

Université de Montréal

Effets de la source lumineuse et du système de mordantage sur la force
d'adhésion des boîtiers orthodontiques: une étude *in vitro*

par

Ly Thy Mar, DMD

Département de santé buccale
Faculté de médecine dentaire

11510830

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 orthodontie

Avril 2004

© Ly Thy Mar, 2004



WU

5

U58

2004

V. 004

Direction des bibliothèques

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 :

Effets de la source lumineuse et du système de mordançage sur la force
d'adhésion des boîtiers orthodontiques: une étude *in vitro*

Présenté par

Ly Thy Mar, DMD

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Docteur Daniel Fortin

Directeur de recherche

Docteur Claude Remise

Codirecteur de recherche

Docteure Athena Papadakis

Présidente-rapporteuse

Docteur Hicham El-Khatib

Membre du jury

Mémoire accepté le : _____

RÉSUMÉ

Dans un effort pour simplifier la technique et gagner du temps, les manufacturiers ont introduit des “systèmes” de collage dans lesquels deux ou plusieurs étapes sont combinées. Plus récemment, la combinaison des étapes de mordantage, rinçage et mouillage a été mise dans un produit appelé Transbond™ Plus Self Etching Primer ou SEP (3M/Unitek) et commercialisé pour les usages en orthodontie. L'utilisation d'une lampe de haute intensité (plasma) réduit également le temps de collage. L'objectif de cette étude *in vitro* était d'évaluer la force d'adhésion des boîtiers métalliques en utilisant un faisceau lumineux de haute intensité combinée à l'application du SEP, comparée à l'utilisation d'une lampe à halogène conventionnelle et l'acide phosphorique 37%. L'hypothèse nulle était qu'il n'y avait pas de différence entre les deux systèmes. Quatre-vingts prémolaires humaines extraites furent séparées en quatre groupes de vingt spécimens chacun. Le protocole de collage était le suivant: Groupe 1A: acide phosphorique 37% (15 sec) + Transbond™ XT Primer + Ortholux™ XT (halogène), Groupe 1B: SEP (3 sec) + Ortholux™ XT (halogène), Groupe 2A: acide phosphorique 37% (15 sec) + Transbond™ XT Primer + ORTHO Lite™ (plasma), Groupe 2B: SEP (3 sec) + ORTHO Lite™ (plasma). Tous les spécimens des groupes 1A et 1B étaient polymérisés pendant 20 secondes (10 M et 10 D) et ceux des groupes 2B et 2B étaient polymérisés pendant 6 secondes (3 M et 3 D) selon les recommandations du manufacturier. Toutes les manipulations étaient réalisées par un seul opérateur.

Suite au collage, les spécimens furent placés dans un bain d'eau distillée à 37°C pendant 24 heures. Ensuite, ils furent thermocyclés pour une autre période de 24 heures (1080 cycles) à des températures de 15°C et 45°C afin de simuler les conditions buccales. Subséquemment, les tests furent réalisés à l'aide de la machine Instron 4201 Série IX pour obtenir les forces d'adhésion.

Les scores ARI (*Adhesive Remnant Index*) furent également déterminés en observant les spécimens sous un microscope optique à un grossissement de 20X. Le test statistique d'analyse de variance bivariée (2-way ANOVA) et le test Post-Hoc de Tukey pour comparaisons multiples furent utilisés pour analyser les données. Les résultats ont démontré qu'il n'y avait pas d'interaction entre le système de mordantage et la source lumineuse ($p = 0,48$). Il y avait une différence significative entre les deux systèmes de mordantage ($p = 0,046$), mais aucune différence significative entre les deux types de lampes ($p = 0,46$). Le mordantage conventionnel à l'acide phosphorique 37% procurait une meilleure adhésion (10,5 MPa) que le mordantage au SEP (9,2 MPa). La lampe au plasma (1980 mW/cm^2) a donné les mêmes résultats que la lampe à halogène (722 mW/cm^2) en ayant l'avantage d'être 3 à 4 fois plus rapide.

Mots clés: force d'adhésion, boîtiers préencollés, polymérisation, système de mordantage, source lumineuse.

ABSTRACT

The bonding of orthodontic brackets to enamel involves multiple steps. To simplify the bonding technique and decrease chair time, Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) has been introduced. It combines the etching, rinsing, and priming steps. By using a high intensity light source (Plasma Arc), the bonding time is also reduced. The objective of this *in vitro* study was to evaluate the shear bond strengths of orthodontic brackets using a high intensity light source, combined with the application of Transbond™ Plus Self Etching Primer (SEP), as compared to the conventional halogen light and phosphoric acid. The hypothesis of this study was that shear bond strengths obtained from the plasma arc light are lower than those from the conventional halogen light. Eighty extracted human premolars, separated into four groups of twenty specimens each, were bonded with APC™ (Adhesive Precoated) metal brackets (3M/Unitek) containing Transbond™ XT using the following protocols: Group 1A: Phosphoric acid 37% (15 sec) + Transbond™ XT primer + Ortholux™ XT (halogen), Group 1B: SEP (3 sec) + Ortholux™ XT (halogen), Group 2A: Phosphoric acid 37% (15 sec) + Transbond™ XT primer + ORTHO Lite™ (plasma arc), Group 2B: SEP (3 sec) + ORTHO Lite™ (plasma arc). All specimens in groups 1A and 1B were cured for 20 seconds (10 M +10 D) and those in groups 2A and 2B were cured for 6 seconds (3 M + 3 D) according to the manufacturer's instructions. All manipulations were carried out by the same operator.

Following bonding, the specimens were immediately placed in a 37°C distilled water bath for 24 hours. Then, they were thermocycled for another 24 hours (1080 cycles) at temperatures of 15°C and 45°C to simulate the oral conditions. Subsequently, the specimens were tested with an Instron Universal Testing Machine 4201 (Series IX) to assess the shear bond strengths. The Adhesive Remnant Index (ARI) scores were also studied using an optical

microscope at a magnification of 20X to assess the amount of adhesive left on the teeth after debonding. The data were analysed with two-way analysis of variance (ANOVA) followed by a Tukey's Post-Hoc Multiple Comparison procedure. The results showed no interaction between the light source and the etching system ($p = 0,48$). There was a significant overall difference between the etching systems ($p = 0,046$), but there was no difference between the light sources ($p = 0,46$). The results indicated that conventional etching system with phosphoric acid gave a slightly better bond (10,5 MPa) than with SEP (9,2 MPa). The plasma arc curing light (1980 mW/cm²) gave the same result as the halogen curing light (722 mW/cm²) but had the advantage of being 3 to 4 times faster.

Key words: adhesion, adhesive precoated brackets, polymerization, etching system, light source.

TABLE DES MATIÈRES

RESUMÉ	III
ABSTRACT	V
LISTE DES TABLEAUX	XII
LISTE DES FIGURES	XIV
LISTE DE SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVII
REMERCIEMENTS	XVIII
DÉDICACE	XX
1. INTRODUCTION	1
2. REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	5
2.1 BOÎTIERS ORTHODONTIQUES	6
2.1.1 Boîtiers métalliques	6
2.1.2 Processus de fabrication	8
2.1.3 Bases des boîtiers	13
2.1.4 Compositions et propriétés mécaniques des boîtiers métalliques.....	16
2.1.5 Boîtiers préencollés (Adhesive Precoated™ ou APC™)	18
2.1.6 Boîtiers céramiques	20
2.1.6.1 Processus de fabrication	21
2.1.6.2 Propriétés de collage des boîtiers céramiques	22

2.2 COLLAGE DIRECT	22
2.3 ADHÉSION	24
2.4 MATÉRIAUX DE COLLAGE	28
2.4.1 Composition du Transbond™ XT	31
2.5 FORCES D'ADHÉSION	32
2.5.1 Protocole de test pur les forces d'adhésion	32
2.5.2 Forces d'adhésion recommandées en orthodontie	33
2.6 COLLAGE AUX DIFFÉRENTS MATÉRIAUX	34
2.6.1 Émail	34
2.6.2 Composite	36
2.6.3 Métal	38
2.6.4 Porcelaine	39
2.7 MORDANÇAGE À L'ACIDE	40
2.7.1 Revue de mordançage à l'acide	41
2.7.2 Mordançage classique à l'acide phosphorique	41
2.8 AGENT MOUILLANT AUTO-MORDANÇANT	44
2.8.1 Compositions	44
2.8.2 Propriétés physiques et chimiques	44
2.8.3 Agents mouillants auto-mordançants utilisés en dentisterie de restauration	45
2.8.4 Effets du temps de séchage des agents mouillants auto- mordançants	48
2.8.5 Agents mouillants auto-mordançants utilisés en orthodontie	48
2.9 LAMPES À PHOTOPOLYMÉRISER	52
2.9.1 Lampes à halogène	52
2.9.2 Lampes au laser	55

2.9.3 Lampes au plasma de haute intensité	57
2.10 THERMOCYCLAGE	60
3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	63
3.1 HYPOTHÈSES NULLES	65
4. TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES	66
4.1 MATÉRIAUX UTILISÉS DANS CETTE ÉTUDE	67
4.1.1 Dents	68
4.1.2 Boîtiers	69
4.1.3 Agent mouillant auto-mordant (primer)	70
4.1.4 Acide phosphorique	71
4.1.5 Résine acrylique	72
4.2 APPAREILS UTILISÉS DANS CETTE ÉTUDE	73
4.2.1 Lampe à halogène	73
4.2.2 Lampe au plasma	74
4.2.3 Radiomètre	77
4.2.4 Thermocycleur	77
4.3 MÉTHODE EXPÉRIMENTALE	78
4.3.1 Préparation des spécimens	78
4.3.2 Montage des échantillons sur les blocs d'acrylique	79
4.3.3 Procédure de collage	80
4.3.4 Thermocyclage	83
4.3.5 Manipulations	85
4.3.5.1 Acquisitions des données	88
4.3.6 Index d'adhésif restant (Adhesive Remnant Index ou ARI)	89
4.3.7 Analyse statistique des résultats	90

4.3.8 Sources d'erreurs	91
5. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX	92
5.1 FORCES D'ADHÉSION	93
5.2 SCORES ARI	101
6. DISCUSSION DES RÉSULTATS	108
6.1 FORCES D'ADHÉSION	109
6.1.1 Résultats cliniques versus résultats en laboratoire	109
6.1.2 Variables affectant les comparaisons entre les études ..	110
6.1.3 Forces d'adhésion à l'émail après 24 heures	112
6.2 SCORES ARI	115
6.3 ÉVALUATION DES HYPOTHÈSES NULLES	117
7. CONCLUSIONS	118
8. BIBLIOGRAPHIE	121
9. ANNEXES	142
9.1 DISTRIBUTION DES SPÉCIMENS DANS CHAQUE GROUPE	143
9.2 TRACÉS EN TEMPS RÉEL DES COURBES CHARGE/DÉPLACEMENT PAR INSTRON 4201 SÉRIE IX POUR LE GROUPE 1A	144
9.3 TRACÉS EN TEMPS RÉEL DES COURBES CHARGE/DÉPLACEMENT PAR INSTRON 4201 SÉRIE IX POUR LE GROUPE 1B	146
9.4 TRACÉS EN TEMPS RÉEL DES COURBES CHARGE/DÉPLACEMENT PAR INSTRON 4201 SÉRIE IX	

POUR LE GROUPE 2A	148
9.5 TRACÉS EN TEMPS RÉEL DES COURBES	
CHARGE/DÉPLACEMENT PAR INSTRON 4201 SÉRIE IX	
POUR LE GROUPE 2B	150

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Les trois formes d'aciers inoxydables les plus utilisées en orthodontie.....	17
Tableau II : Dureté des aciers	18
Tableau III : Composition du Transbond™ XT.....	31
Tableau IV : Composition du Transbond™ Plus Self Etching Primer.....	44
Tableau V : Propriétés physiques et chimiques du Transbond™ Plus Self Etching Primer	44
Tableau VI : Durée de polymérisation : lampe à halogène versus lampe au plasma.....	59
Tableau VII : Matériaux, fabricants et numéros de série	67
Tableau VIII : Appareils, fabricants et numéros de série	68
Tableau IX : Durées de polymérisation recommandées pour les lampes Ortholux™ XT et Ortho Lite™.	76
Tableau X : Résumé du protocole expérimental	82
Tableau XI : Résultats du groupe 1A	95
Tableau XII : Résultats du groupe 1B	96
Tableau XIII : Résultats du groupe 2A	97
Tableau XIV : Résultats du groupe 2B	98
Tableau XV : Comparaison des forces d'adhésion des groupes 1A, 1B, 2A et 2B	99
Tableau XVI : Comparaison des forces d'adhésion entre l'acide phosphorique 37% et SEP	99
Tableau XVII : Valeur "p" pour chacune des variables étudiées (analyse de variance bivariée (2-way ANOVA)) basée sur la force d'adhésion en MPa	100
Tableau XVIII : Fréquence de distribution des scores ARI des quatre groupes	105

Tableau XIX : Valeur “p” pour chacune des variables étudiées (analyses de Kruskal-Wallis univariée et les tests de U Mann-Whitney) basée sur les scores ARI	107
--	------------

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 : Phases dans la fabrication des boîtiers	7
Figure 2.2 : Étapes de taillage des boîtiers	8
Figure 2.3 : Patrons en polystyrène avant la mise en revêtement	10
Figure 2.4 : Boîtiers obtenus après la mise en revêtement	11
Figure 2.5 : Étapes d'un moulage par injection sous pression	13
Figure 2.6 : Boîtier Dynalock avec base intégrée	16
Figure 2.7 : Image au microscope électronique à balayage (25X) du treillis de jauge 60 d'un boîtier APC™	19
Figure 2.8 : Treillis de jauges 60, 80 et 100	20
Figure 2.9 : Les liaisons hydrogène, covalente, ionique et métalliques	25
Figure 2.10 : Angles de contact, mouillabilité et adhésion	26
Figure 2.11 : Bulles d'air emprisonnés entre la résine adhesive et le substrat	27
Figure 2.12 : Échecs de collage: A) spécimen intact; B) défaut au niveau de l'adhésif; C) défaut de cohésion de l'adhésif; D) défaut de cohésion du substrat	27
Figure 2.13 : Les étapes de la réaction de prise d'un ciment en ionomère de verre	29
Figure 2.14 : Illustration schématique de la structure d'un ciment en ionomère de verre modifié à la résine	30
Figure 2.15 : Agent mouillant auto-mordant : A) Feuille boursouflée à trois réservoirs du SEP; B) Emballage externe du SEP	49
Figure 2.16 : Comparaison entre l'acide phosphorique et l'agent mouillant auto-mordant	50
Figure 2.17 : Spectre de la lumière visible : A) Structure chimique de la camphoroquinone (CQ); B) Processus de photoinitiation et le spectre électromagnétique associé	54
Figure 2.18 : Lampe au laser	55

Figure 2.19 : Lampe au plasma	59
Figure 2.20 : Thermocycleur SEPRAS BT-15	61
Figure 4.1 : Boîtier APC TM : A) Boîtier APC TM LP versus APC TM régulier; B) Base d'un boîtier APC TM	70
Figure 4.2 : Transbond TM Plus Self Etching Primer	71
Figure 4.3 : Acide phosphorique 37%.	72
Figure 4.4 : Résine acrylique orthodontique	73
Figure 4.5 : Lampe à halogène Ortholux TM XT	74
Figure 4.6 : Lampe au plasma de haute intensité Ortho Lite TM	76
Figure 4.7 : Radiomètre Cure Rite TM	77
Figure 4.8 : Boîtier APC TM collé sur la surface d'une prémolaire	82
Figure 4.9 : Montage de l'échantillon dans un moule en plastique	83
Figure 4.10 : Thermocycleur SEPRAS BT-15	84
Figure 4.11 : L'étau retenant le spécimen en place	85
Figure 4.12 : Appareil Instron 4201 Série IX	86
Figure 4.13 : L'étau est tenu sur la plateforme à l'aide de deux pinces	86
Figure 4.14 : La pointe biseautée du couteau orientée parallèle à la surface de la dent	87
Figure 4.15 : Microscope électronique à balayage à pression variable 6460-LV JSM	90
Figure 5.1 : Histogrammes montrant la force d'adhésion des quatre groupes d'échantillons de l'étude (2-way ANOVA)	100
Figure 5.2 : Comparaisons multiples Post Hoc selon la méthode Tukey montrant aucune interaction entre le système de mordantage et la source lumineuse	101
Figure 5.3 : Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de zéro	103
Figure 5.4 : Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de < 1 >	103
Figure 5.5 : Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de < 2 >	104

Figure 5.6 : Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de < 3 >	104
Figure 5.7 : Histogrammes montrant la fréquence de distribution des spécimens de l'étude	106
Figure 5.8 : Comparaison des scores ARI médians des quatre groupes	106
Figure 9.1 : Distribution des spécimens dans chaque groupe	143
Figure 9.2 : Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 1A	144
Figure 9.3 : Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 1A	146
Figure 9.4 : Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 1A	148
Figure 9.5 : Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 1A	150

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Ag	Argent
ANOVA	Analysis of Variance
AP	Acide phosphorique 37%
APC	Adhesive precoated
ARI	Adhesive Remnant Index
Au	Or
BHN	Brinell Hardness Number
CIV	Ciment en ionomère de verre
CIVMR	Ciment en ionomère de verre modifié à la résine
cm	Centimètre
D	Distal
HAL	Lampe à halogène
ID échant	Identification de l'échantillon
IR	Infrarouge
kg	Kilogramme
kN	KiloNewton
L	Litre
m	Mètre
M	Mésial
mm	Millimètre
mm/min	Millimètre par minute
MIM	Metal Injection Molding
MPa	MégaPascal
mW	MilliWatt
mW/cm ²	MilliWatt par centimètre carré
N	Newton
Ni	Nickel
nm	Nanomètre
Pa	Pascal
PLA	Lampe au plasma
sec	Seconde
SEP	Transbond™ Plus Self Etching Primer
SI	Système international
U de M	Université de Montréal
µm	Micromètre
UV	Lumière ultraviolette
°C	Degré Celcius
°F	Degré Fahrenheit

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier les personnes suivantes qui ont rendu possible la réalisation de ce mémoire de maîtrise:

Docteur Claude Remise, je tiens à vous remercier tout particulièrement d'avoir, le vendredi 12 janvier 2001, pris la décision de m'accepter au sein de votre programme de spécialité en orthodontie. Cette décision a changé ma vie, me permettant de réaliser un rêve et de me rendre au travail chaque matin avec un grand sourire. Je vous remercie d'avoir cru en moi dès mon entrée en orthodontie malgré ma courte expérience en bureau privé. J'adore l'orthodontie et je me considère extrêmement privilégié d'être parmi les vôtres et de vivre cette profession au quotidien. Vous m'avez permis d'acquérir les bases d'une profession merveilleuse et maintenant je ne desire qu'en apprendre davantage afin d'être plus efficace et d'atteindre un niveau supérieur. Vous êtes un exemple d'efficacité et de minutie. Je vous remercie également pour votre dévouement exceptionnel. Merci de m'avoir guidé dans ce projet, mais également assez confiant en moi pour me laisser cheminer, évoluer et apprendre. Vos conseils, vos disponibilités ainsi que votre support sont dignes de mention. Merci beaucoup.

Docteur Daniel Fortin, vous m'avez permis de compléter ce projet, qui avait pourtant connu quelques interruptions lors des rénovations des locaux de la faculté. Je vous remercie pour m'avoir laissé travailler dans votre laboratoire de recherche pendant plusieurs soirs et fins de semaine. Votre imagination et vos judicieux conseils m'ont permis de mener à bien ce mémoire. Merci beaucoup.

Monsieur Pierre Rompré, merci beaucoup pour m'avoir aidé à résoudre les calculs complexes de l'analyse statistique des résultats de ce projet. Votre patience et vos connaissances précieuses m'ont permis de franchir cette portion du mémoire plus aisément. Merci beaucoup.

Docteur Hicham El-Khatib, merci beaucoup pour avoir accepté de participer à la correction de ce mémoire à titre de membre du jury et pour avoir consacré votre temps très précieux. Vos conseils sont très appréciés. Merci beaucoup.

Docteure Athena Papadakis, merci pour avoir accepté de participer à la correction de ce mémoire à titre de présidente rapporteure. Votre dévouement, votre disponibilité ainsi que votre aide pour la préparation de mon "poster" sont fort appréciés. Merci beaucoup.

Fonds Paul-Geoffrion, un remerciement très sincère à toutes les personnes qui contribuent depuis des années à cet organisme dont l'un des rôles est l'avancement des connaissances en orthodontie au Québec. Merci.

Un gros merci à la compagnie **3M/Unitek** qui a contribué à ce projet en me fournissant gratuitement des échantillons et des matériaux orthodontiques. Un gros merci aux messieurs **Claude Saillant, Philippe Soo** et **Fredrik Bergstrand** pour m'avoir fourni des renseignements techniques sur les différents produits étudiés.

DÉDICACE

À mes parents, monsieur Sor Mar et madame Men Chong, pour leur amour inconditionnel et leur soutien. Vous m'avez encouragé depuis le tout début à foncer dans cette aventure. Votre soutien moral m'a aidé à traverser avec succès tous les obstacles qui furent sur mon chemin. Vous m'avez permis de traverser un chemin long et tortueux qui demandait une quantité considérable de travail. Un gros merci à toi, maman, pour m'avoir aidé à retrouver les articles à la bibliothèque suite à la perte totale de mes cartables lors d'un vol de mon sac à dos dans la voiture. Merci papa, malgré la condition médicale très difficile, ton sourire me donne du courage. Je me considère privilégié d'être votre fils et d'avoir la chance de compléter mes études. Encore merci. Je vous aime !

Votre fils

À mon frère Ly Hon Mar et ma belle-sœur Le Hong Ngo, pour le support moral, l'encouragement et pour avoir partagé les moments difficiles que nous avons vécus ensemble.

Votre petit frère

À ma sœur Ly Yar Mar, pour sa patience et pour avoir enduré mes sautes d'humeur durant les périodes difficiles de mes études.

Bang Thy

À M. Tao Cheang Lim et Mme. Say Kim Kang, pour leur soutien moral et pour m'avoir aidé à trier et photocopier les articles de référence suite à la perte totale de mes cartables lors d'un vol de mon sac à dos dans la voiture.

Ly Thy

À Mlle. Sonavy Mao, pour son aide lors des tests de thermocyclage au laboratoire. Elle m'a aidé à surveiller le bon fonctionnement du thermocycleur pendant les tests de cyclage de 24 heures.

Kou Thy

À M. Tang Nhep, pour son aide lors de la révision de ce mémoire et lors de la mise en page des différentes sections. Son encouragement et son soutien moral m'ont aidé à passer à travers plusieurs moments difficiles. **Ly Thy**



CHAPITRE PREMIER

INTRODUCTION



1. INTRODUCTION

L'utilisation de la résine composite photopolymérisable en orthodontie est courante pour coller les boîtiers sur les dents au début d'un traitement. En orthodontie moderne, la capacité d'obtenir une force d'adhésion à l'émail efficace, tout en évitant de fracturer des structures dentaires, est souvent considérée comme acquise. Précédant le mordantage de l'émail et le collage à l'aide de composite, la liaison mécanique était la seule technique disponible, nécessitant un baguage de chaque dent soumise au traitement orthodontique. Cette technique étant longue et inesthétique nécessitait la fermeture des espaces résiduels vers la fin du traitement.

Le mordantage de l'émail à l'acide pour permettre l'adhésion des matériaux de restauration n'est pas un concept nouveau. En 1955, Buonocore (Buonocore, 1955) a introduit le mordantage de l'émail, ce dernier ayant subi plusieurs changements depuis. Les acides de différents types, concentrations, et temps d'exposition ont été utilisés sur l'émail et sur la dentine, pour la restauration et pour la prévention, ainsi que pour des applications orthodontiques. Ce qui restait constant, jusqu'à maintenant, était la séquence de base requise pour coller de la résine composite. La séquence traditionnelle contient le mordantage à l'acide, suivi d'un rinçage et séchage, de l'application d'un agent mouillant, d'un adhésif, et finalement de la résine composite.

Dans un effort pour simplifier la technique et gagner du temps, les manufacturiers ont introduit des "systèmes" de collage dans lesquels deux ou plusieurs étapes sont combinées. Plus récemment, la combinaison des étapes de mordantage, rinçage et mouillage a été mise dans un produit appelé Transbond™ Plus. Ce produit est fabriqué par 3M/Unitek (Monrovia, CA), et commercialisé pour les usages en orthodontie.

La première source de lumière utilisée pour polymériser les résines composites était la lumière ultraviolette (UV). Cette lumière prenait une minute pour polymériser un millimètre de composite (Buonocore, 1973). Pour des raisons de sécurité concernant l'utilisation à long terme des rayons UV, la photopolymérisation à la lumière visible a été introduite dans les années 1980. Elle est basée sur la présence de la camphoroquinone, laquelle est sensible à la lumière visible dans la région du spectre où la longueur d'onde est de 470 nm (Zachrisson, 1977). La photopolymérisation utilise une source de tungstène-halogène et, selon les recommandations du fabricant, peut polymériser les résines composites en 20 secondes (Transbond™ XT; 3M/Unitek, Monrovia, CA). Plusieurs méthodes ont été employées pour améliorer la polymérisation des agents de collage, incluant l'utilisation d'appareils plus puissants. Au milieu des années 1980 et au début des années 1990, un laser à argon (480 nm) a été introduit pour une polymérisation rapide (5 à 10 secondes).

Au milieu des années 1990, les lampes au plasma de xénon ont été introduites en dentisterie de restauration comme alternative pour une polymérisation rapide. Le système au plasma (PAC ou *Plasma Arc Curing*) peut polymériser un composite en 10 secondes, et les matériaux plus transparents peuvent l'être en 5 secondes, selon le fabricant (American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas). L'utilisation clinique de ce système a été récemment décrite pour le collage orthodontique (Cacciafesta, 2000). Actuellement, l'efficacité de polymérisation de ces lampes à haute intensité n'a pas été étudiée complètement pour coller les boîtiers orthodontiques.

Dans un but de gagner du temps de chaise lors du collage, les orthodontistes utilisent des boîtiers qui ont été préencollés avec du matériel adhésif. Cet adhésif est similaire en composition à celui utilisé pour coller des boîtiers non préencollés; la différence se trouve essentiellement au niveau des proportions

des différents ingrédients incorporés dans le matériel. En 1992, 3M/Unitek a commercialisé un boîtier métallique préencollé (APC™ ou *Adhesive Precoated*). Ces boîtiers ont été fabriqués dans le but de diminuer le nombre de variables dans la procédure de collage et ont été annoncés comme ayant une force d'adhésion prévisible durant la phase critique de 0 à 24 heures. Les tests initiaux ont été réalisés sur des dents bovines extraites, vu la facilité à obtenir les échantillons. Les résultats de ces tests initiaux ont mené à des études plus poussées des boîtiers APC™ sur des dents humaines (Smith, 1976).



CHAPITRE DEUXIÈME

REVUE DE LITTÉRATURE



2. REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Boîtiers orthodontiques

2.1.1 Boîtiers métalliques

En accord avec la fonction, tout boîtier orthodontique contient en général deux parties: un support pour la gorge, c'est-à-dire le corps du boîtier et un système de rétention ou base. La fabrication du support pour la lumière du boîtier (ou gorge) demande une attention spéciale, alors que la base est relativement simple, soit elle est faite de plaque additionnée dans le cas des boîtiers composés, soit elle est intégrée dans le cas des boîtiers monoblocs. Les boîtiers métalliques sont normalement faits d'acier inoxydable.

Il y a au moins trois méthodes actuellement utilisées pour la fabrication des boîtiers métalliques : le taillage (*milling*), la coulée (*casting*) et le moulage par injection sous pression (*Metal Injection Molding* ou MIM). Il y a aussi la méthode par soudage où la base est unie au corps par un métal différent. Cette méthode est peu populaire puisque la différence de 'noblesse' entre l'acier inoxydable et le matériau à souder peut amener une forte corrosion. Le composant le moins 'noble' s'infiltrerait dans le corps du patient (Davis, 1992). De plus, une telle construction s'expose à de la corrosion intergranulaire, due à une exposition à la chaleur intense durant la fabrication. Il est vrai que certains manufacturiers utilisent une méthode unique du début jusqu'à la fin, mais ce n'est pas toujours la règle. Ainsi, le taillage est utilisé exclusivement par CEOSA (Madrid) pour les boîtiers Bioline™. La coulée est utilisée par Ortho-Organizers (San Marcos, CA) pour les boîtiers Edgeway™. Le moulage par injection sous pression est utilisé par Pyramid Orthodontics pour les boîtiers Prestige™. Pendant que la plupart des compagnies utilisent un seul type de processus de fabrication de leurs boîtiers, 3M/Unitek (Monrovia, CA)

2.1.2 Processus de fabrication

Les trois méthodes de fabrication des boîtiers les plus connues sont : le taillage (*milling*), la coulée (*casting*) et le moulage par injection sous pression (*metal injection molding* ou MIM). Les trois méthodes sont décrites dans les paragraphes qui suivent.

