
P36	-	-
P38	17,841	A
P41	4,436	A
P45	-	-
P47	11,945	MCA
P48	11,081	A
P53	13,329	A
P56	11,540	A

Tableau XXIII: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons de dentine de dents postérieures à l'aide de l'agent OPT-SE/OPT.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
A2	10,393	A
A5	16,578	A
A6	31,969	A
A8	14,492	A
A13	18,021	A
A14	20,966	A
A16	8,896	A
A21	19,217	A
A22	14,328	A
A23	14,521	A
A24	15,638	A
A32	4,292	A
A33	30,845	A
A35	13,804	A
A38	5,854	A
A44	11,569	CD
A48	14,496	MDA
A54	15,560	A
A57	26,911	A
A60	8,896	A

Tableau XXIV: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons de dentine de dents antérieures à l'aide de l'agent SBP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
A3	18,354	A
A9	14,456	MDA
A12	17,574	A
A15	12,428	A
A18	0,024	MDA
A25	10,429	MCA
A29	9,946	A
A31	10,229	A
A34	16,380	A
A36	-	-
A40	3,024	A
A41	18,745	A
A42	2,197	A
A45	17,745	A
A46	13,332	A
A51	19,415	MDA
A52	21,418	CD
A55	15,564	A
A56	9,004	A
A59	18,365	MDA

Tableau XXV: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons de dentine de dents antérieures à l'aide de l'agent PLP.

Échantillon	Force d'adhésion (MPa)	Type d'échec
A1	4,103	A
A4	16,283	A
A7	2,325	A
A10	2,945	A
A11	5,890	A
A17	4,685	A
A19	11,992	A
A20	9,838	A
A26	9,078	MDA
A27	0,326	A
A28	8,806	A
A30	14,431	MDA
A37	7,127	A
A39	9,143	A
A43	10,279	A
A47	0,700	A
A49	7,653	A
A50	6,850	A
A53	6,954	MDA
A58	6,499	A

Tableau XXVI: Données brutes des forces d'adhésion et des types d'échecs obtenus sur les échantillons de dentine de dents antérieures à l'aide de l'agent OPT-SE/OPT.

Annexe II- Tracés

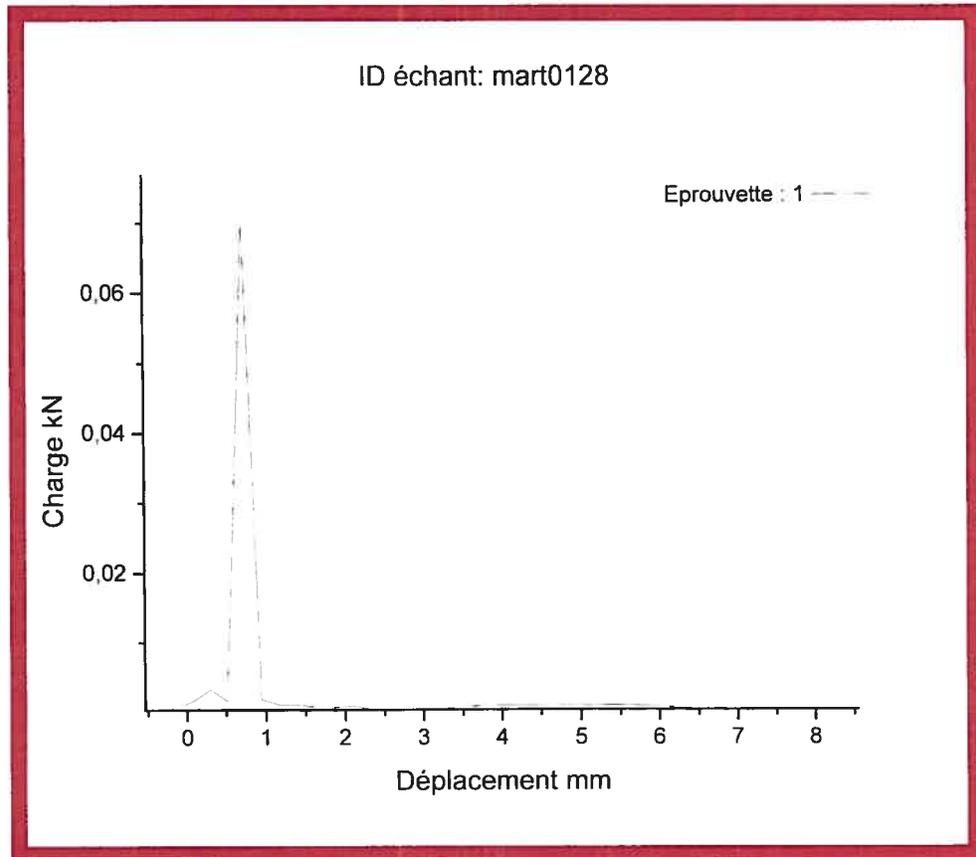


Figure 37 : Tracé de la courbe de charge par déplacement déterminé par l'Instron 4201 lors du test de cisaillement pour l'échantillon P29-dentine.

Nom d'opérateur : Martine		General Compression Test - S.I. Units				
Réf. échantillon : mart0123		Date :	18 Décembre, 2004			
Méthode d'essai N° : 1		Type d'interface :	4200/4300/4400			
		Vitesse d'essai :	1.0000 kN/min			
		Acquisition (pts/s):	6.6670			
		Température :	73 F			
		Humidité (%):	50			
		Dimension 4 :	0.0000			
		Long. initiale :	101.5999mm			

	Dép. au maximum de charge (mm)	Charge maximale (kN)	Contrainte au max. de charge (MPa)	Dép. à la rupture util. (mm)	Chge à la rupture util. (kN)
1	3.910	0.073	16.513	-	-
Moyenne	3.910	0.073	16.513		
E.T.	0.000	0.000	0.000		
Moyenne +2.00 E.T.	0.000	0.000	0.000		
Moyenne -2.00 E.T.	0.000	0.000	0.000		
Minimum	3.910	0.073	16.513		
Maximum	3.910	0.073	16.513		

Tableau XXVII : Tracé des données recueillies par l'Instron 4201 au moment du test de cisaillement pour l'échantillon P16-dentine.