A) Taillage (*Milling*)

Cette méthode, aussi appelée machinage, mène à des boîtiers faits d'acier forgé, reconnus pour leur force et leur densité. C'était la première méthode utilisée pour fabriquer des boîtiers, et elle est encore employée de nos jours. Selon un brevet enregistré en 1934 (Richardson, 1934), le boîtier est formé à partir d'un bloc d'acier rectangulaire substantiellement solide, où la taille a lieu (figure 2.2).

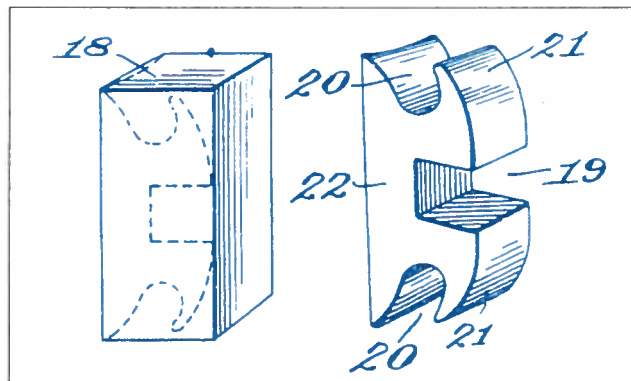


Figure 2.2: Étapes de taillage des boîtiers (1932). Tirée de Matasa (1996).

Ensuite, chaque boîtier est soudé à une bague (le collage direct n'était disponible que quarante ans plus tard). Durant les années 1970, la seule amélioration était de souder le boîtier à une base pleine ou à une plaque perforée. Vingt ans plus tard, ce procédé était encore utilisé. Des coupes complexes requises pour donner du torque et de l'angulation étaient réalisées

à l'aide d'une série de supports sur lesquels des boîtiers en voie de fabrication sont placés et taillés. Le boîtier final était soudé à une plaque laminée.

Une autre méthode de taillage utilise des cylindres ou des barres rondes plutôt que rectangulaires, permettant ainsi l'utilisation de tourets à taillage à la place des coupleurs linéaires. Cette façon réduit le nombre de supports nécessaires et permet l'automatisation. Une méthode de taillage encore plus raffinée remplace les barres rondes par des tubes, réduisant le coût des lames, économisant du métal et de l'énergie. Ainsi, des tourets munis d'outils à couper contrôlés par ordinateur, ravitaillés par des tubes, produisent des bagues aux dimensions contrôlées. Ces bagues sont ensuite taillées en boîtiers ayant des surfaces complexes. Ces opérations fournissent des boîtiers qui doivent ensuite passer à travers une série de séchoirs afin d'enlever des résidus d'huile, puis dégrossis et polis. Il y a une décennie, seulement des alliages mous pouvaient être machinés. Les avancements technologiques d'aujourd'hui nous permettent de travailler sur de plus forts aciers (AISI 316 ou 18-18 Plus) qui sont ensuite durcis par un écrouissage à froid.

B) Coulée (*Casting*)

La coulée est une méthode lancée par A-Company et par Ormco pour les boîtiers Edgelok™. La coulée par mise en revêtement a connu des succès grâce à son haut degré de précision dans les dernières décennies. Les boîtiers Twins™ de A-Company, introduits sur le marché il y a deux décennies, avaient besoin de lumières taillées selon un procédé séparé, tandis que des boîtiers récents comme Channel-Edge™ (American Orthodontics, 1995) ayant pas moins de trois lumières sont fabriqués directement par la technique de coulée. Ce procédé est très connu en dentisterie avec la différence qu'au lieu d'utiliser de la cire molle, un matériau plus rigide est utilisé (un polystyrène de haute densité formé par moulage sous pression). Ce matériau rend possible la confection des maquettes ou modèles miniaturisés et hautement complexes.

Les modèles sont montés sur un bloc cylindrique ressemblant à un arbre (figure 2.3).

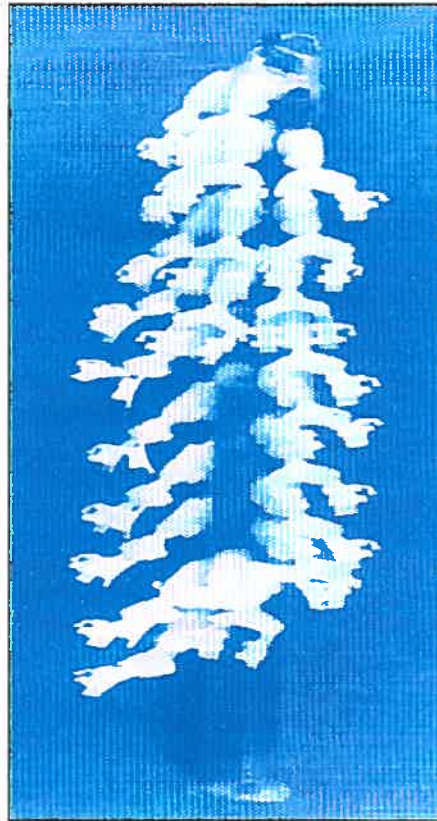


Figure 2.3: Patrons en polystyrène avant la mise en revêtement.

Tirée de Matasa (1996).

La mise en revêtement emploie une poudre réfractaire fine contenant de la silice. Une fois le polystyrène brûlé, les modèles sont remplacés par de l'acier liquéfié qui est forcé vers l'intérieur du moule. La mise en revêtement faite, les boîtiers sont alors séparés de la pièce d'acier en forme d'arbre (figure 2.4) puis dégrossis et polis. Contrairement aux boîtiers taillés ou forgés, les boîtiers coulés contiennent une certaine quantité de ferrite. La présence de ferrite et des inclusions diverses rendent les propriétés mécaniques de ces boîtiers variables, et généralement plus basses que celles des boîtiers taillés (Matasa, 1996).

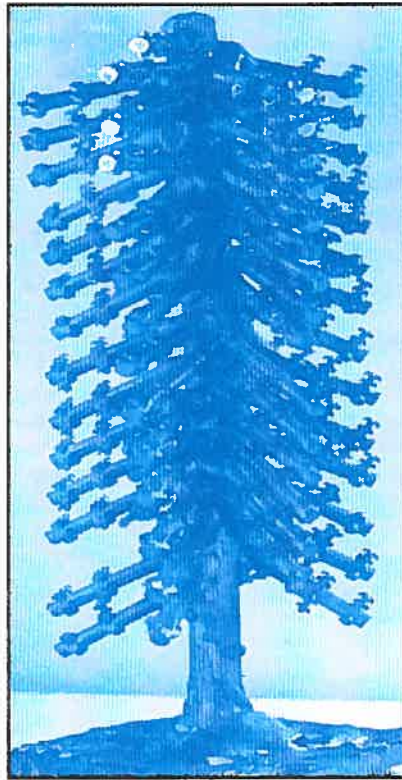


Figure 2.4: Boîtiers obtenus après la mise en revêtement.

Tirée de Matasa (1996).

C) Moulage par injection sous pression (*Metal Injection Molding* ou MIM)

La métallurgie fait partie des premières méthodes connues pour fabriquer des objets utiles, mais le moulage par injection sous pression est relativement nouveau. Les objets métalliques sont maintenant fabriqués de la même façon que le plastique, alors que dans le passé, le métal sous forme de poudre était chauffé et pressé dans une chambre à pression contrôlée. La fabrication des boîtiers métalliques miniatures devenait facile par ce procédé.

Le processus implique une “atomisation” de l’acier dans l’eau ou l’azote, qui n’altère pas la composition de l’alliage. Les particules obtenues dans l’eau ont

une forme irrégulière, alors que celles obtenues dans l'azote sont sphériques. La forme irrégulière des particules donne une meilleure cohésion, tandis que la forme sphérique donne une structure plus compacte, c'est-à-dire des produits finaux plus denses (Matasa, 1996). Les particules tamisées (les grains d'une taille de 5 microns) sont mélangées avec des lubrifiants (l'acide stéarique et ses sels et les cires synthétiques) et des polymères thermoplastiques (le polyéthylène), chauffées puis injectées dans des moules.

L'analogie avec les plastiques se termine à cette étape, car les approvisionnements MIM typiques sont dix fois moins visqueux et thermiquement plus conducteurs (Gasperovich, 1991). En d'autres termes, la coulée et la réfrigération simultanées dans les moules doivent être surveillées de très près, puisque des distorsions, des fissures et des vides peuvent se développer facilement. Les produits qui en résultent doivent être assez durs pour résister à des opérations subséquentes, la première étant le retrait du lubrifiant ou "debinding". Puisque tout dépôt contenant du carbone a des effets néfastes sur la résistance à la corrosion, les matériels organiques doivent être totalement brûlés (425°C ou 800°F) ou extraits avec un solvant.

L'étape suivante consiste à chauffer le produit obtenu à une température près et en dessous du point de fusion de l'alliage (ce processus est appelé "*sintering*"). La coalescence des particules est réalisée sous vide ou sous une atmosphère inerte (l'azote ou l'ammoniac dissocié) à une température de 1150-1260°C ou 2100-2300°F. Durant cette étape, une densité de 95% est obtenue et une contraction de 20% a lieu (figure 2.5). Lors du refroidissement, les carbures et les oxydes nitreux tendent à précipiter (corrosion intergranulaire), diminuant la résistance à la corrosion; et comme résultat, la trempe est souvent nécessaire.



Figure 2.5: Étapes d'un moulage par injection sous pression.

Tirée de Matasa (1996).

2.1.3 Bases des boîtiers

À part la gorge (*slot*) du boîtier, la base est la partie la plus importante pour le collage direct. Elle est composée d'une plaque munie d'un treillis métallique ou un élément permettant la rétention de l'adhésif. La base doit être reliée au corps par l'intermédiaire d'une soudure. Les matériaux précieux utilisés en soudure sont à base d'or ou d'argent. Durant plusieurs années, les manufacturiers utilisaient des produits de soudure à base d'argent, mais peu donnaient du succès. Ainsi, les bases soudées de cette manière se décollaient durant le traitement ou lors de la dépose des boîtiers, car les produits de soudure se dissolvaient dû à la corrosion galvanique qui avait lieu en présence d'un électrolyte (salive) à l'interface acier-alliage d'argent. Cependant, la "noblesse" de l'or cause une corrosion par filtration sélective de l'alliage vers la cavité buccale. Ce phénomène est nocif quand il s'agit du nickel. Or, on sait que le nickel est ajouté à l'alliage d'acier pour diminuer les dommages potentiels à ce dernier lorsqu'il est chauffé à haute température.

Le nickel fait baisser le point de fusion de l'alliage et par le fait même, réduit le risque de corrosion intergranulaire. Une addition de 20% de nickel réduit le

point de fusion de l'alliage de 100°C (Matasa, 1996). Ainsi, le point de fusion de l'or est de 1065°C, alors que celui d'un alliage d'or-nickel (81% Au) est de 950°C. Comme les manufacturiers réalisent que des alliages à base d'or ne sont pas satisfaisants, des alliages plus "nobles" ont été proposés : des alliages ayant 90% de palladium (Pd). Ces derniers peuvent aussi donner de la corrosion galvanique. La corrosion galvanique se définit comme étant un phénomène où lorsque deux métaux sont mis en contact, en présence d'un électrolyte, il y a un transfert d'électrons d'un métal vers un autre. L'ajout d'un métal à un alliage ne génère pas seulement de la corrosion galvanique et de la sensibilité augmentée chez les patients, mais s'avère techniquement difficile.

Les bases peuvent être fabriquées selon quatre façons différentes :

A) Bases avec treillis métalliques (*Mesh bases*)

Aujourd'hui, les bases préférées sont faites par laminage d'un treillis (100 ouvertures par pouce) à une plaque. Tout comme le corps du boîtier, la plaque et le treillis sont tous faits d'aciers inoxydables qui diffèrent en composition et en traitement. En d'autres mots, les boîtiers modernes sont composés d'au moins quatre alliages différents (treillis, plaque, corps du boîtier, soudure). D'autres variations utilisent des treillis traités (Optimesh™ de GAC) ou des treillis doubles (SuperMesh™ de GAC). Avec le regroupement de plusieurs alliages dans un environnement corrosif, le décollement du treillis ou de la base du corps du boîtier est commun (Matasa, 1996).

Le corps et la base sont assemblés un à la fois à l'aide d'une soudure électrique légère par point (*tack welding*), puis une pâte contenant un alliage à soudure est appliquée au joint. Les boîtiers sont alors chauffés dans un four à atmosphère réduite et ensuite, ils sont nettoyés pour enlever des excès et des impuretés, polis, inspectés puis emballés.

B) Bases microsablées (*Micro-etch bases*)

Introduite par GAC il y a plusieurs années, Microloc™ était la première base sans treillis. Soudée au corps du boîtier, elle est faite d'une plaque d'acier inoxydable mordancée ou microsablée. Moins populaire que la base avec treillis métallique, elle a tendance à emmagasiner des bulles d'air lors du collage (Maijer et Smith, 1981). Malgré ce "défaut", ce type de base est largement accepté, ouvrant la voie à des attaches monopieces.

C) Bases poreuses (*Porous bases*)

Le fait que des surfaces rugueuses ou poreuses peuvent procurer un collage acceptable a amené à la fabrication des bases recouvertes d'une couche de particules métalliques. Une telle couche poreuse peut être obtenue en pulvérisant ou en fusionnant une poudre métallique à la base, qui sera ensuite soudée au corps du boîtier. Alors que le concept semble intéressant, la commercialisation est empêchée par un manque de reproductibilité.

D) Bases intégrées (*Integral bases*)

Popularisée par Retief, Dreyer et Gavron (1970), la rétention dans le corps du boîtier a été commercialisée par Unitek, qui a brisé le soudage traditionnel. Les premiers boîtiers de ce type étaient fabriqués par taillage (base intégrée Dynalock™). Cet art nouveau était en vogue avec la demande des boîtiers aplatis (*low profile*), mais devait surmonter des problèmes de rétention, dus à la miniaturisation, où un grand nombre de sillons doit être taillé. Cette forme de rétention s'avérait insuffisante due à un manque de courbure de la base et d'une rétention inconsistante offerte par des rangées de sillons (figure 2.6). Il y a au moins quinze sortes de boîtiers avec bases intégrées, certaines sont faites par taillage, d'autres par coulée ou moulage par injection sous pression.

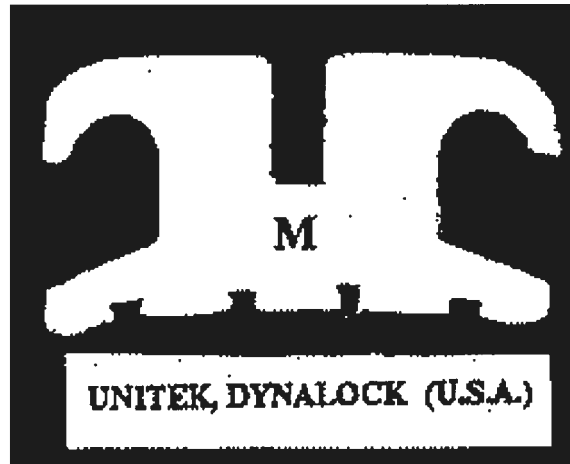


Figure 2.6: Boîtier Dynalock avec base intégrée. Tirée de Matasa (1995).

2.1.4 Compositions et propriétés mécaniques des boîtiers métalliques

Tous les aciers utilisés en orthodontie contiennent au moins 15% de chrome (tableau I). Dû à l'oxyde de chrome qui se forme à leurs surfaces, ces aciers sont inoxydables. Les métaux additionnels sont le nickel (jusqu'à 14%), le manganèse (jusqu'à 18%), le molybdène (jusqu'à 5%), le cuivre, le niobium, l'aluminium et le cobalt (Matasa, 1995). Les éléments non métalliques présents sont l'azote, le phosphore, le carbone et le soufre. Le carbone augmente la force de l'acier, mais abaisse la résistance de ce dernier à la corrosion. Le soufre rend le taillage plus facile, mais diminue substantiellement la force et la résistance à la corrosion (Matasa, 1995).

Parmi les aciers ayant les mêmes compositions, la meilleure résistance à l'attaque chimique provient de ceux ayant une seule phase. L'acier le plus homogène est l'acier austénitique. Il existe au moins trois autres familles d'aciers commercialement disponibles. Ces derniers sont classifiés selon leur

microstructure cristallographique comme ferritiques, martensitiques et austénitiques plus ferritiques. La plupart des métaux n'ont pas une microstructure homogène. Ils montrent des phases distinctes qui ont des limites définies. En métallurgie, ces structures sont mises en évidence par un polissage de la surface à un haut degré suivi d'une attaque chimique et d'une observation microscopique (Matasa, 1995). Le manque d'homogénéité mène à une différence de sensibilité à l'attaque chimique.

	Cr (%)	Ni (%)	C (%)
Ferritique	11,5-27	0	0,2 (max)
Austénitique	16-22	7-22	0,25
Martensitique	11,5-17	0-2,5	0,15-0,25

Tableau I: Les trois formes d'aciers inoxydables les plus utilisées en dentisterie. Tiré de Van Noort (1994).

Les aciers peuvent être durcis par écrouissage (*cold work*) ou par un traitement à la chaleur. La différence entre un alliage mou et traité est significative. La différence de force est exploitée en réalisant un taillage lorsque l'acier est encore mou, suivi d'un traitement thermique approprié. Le taillage est un processus de durcissement. Par conséquent, plus la réduction est grande (à partir d'un lingot à un petit boîtier), plus la force du produit final est grande et meilleure sera la résistance à la corrosion. L'écrouissage amène à des déformations plastiques. Un métal écroui acquiert une microstructure qui s'oppose à une déformation subséquente due à des dislocations déjà présentes dans les molécules de l'alliage. Plus l'écrouissage est fort, plus les dislocations moléculaires sont grandes. Comme ces dernières font bouger les molécules dans divers plans et directions, elles tendent à s'enchevêtrer. Le résultat est une résistance au mouvement ou à une force externe. Un stress

plus important est alors nécessaire pour produire un nouveau glissement moléculaire.

La force mécanique des boîtiers ne peut pas être mesurée facilement à cause de leur complexité et de leur taille. Cependant, il y a une propriété indirecte reliée à la force : la dureté (tableau II).

Dureté (BHN)	
Acier souple	170
Acier dur	250
Acier extra-dur	350

Tableau II : Dureté des aciers. Tiré de Van Noort (1994).

2.1.5 Boîtiers préencollés (*Adhesive Precoated*TM ou APCTM)

Dans un but de gagner du temps de collage direct à la chaise, les orthodontistes utilisent des boîtiers qui ont été préencollés (*Adhesive Precoated*TM ou APCTM) avec du matériel adhésif. L'adhésif utilisé sur des boîtiers préencollés est similaire en composition à celui utilisé avec des boîtiers vierges (une forme modifiée de TransbondTM XT). La différence réside essentiellement dans les pourcentages des particules de remplissage incorporées dans le matériau (Fredrick Bergstrand, communication personnelle, 2003). Selon Ash (1993), l'utilisation des boîtiers APCTM réduit le risque de contamination de surface et améliore la fiabilité d'un collage. Le but d'incorporer plus de particules de remplissage à l'adhésif utilisé est d'augmenter la viscosité permettant aux boîtiers de mieux adhérer à la surface de la dent lors de l'étape initiale de positionnement de ces boîtiers. Puisque les ingrédients restent les mêmes, le pourcentage de particules passe de 72%

(Transbond™ XT régulier) à 80%. Selon Bishara et al. (1997), cette différence de composition ne semble pas affecter la force d'adhésion.

Les boîtiers APC™ (3M/Unitek) sont fabriqués par un procédé de taillage (*milling*) à partir d'un bloc d'acier inoxydable. La base est composée d'un treillis métallique dont la grandeur des brins est de jauge 60 (figure 2.7). Il s'agit d'un treillis d'une seule épaisseur. Ce dernier est soudé à la base en ayant une orientation oblique par rapport aux surfaces externes du boîtier. La base elle-même est reliée au corps par une soudure.

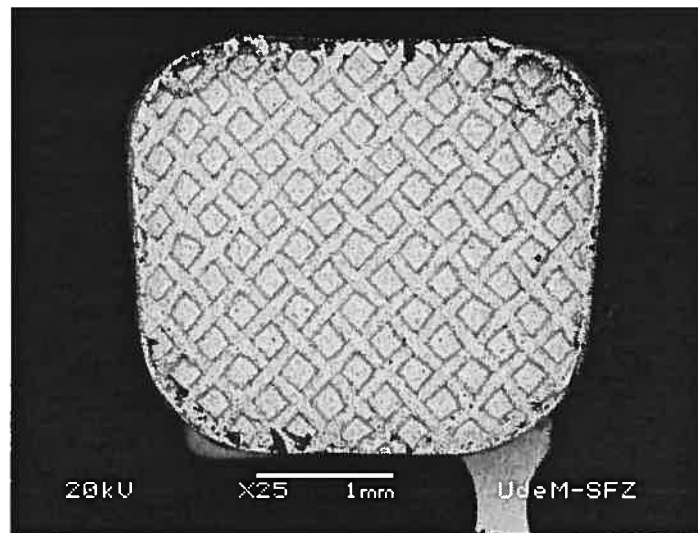


Figure 2.7: Image au microscope électronique à balayage (25X) du treillis de jauge 60 d'un boîtier APC™ (Courtoisie du Dr Antonio Nanci, U de M).

Les treillis de jauges 60, 80 et 100 ont des surfaces potentielles de collage différentes (figure 2.8). Selon Knox et al. (2000), un treillis de jauge 60 ($12,79 \pm 3,5$ MPa) donnait une force similaire à celui de jauge 80 lorsque utilisé avec Concise™, mais légèrement plus basse que celui de jauge 100. Cependant, avec Transbond™ XT, une base avec treillis de jauge 60 donnait une force significativement plus grande que celle avec treillis de jauge 100. Avec Right On™, les treillis de jauges 60 et 100 donnaient des forces similaires. Selon Wang et al. (2004), la taille et le dessin de la base influencent beaucoup la

force d'adhésion. Parmi les bases avec treillis, plus la distance entre les brins métalliques est grande, plus la force d'adhésion est meilleure (Wang et al., 2004).

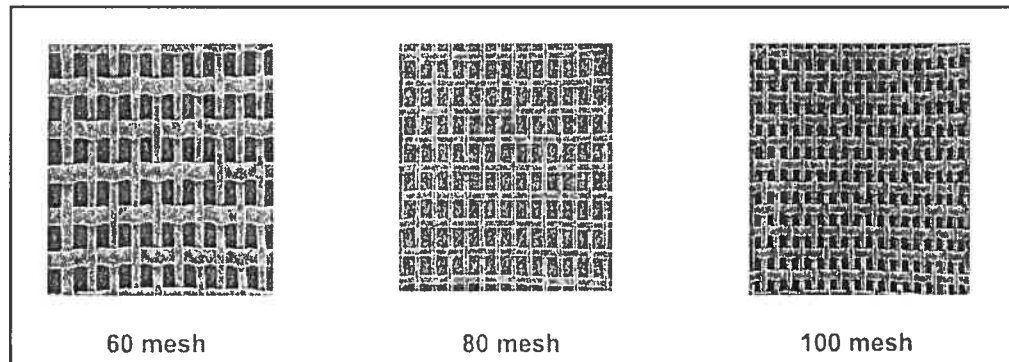


Figure 2.8: Treillis de jauges 60, 80 et 100. Tirée de Knox et al. (2000).

Cooper et al. (1992) mentionnaient les avantages suivants quant aux boîtiers APC™ :

1. une quantité et une qualité consistantes d'adhésif;
2. un excès réduit lors du collage;
3. une perte réduite d'adhésif lors du collage;
4. des sachets individuels aident à l'identification du boîtier et à l'orientation;
5. un meilleur contrôle de la contamination croisée.

2.1.6 Boîtiers céramiques

Les premiers boîtiers céramiques ont été introduits sur le marché au milieu des années 1980 (Britton et al., 1992; Gibbs, 1992). En 1987, plusieurs manufacturiers pouvaient offrir les boîtiers céramiques aux orthodontistes (Birnie, 1990). Ce nouveau matériau n'avait qu'un seul avantage majeur: l'esthétique. Les désavantages incluent la fragilité, le dommage à l'émail lors

du retrait des boîtiers et la grande friction durant les mécaniques de glissement (Bishara et Fehr, 1997; Omana, Moore et Bagby, 1992).

Plusieurs sortes de boîtiers céramiques sont maintenant disponibles. Certains boîtiers sont coulés et d'autres machinés. La céramique communément utilisée en orthodontie est faite d'oxyde d'alumine (Al_2O_3). L'oxyde de zirconium (ZrO_2) est un autre type de céramique qui a été utilisé. L'alumine est forte et offre à la fois une excellente résistance chimique et une bonne esthétique. Les désavantages incluent le manque de ductilité, le peu de résistance à la fracture, la dureté extrême et le processus de fabrication difficile et coûteux (Birnie, 1990).

2.1.6.1 Processus de fabrication

Deux types de céramiques de base sont disponibles: ce sont les céramiques polycristallines et monocristallines (Kusy, 1988; Birnie, 1990; Bishara et Fehr, 1997). Les boîtiers monocristallins sont faits d'alumine fondue (saphir synthétique) qui est refroidie lentement sous des conditions bien contrôlées pour produire de l'alumine monocristalline. Les boîtiers sont ensuite taillés et mis en forme à partir du bloc de cristal. Ce processus de fabrication est difficile et coûteux à cause de la dureté du matériau. Les boîtiers polycristallins sont faits de particules d'oxyde d'aluminium fusionnées. La première phase consiste en un malaxage des particules avec un agent de liaison pour former un mélange. Ce dernier est coulé selon la forme requise. Le matériau coulé est ensuite chauffé pour laisser dissiper l'agent de liaison et permettre aux particules d'aluminium de se fusionner. Ce processus est appelé *sintering* (utiliser la pression et la chaleur sous le point de fusion pour lier et fusionner partiellement les particules métalliques). Le matériau formé est taillé en boîtier, puis réchauffé pour enlever les imperfections de surface et relâcher les stress. Les désavantages de ce processus sont la présence des

imperfections structurelles et l'incorporation de petites quantités d'impuretés qui peuvent servir de zones propices à la propagation des fissures sous un stress. La méthode alternative est d'injecter l'alumine fondue dans un moule à boîtier afin de contourner l'étape de machinage (Swartz, 1988; Omana, Moore et Bagby, 1992; Birnie, 1990; Bishara et Fehr, 1997).

2.1.6.2. Propriétés de collage des boîtiers céramiques

Plusieurs études ont été réalisées sur les boîtiers céramiques pour analyser leurs propriétés de collage avec différents matériaux ou structures tels l'émail (Forsberg et Hagberg, 1992; Bishara, Fehr et Jakobsen, 1993; Viazis, Nakajima et Kleven, 1993; Martin et Garcia-Godoy, 1994), la résine composite (Kao et al., 1995; Chunchacheevachaloke et Tyas, 1997; Lai Woods et Tyas, 1999) et la porcelaine (Winchester, 1991; Bourke et Rock, 1999; Chung et al., 1999). Les études ont démontré que le collage des boîtiers céramiques à l'émail, utilisant un coupleur en silane, peut produire des forces d'adhésion jusqu'à 29 MPa. À cause des forces d'adhésion élevées, la dépose de ces boîtiers peut causer certains problèmes tels la fracture d'émail, les craquelures et l'irritation pulpaire (Ostertag et al., 1991; Bishara, Fehr et Jacobsen, 1993; Takla et Shivapuja, 1995; Nebbe et Stein, 1996; Chung et al., 1999; Bishara, 2000).

2.2 Collage direct

Le développement de la technique de mordantage à l'acide a amené le domaine du collage orthodontique dans une ère nouvelle (Buonocore, 1955). Buonocore utilisait de l'acide phosphorique 85% afin d'améliorer l'adhésion à l'émail. Cette technique a offert des améliorations importantes sur l'esthétique et l'hygiène, ainsi qu'une réduction significative du temps de chaise. D'autres avantages reliés à la technique de collage direct incluent la facilité de

manipulation, la diminution de l'inconfort au patient, l'élimination de la séparation des dents adjacentes, la diminution de l'irritation tissulaire, la possibilité de coller aux dents n'ayant pas ou n'ayant que partiellement fait éruption et l'élimination de la fermeture des espaces résiduels laissés par des bagues (Reynolds, 1975). Les désavantages de cette technique incluent les dommages à l'émail, la surface réduite pour la rétention des boîtiers et la protection réduite contre les caries interproximales comparée à celle fournie par une bague bien cimentée (Reynolds, 1975).

Le collage des boîtiers orthodontiques est réalisé par un blocage mécanique de l'adhésif aux irrégularités de la surface de l'émail et par, tantôt des liens mécaniques dans la base du boîtier, tantôt par des liens chimiques. Trois composantes sont importantes dans le processus de collage: la surface dentaire et sa préparation, la base du boîtier et l'adhésif lui-même (Proffit, 1999). La préparation de surface consiste à enlever des contaminants de la surface de l'émail et créer des surfaces propices au collage. Suite à la prophylaxie, la surface est traitée par l'acide phosphorique non tamponné (35-50%) pendant 20 à 30 secondes dans le but d'enlever une très petite quantité d'émail. Ce traitement ouvre les pores en dedans et autour des prismes d'émail permettant ainsi à l'adhésif de pénétrer à la surface de l'émail.

La base du boîtier est fabriquée de façon à créer des liens mécaniques entre l'adhésif et le boîtier (Proffit, 1999). La base du boîtier céramique, quant à elle, peut être fabriquée pour donner des liens mécaniques ou chimiques. Selon Proffit (1999), puisque la force des liens chimiques est parfois assez élevée pour amener des dommages à l'émail lors du retrait des boîtiers, une rétention mécanique est maintenant préférée.

2.3 Adhésion

L'**adhésion** peut être définie comme une force d'attraction entre les molécules des matériaux différents lorsque leurs surfaces sont en contact intime (Van Noort, 1994). L'adhésion est distincte de la **cohésion** qui est une attraction entre les molécules ou les atomes similaires dans une même substance. L'adhésion mécanique diffère de l'adhésion véritable, puisque l'attraction moléculaire n'est pas requise. Les forces d'attraction moléculaire impliquées dans l'adhésion peuvent être soit physiques, soit chimiques. Les forces physiques incluent les forces de Van der Waals qui résultent principalement des forces d'attraction entre les atomes et les molécules, et des forces par liaison hydrogène (figure 2.9 A). La liaison hydrogène vient d'une interaction spéciale de type dipôle-dipôle entre les molécules. Ce type de liaison est présent dans des matériaux de collage tels les groupes hydroxyles (OH) et carboxyles (COOH). Les forces chimiques viennent principalement des liaisons ioniques, covalentes et métalliques (figure 2.9 B, C et D). Elles sont beaucoup plus fortes que les forces physiques (Buonocore, 1975).

Une des exigences importantes pour l'adhésion est que la surface à coller soit propre et sèche. Cette surface donne à la résine adhésive la meilleure chance possible de créer une liaison avec le substrat. Tout contaminant diminue la force de liaison puisque le contaminant lui-même est faiblement collé à la surface et va empêcher l'adhésion de se faire. Les facteurs principaux qui influencent l'adhésion sont : la mouillabilité du substrat par l'adhésif, la viscosité de l'adhésif et la morphologie ou la rugosité de surface du substrat (Van Noort, 1994).

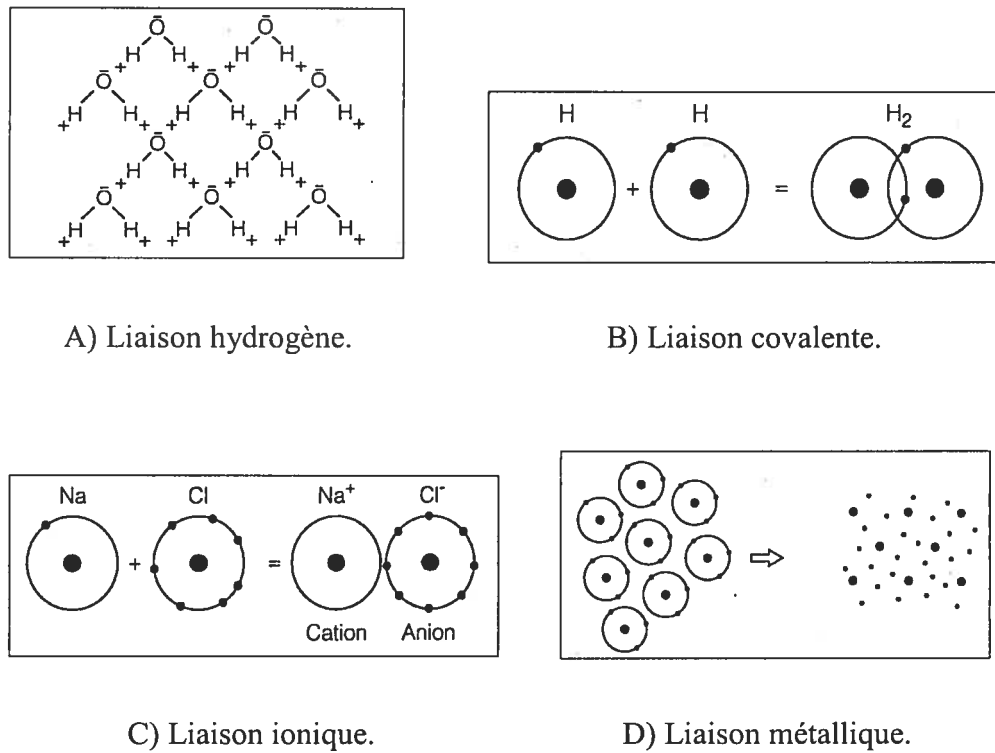


Figure 2.9: Les liaisons hydrogène, covalente, ionique et métalliques.

Tirée de Van Noort (1994).

Les facteurs promouvant l'adhésion aux surfaces de la dent incluent un angle de contact petit entre l'adhésif et le substrat, une bonne mouillabilité et une viscosité basse. La nature et les conditions des surfaces en contact sont importantes, puisque les imperfections de surface, même au niveau moléculaire, influencent le degré d'adhésion (Buonocore, 1975). Une surface irrégulière donne une plus grande superficie pour le collage et crée des zones de rétention mécanique plus importantes, mais des surfaces lisses vont adhérer les unes aux autres plus rapidement.

La mouillabilité du matériau est liée à l'habileté de ce dernier à établir des contacts étroits. Ces contacts étroits peuvent être mesurés par l'angle de contact entre deux matériaux (figure 2.10). Un angle de contact de zéro degré illustre une mouillabilité parfaite, indiquant que des molécules d'adhésif sont attirées aux molécules du substrat par des forces plus grandes que celles exercées entre elles (Reynolds, 1979).

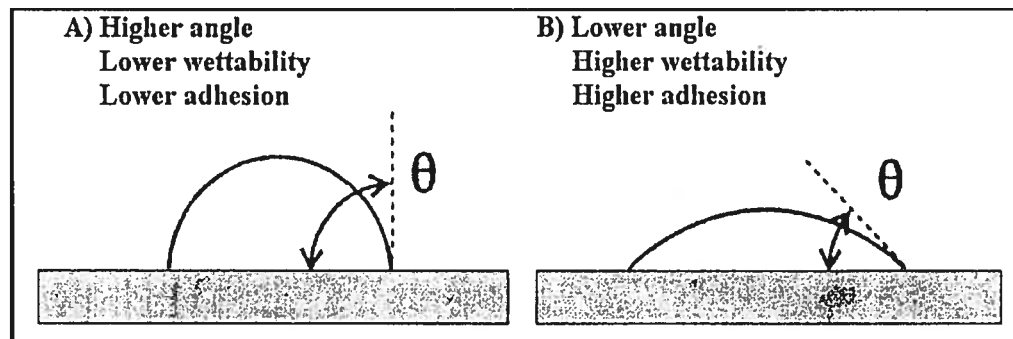


Figure 2.10: Angles de contact, mouillabilité et adhésion.

Tirée de Darvell (1998).

Selon la figure 2.10, l'adhésif à gauche (A) a une force d'attraction vers le substrat plus basse que celle à droite (B). Ce dernier (B) a potentiellement une adhésion plus importante que celui de gauche (A). Les forces d'adhésion résultant d'un bon mouillage et d'un angle de contact petit sont habituellement extrêmement fortes (Buonocore, 1975).

La viscosité est aussi une considération importante puisque cette dernière interfère avec l'établissement d'un mouillage maximal, malgré une attraction importante entre l'adhésif et le substrat. L'adhésif doit "couler" facilement sur la surface afin de prévenir l'incorporation des bulles d'air. Également, un adhésif visqueux n'arrivera pas à atteindre des petites zones de rétention avant la prise (figure 2.11).

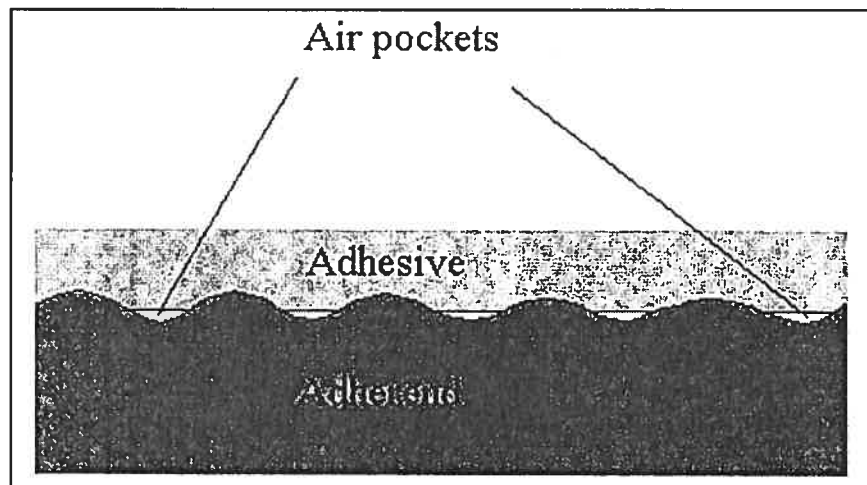


Figure 2.11: Bulles d'air emprisonnés entre la résine adhesive et le substrat.
Tirée de Combe, Burke et Douglas (1999).

Un échec de collage peut alors avoir lieu comme un échec au niveau de l'adhésif, un échec de cohésion ou une combinaison des deux (figure 2.12). Des échecs au niveau de l'adhésif surviennent lorsque l'adhésif est déplacé du substrat, alors que des échecs de cohésion peuvent survenir quand le substrat ou l'adhésif fracture (Combe, Burke et Douglas, 1999).

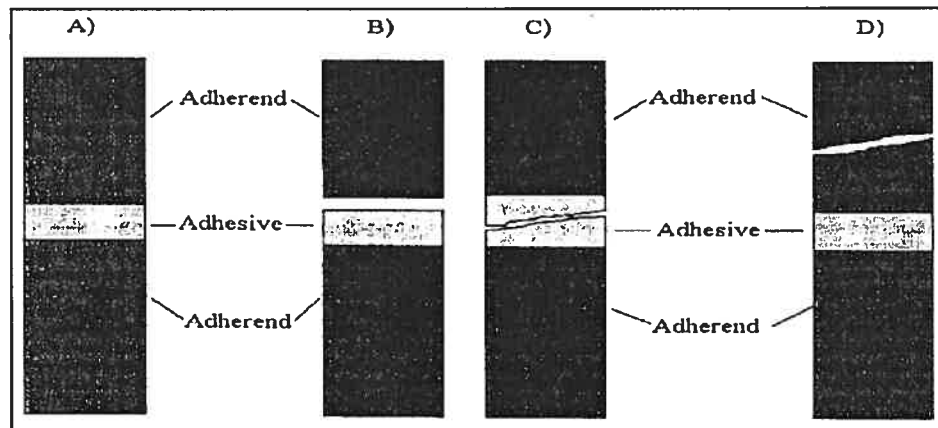


Figure 2.12: Échecs de collage: A) spécimen intact; B) défaut au niveau de l'adhésif; C) défaut de cohésion de l'adhésif; D) défaut de cohésion du substrat. Tirée de Combe, Burke et Douglas (1999).

2.4 Matériaux de collage

Selon Proffit (1999), un bon matériau de collage doit être dimensionnellement stable. La stabilité peut être obtenue en utilisant des matériaux ayant une basse contraction de polymérisation et un coefficient d'expansion thermique petit. Les matériaux doivent être assez fluides pour pouvoir pénétrer la surface de l'émail et avoir une force de cohésion excellente et être facile à utiliser en clinique.

Deux types de résines adhésives sont utilisés couramment en orthodontie: les matériaux en ionomère de verre et les résines diacryliques. Les liaisons croisées (cross-linking) des molécules de la résine diacrylique, combinées aux matériaux de remplissage, donnent à cette résine une plus grande force et une plus petite contraction de polymérisation (Gorelick et al., 1978; Phillips, 1982). Lorsque des boîtiers métalliques étaient utilisés, certains auteurs avaient trouvé que des résines diacryliques à haute teneur en particules donnaient la plus grande force (Zachrisson et al., 1978; Buzzitta et al., 1982; Faust et al., 1978).

Les ciments en ionomère de verre (CIV) furent introduits en dentisterie de restauration il y a trente ans (Wilson et Kent, 1972) et leur utilisation en orthodontie date de 1986 (White LW, 1986; Tavas et Salem, 1990; Cook, Luther et Youngson, 1996). Les CIV ont une réaction de polymérisation de type acide-base (Combe, Burke et Douglas, 1999). La poudre est un mélange de verres $Al_2O_3-CaF_2-SiO_2$ et le liquide est un polyacide (figure 2.13). Les autres éléments incluent l'acide itaconique qui aide à prévenir l'épaississement du liquide et l'acide tartarique qui accélère la prise lors du malaxage (Darvell, 1998; Combe, Burke et Douglas, 1999). Le fluor est aussi additionné par le manufacturier.

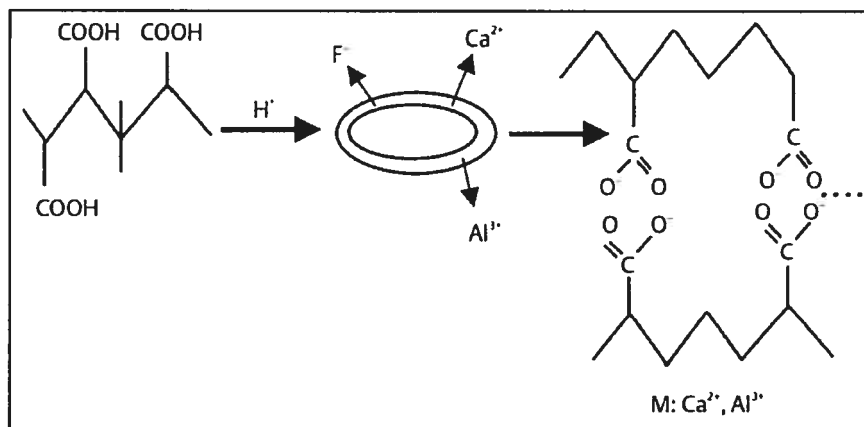


Figure 2.13: Les étapes de la réaction de prise d'un ciment en ionomère de verre. Tirée de Brantley et Eliades (2001).

Avec des boîtiers métalliques, les CIV fournissent des forces d'adhésion plus basses que des adhésifs en résines composites (Rezk-Lega et Ogaard, 1991; Miguel, Almeida et Chevitarase, 1995; Powers, Kim et Turner, 1997). Rezk-Lega et Ogaard (1991) trouvaient que les CIV donnaient des forces d'adhésion significativement plus basses (0,34 à 1,34 MPa) que les composites (9,68 MPa) après 24 heures. Miguel, Almeida et Chevitarase (1995) ont rapporté que le taux d'échec de collage avec les résines composites était statistiquement plus bas (7,96%) que celui avec les CIV (50,89%) sur une période de 12 mois.

Les ciments en ionomère de verre modifié à la résine (CIVMR) représentent un autre groupe de CIV. Ils étaient développés dans le but de surmonter les problèmes associés au ciment original comme le temps de travail court, le temps de prise long, la solubilité dans l'environnement oral et la friabilité (Combe, Burke et Douglas, 1999). Les CIVMR présentent des propriétés mécaniques supérieures à celles des CIV conventionnels (Cattani-Lorente et al., 1999). Les CIVMR partagent la même réaction acido-basique entre la poudre de verre et un acide polyacrylique que les CIV, mais contiennent une résine polymérisable comme l'acide hydroxyéthyl-méthacrylate (HEMA)

(figure 2.14) et un activateur photosensible comme la camphoroquinone. Plusieurs avantages de ce système incluent le temps de travail long, le relâchement de fluor similaire au CIV conventionnel et les propriétés mécaniques améliorées, spécialement la force de tension (Combe, Burke et Douglas, 1999).

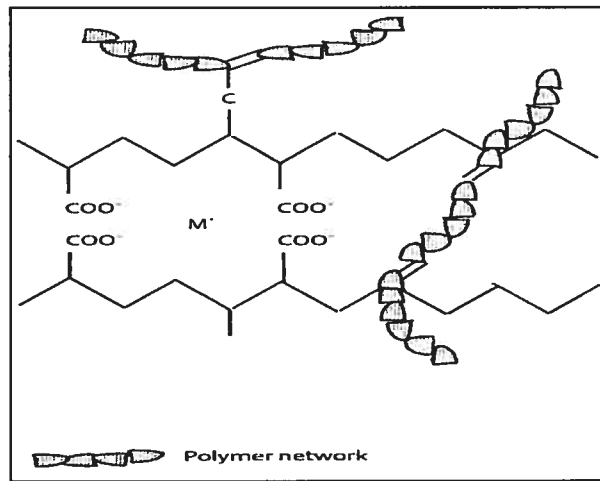


Figure 2.14: Illustration schématique de la structure d'un ciment en ionomère de verre modifié à la résine. Tirée de Brantley et Eliades (2001).

Les CIVMR montraient, in vitro, des forces d'adhésion significativement plus basses que les résines composites (Rezk-Lega et Ogaard, 1991; Meehan, Foley et Mamandras, 1999).

Le deuxième type d'adhésif est la résine diacrylique ou résine composite. Les matériaux en résine composite étaient développés au début des années 1970. Ils avaient une faible teneur en particules et se polymérisaient chimiquement (Combe, Burke et Douglas, 1999). Les adhésifs en résine composite étaient formés de particules de verre et de monomères diméthacryliques (Powers, Kim et Turner, 1997), avec des pourcentages de particules allant de 28% (basse teneur en particules) par poids de verre à 60-80% (haute teneur en particules). Ostertag et al. (1991) avaient trouvé que les adhésifs à haute teneur en particules donnaient des forces d'adhésion plus importantes que

ceux à 30% ou 55%. Les matériaux disponibles peuvent être classifiés selon leur mode de polymérisation qui peut être obtenu par lumière visible, par processus chimique ou par une combinaison des deux (Combe, Burke et Douglas, 1999). Des études *in vitro* ont démontré que les forces d'adhésion des résines composites ne sont pas affectées par le mécanisme de polymérisation (Joseph et Rossouw, 1990; Chaconas, Caputo et Niu, 1991; Kao et al., 1995; Powers, Kim et Turner, 1997; Lai, Woods et Tyas, 1999). Puisque les adhésifs en résine composite possèdent plusieurs propriétés idéales telles une basse solubilité en milieu buccal et une bonne résistance à la compression et à la tension (Combe, Burke et Douglas, 1999), ils paraissent idéals pour le collage des boîtiers orthodontiques.

2.4.1 Composition du Transbond™ XT (3M/Unitek, Monrovia, CA)

Ingrédients	% en poids
Silice de quartz	72-78
BiphénoI A diglycidyl éther diméthacrylique	10-18
BiphénoI A bis(2-hydroxyéthyl éther) diméthacrylique	6-12
Dichlorodiméthylsilane	< 5
Méthacryloxypropyltriméthoxysilane	< 5
Camphoroquinone-DL	< 5
2,6-di-tert-butyl-p-crésol	< 1
Triéthylèneglycol diméthacrylique	< 1

Tableau III: Composition du Transbond™ XT (3M/Unitek).

2.5 Forces d'adhésion

2.5.1 Protocole de test pour les forces d'adhésion

Les tests pour évaluer la force d'adhésion sont faits normalement en tension, en cisaillement ou en torsion (Katona, 1997). Les protocoles de tests les plus populaires sont les études en tension et en cisaillement. Dans les tests de tension, la force est appliquée de façon perpendiculaire à la surface du ciment et le boîtier est tiré perpendiculairement du substrat (Powers, Kim et Turner, 1997); dans les tests de cisaillement, la force est appliquée dans le même plan que la surface du ciment (Thomas, de Rijk et Evans, 1999). Il est impossible d'appliquer une force de cisaillement pure au boîtier à cause d'un incontournable moment de pliage. Plus la force appliquée est loin de la dent, plus grand sera le moment (Katona, 1994). Lorsque la force est appliquée dans le plan de l'interface de collage et proche de la surface de la dent, elle est appelée force de déchirement ou de cisaillement. Une charge en torsion est moins favorable, due à la difficulté de mesurer avec l'appareil. Les forces en torsion sont exprimées en N/m (Newton/mètre), alors que celles en tension et en cisaillement sont exprimées en MPa (méga Pascal). Puisque les unités de mesure sont différentes, les comparaisons sont difficiles entre les forces de torsion et de cisaillement ou de tension (Katona, 1997). Il n'y a pas de consensus sur un test qui représente réellement une situation clinique (Katona et Moore, 1994). Retief (1991) a conclu que, à cause des grandes variations entre les méthodologies de recherche, les résultats obtenus des différents laboratoires ne peuvent pas être comparés et les tests ne peuvent pas être extrapolés aux situations cliniques. Malgré cette limitation, ils servent à trier les produits et nous donnent de bonnes informations sur ces derniers.

Plusieurs variables impliquées dans les tests - comme la préparation de la surface de la dent, le type d'adhésif, les matériaux formant le boîtier, le dessin

de la base du boîtier, le temps de rangement et les conditions avant les tests, la charge et la direction de force (Fox, McCabe et Buckley, 1994; Katona et Moore, 1994) - sont fréquemment négligées, en plus de l'uniformité et de l'épaisseur du matériau, de l'endroit et de la méthode d'application de la force et de l'alignement du spécimen qui ne sont pas souvent contrôlés (Katona, 1997; Thomas, de Rijk et Evans, 1999). Cette variabilité rend les comparaisons très difficiles entre les études (Katona, 1994; Katona et Moore, 1994; Katona, 1997). Pour des raisons pratiques, les mesures traditionnelles de la force d'adhésion (force maximale à la fracture/surface de la colle) demeurent des moyens raisonnables pour comparer les différents systèmes de collage (Katona et Moore, 1997).

2.5.2 Forces d'adhésion recommandées en orthodontie

Des cliniciens sont intéressés à déterminer le niveau auquel la force d'adhésion deviendrait trop faible pour pouvoir résister à des forces habituellement appliquées au cours d'un traitement orthodontique. La force nécessaire pour décoller un boîtier est difficile à mesurer cliniquement de façon précise à cause des multiples composantes de stress. Les forces de déchirement, de cisaillement, de torsion et de tension doivent être considérées dans l'évaluation de la force clinique minimale requise en orthodontie. Reynolds (1979) avait suggéré qu'une force minimale de 5,9 à 7,8 MPa serait suffisante pour les besoins de l'orthodontie. Il avait aussi rapporté des succès cliniques même avec des adhésifs qui donnaient une force *in vitro* de 4,9 MPa seulement.

Selon Bergstrand (2003), une force de 5 à 7 MPa suffit amplement au besoin de collage orthodontique. Selon Reynolds (1979), une valeur de 60-80 kg/cm² (5,9 à 7,8 MPa) est une force de tension raisonnable en orthodontie. Subséquemment, plusieurs auteurs utilisaient "la valeur minimale raisonnable" suggérée par Reynolds comme guide (Whitlock III et al., 1994;

Bourke et Rock, 1999; Lai, Woods et Tyas, 1999). Selon Katona et Moore (1994), il n'y a aucun consensus sur les forces d'adhésion *in vitro* minimum ou maximum nécessaires pour prédire un succès clinique. Retief (1974) avait montré que la fracture d'émail peut avoir lieu même avec des forces aussi basses que 8 MPa, dépendant du montage du test et aussi de l'intégrité de l'émail.

Bishara et al. (1997), dans leur étude comparative entre la force des boîtiers préencollés et réguliers, avaient trouvé des forces variant de 5,4 à 12,7 MPa. Selon eux, ces forces sont amplement suffisantes pour avoir des succès cliniques. Le travail de Retief (1974) sur les échecs de collage montrait que des fractures d'émail peuvent survenir en présence des forces d'adhésion aussi basses que 13,5 MPa. Cette force est comparable à la force de tension linéaire moyenne de l'émail (14,5 MPa) rapportée par Bowen et Rodriguez en 1962 (Bowen et Rodriguez, 1962). Même si l'émail peut résister à des forces plus importantes durant le retrait des boîtiers, Retief (1974) avait suggéré d'éviter des systèmes de collage (boîtier-conditionneur-adhésif) qui donneraient des forces significativement plus grandes que 13,5 MPa.

2.6 Collage aux différents matériaux

2.6.1 Émail

Le type de dent (incisive, molaire) a un effet significatif sur la force d'adhésion. Hobson et al. (2001) ont trouvé que, lorsqu'ils utilisaient des boîtiers en acier inoxydable collés avec de la résine composite, les forces d'adhésion se différencient grandement et dépendamment de la localisation de chaque dent dans la cavité buccale. La force moyenne la plus haute se trouvait sur les premières molaires inférieures, tandis que sur les premières

molaires supérieures, elle est plus basse. Les dents antérieures du maxillaire donnaient une force d'adhésion plus importante que les postérieures, le contraire étant vrai à la mandibule. Les forces étaient similaires au niveau des premières prémolaires, mais des différences significatives ont été trouvées entre les deuxièmes prémolaires maxillaires et mandibulaires, où les deuxièmes prémolaires supérieures avaient des forces d'adhésion plus faibles.

Un essai clinique a également démontré que les taux d'échec de collage dépendaient hautement de la position dentaire, avec les deuxièmes prémolaires montrant le plus haut taux d'échec (Kinch, 1988). Les prémolaires montraient des patrons d'échec variés, dépendant du quadrant et de la durée de mordançage utilisés.

Joseph et Rossouw (1990) évaluaient les forces d'adhésion de deux types de boîtiers (métallique et céramique) à l'émail mordancé utilisant deux adhésifs différents (une résine photopolymérisable, Heliostat™ et une résine autopolymérisable, Concise™) et ont trouvé que les forces d'adhésion étaient plus élevées avec les boîtiers céramiques. Les forces moyennes étaient de 24,25 et 28,27 MPa pour les boîtiers céramiques utilisant des adhésifs photopolymérisable et autopolymérisable respectivement et celles des boîtiers métalliques étaient de 17,80 et 17,34 MPa respectivement. Cependant, Lai, Woods et Tyas (1999) évaluaient les forces des résines composites avec des boîtiers métalliques et céramiques utilisant différents types d'adhésifs (photopolymérisable, autopolymérisable et CIVMR) et ont trouvé que les forces étaient généralement plus élevées (0-50%) avec des boîtiers métalliques.

Haydar, Sartkaya et Cehreli (1999) évaluaient les forces d'adhésion d'une résine composite photopolymérisable (Transilluminate™, Ortho Organizers), d'un ionomère de verre photopolymérisable (Fuji Ortho™ LC, GC Corp.) et d'un compomère photopolymérisable (Compoglass™, Vivadent Dental) avec

des boîtiers métalliques (Omni Arch™, GAC) et céramiques (Allure™ IX, GAC). Ils ont trouvé que les forces étaient plus élevées avec des boîtiers en céramique avec les trois types d'adhésifs. Les forces variaient de 8,39 à 20,17 MPa pour les boîtiers céramiques et de 4,32 à 7,06 MPa pour ceux en métal.

Forsberg et Hagberg (1992) évaluaient les forces de cisaillement de deux types de boîtiers (métalliques et céramiques) collés à l'émail mordancé avec une résine composite (Unite™, 3M/Unitek). Les boîtiers céramiques montraient des forces plus élevées (17,8 à 22,3 MPa) que les boîtiers métalliques (8,4 MPa). Certains auteurs ont trouvé que les boîtiers céramiques avec une adhésion chimique procuraient des forces plus élevées que des boîtiers métalliques ou céramiques avec rétention mécanique; mais il n'y avait pas de différence significative dans la force de rétention mécanique entre ces boîtiers (Viazis, Cavanaugh et Bevis, 1990; Wang, Meng et Tarnng, 1997).

2.6.2 Composite

Peu d'articles sont disponibles sur le collage des boîtiers orthodontiques aux surfaces en résine composite. Avec les utilisations grandissantes des résines composites en dentisterie ces dernières années, il est important d'évaluer les forces d'adhésion à de telles surfaces.

Lai, Woods et Tyas (1999) ont évalué les forces d'adhésion des boîtiers orthodontiques aux surfaces en résine composite. Dans leur étude *in vitro*, ils comparaient les forces de cisaillement de deux types de boîtiers métalliques (Victory™ et Optimesh™), d'un type de boîtier céramique (Transcend™) et d'un type de boîtier en plastique (Spirit™ MB) à la résine composite, utilisant soit un CIVMR photopolymérisable (Fuji Ortho™ LC), soit un composite autopolymérisable (System 1+) ou un composite photopolymérisable (Transbond™ XT). La moitié des vingt-deux échantillons de chaque groupe était thermocyclée. Les résultats ont montré des différences significatives dans

les forces de cisaillement des différentes variétés de boîtiers. Les boîtiers métalliques avaient généralement des forces plus grandes (10,4-30,1 MPa) que ceux en céramique (10,0-17,2 MPa) et en plastique (3,06-10,9 MPa). Tous les groupes montraient des forces moyennes cliniquement acceptables (plus grandes que 6 MPa), excepté les groupes Spirit™ MB-System 1+ après thermocyclage (4,09 MPa) et Spirit™ MB-System 1+ sans thermocyclage (3,06 MPa). Après thermocyclage, les groupes Optimesh-Transbond™ XT (26,8 MPa) et Victory™-System 1+ (24,4 MPa) montraient des forces significativement plus élevées que les autres groupes. Les forces d'adhésion n'étaient pas influencées par les divers systèmes de collage pour un type de boîtiers donné. Lai, Wood et Tyas (1999) ont également trouvé que des surfaces en résine composite étaient endommagées dans la plupart des cas. La majorité des groupes n'était pas affectée par le thermocyclage.

Chunhacheevachaloke et Tyas (1997) ont évalué les forces in vitro des boîtiers céramiques collés aux surfaces en composite. Deux types de boîtiers céramiques (monocristallins et polycristallins) étaient collés sur des disques en composite (lisses et rugueux) à l'aide d'un adhésif photopolymérisable (Transbond™). Aucune différence significative n'avait été trouvée entre les quatre groupes expérimentaux. La force moyenne variait de 17,1 à 19,2 MPa. Les résultats montraient également un haut taux de dommage à la résine composite lors du retrait des boîtiers.

Dans le même ordre d'idée, Newman, Dressler et Genadier (1984) ont trouvé que des boîtiers (métalliques et céramiques) collés sur des surfaces en résine composite étaient aussi efficaces que sur l'émail mordancé. Il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre les groupes expérimentaux (résine composite de restauration) et les groupes contrôles (émail mordancé).

2.6.3 Métal

Zachrisson, Zachrisson et Buyukyilmaz (1995) ont comparé les forces de tension *in vitro* des boîtiers orthodontiques collés à l'amalgame suivant deux traitements de surfaces différents (fraise diamantée versus microsablage) avec différents systèmes d'adhésifs. Les résultats ont montré que les forces d'adhésion sont significativement plus basses avec l'amalgame (3,4 à 6,4 MPa) qu'avec l'émail (13,2 MPa). Le microsablage était plus efficace que le traitement à la fraise diamantée, mais la différence n'était pas statistiquement significative.

Gross, Foley et Mamandras (1997) ont testé les forces des boîtiers métalliques collés à l'amalgame avec différents systèmes de résines (Concise™ de 3M/Unitek et C&B Metabond™ de Parkell) et deux types de préparations de surfaces (microsablage et microsablage suivi d'un traitement au Adlloy™). Adlloy™ est un alliage liquide fait d'étain et de gallium qui altère la surface des restaurations en métaux précieux pour améliorer le collage avec des adhésifs dentaires. Il n'y avait pas de différence dans les forces d'adhésion entre les deux types de préparations de surface avec Concise™; les forces variaient de 4,15 à 4,53 MPa. Les résultats montraient une différence significative avec C&B Metabond™; la force moyenne des boîtiers collés sur une surface microsablée était de 8,43 MPa et celle des boîtiers collés sur une surface traitée par microsablage suivi d'Adlloy™ était de 13,19 MPa.

Buyukyilmaz, Zachrisson et Zachrisson (1995) ont étudié les forces d'adhésion des boîtiers métalliques à un alliage d'or utilisant deux types d'adhésifs et deux préparations de surfaces différentes. Les deux types d'adhésifs étaient Concise™ (3M/Unitek) et Superbond™ C&B (Sun Medical Co.). Les préparations de surface consistaient en un microsablage, ou en un microsablage plus un électroplaquage à l'étain, ou encore en un traitement avec fraise diamantée. Les résultats ont démontré qu'avec Concise™, les

préparations de surface ne donnaient aucune différence significative et que les forces d'adhésion variaient de 3,0 à 5,4 MPa. Lorsque Superbond™ C&B était utilisé, les forces étaient significativement plus élevées chez les groupes avec des surfaces microsablées (avec ou sans l'électroplaquage à l'étain). Les forces variaient de 17,1 à 19,6 MPa, comparées à 9,6 MPa chez les groupes avec des surfaces traitées avec une fraise diamantée.

Nollie, Foley et McConnell (1997) ont trouvé que des boîtiers collés à une surface d'or microsablée (3,36 MPa) ou de l'or traité avec Adlloy™ (6,86 MPa) ont des forces inférieures à ceux collés sur l'émail mordancé (11,18 MPa).

2.6.4 Porcelaine

Plusieurs auteurs ont étudié le collage des boîtiers orthodontiques à la porcelaine dentaire. Les traitements de surface pour accroître la rétention mécanique incluent l'abrasion avec des instruments rotatifs, le mordantage à l'acide et l'abrasion à air (Nebbe et Stein, 1996; Zachrisson, Zachrisson et Buyukyilmaz, 1996; Bourke et Rock, 1999; Chung et al., 1999). Conditionner la surface de la porcelaine avec des silanes est la seule méthode chimique utilisée actuellement.

Un dépolissage n'est pas nécessaire pour avoir des forces adéquates (Nebbe et Stein, 1996; Bourke et Rock, 1999). Nebbe et Stein (1996) ont conclu que le dépolissage n'augmentait pas de façon substantielle la microrétention mécanique. Selon Bourke et Rock (1999), l'utilisation de l'acide fluorhydrique avant le collage n'était pas nécessaire et que le meilleur régime pour coller des boîtiers à la porcelaine était d'appliquer l'acide phosphorique 37% pendant 60 secondes sur la surface (pour enlever des contaminants de surface qui empêcheraient le silane de coller) et ensuite, conditionner avec du silane précédant le collage. La réparation de la porcelaine endommagée a été

étudiée par Kao, Boltz et Johnston (1988) et par Smith, McInnes-Ledoux, Ledoux et Weinberg (1988). Woods et al. (1986) ont trouvé que l'ajout d'un conditionneur et l'utilisation d'une résine à haute teneur en particules sur de la porcelaine rugueuse font augmenter les forces d'adhésion, mais produisent un dommage plus important à la porcelaine lors du retrait des boîtiers. Il était aussi suggéré que l'utilisation d'une résine à haute teneur en particules sur de la porcelaine lisse, intacte et sans l'aide d'un conditionneur, peut procurer une force d'adhésion cliniquement suffisante.

Plusieurs études ont démontré que l'utilisation de silane améliore significativement la force d'adhésion des boîtiers à la porcelaine (Wood et al., 1986; Whitlock III et al., 1994; Zachisson, Zachrisson et Buyukyilmaz, 1996; Bourke et Rock, 1999; Chung et al., 1999). Cependant, Cochran et al. (1997) ont conclu que le silane n'était pas nécessaire pour obtenir des forces cliniquement acceptables (6,5 MPa – 17,8 MPa) et l'incidence de dommage à la porcelaine était réduite.

2.7 Mordançage à l'acide

À cause du grand nombre d'étapes nécessaires pour réaliser un collage des boîtiers orthodontiques, plusieurs variables peuvent contribuer à en améliorer ou à en diminuer le taux de succès. Chacune des étapes doit être une réussite permettant de faire un lien avec l'étape suivante. La première étape, un bon mordançage de l'émail, est d'une importance primordiale. La façon dont l'émail est mordançé a subi plusieurs changements, soit dans les matériaux, soit dans la technique depuis Buonocore en 1955 (Buonocore, 1955). Plusieurs acides ont été utilisés à différentes concentrations avec des durées de mordançage différentes, dans l'espoir d'obtenir un meilleur collage avec un minimum de temps requis.

Les matériels et techniques utilisés pour mordancer l'émail ne représentent que la moitié de l'équation. La surface dentaire, ou l'émail, n'est pas constante chez tous les patients. L'exposition des dents au fluor durant leur développement est un phénomène bien connu réduisant les caries et le taux de succès du collage en diminuant la solubilité de l'émail (Ericsson, 1950; Lee, 1972). La structure de la surface de l'émail varie également selon l'emplacement dans l'arcade dentaire.

2.7.1 Revue de mordançage à l'acide

L'émail, sans préparation, est un substrat fait de matière inorganique recouvert par une pellicule organique, ayant une réaction de surface très basse en bouche (Gwinnett, 1981). L'adhésion est donc très difficile sur de l'émail non traité, car son énergie de surface est basse. Le traitement de la surface de l'émail avec un acide a été reconnu comme une méthode pour accroître l'énergie de surface. Le mordançage à l'acide sert à dissoudre du vieil émail et à enlever la pellicule résiduelle et la couche de "boue dentaire" afin d'exposer les cristaux inorganiques d'émail. Cette mouillabilité augmentée de l'émail après le mordançage rend la pénétration de la résine adhésive possible et les prolongements de résine polymérisés assurent un lien mécanique avec l'émail (Retief, 1978). La profondeur du mordançage et la quantité d'émail de surface enlevée dépendent du type et de la concentration de l'acide utilisé (Galan, 1993).

2.7.2 Mordançage classique à l'acide phosphorique

La norme pour le mordançage de l'émail est l'acide phosphorique. Il est largement utilisé et accepté pour des fins de comparaison, à une concentration de 30 à 40%, spécialement en orthodontie. Plusieurs autres acides ont été proposés pour le mordançage, incluant les acides citriques, maléiques, oxaliques et nitriques. L'acide nitrique à 2,5% (poids/volume) est

commerciallement disponible pour la restauration et son patron de mordantage sur l'émail humain a été étudié à l'aide du microscope électronique à balayage (Gardner, 2001). L'acide nitrique à une concentration de 2,5% était moins efficace que l'acide phosphorique à 37% (15, 30 et 60 secondes) quand il est appliqué à la surface de collage orthodontique sur des prémolaires mandibulaires. Cependant Blight et al. (1995) n'ont pas trouvé de différences significatives entre la force d'adhésion obtenue avec des boîtiers céramiques collés sur des dents mordancées à l'acide nitrique 2,5% et celles mordancées avec l'acide phosphorique 37%.

Buonocore (1955) utilisait l'acide phosphorique à une concentration de 85%. Cette concentration a été diminuée progressivement de sorte que les préparations actuelles disponibles commerciallement varient entre 30 à 40%. L'examen au microscope électronique à balayage de l'émail mordancé avec les concentrations d'acide phosphorique de 35%, 20%, 10% et 5% a démontré qu'avec un temps de mordantage de moins de 30 secondes, la différence dans la perte de la structure d'émail n'était pas significative, avec une profondeur d'environ 5 μm (Uno, 1995). Avec un temps de mordantage au-delà de 30 secondes, il y a un changement linéaire entre la perte d'émail et la concentration de l'acide. Les examens au microscope électronique à balayage ont montré que les patrons de mordantage étaient graduellement plus prononcés avec l'augmentation de la durée de mordantage et de l'acidité. Pourtant il n'y avait pas de différence significative entre les forces d'adhésion (Uno, 1995).

Une étude *in vitro* qui comparait les forces d'adhésion des différents systèmes d'adhésifs utilisant un temps de mordantage de 15 secondes versus 60 secondes avait montré qu'il n'y avait pas de différences significatives entre les deux temps d'application pour le même adhésif (Surmont, 1992). Ces résultats différaient de ceux trouvés par Orsorio et al. (1999) où les prémolaires humaines extraites traitées avec l'acide phosphorique 37% pour 60 secondes

montraient des forces d'adhésion significativement plus élevées que celles traitées pour 15 secondes. Pourtant les auteurs ont affirmé que, même si les groupes se différencient significativement, les deux durées de mordantage donneraient des forces d'adhésion plus importantes que celles requises pour un collage réussi. Une autre étude faite au microscope électronique à balayage utilisant des prémolaires extraites a démontré que, lorsque les durées de mordantage de 15, 30 et 60 secondes étaient comparées, la qualité du mordantage était spécifique selon le temps: une durée de 15 secondes était significativement moins efficace que celle de 30 ou 60 secondes (Gardner, 2001).

Plusieurs essais cliniques et études *in vivo* étudiant les effets d'une diminution du temps de mordantage ont été réalisés (Carstensen, 1986; Sadowsky, 1990). Une étude *in vivo* par Sadowsky et al. (1990) consistait en un collage des boîtiers orthodontiques sur des dents traitées avec l'acide phosphorique à 15 secondes ou à 60 secondes. Les dents dans les quadrants opposés servaient de groupes contrôles. Ils ont trouvé que le taux d'échec clinique après un traitement de 15 à 24 mois était le même pour les deux temps de mordantage.

Carstensen et al. (1986) avaient suivi les résultats cliniques des boîtiers collés sur l'émail ayant reçu un mordantage de 15-20 secondes ou de 20-35 secondes. Ils comparaient entre le côté gauche et le côté droit du patient. Après 9 mois de traitement, ils n'avaient pas noté de différence significative entre les groupes et avaient suggéré qu'un temps de mordantage de 15 secondes était suffisant pour une utilisation clinique. Le résultat de cette étude a été confirmé par une étude clinique faite par Kinch et al. (1988) qui n'ont pas trouvé de différence entre les taux d'échec de collage sur des dents traitées à l'acide phosphorique 37% pour une durée de 15 ou 60 secondes.

2.8 Agent mouillant auto-mordançant

Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M/Unitek, Monrovia, CA)

2.8.1 Composition

Ingrédients	% en poids
Dérivés des esters méthacryliques	85
Eau	15

Tableau IV: Composition du Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M/Unitek).

2.8.2 Propriétés physiques et chimiques

Propriétés physiques et chimiques	
Odeur, couleur	Liquide visqueux, jaunâtre, peu odorant
Forme physique générale	Liquide
Point d'ébullition	212°F
Densité	< 1 mg / ml (à 23°C)
pH	1,0
Point de fusion	32°F
Solubilité dans l'eau	Complète (à 23°C)

Tableau V: Propriétés physiques et chimiques du Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M/Unitek).

2.8.3 Agents mouillants auto-mordançants utilisés en dentisterie de restauration

Les agents mouillants auto-mordançants servent à la fois de conditionneur de surface (mordançage) et d'agent mouillant, sans nécessiter un rinçage avant d'appliquer un agent adhésif. Les agents mouillants auto-mordançants sont des monomères d'acides, et le rationnel de leur utilisation est la formation d'un "continuum" entre la surface dentaire et le matériau adhésif par une déminéralisation simultanée et une pénétration des molécules acides de la résine adhésive (Watanabe, 1994). La profondeur de déminéralisation et la pénétration de la résine sont identiques puisque ces deux processus surviennent en même temps (Hannig, 1999). La photopolymérisation des monomères pénétrés et leur copolymérisation avec la résine composite sus-jacente forment un lien continu avec la surface de l'émail.

Les agents mouillants auto-mordançants destinés à être utilisés sur de la dentine ont été parfois employés, et les examens au microscope électronique à balayage ont démontré leur capacité à former une bonne couche hybride dans la dentine avec plusieurs agents adhésifs (Ferrari, 1999; Tay, 2000). Plusieurs études *in vitro* sur le collage dentinaire ont démontré également une bonne adhésion avec les agents mouillants auto-mordançants, en combinaison avec plusieurs matériaux de restauration tels un composite ou un ionomère de verre (Yoshimaya, 1998; Schumacher, 1997; Miyasaka, 1999; Nakajima, 2000).

En dentisterie de restauration, les systèmes d'agents mouillants auto-mordançants sont disponibles pour être utilisés sur la dentine et l'émail. À cause des différences de structure et du contenu organique entre la dentine et l'émail, ces agents mouillants auto-mordançants n'ont pas toujours démontré une bonne adhésion au niveau des ces substrats.

Un nouveau produit consiste en un agent mouillant auto-mordançant destiné à être utilisé uniquement sur l'émail. Ce produit a été d'abord utilisé en dentisterie de restauration, puis introduit en orthodontie pour le collage des boîtiers.

Hara et al. (1999) comparaient quatre systèmes d'adhésifs utilisés sur de l'émail bovin, dont un d'entre eux contenait un agent mouillant auto-mordançant (Etch & Prime™ 3.0). Cet agent mouillant auto-mordançant contenait de l'HEMA (2-hydroxyéthyl méthacrylique) et du tétraméthacryloxy-éthypyrophosphate, comme catalyseurs, et de l'éthanol et de l'eau comme transporteurs. La fonction des solvants tels l'acétone et l'éthanol est d'enlever l'humidité résiduelle afin d'améliorer le mouillage de la résine envers l'émail mordancé.

Un autre agent mouillant auto-mordançant, LB-Primer™ (Kuraray Co. Japon), a été étudié pour comparer les forces d'adhésion et examiner sa morphologie à l'aide du microscope électronique à balayage (Perdigao, 1997). Cet agent mouillant auto-mordançant contenait du Phenyl-P, de l'HEMA, de l'éthanol et de l'eau. Des molaires humaines extraites ont été utilisées dans cette étude. La profondeur et le patron de mordançage ont été comparés à ceux des acides phosphorique, maléique et nitrique. L'agent mouillant auto-mordançant créait un mordançage significativement peu profond, dû peut-être à une faible pénétration de cet agent mouillant dans les microporosités de l'émail, ou à une précipitation de calcium de surface, masquant ainsi le patron de mordançage et interférant avec la pénétration de la résine (Finger, 1999). Même si la profondeur de mordançage était moins importante qu'avec les autres acides, il n'y avait pas de différence notable dans les forces d'adhésion à l'émail.

Pashley et Tay (2001) avaient comparé les effets de trois agents mouillants auto-mordançants (Clearfil™ Mega Bond (Kuraray), Non-Rinse Conditioner™ (Dentsply DeTrey) et Prompt L-Pop™ (ESPE)) sur les surfaces

amélaire des prémolaires humaines. Les caractéristiques ultrastructurelles (microscope électronique à balayage) et les forces d'adhésion ont été examinées et comparées au contrôle, l'acide phosphorique 32%. Le patron de mordantage variait entre les produits, le plus doux était le Clearfil™ Mega Bond. Le Prompt L-Pop™ donnait un résultat se rapprochant de celui de l'acide phosphorique. Le Prompt L-Pop™ produisait une couche hybride qui était 4µm en épaisseur, ou trois fois plus épaisse que celle des deux autres produits. Lorsqu'ils comparaient les forces d'adhésion entre les trois groupes, ces dernières étaient plus basses que celles du groupe contrôle, mais aucune différence entre les trois agents mouillants auto-mordançants. Pour évaluer seulement les effets de l'agent mouillant auto-mordançant, une résine composite standard a été substituée pour les trois groupes et la force d'adhésion obtenue avec le Prompt L-Pop™ et le Non-Rinse Conditioner™ n'était pas différente de celle du groupe contrôle (Pashley et Tay, 2001).

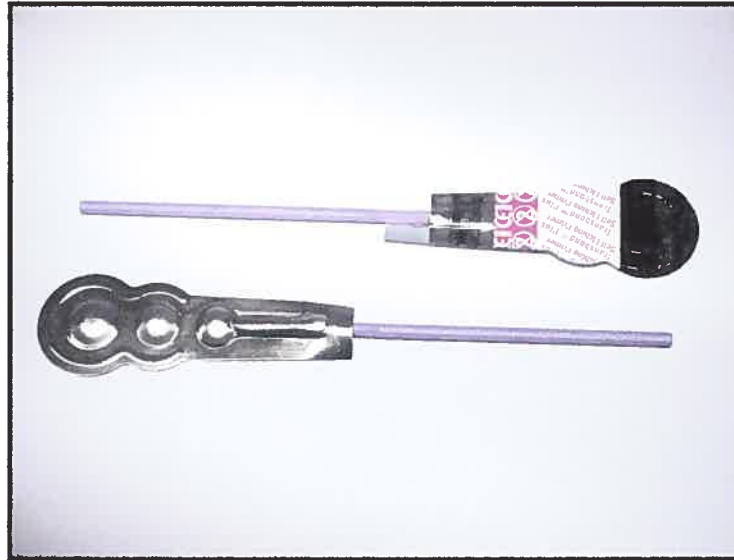
L'agent mouillant auto-mordançant Non-Rinse Conditioner™ (DeTrey) a été recommandé pour être utilisé en orthodontie par Dyract Orthodontics (Cehreli, 2000). Suite à une application d'une durée de 20 secondes, l'examen microscopique a montré que le patron de mordantage ne ressemblait pas à celui de l'acide phosphorique. Les auteurs ont suggéré que les porosités uniformes et les puits généralisés générés par le Non-Rinse Conditioner™ pourraient être des surfaces potentielles de rétention. Une autre étude *in vitro* comparait trois agents mouillants auto-mordançants (LB Primer™ (Kuraray), Etch & Prime™ 3.0 (Degussa) et Resulcin AquaPrime™ (Marz)) à l'acide phosphorique 37% (Hannig, 1999). Les forces d'adhésion obtenues par les trois produits n'étaient pas plus basses que celles obtenues par la technique conventionnelle à l'acide phosphorique, avec AquaPrime™ ayant été le meilleur.

2.8.4 Effets du temps de séchage des agents mouillants auto-mordançants

Lorsqu'on utilise les agents mouillants auto-mordançants, le rinçage n'est pas nécessaire, mais ces matériaux ont besoin d'être séchés. Le séchage par jet d'air élimine les solvants tel l'eau, l'éthanol ou l'acétone. Miyazaki et al. (1999) utilisaient trois agents mouillants auto-mordançants (FluoroBond™ (Shofu), Liner Bond™ II (Kurary) et Mac Bond™ (Tokuyama)) sur des incisives bovines avec différents temps de séchage de 0, 2, 5, 10, 20 et 30 secondes. Le temps de séchage avait un effet significatif. Des temps courts résultaient en des forces faibles pour tous les systèmes. La morphologie de mordançage obtenue avec les différents temps de séchage a été également examinée dans cette étude. La pénétration des résines dans l'émail n'était pas clairement observée lorsque l'agent mouillant n'était pas séché, comparée à une pénétration profonde des résines lorsque l'agent mouillant subissait un séchage de 30 secondes.

2.8.5 Agents mouillants auto-mordançants utilisés en orthodontie

L'agent mouillant auto-mordançant L-Prompt L-Pop™ introduit par ESPE America (Plymouth, USA) au début de l'année 2000 a été proposé pour être utilisé sur l'émail et la dentine, avec tous les genres de résines composites. Vers la fin de l'année 2000, 3M/Unitek (Monrovia, USA) a introduit le *Transbond™ Plus Self Etching Primer (SEP)* qui représentait une autre marque du système L-Pop™ (Bond, 2001). Ce produit consiste en une feuille boursouflée à trois réservoirs (*blister foil with three bubbles*) (figure 2.15 A et B).



A



B

Figure 2.15 : Agent mouillant auto-mordant: A) Feuille boursouflée à trois réservoirs du SEP (3M/Unitek); B) Emballage externe du SEP (3M/Unitek).

Le *Transbond™ Plus* contient principalement des esters méthacryliques d'acide phosphorique, aucun composé organique volatile et ayant un pH de 1,0 (3M/Unitek, 2001). L'activité chimique de *Transbond™ Plus Self Etching Primer* est similaire à celle de l'acide phosphorique. Le SEP est composé de deux chaînes de "primer" qui forment une matrice solide une fois la

polymérisation complétée (figure 2.16). Le liquide commence à mordancer l'émail suite à l'application, mais ce dernier change en agent mouillant (*primer*) lorsque les deux groupes hydroxydes sont convertis et l'hydrogène est relâché. Puisqu'il n'y a pas d'agent mordançant restant sur l'émail, le rinçage n'est pas nécessaire. Vu que les monomères qui causent le mordantage sont également responsables de l'adhésion, la profondeur de pénétration de ces derniers est exactement la même que celle de la déminéralisation donnant une couche hybride complète. Les patrons de mordantage sont similaires à ceux produits par l'acide phosphorique (Miller, 2001). Le mécanisme d'action tel que proposé par Cinader (2002) est le suivant : le groupe phosphate dissout les ions calcium et les enlève de l'hydroxyapatite. Au lieu d'être rincé, le calcium forme un complexe avec le groupe phosphate et ensuite est incorporé dans un réseau lorsque la résine se polymérise; ainsi l'acide est neutralisé.

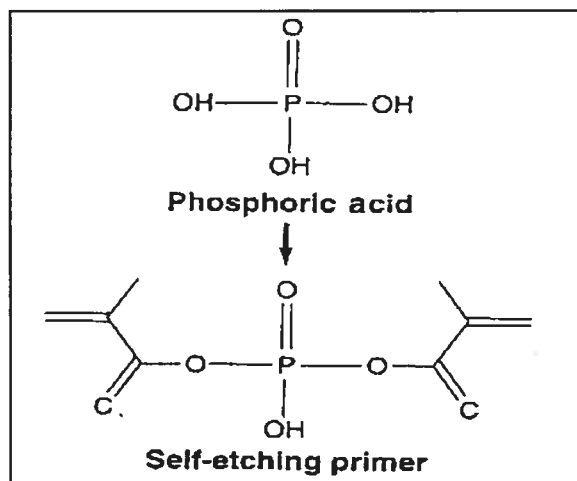


Figure 2.16: Comparaison entre l'acide phosphorique et l'agent mouillant auto-mordançant. Tirée de Miller (2001).

Deux études *in vitro* ont été réalisées dans le but d'examiner les forces d'adhésion obtenues avec les agents mouillants auto-mordançants pour le collage des boîtiers orthodontiques (Bishara, 1998 et 2001). En 1998, Bishara a comparé les forces d'adhésion obtenues sur des dents traitées avec un agent

mouillant acide (contenant du Phényl-P et HEMA) à celles traitées avec l'acide maléique 10% et l'acide phosphorique 37%. Les forces cliniquement acceptables ($10,4 \pm 4,4$ MPa) ont été obtenues lorsqu'un adhésif à haute teneur (77%) en résine a été utilisé, comparable à celles obtenues avec le mordantage à l'acide phosphorique ($11,8 \pm 4,1$ MPa). Lorsqu'un adhésif à faible teneur (10%) en résine était utilisé avec un agent mouillant acide, les forces d'adhésion étaient significativement basses ($5,9 \pm 5,6$ MPa). Le type d'adhésif à être utilisé avec un agent mouillant est donc cliniquement pertinent.

Dans la même étude, les photomicrographies de l'interface résine/dent montraient des différences entre les dents traitées par les agents mouillants auto-mordançants et celles traitées à l'acide phosphorique. Le mordantage à l'acide phosphorique donnait une couche de résine uniforme et épaisse, alors que cette dernière était mince et moins uniforme avec un agent mouillant auto-mordançant. Les auteurs ont donc mentionné que cette différence est observée lors de la dépose des boîtiers orthodontiques, vu que peu de résine restait sur les dents lorsque ces dernières étaient traitées avec un agent mouillant acide (Bishara, 1998).

Plus récemment, l'agent mouillant auto-mordançant L-Prompt™ (3M/Unitek, Monrovia, CA) a été étudié par Bishara et al. (2001) pour déterminer les forces d'adhésion obtenues avec des boîtiers orthodontiques collés sur des molaires humaines. Le temps d'application du L-Prompt™ était de 20 secondes, selon les instructions du fabricant (ESPE), et le groupe contrôle recevait l'acide phosphorique 37%. Les deux groupes recevaient la même résine adhésive (Transbond™ XT). Les résultats ont démontré que les forces moyennes étaient de $7,1 \pm 4,4$ MPa pour le groupe du L-Prompt™, comparées à $10,4 \pm 2,8$ MPa pour le groupe contrôle. Les forces d'adhésion plus basses obtenues avec le L-Prompt™ étaient statistiquement

significatives, mais une moyenne de 7,1 MPa était cliniquement acceptable selon les auteurs (Bishara, 2001).

En mars 2004, Bishara et al. ont publié les résultats de leur récente étude intitulée : “*Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems*”. Dans cette étude, ils comparaient les forces d’adhésion obtenues entre deux agents mouillants auto-mordançants (Ideal™ 1 de GAC et Transbond™ Plus (SEP) de 3M/Unitek). Ces deux produits étaient appliqués sur l’émail selon les recommandations des manufacturiers. L’adhésif Transbond™ XT (3M/Unitek) était utilisé et le temps de polymérisation était de 20 secondes par boîtier. Les résultats de cette étude *in vitro* ont démontré qu’il n’y avait pas de différence significative ($p = 0,501$) entre les deux systèmes sur la force d’adhésion. La force moyenne obtenue était de $5,9 \pm 2,7$ MPa pour Transbond™ Plus et $6,6 \pm 3,2$ MPa pour Ideal™ 1. Les auteurs conclurent que, même les valeurs *in vitro* étaient basses, elles étaient amplement suffisantes pour les besoins de collage en orthodontie.

2.9 Lampes à photopolymériser

2.9.1 Lampes à halogène

Les résines composites photopolymérisables ont été introduites sur le marché dans les années 1970. Les premières étaient polymérisées par la lumière ultraviolette. Une amélioration de la photopolymérisation avait eu lieu avec l’arrivée de la lumière halogène. Toutes les unités à halogène ont une construction similaire. Ces lampes produisent de la lumière en envoyant un courant électrique à travers un filament de tungstène qui se trouve dans une ampoule en quartz remplie d’un gaz halogène. Lorsque le courant passe à travers le filament, la chaleur et l’énergie lumineuse sont générées. La lumière blanche produite contient toutes les longueurs d’ondes. Un réflecteur localisé

en arrière de l'ampoule réfléchit la lumière et la chaleur, les envoyant à travers deux filtres : un filtre à bande passante (*band pass filter*) et un filtre à infrarouge (IR). Le filtre à bande passante réduit le spectre de la lumière visible en laissant passer seulement la bande bleue (longueur d'onde de 380 nm à 520 nm). Le filtre à infrarouge diminue la chaleur et empêche le spectre infrarouge d'atteindre la dent. Une fois passée à travers le filtre à bande passante, la lumière entre dans l'embout de polymérisation. Cet embout concentre l'énergie lumineuse en rétrécissant le faisceau. La taille et la forme de l'embout varient selon les différentes marques de lampes.

Price et al. (2000) avaient démontré qu'un embout effilé concentre et augmente la densité lumineuse de 43%, comparé à un embout cylindrique régulier. Cependant cette augmentation de densité était réalisée seulement lorsque l'embout était en contact avec la surface à être polymérisée. À 6 mm de la surface, un embout standard donne une meilleure densité qu'un embout effilé. De plus, à cause du petit diamètre, un embout effilé n'arrive pas souvent à couvrir toute la zone à être polymérisée. Même si l'article de Pollack et Lewis (1984) mentionnait que les unités à halogène ne se dégradent pas avec le temps, la puissance lumineuse diminuait avec le vieillissement des unités. Comme l'ampoule de quartz devient opaque ou foncée, la puissance qui en résulte est réduite. La chaleur produite par l'ampoule est refroidie par un ventilateur situé derrière elle. Avec la chaleur et l'air froid, l'ampoule se vitrifie et devient opaque. Un autre problème peut provenir d'un filament qui brûle. Pour s'assurer d'avoir une polymérisation adéquate, Rueggeberg (1993) recommandait de vérifier périodiquement la puissance lumineuse à l'aide d'un radiomètre. Une bonne lampe à halogène produit une densité lumineuse de 600 mW/cm² à 1000 mW/cm².

La camphoroquinone (figure 2.17 A), un photoinitiateur communément retrouvé dans les adhésifs photopolymérisables, est hautement sensible à la lumière dans la région bleue du spectre de la lumière visible et ayant un

niveau élevé d'absorption à une longueur d'onde de 470 nm (bande bleue) (Cook, 1982; Yearn, 1985) (figure 2.17 B). Ce photoinitiateur capte des photons, devient excité et relâche un électron. Celui-ci est capté par un accélérateur, normalement une amine qui se retrouve dans des résines composites. Les amines en excès d'électrons forment des radicaux libres qui réagissent vivement avec les monomères de la résine (Gruber, 1992). Le concept fondamental de la photopolymérisation est que le photo-initiateur, incorporé dans les résines composites, absorbe de la lumière à une longueur d'onde spécifique à ce photo-initiateur (Harrington et Wilson, 1995). L'énergie lumineuse est convertie en énergie chimique sous forme de composés réactifs, comme les radicaux libres, qui vont subséquemment réagir avec les monomères de la résine

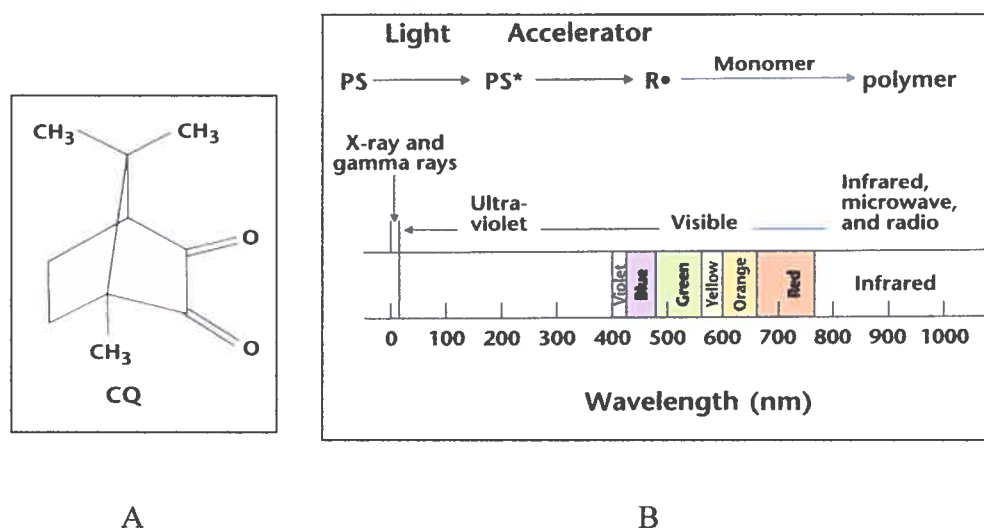


Figure 2.17: Spectre de la lumière visible: A) Structure chimique de la camphoroquinone (CQ); B) Processus de photoinitiation et le spectre électromagnétique associé. Tirée de Hammesfahr, O'Connor et Wang (2002).

Les longueurs d'onde se situant en dehors de cette bande bleue ont peu ou pas d'effet pour stimuler la camphoroquinone pour initier la réaction de polymérisation. Les lampes conventionnelles se sont retrouvées inconsistantes dans leur caractéristique d'émettre de la lumière (Cook, 1982; Watts, 1984). Ces unités produisent de la lumière ayant une longueur d'onde de 120 nm de large et qui se retrouve entre 400 nm à 520 nm. La densité d'énergie résultante est habituellement autour de 400 mW/cm^2 , avec une intensité lumineuse qui décroît rapidement lorsque la distance augmente (Cook, 1982; Hinoura, 1993).

2.9.2 Lampes au laser

En dépit des améliorations au niveau des matériaux de collage orthodontique, réduire le temps de polymérisation est d'une grande considération pour un succès clinique. Récemment, les lampes au laser ont été commercialisées comme une alternative à des lampes à halogène conventionnelles pour polymériser rapidement et efficacement les résines composites.

Le mot *LASER* provient de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (LASER). Un laser à l'argon est un exemple typique (LaserMed™, GC America) (figure 2.18).

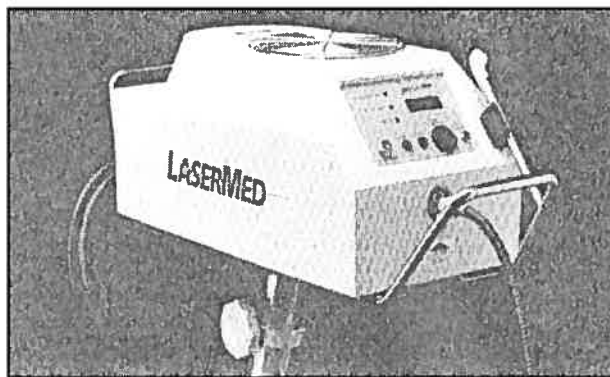


Figure 2.18: Lampe au laser (LaserMed™, GC America).

Une lumière laser est produite en excitant les ions d'argon. Une unité au laser produit une lumière ayant des longueurs de 458 nm à 514 nm. Peu de chaleur est générée puisque la bande infrarouge est minimale. Le faisceau passe ensuite à travers une lentille qui va le concentrer et ne laisse passer que la bande bleue (environ 470 nm). De plus, cette lumière est collimatée, ce qui donne une densité de puissance plus consistante sur une distance donnée (Blankanau et al., 1991).

À l'inverse de la lampe à halogène conventionnelle, un laser est défini comme ayant une seule bande étroite de longueur d'onde (monochromatique) où les ondes voyagent en parallèle (collimatées) et sont en phase dans l'espace et dans le temps (cohérentes) (Hinoura, 1993; Frentzen, 1990). La taille d'une longueur d'onde d'un faisceau au laser ne mesure que 42 nm. Une lampe au laser fournit un rendement lumineux atteignant 800 mW/cm^2 (Cipolla, 1993). Grâce à sa capacité d'émettre de la lumière de façon constante et une perte minimale d'énergie, un faisceau au laser améliore les propriétés physiques des résines composites en accomplissant une meilleure photopolymérisation tout en réduisant jusqu'à 70% le temps d'exposition, lorsque comparé à un faisceau lumineux conventionnel (Kelsey, 1989; Powell, 1989; Severin, 1989; Blankenau, 1991).

Les efforts ont été mis pour augmenter le rendement énergétique des lampes conventionnelles, mais une intensité accrue sans ajustement de la bande lumineuse amènerait un danger potentiel à la dent dû à une accumulation de chaleur (Cipolla, 1993). Cependant avec une lampe au laser, Powell et al. (1989) ont trouvé que la densité d'énergie nécessaire pour la photopolymérisation ne cause aucun dommage apparent à l'émail ou à la pulpe.

Le temps de polymérisation requis pour coller les boîtiers métalliques avec une lampe conventionnelle est contestable. Les manufacturiers suggèrent de

photopolymériser un boîtier métallique avec de la résine Transbond™ XT pour une durée de 20 secondes. Par contre, un temps de polymérisation de 40 secondes a été suggéré par Oesterle et al. (1995) et Wang et Meng (1992) qui ont trouvé, selon leurs études indépendantes, que l'adhésion était plus forte à 40 secondes qu'à 20 secondes. Des forces d'adhésion comparables à celles obtenues avec des lampes conventionnelles ont été rapportées dans la littérature, en employant une lampe au laser avec un temps de polymérisation plus court (Kupiec, 1997; Kurchak, 1997; Sedivy, 1993; Weinberger, 1997). Sedivy et al. (1993) ont conclu qu'un watt (1 W) de lumière, à un temps d'exposition au laser de 4 secondes, produisait une force d'adhésion comparable à une exposition à la lumière conventionnelle de 30 secondes. Plus récemment, Kurchak et al. (1997) ont trouvé qu'une exposition au laser pour 10 secondes à 250 milliwatts (mW) produisait des forces similaires à la méthode de polymérisation traditionnelle. Weinberger et al. (1997) n'ont pas trouvé de différence dans les forces de cisaillement entre une exposition de 40 secondes à la lumière conventionnelle et une exposition de 10 secondes au laser à une intensité de 231 mW/cm².

2.9.3 Lampes au plasma de haute intensité

Dans un effort pour améliorer l'intensité lumineuse des lampes à photopolymériser, la technologie au plasma ou *plasma arc curing light* (PAC) a été explorée, à cause de son émission lumineuse intense. Dans ce type de lampe, une décharge électrique intense prend place entre deux électrodes en présence d'un gaz (xénon) qui, à son tour, produit une sorte de matière hautement énergétique appelée **plasma** (Hammesfahr et al., 2002). Comme une lampe à halogène, la chaleur est produite quand un courant passe entre deux électrodes. L'énergie lumineuse produite passe à travers un filtre à infrarouge et un filtre à bande passante pour ne laisser passer que de la lumière bleue. Albers (1999) a rapporté que la lumière au plasma contient une longueur d'onde allant de 380 nm à 500 nm et une densité lumineuse

atteignant 2300 mW/cm^2 . La lampe au plasma génère une poussée d'énergie intense, mais nécessite un temps d'attente entre les émissions. Cette lampe génère plus de chaleur qu'une lampe à halogène (Hammesfahr et al., 2002). De ce fait, il y a un potentiel à développer de la chaleur dans la chambre pulpaire, spécialement lorsqu'un temps d'exposition long est requis. Afin de minimiser les dommages causés par la chaleur, une décharge par cycle court de 3 à 5 secondes est recommandée (Hammesfahr et al., 2002).

La lampe au plasma de xénon existait depuis 1950. Le gaz xénon, un élément présent dans l'atmosphère terrestre en quantité infime, est produit par distillation fractionnaire d'air liquide (Oesterle et al., 2001). Lorsqu'un courant électrique passe à travers le gaz, ce dernier devient ionisé et forme un plasma composé d'un nombre égal de particules chargées négativement et positivement. La lampe contient une anode et une cathode en tungstène et un tube en quartz rempli de gaz xénon. À basse pression ce gaz émet une lumière bleue blanchâtre et, à haute pression une lumière ressemblant au spectre de la lumière visible est émise. Pour cette raison, ces lampes sont communément utilisées dans les stroboscopes photographiques pour produire un flash lumineux intense de courte durée et dans les projecteurs des salles de cinéma (Oesterle et al., 2001).

Vers la fin des années 1990, la technologie au plasma est devenue populaire en orthodontie (tableau VI). Certains auteurs (Cacciafesta et al., 2000) mentionnaient un temps de polymérisation de 2 secondes par boîtier, mais la plupart rapportaient des temps d'exposition de 3 à 5 secondes (Oesterle et al., 2001; Ishikawa et al., 2001). Avec des boîtiers céramiques, un temps plus court est suffisant (Mayes, 2000). Ce trait caractéristique d'une polymérisation rapide sauve un temps de chaise considérable, comparé à l'halogène conventionnel (figure 2.19). Il n'est pas connu cependant si la force d'adhésion qui en résulte est réduite. Dans des études précédentes (Cacciafesta et al., 2000; Silverman et Cohen, 2000), l'utilisation des lampes

au plasma pour coller des attaches orthodontiques était discutée, mais les effets d'une exposition lumineuse intense sur les forces d'adhésion n'étaient pas examinés.



Figure 2.19: Lampe au plasma (OrthoLite™, 3M/Unitek).

Comparative Cure Times in Seconds		
	ORTHO Lite™ Quick Curing Light	Conventional Orthodontic Curing Light
APC™ II Adhesive Coated System/Transbond™ XT Adhesive		
Ceramic Brackets	3	10
Metal Brackets	6	20
Bondable Buccal Tubes	12	40
Transbond™ Plus Light Cure Band Adhesive		
Molar and Bicuspid Bands	16	30
Unitek™ Multi-Cure Glass Ionomer Band Cement		
Molar and Bicuspid Bands	16	40

Tableau VI: Durée de polymérisation : lampe à halogène versus lampe au plasma (3M/Unitek).

2.10 Thermocyclage

La force d'adhésion initiale d'une résine composite est très importante, mais ne représente qu'une partie de l'équation, puisque l'adhésion est requise pour durer une certaine période de temps. La durabilité intra-orale du collage est essentielle pour un succès clinique à long terme. Le thermocyclage est une procédure de laboratoire pour simuler les changements de température *in vivo*.

Un thermocyclage se définit comme étant une succession de variations de température imposées à un matériau dans le but de simuler les conditions thermiques auxquelles il sera soumis dans son environnement d'utilisation normal. L'objectif premier d'un thermocyclage est de vérifier les impacts des variations de température environnementales sur l'intégrité du matériau ou ses propriétés inhérentes (Crim et al., 1985). Dans le domaine dentaire, cette procédure est souvent employée, pour des raisons de simplicité, de rapidité, de reproductibilité et de coûts réduits en comparaison aux études cliniques. Plusieurs années d'expansions et de contractions thermiques des matériaux et des colles utilisées peuvent ainsi être simulées en peu de temps. On parle donc d'un stress thermique répété, pouvant potentiellement provoquer des effets semblables à la fatigue. Généralement, l'appareil utilisé pour procéder au thermocyclage, le thermocycleur (figure 2.20), est constitué de deux ou trois bassins à températures contrôlées et d'un panier contenant les échantillons testés qui se déplace d'un bassin à l'autre de façon cyclique, selon un protocole pré-établi.

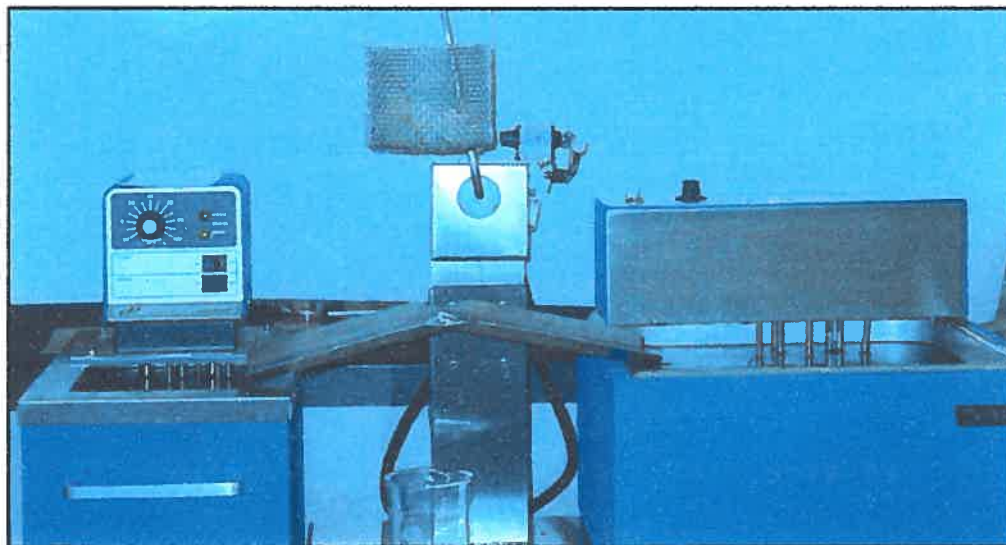


Figure 2.20: Thermocycleur SEPRAS BT-15 (Université de Montréal).

Plusieurs études ont omis d'inclure le thermocyclage dans leurs protocoles expérimentaux (Bishara et al., 1998; Bishara et al., 2001; Jung et al., 1999; Gerbo et al., 1992; Glasspoole et al., 2001; Rosa et al., 2000), alors que certaines autres ont utilisé des protocoles variant de 100 cycles (Surmont et al., 1992) à 500 cycles (Perdigao et al., 1997) et allant jusqu'à 2500 cycles (Hannig et al., 1999). Longman et Pearson (1987) proposaient d'exposer les matériaux aux extrêmes de température choisis pour un maximum de 2 secondes. Palmer et al. (1992) ont suggéré des extrêmes de 0°C et 67°C. Michalesco et al. (1995) ont proposé 90 cycles par jour, à des extrêmes de 17°C et 47°C, avec une température intermédiaire de 37°C. Moore et al. (1999) préféraient, pour leur part, une température intermédiaire de 35,5°C.

Gale et Darvell ont répertorié en 1999, dans une revue de littérature fort complète, un total de 130 études ayant utilisé un thermocyclage en médecine dentaire, écrites par 99 auteurs principaux, provenant de 25 journaux différents et publiées entre 1967 et 1998. Ils ont trouvé que les protocoles de thermocyclage employés dans le passé ont pour la plupart été établis sans

référence aux observations *in vivo* (seulement quatre études justifient leur protocole). De grandes différences sont présentes *in vivo* dans les variations de température intra-orales au cours d'une journée, que ce soit chez un même individu ou chez des individus différents.

La température inférieure moyenne de l'ensemble des études était de 6,6°C, alors que la supérieure était de 55,5°C. La majorité des études a utilisé seulement deux extrêmes, mais 27 d'entre elles ont utilisé un bassin intermédiaire à 37°C. La durée moyenne des immersions était de 53 secondes. Ces informations rendent bien compte de l'impossibilité d'établir un consensus définitif. Selon les auteurs, seules des recommandations arbitraires peuvent être dictées. Selon eux, le cycle idéal serait : 35°C pour 28 secondes, 15°C pour 2 secondes, 35°C pour 28 secondes et 45°C pour 2 secondes. Le nombre idéal de cycles serait : entre 20 et 50 par jour, pour un total de 10 000 par année.

Crim et al. (1985) ont comparé deux méthodes de thermocyclage. La première, constituée de trois bassins, permettait d'effectuer le cyclage suivant : 4 secondes à 60°C, 23 secondes à 37°C, 4 secondes à 12°C et 23 secondes à 37°C, pour un total de 1500 cycles, ce qui se rapprochait fortement des suggestions de Gale et Darvell (1999). La deuxième méthode, constituée de deux bassins, permettait le cyclage suivant : 30 secondes à 60°C et 30 secondes à 12°C, pour 1500 cycles au total. Ils conclurent qu'il n'y avait pas de différence significative entre les deux méthodes utilisées.

À la lumière de ces études, on peut tirer les conclusions suivantes : premièrement, un protocole standardisé de thermocyclage est requis afin de permettre des comparaisons entre les études et deuxièmement, il n'est pas nécessaire d'établir des critères de thermocyclage trop sévères puisque ces critères pourraient condamner des matériaux parfaitement adaptés à la clinique.



CHAPITRE TROISIÈME

OBJECTIFS DE L'ÉTUDE



3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

L'utilisation de la résine composite photopolymérisable en orthodontie est courante pour coller les boîtiers sur les dents au début du traitement. La polymérisation de la résine composite se fait lorsqu'on la met en contact avec un faisceau lumineux provenant d'une lampe conçue à cet effet. Cette étape nécessite un temps clinique assez long. Avec l'avènement des boîtiers préencollés (*Adhesive Precoated* ou APC™) et, plus récemment, des lampes à polymériser très puissantes, la durée de cette étape clinique est diminuée. Également, l'utilisation d'un agent mouillant révolutionnaire tel que Transbond™ Plus auto-mordançant nous permet de gagner du temps clinique de façon appréciable. Cependant nous ne savons pas si cette nouvelle approche se traduirait par une force d'adhésion qui serait plus grande, égale ou plus petite que celle d'un procédé traditionnel.

Ce projet de recherche a donc pour but de déterminer s'il y a une variation de la force d'adhésion en fonction de l'intensité lumineuse et des systèmes de mordantage de l'émail utilisés. On voudrait essayer de répondre aux questions suivantes :

- La durée de mordantage influence-t-elle la force d'adhésion des boîtiers?
- La durée de polymérisation influence-t-elle le force d'adhésion des boîtiers?
- Le type de mordantage modifie-t-il de façon significative le degré de rétention mécanique des boîtiers?
- L'intensité lumineuse de polymérisation influence-t-elle la force d'adhésion?

Les résultats de cette étude *in vitro* pourraient permettre de formuler des recommandations aux orthodontistes afin de réduire le temps à la chaise de l'opérateur et du patient et de choisir un système qui résiste mieux au décollement.

Il serait d'abord important d'établir si les contraintes thermiques répétées peuvent avoir un impact similaire à celui des contraintes mécaniques répétées, soit causer de la fatigue et des changements de propriétés au niveau du système de collage.

Comme la majorité des études récentes n'inclut pas le thermocyclage dans les protocoles expérimentaux, la présente étude a également comme objectif de vérifier les effets d'un thermocyclage *in vitro*, reproduisant les conditions thermiques intra-orales, sur les propriétés mécaniques des systèmes de collage soumis à un test de fracture par déchirement.

3.1 Hypothèses nulles

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

- 1) La force d'adhésion n'est pas influencée par l'intensité lumineuse de polymérisation;
- 2) La force d'adhésion n'est pas influencée par les systèmes de mordançage.



CHAPITRE QUATRIÈME

TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE



4. TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

Ce chapitre décrit les matériaux utilisés lors des expérimentations ainsi que les méthodes et le protocole employés. Chacune des étapes sera décrite en détails.

4.1 Matériaux utilisés dans cette étude

Les matériaux utilisés dans cette étude, leurs fabricants et les numéros de série sont présentés dans le tableau VII.

Matériaux	Fabricants	Numéros de série
Boîtiers APC™ Victory Series LP	3M/Unitek (Monrovia, CA)	D6937PA (exp. 07, 2005)
Agent mouillant auto-mordant Transbond™ Plus Self Etching Primer	3M/Unitek (Monrovia, CA)	124132-L5 (exp. 07, 2005)
Transbond™ XT Primer	3M/Unitek (Monrovia, CA)	712034
Acide phosphorique 37%	3M ESPE (St. Paul, MN)	20030604 (exp. 05, 2005)
Résine acrylique orthodontique	Caulk/Dentsply (Milford, DE)	651006

Tableau VII : Matériaux, fabricants et numéros de série.

Les appareils utilisés, leurs fabricants et les numéros de série sont présentés dans le tableau VIII.

Appareils	Fabricants	Numéros de série
Lampe à halogène Ortholux™ XT	3M/Unitek (Monrovia, CA)	704-084
Lampe au plasma OrthoLite™	3M/Unitek (Monrovia, CA)	61100B
Radiomètre Cure Rite™ 644726	Caulk/Dentsply (Milford, DE)	003468
Thermocycleur	SEPRAS	BT-15
Microscope optique	Zeiss (Allemagne)	Stemi SR
Microscope électronique à balayage	JSM	6460-LV
Appareil à tester les échantillons	Instron	4201 Série IX

Tableau VIII : Appareils, fabricants et numéros de série.

4.1.1 Dents

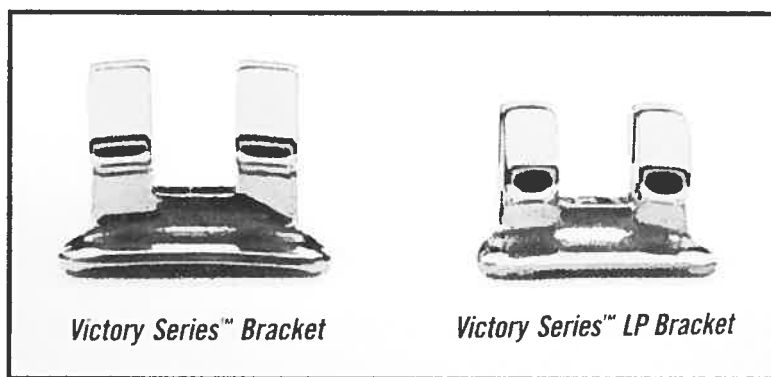
Quatre-vingts (80) prémolaires supérieures humaines extraites ont été sélectionnées et conservées dans une solution de thymol à une concentration de 0,1% (poids/volume). Ces dents provenaient des patients de la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal et des cliniques privées de la région. Les dents choisies ne présentaient pas de restaurations ou de caries et n'avaient aucun défaut au niveau de l'émail. L'évaluation de la surface de l'émail fut faite à l'œil nu par l'opérateur (Ly Thy Mar).

4.1.2 Boîtiers

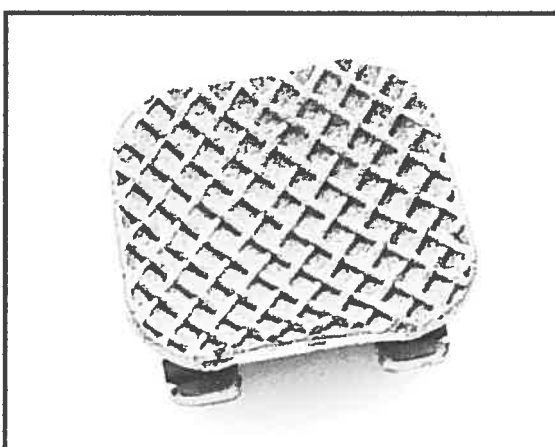
Les boîtiers préencollés Mini Twins APC™ Victory Series LP (3M/Unitek, Monrovia, CA) étaient utilisés dans cette étude (figure 4.1 A et B). Les boîtiers des premières prémolaires supérieures furent choisis pour leur superficie de collage qui se situait entre celle des incisives et celle des molaires, de la quantité constante de résine composite qui se trouve sur la base et de la disponibilité en grande quantité des premières prémolaires humaines extraites pour les traitements orthodontiques. La surface de collage est de 9,806mm² (selon le manufacturier).

L'adhésif est déjà appliqué de façon uniforme sur chaque boîtier APC™ (*Adhesive Precoated*) par le manufacturier lors de la fabrication. Il s'agit d'une forme modifiée de Transbond™ XT photopolymérisable. Cette résine composite est similaire en composition à celle utilisée avec des boîtiers vierges. La différence réside essentiellement dans les pourcentages des particules de remplissage incorporées dans le matériau (Bergstrand, 2003). Le but d'incorporer plus de particules de remplissage à l'adhésif utilisé est d'augmenter la viscosité permettant aux boîtiers de mieux adhérer à la surface de la dent lors de l'étape initiale de positionnement de ces boîtiers. Puisque les ingrédients restent les mêmes, le pourcentage en volume de particules passe de 72% (Transbond™ XT régulier) à 80%.

Les boîtiers APC™ (3M/Unitek) sont fabriqués par un procédé de taillage (*milling*) à partir d'un bloc d'acier inoxydable. La base est composée d'un treillis métallique dont la grandeur des brins est de jauge 60. Il s'agit d'un treillis d'une seule épaisseur. Ce dernier est soudé à la base en ayant une orientation oblique par rapport aux surfaces externes du boîtier. La base elle-même est reliée au corps par une soudure.



A



B

Figure 4.1 : Boîtier APC™ : A) Boîtier APC™ LP versus APC™ régulier;
B) Base d'un boîtier APC™ (3M/Unitek).

4.1.3 Agent mouillant auto-mordançant (*primer*)

L'agent mouillant auto-mordançant *Transbond™ Plus Self Etching Primer* ou SEP (3M/Unitek) fut choisi pour la présente étude pour sa simplicité, sa facilité d'utilisation, sa popularité dans les études précédentes (Bishara, 1998 et 2001; Cinader, 2002) et sa fiabilité. Le SEP consiste en une feuille boursouflée à trois réservoirs (figure 4.2) et contient principalement des esters

méthacryliques d'acide phosphorique ayant un pH de 1,0 (3M/unitek, 2001). L'activité chimique de *Transbond™ Plus Self Etching Primer* est similaire à celle de l'acide phosphorique. Le SEP est composé de deux chaînes de "primer" qui forment une matrice solide une fois la polymérisation complétée.

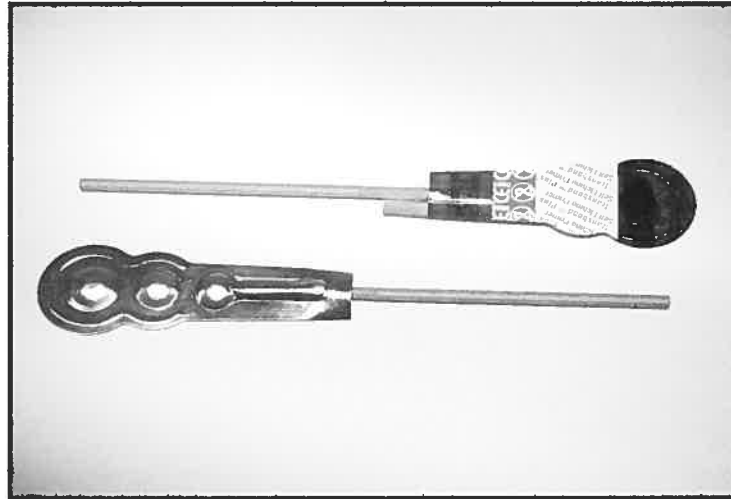


Figure 4.2: *Transbond™ Plus Self Etching Primer* (3M/Unitek).

La composition et les propriétés physico-chimiques de SEP sont présentées dans les tableaux IV et V (revue de littérature).

4.1.4 Acide phosphorique

L'acide phosphorique 37% (3M ESPE, St. Paul, MN) a été employé comme matériau de mordantage contrôle dans cette étude (figure 4.3). Cet acide se présente sous forme d'un gel bleu visqueux à la température de la pièce (20 à 25°C). Il est livré dans une seringue en plastique clair avec des embouts jetables servant d'applicateurs. La couleur bleue aide à mieux visualiser le produit lorsque placé sur les dents et à bien l'éliminer lors du rinçage.



Figure 4.3 : Acide phosphorique 37%.

4.1.5 Résine acrylique

La résine acrylique orthodontique claire (Orthodontic Resin™, Caulk/Dentsply) a été utilisée comme support pour retenir les dents en place lors des tests de cisaillement (figure 4.4). Cette résine fut choisie pour sa réaction de prise rapide, son temps de travail adéquat et sa grande résistance aux forces de compression. Elle est composée de deux parties : une poudre d'acrylique et un monomère liquide.



Figure 4.4: Résine acrylique orthodontique (Caulk/Dentsply, Milford, DE).

4.2 Appareils utilisés dans cette étude

4.2.1 Lampe à halogène

L'unité de photopolymérisation à halogène utilisée consistait de la lampe Ortholux™ XT (3M/Unitek, Monrovia, CA). Toutes les unités à halogène ont une construction similaire. Ces lampes produisent de la lumière en envoyant un courant électrique à travers un filament de tungstène qui se trouve dans une ampoule en quartz remplie d'un gaz halogène. Une fois passée à travers le filtre à bande passante, la lumière entre dans l'embout de polymérisation. Cet embout concentre l'énergie lumineuse en rétrécissant le faisceau. La taille et la forme de l'embout varient selon les différentes marques de lampes. Même si l'article de Pollack et Lewis (1984) mentionnait que les unités à halogène ne dégradaient pas avec le temps, la puissance lumineuse diminuait avec le vieillissement des unités. Pour s'assurer d'avoir une polymérisation adéquate, Rueggeberg (1993) recommandait de vérifier périodiquement la puissance

lumineuse à l'aide d'un radiomètre. Une bonne lampe à halogène produit une densité lumineuse de 600 mW/cm^2 à 1000 mW/cm^2 .

La lampe à halogène Ortholux™ XT (3M/Unitek, Monrovia, CA) utilisée dans la présente étude émettait une puissance lumineuse constante de 722 mW/cm^2 durant l'étude (figure 4.5). L'embout lumineux en contre-angle a un diamètre de 7 mm. Elle est munie d'une ampoule de 75 watts et un radiomètre encastré. Des signaux sonores retentissent à chaque intervalle de 10 secondes et la durée de polymérisation est ajustable. Le faisceau lumineux a une longueur d'onde de 470 nm.



Figure 4.5: Lampe à halogène Ortholux™ XT (3M/Unitek).

4.2.2 Lampe au plasma

La technologie au plasma ou *plasma arc curing light* (PAC) a été explorée à cause de son émission lumineuse intense. Dans ce type de lampe, une décharge électrique intense prend place entre deux électrodes en tungstène en présence de xénon qui, à son tour, produit une sorte de matière hautement

énergétique appelée **plasma** (Hammesfahr et al., 2002). Albers (1999) a rapporté que la lumière au plasma possède une longueur d'onde allant de 380 nm à 500 nm et une densité lumineuse atteignant 2300 mW/cm².

La lampe au plasma Ortho Lite™ (3M/Unitek, Monrovia, CA) utilisée dans cette étude émettait une puissance lumineuse constante de 1980 mW/cm² durant l'étude (figure 4.6). Le temps de polymérisation recommandé est de 3 secondes pour un boîtier céramique et 6 secondes pour une bague. Pour un boîtier métallique, le fabricant recommande de polymériser 3 secondes par côté (3 secondes au mésial et 3 secondes au distal). Cette lampe pour la photopolymérisation ultra-rapide présente les caractéristiques suivantes :

- 1) Des ajustements automatiques pour une intensité consistante;
- 2) Un spectre large de polymérisation (400-500 nm);
- 3) Des réglages programmables;
- 4) Un ventilateur contrôlé par un thermostat;
- 5) Des durées de polymérisation préprogrammées (pour bague ou boîtier);
- 6) Une clé pour un verrouillage de sécurité.

Le tableau IX résume les recommandations du fabricant quant aux différentes durées de polymérisation pour la lampe à halogène et la lampe au plasma.



Figure 4.6: Lampe au plasma de haute intensité Ortho Lite™ (3M/Unitek).

Appareils (Système d'adhésif)	Ortholux™ XT (400-700 mW/cm ²) (400-500 nm)	Ortho Lite™ (2000 mW/cm ²) (400-500 nm)
Boîtiers métalliques (APC™ ou Transbond™ XT)	10 secondes mésial + 10 secondes distal	3 secondes mésial + 3 secondes distal
Boîtiers céramiques (APC™ ou Transbond™ XT)	10 secondes à travers le boîtier	3 secondes à travers le boîtier
Tubes buccaux (APC™ ou Transbond™ XT)	20 secondes mésial + 20 secondes occlusal	6 secondes mésial + 6 secondes occlusal
Reteneurs linguaux (Transbond™ LR)	10 secondes par bouton lingual	3 secondes par bouton lingual
Bagues molaires (Transbond™ Plus) (Unitek™ Multi Cure G.I.)	30 secondes 40 secondes	16 secondes (4 secondes par cuspide)

Tableau IX : Durées de polymérisation recommandées pour les lampes
Ortholux™ XT et Ortho Lite™.

4.2.3 Radiomètre

Un radiomètre est un appareil pour mesurer l'intensité de lumière émise par une lampe à photopolymériser (figure 4.7). La lecture est faite en plaçant l'embout de polymérisation directement sur la fente où se trouvent des cellules photosensibles. Le contact dure habituellement de 3 à 5 secondes. Le résultat est lu en mW/cm^2 (milliWatt par centimètre carré). Plus le chiffre est élevé, plus la lampe est puissante.

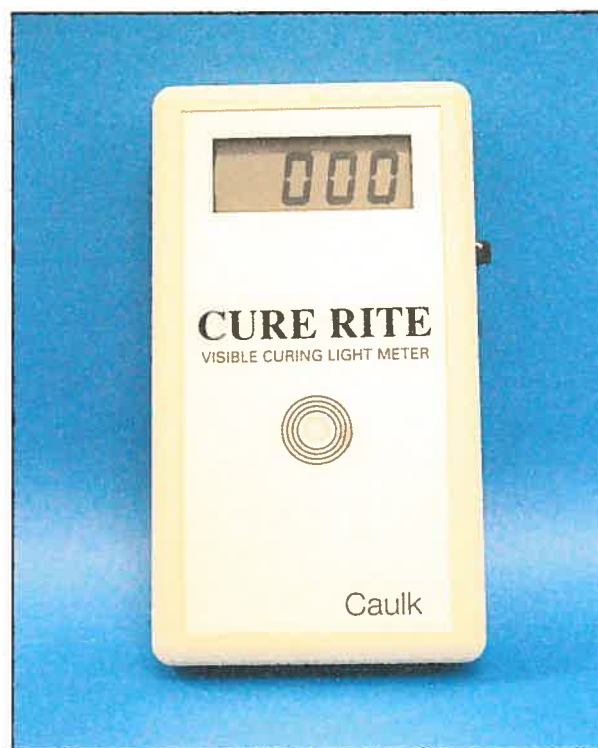


Figure 4.7: Radiomètre Cure Rite™ (Caulk/Dentsply).

4.2.4 Thermocycleur

Un thermocyclage se définit comme étant une succession de variations de température imposées à un matériau dans le but de simuler les conditions thermiques auxquelles il sera soumis dans son environnement d'utilisation

normal. L'objectif premier d'un thermocyclage est de vérifier les impacts des variations de température environnementales sur l'intégrité du matériau ou ses propriétés inhérentes (Crim et al., 1985). Dans le domaine dentaire, cette procédure est souvent employée pour des raisons de simplicité, de rapidité, de reproductibilité et de coûts réduits en comparaison aux études cliniques. Plusieurs années d'expansions et de contractions thermiques des matériaux et des colles utilisées peuvent ainsi être simulées en peu de temps. On parle donc d'un stress thermique répété, pouvant potentiellement provoquer des effets semblables à la fatigue. Généralement, l'appareil utilisé pour procéder au thermocyclage, le thermocycleur, est constitué de deux ou trois bassins à températures contrôlées et d'un panier contenant les échantillons testés qui se déplace d'un bassin à l'autre de façon cyclique, selon un protocole pré-établi.

Un appareil de thermocyclage fort simple fut utilisé dans la présente étude. Il était constitué de deux bassins à températures contrôlées, réglées à 15°C et 45°C, tel que proposé par Gale et Darvell (1999). Un bras pivotant permettait de déplacer les spécimens d'un bassin à l'autre.

4.3 Méthode expérimentale

4.3.1 Préparation des spécimens

Les premières prémolaires supérieures humaines extraites ont été collectionnées et placées dans une solution de thymol à une concentration de 0,1% (poids/volume) jusqu'au moment de l'expérimentation. Ces dents provenaient des patients de la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal et des cliniques privées de la région. Parmi celles-ci, quatre-vingts (80) furent sélectionnées pour faire partie de la présente étude. Les dents choisies ne contenaient pas de restauration ou carie et n'avaient aucun défaut

au niveau de l'émail. Les dents furent assignées aléatoirement à un des quatre groupes. Chaque groupe contenait vingt (20) échantillons. Les dents furent nettoyées pour retirer les tissus mous puis conservées dans l'eau distillée pendant 24 heures avant de faire le montage sur les blocs en résine acrylique.

4.3.2 Montage des échantillons sur les blocs d'acrylique

Les rondelles cylindriques en plastique de 15 mm de diamètre (Université de Montréal) ont servi comme moules pour la fabrication des blocs d'acrylique. Les quatre-vingts dents sélectionnées furent coupées à l'aide d'une turbine avec un jet d'eau continu et d'une fraise au carbure 550 (Brasseler Canada). La coupe fut réalisée au niveau de la jonction énamo-cémentaire en direction labio-linguale en laissant le tiers coronal de la racine du côté lingual, un petit trou fut percé dans la partie radiculaire en direction mésio-distale et une tige d'acier inoxydable 0,032 pouce ayant une longueur de 10 mm fut placée dans ce trou pour servir d'élément de rétention supplémentaire.

La résine acrylique orthodontique fut versée dans les moules en plastique suite au malaxage. Ensuite, les dents (qui ont été préparées précédemment) furent implantées. Chaque spécimen a été orienté de façon à ce que la surface labiale soit parallèle à la direction de la force de cisaillement lors des tests de déchirement (*shear tests*) (figure 4.8). La cuspide palatine, la tige d'acier et une partie de la cuspide buccale étaient submergées dans l'acrylique. Une fois la réaction de prise complétée, le cylindre d'acrylique fut séparé du moule.

La surface de l'émail fut nettoyée avec un mélange de pierre ponce (Patterson Dentaire, Montréal, Québec) et d'eau et à l'aide d'une cupule à prophylaxie Snap-On (DentAmerica) pendant 5 secondes, suivi d'un rinçage abondant à l'eau pendant 5 secondes jusqu'à l'élimination complète de tout résidu de pierre ponce ou débris. Ensuite, un séchage avec un léger jet d'air sans huile

s'ensuivit. Après cette prophylaxie initiale, les procédures de collage suivaient les recommandations du fabricant.

4.3.3 Procédures de collage

Les quatre-vingts échantillons préparés selon la méthode décrite dans le paragraphe 4.2.2 furent divisés aléatoirement en quatre groupes (groupes 1A, 1B, 2A et 2B) de vingt spécimens chacun. Les boîtiers métalliques préencollés (APC™) Victory Series LP (3M/unitek) furent utilisés dans tous les groupes. Les paragraphes qui suivent décrivent chacun des groupes. Toutes les manipulations étaient faites par un seul opérateur (Ly Thy Mar).

- Groupe 1A :
 - mordantage de toute la surface de l'émail à l'acide phosphorique 37% pendant 15 secondes ;
 - rinçage à l'eau pendant 10 secondes;
 - séchage avec un jet d'air sans huile pendant 5 secondes;
 - application d'une mince couche de *Transbond™ XT Primer*;
 - photopolymérisation avec la lampe à halogène Ortholux™ XT pendant 5 secondes;
 - mise en place du boîtier APC™ au centre géographique de la surface labiale de la dent;
 - photopolymérisation avec la lampe à halogène Ortholux™ XT pendant 20 secondes (10 secondes au mésial et 10 secondes au distal).

- Groupe 1B:
 - Mordantage de toute la surface de l'émail avec SEP (*Transbond™ Plus Self Etching Primer*) pendant 3 secondes;
 - mise en place du boîtier APC™ au centre géographique de la surface labiale de la dent;

- photopolymérisation avec la lampe à halogène Ortholux™ XT pendant 20 secondes (10 secondes au mésial et 10 secondes au distal).
- Groupe 2A :
 - mordantage de toute la surface de l'émail à l'acide phosphorique 37% pendant 15 secondes ;
 - rinçage à l'eau pendant 10 secondes;
 - séchage avec un jet d'air sans huile pendant 5 secondes;
 - application d'une mince couche de *Transbond™ XT Primer*;
 - photopolymérisation avec la lampe au plasma Ortho Lite™ pendant 3 secondes;
 - mise en place du boîtier APC™ au centre géographique de la surface labiale de la dent;
 - photopolymérisation avec la lampe au plasma pendant 6 secondes (3 secondes au mésial et 3 secondes au distal).
- Groupe 2B :
 - Mordantage de toute la surface de l'émail avec SEP (*Transbond™ Plus Self Etching Primer*) pendant 3 secondes;
 - mise en place du boîtier APC™ au centre géographique de la surface labiale de la dent;
 - photopolymérisation avec la lampe au plasma Ortho Lite™ pendant 6 secondes (3 secondes au mésial et 3 secondes au distal).

Le tableau X résume le protocole expérimental tel que décrit ci-haut.

Gr.	AP (15 sec.)	Rinçage	Séchage	Primer	SEP (3 sec.)	Boîtier APC	Halogène (20 sec.)	Plasma (6 sec.)
1A	✓	✓	✓	✓		✓	✓	
1B					✓	✓	✓	
2A	✓	✓	✓	✓		✓		✓
2B					✓	✓		✓

Tableau X : Résumé du protocole expérimental.

AP = acide phosphorique 37%; SEP = Transbond™ Plus Self Etching Primer.

Les boîtiers furent collés au centre de la couronne clinique des dents (dans les sens mésio-distal et occluso-gingival) (figures 4.8 et 4.9). Une sonde dentaire fut placée au centre des boîtiers pour appliquer une pression ferme. L'excès de composite autour de chaque boîtier a été bien enlevé avant de polymériser. Cette façon de procéder reflétait plus correctement la situation clinique. L'embout de la lampe à polymériser (Ortholux™ XT ou Ortho™ Lite) fut placé à un angle de 45° par rapport à la surface de la dent pour bien diriger le faisceau lumineux sous le boîtier. Afin de minimiser la perte d'énergie lumineuse, cet embout fut placé à une distance d'un millimètre du boîtier.

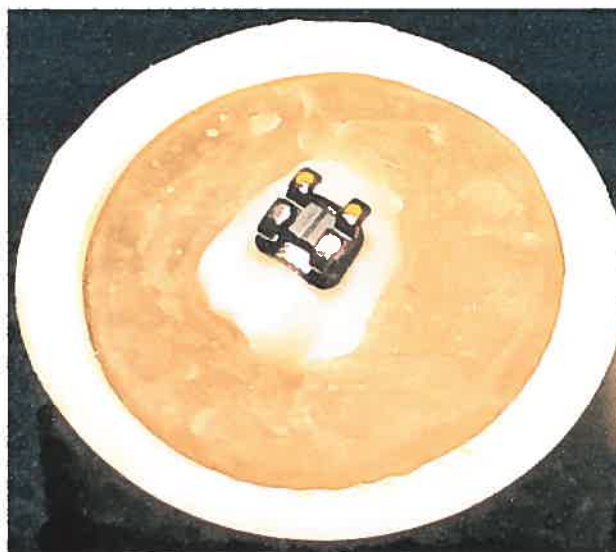


Figure 4.8: Boîtier APC™ collé sur la surface d'une prémolaire.

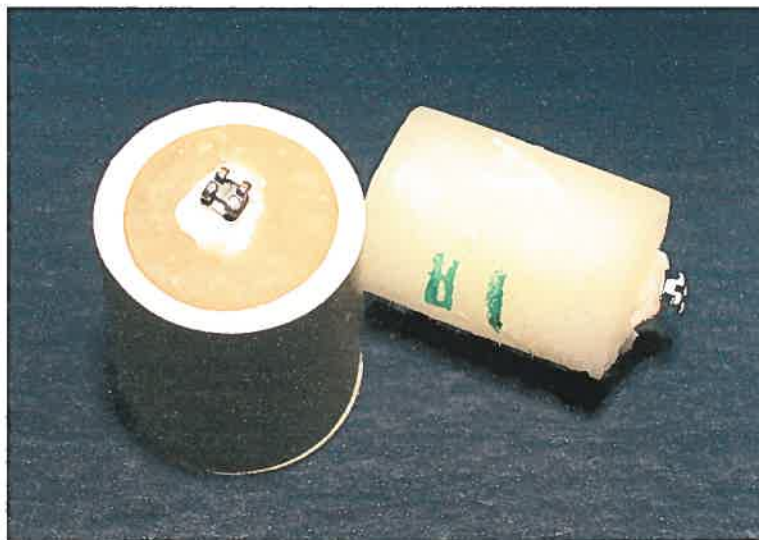


Figure 4.9: Montage de l'échantillon dans un moule en plastique. La couronne de la dent est enfouie dans la résine acrylique orthodontique.

Chaque échantillon préparé fut placé dans un contenant rempli d'eau distillée pour préserver une humidité de 100%. Tous les échantillons furent ensuite transférés dans un incubateur (modèle 210-6, National Appliance Company, Portland, OR) à 37°C pendant 24 heures avant de procéder aux tests de cisaillement (ISO, 1994). Après cette période, on procéda au thermocyclage.

4.3.4 Thermocyclage

Idéalement, les recommandations de la revue de littérature de Gale et Darvell (1999) (35°C pour 28 secondes, 15°C pour 2 secondes, 35°C pour 28 secondes et 45°C pour 2 secondes) auraient été suivies à la lettre, car, comme ils mentionnaient : « une standardisation des protocoles est requise afin de permettre des comparaisons valables des résultats des études de thermocyclage ». L'étude de Moore et al. (1999), (extrêmes de 16,9°C et 43,9°C), confirme d'ailleurs les recommandations de Gale et Darvell. Il est cependant difficile d'obtenir des résultats précis avec un tel protocole.

L'utilisation de trois températures distinctes, dont une température intermédiaire de 35°C, complique invariablement la procédure.

Un appareil de thermocyclage fort simple (SEPRAS BT-15), mais peu versatile, fut donc utilisé dans cette étude (figure 4.10). Il était constitué de deux bassins à température contrôlées, réglés à 15°C et 45°C, tel que proposé par Gale et Darvell (1999). Un bras pivotant permettait de déplacer les échantillons d'un bassin à l'autre. Le temps de trempage dans chaque bassin et le temps de passage d'un bassin à l'autre étaient non-ajustables et pré-établis respectivement à 30 secondes et 10 secondes. Il est bon de rappeler que l'étude de Crim et al. (1985) n'avait pas trouvé de différence significative entre la méthode proposée par Gale et Darvell (1999) et celle utilisée dans l'étude présente.

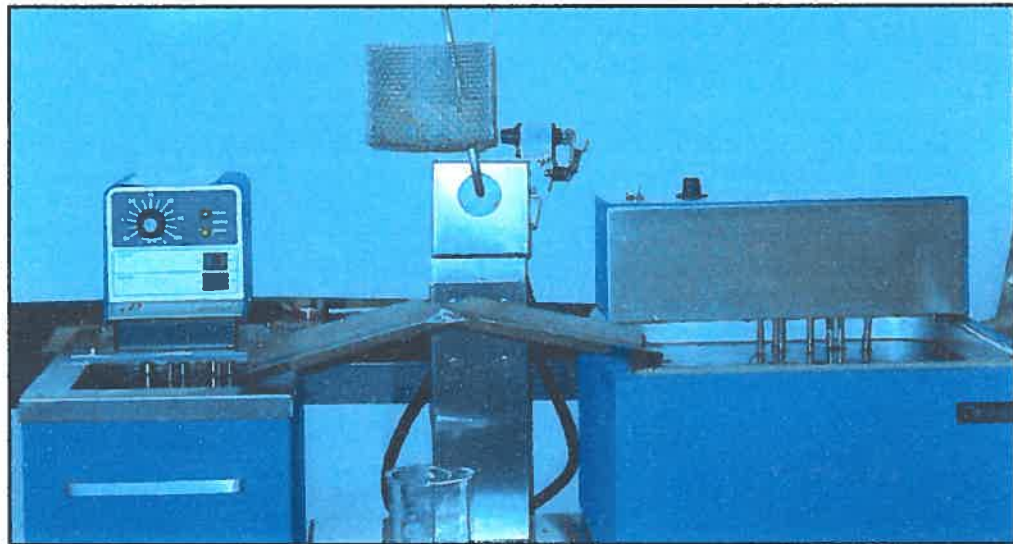


Figure 4.10: Thermocycleur SEPRAS BT-15 (Université de Montréal).

Une moyenne de 6 semaines représente relativement bien l'intervalle entre deux rendez-vous orthodontiques. Dans cette étude, le thermocyclage des spécimens se déroula sur 24 heures. Puisque chaque cycle durait exactement 80 secondes, un total de 1080 cycles fut effectué. Ceci représente 6 semaines, à raison de 25 cycles par jour (25,71), ce qui est représentatif de la réalité

intra-orale selon Gale et Darvell (1999). Le nombre de cycles effectués s'affichait sur un compteur mécanique intégré au thermocycleur. Dans la présente étude, tous les échantillons furent thermocyclés.

4.3.5 Manipulations

Suite au thermocyclage, les spécimens furent immédiatement installés sur la machine Instron 4201 (Instron, Canton, MS) et testés en cisaillement (décollement). Il est à noter que seulement un spécimen pouvait être testé à la fois. Les manipulations ont été identiques pour tous les spécimens testés et effectuées par un seul opérateur.

Les échantillons furent montés horizontalement dans un étau (figure 4.11) et stabilisés à l'aide d'une paire de boulons et vis sans fin. Les boîtiers étaient placés de sorte que l'interface dent/boîtier était perpendiculaire au plancher (avec la partie occlusale dirigée vers le haut).

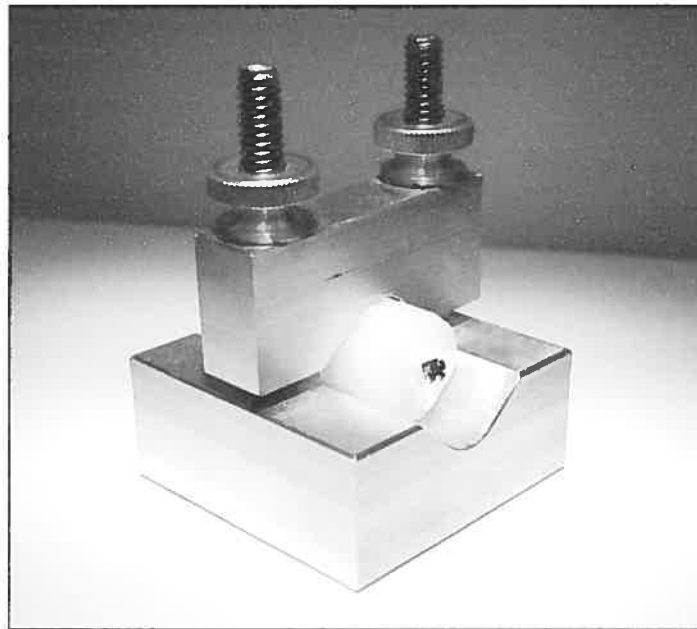


Figure 4.11: L'étau retenant le spécimen en place.

Avant de débiter les essais, il était nécessaire de laisser la machine Instron 4201 (figure 4.12) se réchauffer pour une dizaine de minutes. Durant cette période, le montage sur la console fut préparé. L'étau qui tenait le spécimen fut placé sur la plateforme métallique (figure 4.13) et tenu en place de façon rigide à l'aide de deux pinces de menuisier (Quick-Grip™, Home Dépôt).



Figure 4.12: Appareil Instron 4201 Série IX.

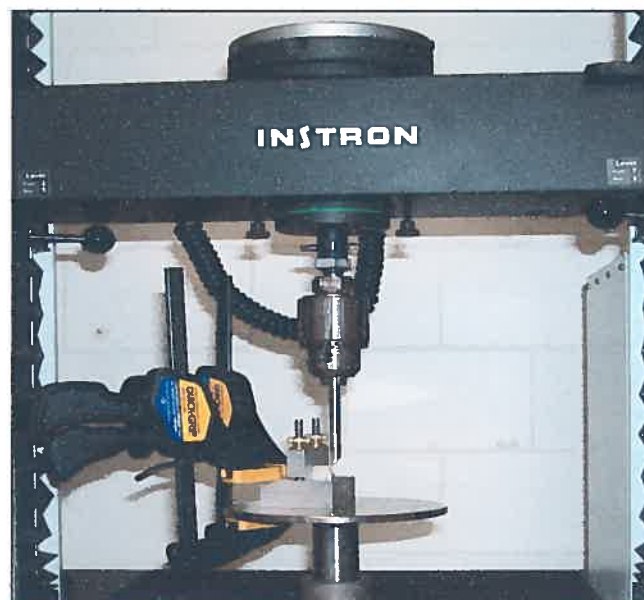


Figure 4.13: L'étau est tenu sur la plateforme à l'aide de deux pinces.

Une cellule de charge Instron d'une capacité de 1 kiloNewton (kN) fut utilisée et une tige métallique ayant servi de "couteau" fut fixée à la partie inférieure de cette dernière. La pointe biseautée du "couteau" fut orientée parallèle à la surface de la dent (figure 4.14). Le test de cisaillement fut effectué en faisant descendre le "couteau" à une vitesse de 5mm/min et venant séparer le boîtier de la dent. La charge maximale nécessaire fut enregistrée par l'ordinateur au moment de la fracture de l'adhésif. Les deux parties de chaque échantillon ainsi obtenues furent identifiées et gardées dans un sac en plastique pour un examen au microscope ultérieurement.

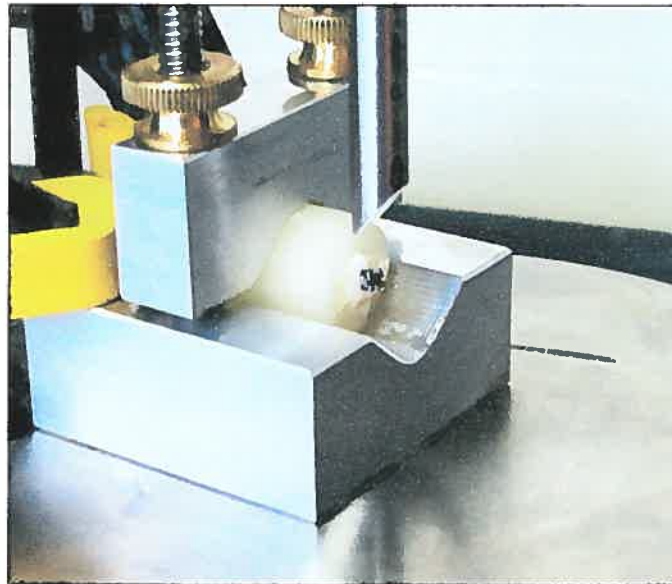


Figure 4.14: La pointe biseautée du couteau orientée parallèle à la surface de la dent.

4.3.5.1 Acquisition des données

Seule la force maximale fut prise en considération dans cette étude. Les unités de mesure de la force en système international (SI) furent utilisées (N et MPa). Le système informatique d'acquisition de données, soit le logiciel Instron IX, fut proprement configuré, permettant la collecte des données par ordinateur et rendant possible le tracé des courbes charge/déplacement (voir les annexes). Les valeurs de force (kN) et de déplacement (mm) étaient enregistrées par le logiciel toutes les secondes durant le test de cisaillement (voir les annexes). Le tracé de la courbe s'effectuait en temps réel à l'écran et permettait de suivre la progression (voir les annexes). Le logiciel calculait la moyenne, l'écart-type, le minimum et le maximum des valeurs de chacun des quatre groupes.

Les valeurs de charge maximale obtenues en kN furent converties en MPa en divisant cette force par la surface du boîtier ($9,806 \text{ mm}^2$ ou $0,09806 \text{ cm}^2$) utilisant la formule suivante :

$$\begin{aligned} \text{Force en MPa} &= (\text{Force en N} \times 0,102) \div (\text{Surface en cm}^2 \times C) \\ &= (\text{Force en N} \times 0,102) \div (0,09806 \times 0,09807) \\ \text{Où } C &= \text{constante} = 0,09807 \end{aligned}$$

Par exemple, une force de 0,10350 kN donnerait:

$$\begin{aligned} \text{Force en MPa} &= (103,50 \times 0,102) \div (0,09806 \times 0,09807) \\ &= 10,56 \end{aligned}$$

4.3.6 Index d'adhésif restant (*Adhesive Remnant Index* ou ARI)

Suite au test de cisaillement, la surface d'émail de chaque spécimen fut examinée sous un microscope optique (Stemi SR, Université de Montréal) à un grossissement de 20X. Le montant d'adhésif restant fut quantifié et un score fut établi selon l'index ARI (Artun et Bergland, 1984). Cet index s'établit de la façon suivante :

$$\text{ARI} = \frac{\text{Surface d'adhésif résiduel}}{\text{Surface de la base du boîtier}} \times 100$$

Selon cette formule, un pourcentage de 100% indique que toute la résine adhésive reste sur la dent et un pourcentage de 0% indique qu'il n'y a pas d'adhésif sur la dent. Une échelle à quatre chiffres fut établie par les auteurs pour faciliter les calculs statistiques et la présentation:

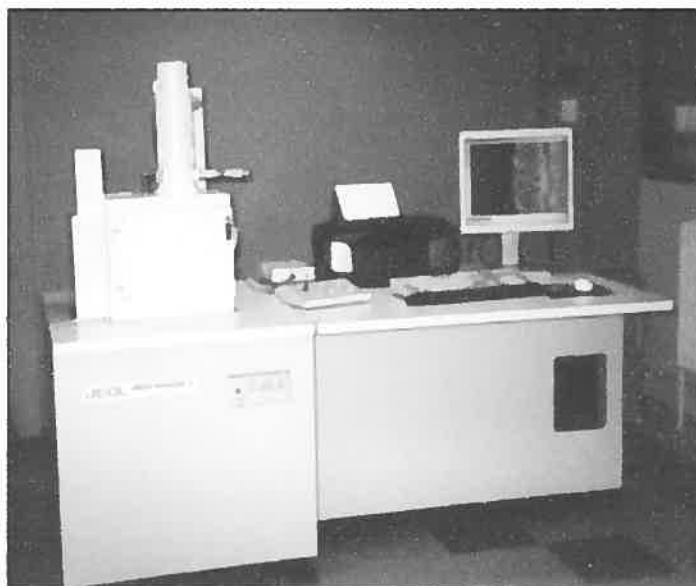
0 = Pas d'adhésif sur l'émail (0%);

1 = Moins de 50% d'adhésif sur l'émail (<50%);

2 = Plus de 50% d'adhésif sur l'émail (>50%);

3 = Tout l'adhésif reste sur l'émail (100%).

Un spécimen représentant chacun des scores fut examiné à l'aide d'un microscope électronique à balayage 6460-LV JSM (figure 4.15) à un grossissement de 25X et des clichés photographiques furent pris.



*Figure 4.15: Microscope électronique à balayage à pression variable
6460-LV JSM (Université de Montréal).*

4.3.7 Analyse statistique des résultats

Les statistiques descriptives incluant la moyenne, l'écart-type, le minimum et le maximum furent calculés pour chaque groupe d'échantillons. Les données sont présentées sous forme de tableaux et d'histogrammes avec ces paramètres.

Une analyse de variance bivariée (2-way ANOVA) a été utilisée pour déterminer s'il y avait des différences significatives entre les groupes ainsi que des interactions entre la source lumineuse et le système de mordantage. Dans notre étude, nous voulions savoir si l'effet de la source lumineuse était le même sur la force d'adhésion indépendamment du type de mordantage. Aussi, nous voulions savoir si l'effet du mordantage était le même indépendamment de la source lumineuse. Les tests de comparaisons multiples Post-Hoc selon la méthode Tukey ont été employés pour comparer les forces

d'adhésion parmi les spécimens des différents groupes et les interactions entre les différentes variables étudiées.

Les tests statistiques de Kruskal-Wallis ont été utilisés pour déceler les différences des scores ARI par rapport au type de mordançage et au type de lampe. Les tests de U Mann-Whitney ont été employés pour déterminer les différences entre deux groupes du même type (entre deux types de mordançages ou entre deux types de lampes)

La valeur alpha retenue comme seuil d'acceptation est 0,05.

4.3.8 Sources d'erreurs

Les sources d'erreurs possibles proviennent de deux aspects de la technique expérimentale : les manipulations et le relevé des données expérimentales. Durant les manipulations, la plus importante source d'erreurs provient de l'ajustement manuel du zéro de la machine. L'idéal serait évidemment que la machine de test puisse se calibrer à zéro automatiquement. Une autre source d'erreur concerne la force appliquée au boîtier lors du collage et l'orientation des spécimens sur la plateforme lors des tests de cisaillement. Durant le recueil des données, la sensibilité de la cellule de charge peut également avoir influencé les enregistrements de la force.

Il faut rappeler en terminant que toutes les manipulations ainsi que toutes les prises de données ont été faites par le même opérateur, point capital dans l'évaluation de la validité des résultats finaux.

CHAPITRE CINQUIÈME

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

5. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

5.1 Forces d'adhésion

La charge maximale brute enregistrée (en kN) par l'appareil Instron 4201 pour les spécimens de chaque groupe est illustrée dans les tableaux XI, XII, XIII et XIV. La moyenne, la médiane, l'écart-type, le maximum et le minimum sont également mentionnés.

Les forces d'adhésion obtenues (en MPa) pour les quatre groupes d'échantillons ainsi que les médianes, les écart-types, les minimums et les maximums sont présentés dans les tableaux XV et XVI et représentés graphiquement dans la figure 5.1.

La force d'adhésion la plus élevée est retrouvée dans le groupe 1A (10,56 MPa). Les spécimens de ce groupe furent préparés avec de l'acide phosphorique 37% et de la lumière halogène (Ortholux™ XT). Les résultats du groupe 2A (acide phosphorique 37% et lumière au plasma) avaient des valeurs similaires avec une force d'adhésion moyenne de 10,52 MPa. Statistiquement, il n'y a pas de différence entre ces deux groupes ($p > 0,05$). La force la moins élevée obtenue dans cette étude est retrouvée dans le groupe 2B (SEP et lumière au plasma (Ortho Lite™)) avec une valeur de 8,85 MPa. Or, selon Bergstrand (2003), une valeur de 5 à 7 MPa suffit amplement au besoin de collage orthodontique. Selon Reynolds (1979), une valeur de 60-80 kg/cm^2 (5,9 à 7,8 MPa) est une force de tension raisonnable en orthodontie. Il avait aussi rapporté des succès cliniques même avec des adhésifs qui donnaient une force *in vitro* de 4,9 MPa seulement.

La différence statistiquement significative ($p < 0,05$) existait entre les sous-groupes A et B, mais pas entre les groupes 1 et 2. Cette différence se situait

au niveau du type de mordantage de l'émail plutôt que du type de lampe utilisé. Le tableau XVII et la figure 5.2 montrent bien ces observations. Nous avons pu noter que le type de lumière employé n'avait pas d'effet sur la force d'adhésion des boîtiers étudiés ($p = 0,45$). Cependant, le type de préparation de l'émail (mordantage) avait un impact sur la force obtenue ($p < 0,05$).

Toujours selon la figure 5.2, nous avons constaté qu'il n'y avait aucune interaction entre le mordantage et la photopolymérisation. Les deux droites du graphique sont bien distinctes et ne s'entrecroisent pas, c'est-à-dire que le mordantage n'influçait pas la polymérisation et vice versa ($p = 0,48$). Seul le mordantage pouvait donner une différence dans la force d'adhésion. Globalement, il y avait une différence statistique entre les deux types de mordantage de l'émail. Le mordantage au SEP combiné à une polymérisation au plasma donnaient une force d'adhésion la moins élevée (8,85 MPa). Dans cette étude, la différence entre les valeurs de force obtenues était très petite et ces valeurs se situaient bien au-dessus du seuil clinique acceptable. Théoriquement il y avait une différence, mais cliniquement, les valeurs sont équivalentes.

Spécimens	Charge maximale (kN)
1	0,095
2	0,109
3	0,107
4	0,064
5	0,133
6	0,123
7	0,086
8	0,085
9	0,147
10	0,173
11	0,096
12	0,115
13	0,112
14	0,104
15	0,064
16	0,073*
17	0,067*
18	0,105
19	0,149
20	0,063
Moyenne	0,107
Médiane	0,104
Écart-type	0,034
Minimum	0,063
Maximum	0,173

Tableau XI: Résultats du groupe 1A. * = bris de l'émail

Spécimens	Charge maximale (kN)
1	0,164
2	0,043
3	0,102
4	0,099
5	0,089
6	0,094
7	0,082
8	0,113
9	0,077
10	0,085
11	0,099
12	0,108
13	0,082
14	0,072
15	0,084
16	0,050
17	0,114
18	0,101
19	0,133
20	0,100
Moyenne	0,090
Médiane	0,096
Écart-type	0,033
Minimum	0,043
Maximum	0,164

Tableau XII : Résultats du groupe 1B.

Spécimens	Charge maximale (kN)
1	0,134
2	0,070
3	0,097
4	0,161
5	0,062
6	0,089
7	0,069
8	0,108
9	0,143
10	0,075
11	0,148
12	0,044
13	0,140
14	0,093
15	0,097
16	0,097
17	0,083
18	0,120
19	0,124
20	0,109
Moyenne	0,103
Médiane	0,097
Écart-type	0,032
Minimum	0,044
Maximum	0,161

Tableau XIII: Résultats du groupe 2A.

Spécimens	Charge maximale (kN)
1	0,008
2	0,160
3	0,077
4	0,077
5	0,093
6	0,048
7	0,065
8	0,080
9	0,070
10	0,075
11	0,160
12	0,067*
13	0,070
14	0,070
15	0,095
16	0,061
17	0,090
18	0,092
19	0,202
20	0,075
Moyenne	0,087
Médiane	0,076
Écart-type	0,043
Minimum	0,008
Maximum	0,202

Tableau XIV : Résultats du groupe 2B. * = bris de l'émail.

Forces d'adhésion (MPa)				
	1A (AP + HAL)	1B (SEP + HAL)	2A (AP + PLA)	2B (SEP + PLA)
n	20	20	20	20
Minimum	6,427	4,386	4,488	0,816
Maximum	17,648	16,730	16,424	20,606
Médiane	10,660	9,844	9,895	7,753
Moyenne	10,558	9,645	10,522	8,849
Écart-type	3,148	2,707	3,235	4,362

Tableau XV : Comparaison des forces d'adhésion des groupes 1A, 1B, 2A et 2B.

Forces d'adhésion (MPa)		
	Acide phosphorique 37% (1A et 2A)	SEP (1B et 2B)
Moyenne	10,540	9,247
Écart-type	3,191	3,534

Tableau XVI: Comparaison des forces d'adhésion entre l'acide phosphorique 37% et SEP ($p < 0,05$).

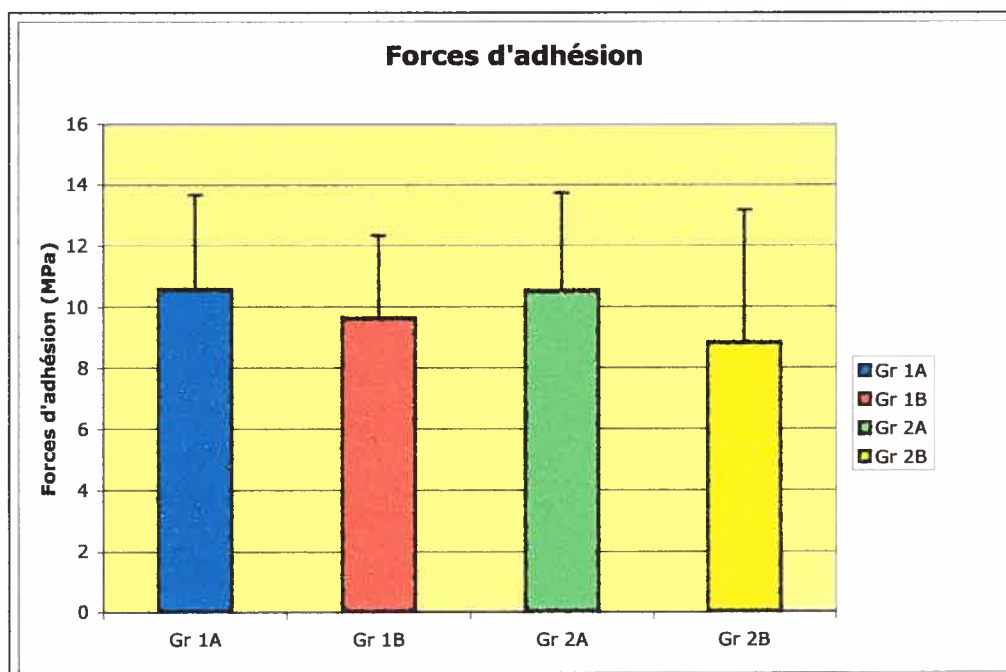


Figure 5.1 : Histogrammes montrant la force d'adhésion des quatre groupes d'échantillons de l'étude (2-way ANOVA). $p < 0,05$.

Variables	p
Mordançage	0,04640 (< 0,05)
Lampe	0,45380 (> 0,05)
Lampe x mordançage	0,48533 (> 0,05)

Tableau XVII: Valeur "p" pour chacune des variables étudiées (analyse de variance bivariée (2-way ANOVA)) basée sur la force d'adhésion en MPa.

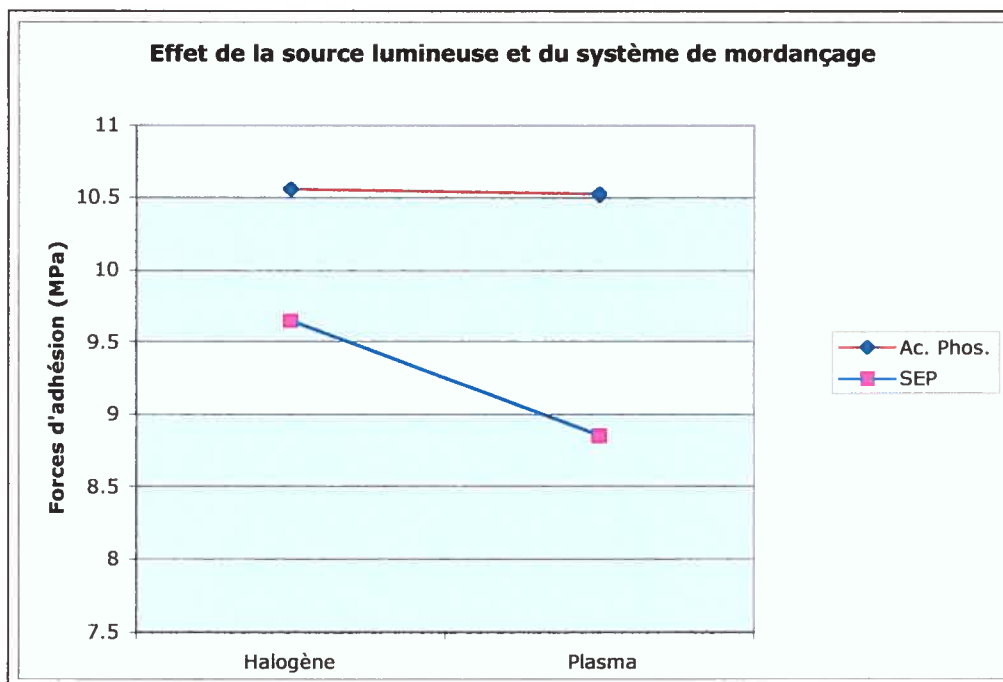


Figure 5.2 : Comparaisons multiples Post Hoc selon la méthode Tukey montrant aucune interaction entre le système de mordantage et la source lumineuse ($p = 0,48$). Ac. Phos. = acide phosphorique 37%; SEP = Transbond™ Plus Self Etching Primer.

5.2 Scores ARI

L'index ARI permet d'évaluer qualitativement la performance des systèmes de collage. Également, cet index permet de quantifier le montant de composite qui reste sur la dent une fois le boîtier décollé. L'intérêt de cette technique vient du fait qu'elle offre la possibilité de visualiser la ou les zones de faiblesse du matériau adhésif utilisé.

Un index de <0> indique que le bris avait eu lieu à l'interface entre la dent et la résine adhésive où tout l'adhésif reste collé à la base du boîtier (figure 5.3). Un score de zéro signifie qu'il y avait une "faiblesse" au niveau de l'adhésion

entre la dent et la résine intermédiaire (*primer*) ou entre cette résine intermédiaire et la résine composite. Cette situation se traduit généralement par une force d'adhésion moins élevée. Le lien mécanique entre la résine adhésive et la base du boîtier étant plus grand.

Un index de <1> indique qu'il y avait moins de 50% de l'adhésif sur la dent (ou plus de 50% de l'adhésif reste sur le boîtier) (figure 5.4). Le calcul était basé sur la surface de la base du boîtier et non pas sur le volume de l'adhésif. Dans ce cas, il y avait une fracture de l'adhésif indiquant un degré de collage plus important avec la dent.

Un index de <2> indique qu'il y avait plus de 50% de l'adhésif sur la dent (ou moins de 50% de l'adhésif reste sur le boîtier) (figure 5.5). C'est la situation contraire à la précédente. L'adhésion est plus importante entre la dent et la résine adhésive.

Un index de <3> indique qu'il y avait un bris entre la résine adhésive et la base du boîtier où la totalité de cette résine restait collée sur la dent (figure 5.6). Dans ce cas, nous pouvons déduire que le lien mécanique entre la dent et l'adhésif est plus fort que le lien entre l'adhésif et le boîtier. Cette situation se traduit par une force d'adhésion importante et parfois, des bris de l'émail peuvent survenir.

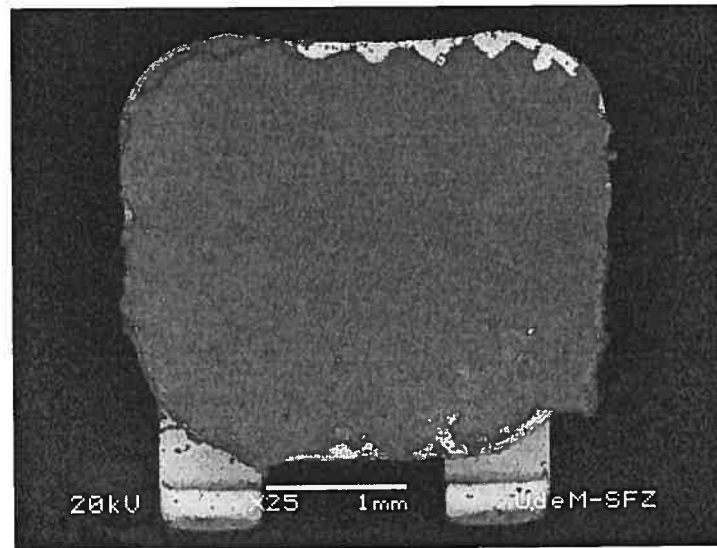


Figure 5.3: Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de <0>. On peut noter que la quantité totale de la résine composite reste sur la base du boîtier.

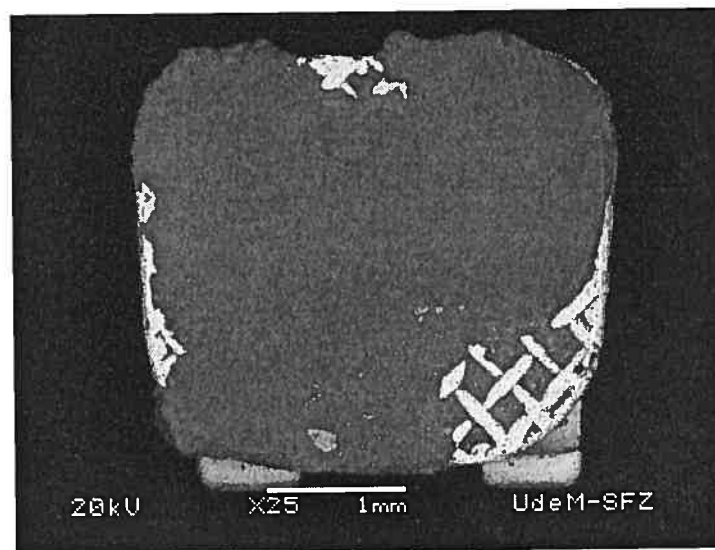


Figure 5.4: Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de <1>. On peut noter une plus grande quantité de résine composite (superficie) sur la base du boîtier.

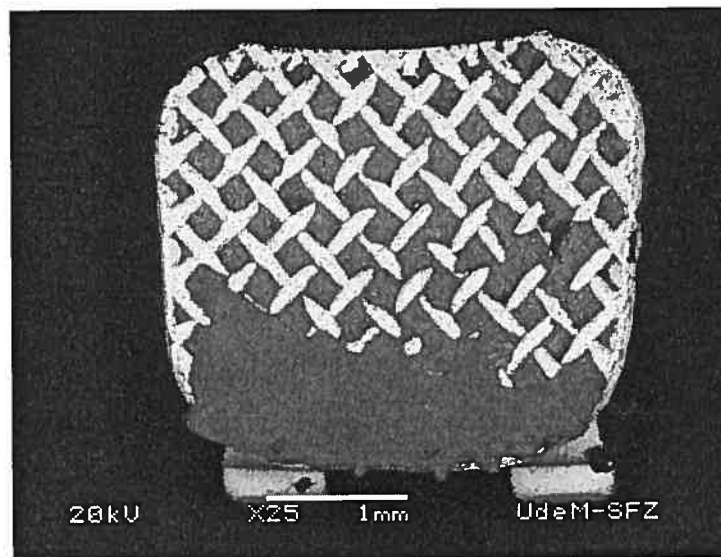


Figure 5.5: Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de <2>. On peut noter une très petite quantité de résine composite (superficie) sur la base du boîtier.

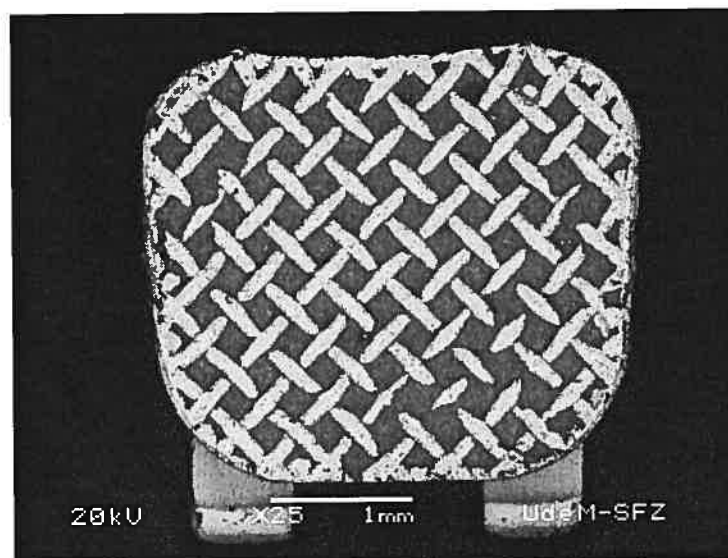


Figure 5.6: Image au microscope électronique à balayage (25X) d'un spécimen ayant un score ARI de <3>. Toute la surface du boîtier est visible et pas de composite restant sur le treillis métallique.

Le tableau XVIII résume la distribution des scores ARI pour chacun des groupes. Ces scores sont représentés graphiquement par des histogrammes dans les figures 5.7 et 5.8. Sur un total de 80 spécimens, trois bris de l'émail eurent lieu (deux dans le groupe 1A et un dans le groupe 2B). À la lumière de ces résultats, les groupes 1A et 2A viennent en tête de classement avec des scores ARI moyens de <2> (50% et 55% des spécimens respectivement). Comme nous avons vu précédemment, plus le score est élevé, plus le système de collage est performant. Les groupes 1B ainsi que 2B ont des scores moyens de <1>. Une différence statistiquement significative se situait au niveau du type de mordantage de l'émail ($p < 0,05$) plutôt que du type de lampe utilisé. Le tableau XIX montre bien cette observation.

		Scores ARI			
Groupes	n	0	1	2	3
1A	18**	1 (5,5%)	5 (27,8%)	9 (50,0%)	3 (16,7%)
1B	20	6 (30,0%)	7 (35,0%)	6 (30,0%)	1 (5,0%)
2A	20	2 (10,0%)	3 (15,0%)	11 (55,0%)	4 (20,0%)
2B	19*	2 (10,5%)	12 (63,2%)	5 (26,3%)	0 (0%)
Total	77	11 (14,3%)	27 (35,1%)	31 (40,2%)	8 (10,4%)

Tableau XVIII: Fréquence de distribution des scores ARI des quatre groupes.

** = 1 bris d'émail dans ce groupe.*

*** = 2 bris d'émail dans ce groupe.*

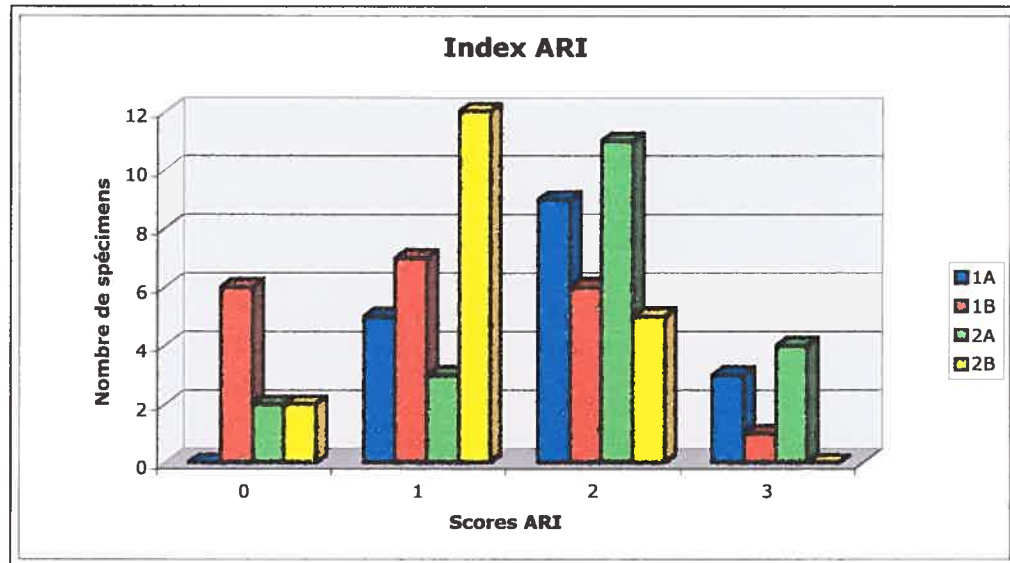


Figure 5.7 : Histogrammes montrant la fréquence de distribution des spécimens de l'étude.

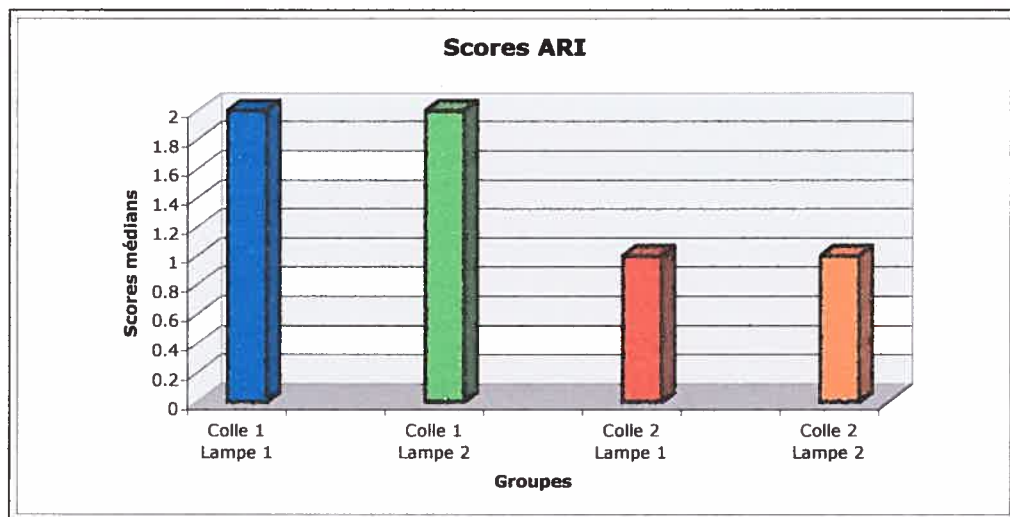


Figure 5.8 : Comparaison des scores ARI médians des quatre groupes.

Colle 1 = Ac. phos. + Transbond™ XT; Colle 2 = SEP; Lampe 1 = Ortholux™ XT (halogène); Lampe 2 = Ortho Lite™ (plasma).

De gauche à droite : Gr. 1A, Gr. 2A, Gr. 1B et Gr. 2B.

Variables	p
Mordançage	0,0004 (< 0,05)
Lampe	0,6971 (> 0,05)
Groupe	0,0049 (< 0,05)

Tableau XIX : Valeur "p" pour chacune des variables étudiées (analyses de Kruskal-Wallis univariée et les tests de U Mann-Whitney) basée sur les scores ARI.

CHAPITRE SIXIÈME

DISCUSSION DES RÉSULTATS

6. DISCUSSION DES RÉSULTATS

6.1 Forces d'adhésion

6.1.1 Résultats cliniques versus résultats en laboratoire

Les résultats obtenus des études *in vitro* doivent être interprétés avec précaution car ils diffèrent souvent de ceux des études *in vivo*. Zachrisson (2000) avait mentionné trois raisons pour expliquer cette différence : premièrement, l'augmentation continue de la charge en tension ou en cisaillement appliquée au boîtier en laboratoire n'est pas représentative de l'application de la force en clinique. Cliniquement, la force appliquée sur un boîtier n'est pas constante. Elle est habituellement de courte durée et le niveau de force peut varier de très bas à très haut; deuxièmement, le type de force de décollement développé en laboratoire est différent du type de force appliqué en clinique. Dans la présente étude, la force de décollement ou de cisaillement fut appliquée le plus près possible de l'interface entre la base du boîtier et le matériau de collage. En clinique, cette force est habituellement une combinaison de forces de torsion et de cisaillement (Katona, 1997). Ces dernières sont normalement dirigées sur les ailettes du boîtier. La direction de la force se trouve donc à une certaine distance de la base du boîtier; et troisièmement, les variations complexes de température, de stress, d'humidité, d'acidité et de plaque présentes dans l'environnement oral ne sont pas reproductibles en laboratoire. Les études en laboratoire ne peuvent pas toujours être transposées à des situations cliniques. Néanmoins, ces études sont très utiles pour comparer différents biomatériaux. Des études cliniques doivent suivre celles en laboratoire pour valider les résultats de ces dernières.

6.1.2 Variables affectant les comparaisons entre les études

Comparer les résultats avec les études antérieures peut être difficile à cause des différences de variables impliquées dans les expérimentations et également, à cause de l'inexistence d'un protocole normalisé pour tester les forces d'adhésion en orthodontie (Fox, McCabe et Buckley, 1994; Katona et Moore, 1994; Eliades et Brantley, 2000). Comme nous avons discuté précédemment dans la section 2.5.1, plusieurs façons d'appliquer une charge peuvent être employées. Ces dernières rendent les comparaisons difficiles. Un malalignement du point d'application de la charge et les variations de l'épaisseur du ciment entre les spécimens peuvent donner d'autres sources d'erreurs (Katona et Moore, 1994).

La vitesse de la cellule de charge doit aussi être prise en considération. Eliades et Brantley (2000) ont mentionné que le comportement "viscoélastique" de la résine adhésive est important lorsqu'on utilise des vitesses basses. Ce comportement "viscoélastique" est souvent absent lors d'un impact de haute vitesse qui se présente typiquement dans les incidences de décollement *in vivo*. Dans la présente étude, la vitesse a été programmée à 5 mm/min (Bishara et al., 1998, 2001 et 2004; Chunhacheevachaloke et Tyas, 1997). Cette vitesse laisse moins de chance au comportement "viscoélastique" de la résine adhésive de se manifester. Les résultats obtenus sont alors plus représentatifs de la réalité clinique. Certaines études utilisaient une vitesse de 0,5 mm/min (Knox et al., 2000; Liu et al., 2002; Carrière P., 2002; Lalani et al., 2000). Cette application lente d'une charge avait conduit à des déformations "viscoélastiques" de la résine. Newman, Dressler et Granadier (1984) utilisaient une vitesse de 0,508 mm/min. Les études faites par Sfondroni et al. (2001 et 2002), Evans et al. (2002) et Oesterle et al. (2001) employaient une vitesse de 1 mm/min. Quant à Sheen et al. (1993), ils utilisaient une vitesse de 2 mm/min.

Les différents types d'attachements orthodontiques tels les boîtiers et boutons utilisés dans les divers protocoles de recherche affectent également la "comparabilité" des résultats. Ces différences incluent le type de boîtier (métallique, céramique ou plastique), le dessin de la base et le type de rétention (mécanique, chimique ou les deux). Dans cette étude, un seul type de boîtier fut employé pour minimiser les variations des résultats obtenus.

Une autre source d'erreur est la surface de collage du boîtier. Les résultats sont habituellement rapportés en MPa (MégaPascals). Cette unité de mesure représente la force de décollement à la fracture (en Newtons) divisée par l'aire de la base du boîtier (en cm^2). Donc la connaissance de la valeur précise de cette surface est importante. Multiplier la largeur de la base par sa hauteur, comme préconisaient Chunhacheevachaloke et Tyas (1997) et Lai, Woods et Tyas (1999), ne reflète pas la surface réelle du boîtier car la base n'est pas parfaitement rectangulaire. Dans cette étude, dans un but d'assurer une bonne précision, l'aire de la surface de la base des boîtiers ($9,806 \text{ mm}^2$) fut obtenue directement du manufacturier (3M/Unitek, Monrovia, CA). Quant à lui, Carrière (2002) utilisait un logiciel d'analyse digitale de l'image pour déterminer les différentes superficies de la base des boîtiers utilisés.

Une autre variable est le substrat utilisé dans des études de collage. L'émail, la porcelaine, l'amalgame et la résine composite ont été utilisés. Dans la présente étude, les surfaces d'émail ont été utilisées (Joseph et Rossouw, 1990; Bishara et al., 1993, 1997, 1998 et 2001; Forsberg et Hagberg, 1992; Wang et al., 2004; Buonocore, 1955; Reynold, 1975, etc.). Les études faites par Carrière (2002), Kao et al. (1995), Chunhachevachaloke et Tyas (1997) et Lai, Woods et Tyas (1999) utilisaient de la résine composite comme substrat. Les préparations de surface (mordançage ou microsablage) et les propriétés physiques des substrats diffèrent beaucoup entre les études. Ces facteurs affectent grandement les valeurs de la force nécessaire pour décoller le boîtier.

Le milieu et la durée d'entreposage des spécimens avant les tests influencent aussi le résultat de l'étude. Kao et al. (1995) ont thermocyclé leurs échantillons pour un total de 500 cycles entre 4°C et 55°C suivi d'une immersion dans l'eau à 37°C pendant 7 jours. Chunhacheevachaloke et Tyas (1997), Bishara et al. (1993, 1998 et 2001), Wang et al. (2004), Oesterle et al. (2001) et Evans et al. (2002) avaient conservé leurs échantillons dans l'eau distillée à 37°C pendant 24 heures. Sfondroni et al. (2001 et 2002) avaient utilisé la température ambiante de 22-25°C pour garder leurs spécimens. Lai, Woods et Tyas (1999) avaient thermocyclé la moitié de leurs spécimens et l'autre moitié était conservée dans l'eau à 37°C pour une durée inconnue. Dans notre étude, tous les spécimens avaient été conservés dans un incubateur à 37°C pour une durée de 24 heures, puis thermocyclés pour une autre période de 24 heures (pour un total de 1080 cycles) à des températures de 15°C et 45°C (Gale et Darvell, 1999).

L'étude présente sera comparée avec les autres utilisant les matériels et méthodes similaires.

6.1.3 Forces d'adhésion à l'émail après 24 heures

Une force de 6-8 MPa après une période de 24 heures a été recommandée par Reynolds (1975) comme une valeur minimale pour l'acceptabilité clinique. La force moyenne la plus élevée obtenue était $10,6 \pm 3,1$ MPa (groupes 1A et 2A : acide phosphorique et Transbond™ XT Primer) et la plus basse était $8,8 \pm 4,3$ MPa (groupe 2B : Transbond™ Plus Self Etching Primer ou SEP). Le groupe 1B (SEP) se situait à mi-chemin avec une force de $9,6 \pm 2,7$ MPa. Haydar, Sartkaya et Cehreli (1999) avaient trouvé des forces d'adhésion qui variaient de 4,3 à 7,1 MPa seulement pour les boîtiers métalliques collés sur l'émail. Quant à eux, Forsberg et Hagberg (1992) et Wang et al. (2004) avaient obtenu une force moyenne de 8,4 MPa et 7,2 MPa respectivement. À la lumière des résultats obtenus, nous avons pu constater

que toutes nos valeurs de force se situaient bien au-dessus de la valeur préconisée par Reynolds en 1975. Pour s'assurer d'un succès clinique, Bergstrand (2003) avait suggéré une valeur minimale de seulement 5 à 7 MPa.

La présente étude indique que l'utilisation d'un agent mouillant auto-mordant comme SEP donne des résultats similaires à l'acide phosphorique 37%, peu importe les types de lampes utilisés. Le collage avec SEP donne une force moyenne ($9,2 \pm 3,2$ MPa) légèrement plus basse qu'avec l'acide phosphorique ($10,5 \pm 3,2$ MPa), mais cette différence est statistiquement non significative ($p > 0,05$). Ces résultats sont en accord avec ceux de Bishara et al. (1998) ($10,4 \pm 4,4$ MPa), Sfondrini et al. (2002) ($11,2 \pm 1,5$ MPa) et Olsen et al. (1997) ($10,4 \pm 2,8$ MPa). Cette petite différence entre les deux systèmes de collage peut être expliquée de la façon suivante, selon Bishara et al. (1998): en examinant la surface de l'émail à l'aide d'un microscope électronique à balayage, ils avaient constaté que les projections de la résine composite étaient plus épaisses et uniformes lorsque l'acide phosphorique était utilisé. Cependant, avec un agent mouillant auto-mordant, les projections de la même résine étaient minces et moins uniformes. Ces dernières donnaient une force d'adhésion plus faible et donc, peu de composite restait sur la dent au moment du décollement. Ce phénomène donne un avantage au clinicien puisqu'il requiert moins de temps pour nettoyer les dents. De plus, le système de collage auto-mordant est facile d'utilisation et rapide à appliquer.

Selon Wang et al. (2004), les durées de mordantage de 15, 30, 60 et 90 secondes ne montraient aucune différence sur la force d'adhésion. L'examen au microscope électronique à balayage de l'émail mordancé avec les concentrations d'acide phosphorique de 35%, 20%, 10% et 5% a démontré qu'avec un temps de mordantage de moins de 30 secondes, la différence dans la perte de la structure d'émail n'était pas significative, avec une profondeur d'environ 5 μm (Uno, 1995). Avec un temps de mordantage au-delà de 30 secondes, il y avait une relation linéaire entre la perte d'émail et la

concentration de l'acide. Les examens au microscope électronique à balayage ont montré que les patrons de mordantage étaient graduellement plus prononcés avec l'augmentation de la durée de mordantage et de l'acidité. Pourtant il n'y avait pas de différence significative entre les forces d'adhésion (Uno, 1995).

Carstensen et al. (1986) avaient suivi les résultats cliniques des boîtiers collés sur l'émail ayant reçu un mordantage de 15-20 secondes ou de 20-35 secondes. Ils comparaient entre le côté gauche et le côté droit du patient. Après 9 mois de traitement, ils n'avaient pas noté de différence significative entre les groupes et avaient suggéré qu'un temps de mordantage de 15 secondes était suffisant pour une utilisation clinique. Le résultat de cette étude a été confirmé par une étude clinique faite par Kinch et al. (1988) qui n'ont pas trouvé de différence entre les taux d'échec de collage sur des dents traitées à l'acide phosphorique 37% pour une durée de 15 ou 60 secondes.

Dans notre étude, une durée de mordantage de 15 secondes fut choisie pour des raisons pratiques. Comme nous avons mentionné précédemment, la force d'adhésion était peu influencée par le temps de mordantage allant jusqu'à 60 secondes (Cartensen et al., 1986; Kinch et al., 1988; Uno, 1995; Bishara et al., 1998 et 2001; Sfondrini et al., 2001; Evans et al., 2002 et Wang et al., 2004). La différence se situait au niveau du type de mordantage et non pas au niveau de la durée de mordantage. Nous avons obtenu *in vitro* une différence statistiquement significative ($p < 0,05$) entre l'acide phosphorique 37% ($10,5 \pm 3,2$ MPa) et l'agent mouillant auto-mordant SEP ($9,2 \pm 3,5$ MPa). Cliniquement, cette différence n'est pas significative (Reynolds, 1975; Bergstrand, 2003). Comparés aux résultats obtenus par Bishara et al. (2004), les nôtres sont amplement satisfaisants pour confirmer le succès de collage des matériaux que nous avons utilisés.

La présente étude a démontré qu'il n'y avait pas de différence significative dans la force d'adhésion entre les deux types de polymérisation (halogène versus plasma). De plus, il n'y avait pas de différence statistiquement significative ($p = 0,70$) dans les 4 types de patrons de décollement entre les deux lampes. Jusqu'à maintenant, une seule étude clinique avait évalué les performances cliniques des boîtiers collés avec de la résine composite et polymérisés avec de la lumière au plasma (Sfondrini et al., 2004). Ils n'avaient trouvé aucune différence statistiquement significative dans le taux d'échec de collage lorsqu'ils comparaient les polymérisations à halogène et au plasma. De plus, aucune différence n'avait été notée entre les dents du maxillaire et de la mandibule et entre les dents postérieures et antérieures (Sfondrini et al., 2004). Les études *in vitro* précédentes (Sfondrini et al., 2001; Oesterle et al., 2001; Pettemerides et al., 2001 et Ishikawa et al., 2001) qui évaluaient les forces d'adhésion des boîtiers polymérisés à l'aide de la lampe au plasma n'avaient trouvé aucune différence entre les lampes à halogène et au plasma. Une polymérisation de 2 secondes (Sfondrini et al., 2001) à 3 secondes (Oesterle et al., 2001; Pettemerides et al., 2001 et Ishikawa et al., 2001) avec de la lumière au plasma donnait des valeurs cliniquement acceptables. Blankanau et al (1996) avaient obtenu des valeurs de force similaires entre les lampes à halogène, au plasma et au laser après une période de 24 heures. Ils conclurent que les unités au plasma présentaient des propriétés physiques similaires aux autres types de lampes et une réduction de la durée de polymérisation équivalente à des unités au laser.

6.2 Scores ARI

Les résultats de notre étude ont montré qu'il y avait une concordance entre le type de mordançage et le patron d'échec de l'adhésif (tableaux XVIII et XIX). Le score (patron d'échec) le plus souvent rencontré avec le mordançage à l'acide phosphorique 37% (groupes 1A et 2A) est 2. Un score de 2 indique que plus de 50% de composite reste sur la dent suite au décollement du

boîtier. Cela signifie que la force d'adhésion est assez élevée pour causer un bris du composite sous la base du boîtier. Le score (patron d'échec) le plus souvent rencontré avec le mordançage au SEP (groupes 1B et 2B) est 1. Un score de 1 indique que moins de 50% de composite reste sur la dent suite au décolllement du boîtier. Cela signifie que la force d'adhésion n'est pas assez élevée pour causer un bris du composite sous la base du boîtier. Il y avait une différence statistiquement significative ($p < 0,05$) entre les deux systèmes de mordançage *in vitro*, mais cliniquement non significative. Globalement, un score de 2 a été obtenu avec 31 spécimens (40,2%) sur un total de 77 (tableau XIX). Trois spécimens ont été exclus du calcul à cause d'un bris de la couronne.

La pertinence clinique des scores ARI doit être interprétée avec précaution à partir d'une étude *in vitro* à cause d'un grand nombre de variables présentes comme discutées aux sections 6.1.1 et 6.1.2. Ces scores peuvent cependant aider à établir une base de comparaison avec les autres études. Il n'y a pas de protocole normalisé (standard) pour le système de "pointage". Plusieurs systèmes de "pointage" ont été utilisés dans la littérature (Årtun et Bergland, 1984; Chunhacheevachaloke et Tyas, 1997; Lai, Woods et Tyas, 1999). Il n'y a pas de consensus en orthodontie sur le patron d'échec idéal. Cliniquement, le risque d'endommager la surface de l'émail est diminué lorsque le composite reste sur cette surface. Par contre, lorsque le composite reste sur le boîtier, peu de temps serait nécessaire pour nettoyer la dent. Un adhésif "faible" serait plus sécuritaire pour la dent, mais pourrait avoir un taux d'échec de collage plus élevé durant le traitement et une augmentation du temps de traitement ainsi qu'une efficacité clinique diminuée. Le meilleur système de collage serait celui qui resterait sur le boîtier lors de la dépose (*debonding*) sans causer un dommage significatif à la surface dentaire.

Est-ce que plus fort est toujours mieux ? Selon Kusy (1994), les adhésifs ont connu une évolution allant de trop faibles auparavant à trop forts actuellement.

Les premiers chercheurs avaient essayé de coller différents matériaux et leur objectif principal était d'améliorer la force d'adhésion. Quand est-ce que la force d'adhésion devient assez importante sans être excessive ? Aucune réponse exacte ne peut être donnée. Kusy (1994) a mentionné qu'un produit ne doit pas avoir une force d'adhésion trop grande. Des études cliniques doivent être entreprises afin d'évaluer les différents aspects de collage dans le but de bien étudier chaque matériel (Kusy, 1994).

La durée de polymérisation requise est inversement proportionnelle à l'intensité lumineuse employée. Seulement 6 secondes sont nécessaires pour polymériser un boîtier métallique (3 secondes pour un boîtier céramique) à une intensité de 1980 mW/cm² versus 20 secondes à une intensité de 722 mW/cm². Une polymérisation avec la lampe au plasma donne les mêmes résultats qu'avec la lampe à halogène en ayant un avantage d'être 3 à 4 fois plus rapide. L'utilisation combinée des boîtiers APC™ et de l'agent mouillant auto-mordançant Transbond™ Plus Self Etching Primer permet de gagner du temps clinique appréciable lors du collage et une force d'adhésion assez élevée sans causer des dommages à l'émail lors de la dépose de ces boîtiers.

6.3 Évaluation des hypothèses nulles

À la lumière des résultats de cette étude, l'hypothèse nulle qui stipulait que la force d'adhésion n'est pas influencée par l'intensité lumineuse de polymérisation est acceptée ($p > 0,05$).

L'hypothèse nulle qui stipulait que la force d'adhésion n'est pas influencée par les systèmes de mordantage est rejetée ($p < 0,05$).



CHAPITRE SEPTIÈME

CONCLUSIONS



7. CONCLUSIONS

Suite à l'analyse approfondie des résultats obtenus de cette étude, les conclusions suivantes peuvent être tirées :

1. La force d'adhésion *in vitro* est un peu plus élevée avec le mordantage à l'acide phosphorique 37% qu'avec le Transbond™ Plus Self Etching Primer ou SEP. Cliniquement, les deux matériaux donneraient des résultats équivalents.
2. Les contraintes thermiques répétées du thermocyclage n'ont pas influencé de façon appréciable les résultats de cette étude lorsque comparés avec les études similaires faites au cours des dernières années.
3. Globalement, le patron d'échec de collage le plus souvent rencontré (score ARI de 2) reflétait un bris de la résine composite (Transbond™ XT) à l'interface résine/boîtier.
4. Les forces d'adhésion obtenues pour les quatre groupes dépassent de loin le seuil minimal recommandé (5 à 7 MPa) par Reynolds (1975) et Bergstrand (2003). Une valeur moyenne de 10,5 MPa a été obtenue avec l'acide phosphorique 37% et 9,2 MPa avec SEP.
5. Des efforts doivent être faits pour normaliser (*standardiser*) les études *in vitro* dans le but de permettre une meilleure comparaison entre ces dernières.

6. D'autres études cliniques doivent être entreprises dans le futur afin de bien étudier le comportement *in vivo* de ces matériaux.



CHAPITRE HUITIÈME

BIBLIOGRAPHIE



8. BIBLIOGRAPHIE

1. Albers HF. Resin polymerization. *Adept Report* 1999; 6: 1-16.
2. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pre-treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984; 85:333-340.
3. Ash S. The clinical use of precoated brackets. British Orthodontic Conference, Glasgow, 1993.
4. Bergstrand F. Conversation personnelle. 3M/Unitek, Monrovia, CA. 2003.
5. Birnie D. Orthodontic materials update. *Br J Orthod* 1990; 17:71-75.
6. Bishara SE. Ceramic brackets and the need to develop national standards. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117:595-597.
7. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets. Something old, something new, a review. *Seminars in Orthodontics* 1997; 3:178-188.
8. Bishara SE, Olsen ME, Damon P, Jacobsen JR. Evaluation of new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 80-87.
9. Bishara SE, Fehr DE, Jacobsen JR. A comparative study of debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 104:170-179.

10. Bishara SE, Gordan VV, Von Wald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114(3): 243-247.
11. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparison of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 617-621.
12. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119(6): 621-624.
13. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni Raed, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 348-350.
14. Blankanau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent* 1991; 4: 40-42.
15. Blankanau RJ, Powell GL, Pace SW, Wilwerding T. Evaluation of resin properties using xenon, argon and VLC system. *J Dent Res* 1996; 75: 147.
16. Blight SJ, Lynch E. Bond strengths of ceramic brackets using different bonding techniques. *Br J Orthod* 1995; 22(1): 35-40.
17. Bond JA, Croll TP. One-step etch/primer for bracket bonding. *Pediatr Dent* 2001; 23(2): 145-146.
18. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *Br J Orthod* 1999; 26:285-290.

19. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1962; 64: 378.
20. Britton JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux W, Retief D. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 98: 348-353.
21. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34(6): 849-853.
22. Buonocore MG, Davila J. Restoration of fractured anterior teeth with ultraviolet-light-polymerized bonding materials: a new technique. *J Am Dent Assoc* 1973; 86:1349-1354.
23. Buonocore MG. The use of adhesive in dentistry. Springfield: Thomas Publisher, 1975: 3-18.
24. Buzzitta VA, Hallgren SE, Powers JM. Bond strength of direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *Am J Orthod* 1982; 81: 87-92.
25. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Sfondrini G. A xenon arc light-curing unit for bonding and bleaching. *J Clin Orthod* 2000; 34:94-96.
26. Carrière P. Twenty-four hour and six month evaluation of the shear-peel bond strengths of three types of ceramic brackets to composite resin. *Mémoire de maîtrise* 2002, Université de Manitoba.
27. Carstensen W. Clinical results after direct bonding of brackets using shorter etching times. *Am J Orthod* 1986; 89(1): 70-72.

28. Cattani-Lorente M-A, Dupuis V, Payan J, Meyer J-M, Moya F. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dental Materials* 1999; 108: 510-518.
29. Cehreli ZC, Altay N. Effects of a nonrinse conditioner and 17% ethylenediaminetetraacetic acid on the etch pattern of intact human permanent enamel. *Angle Orthod* 2000; 70(1): 22-27.
30. Chaconas SJ, Caputo A, Niu GSL. Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems. *Angle Orthod* 1991; 61: 34-42.
31. Chung CH, Brendlinger EJ, Brendlinger DL, Bernal V, Mante FK. Shear bond strengths of two resin-modified glass ionomer cements to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 533-535.
32. Chunchacheevachaloke E, Tyas MJ. Shear bond strength of ceramic brackets to resin-composite surfaces. *Aust J Orthod* 1997; 15: 10-15.
33. Cinader D, Senior Product Development Engineer. Chemical Processes and Performance Comparison of Transbond Plus Self Etching Primer. 3M Unitek. Monrovia, CA. March, 2002.
34. Cipolla AJ. Laser curing of photoactivated restorative materials. Salt Lake City, UT: ILT systems, 1993: 1-3.
35. Cochran D, O'Keefe KL, Turner DT, Powers JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111: 297-300.

36. Combe EC, Burke FJT, Douglas WH. Dental biomaterials. Boston: Kluwer Academic Publishers, 1999; 89: 144-145, 158-159, 222-223, 227-230, 233-240, 249-250.
37. Cook WD. Spectral distributions of dental photopolymerization sources. *J Dent Res* 1982; 61: 1436-1438.
38. Cook PA, Luther F, Youngson CC. An in vitro study of bond strength of light-cured glass ionomer cement in the bonding of orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 1996; 18: 199-204.
39. Crim GA, Swartz MS, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent* 1985; 53(1): 50-53.
40. Darvell BW. Materials science for dentistry. 5e édition. Hong Kong: BW Darvell, 1998: 175-179.
41. Davis JR. Corrosion. ASM Handbook Vol. 13. 9^e édition. Metals Park, OH, 1992: 131-132.
42. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000; 22: 13-23.
43. Ericsson Y. Reduction of the solubility of enamel surfaces. *Acta Odontol Scand* 1950; 9: 60-83.
44. Evans LJ, Peters C, Flickfinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides and curing times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121: 510-515.

45. Faust JB, Grego GN, Fan PL, Powers JM. Penetration coefficient, tensile strength, and bond strength of thirteen direct bonding orthodontic cements. *Am J Orthod* 1978; 73: 512-525.
46. Ferrari M, Mannocci F, Kugel G, Garcia-Godoy F. Standardized microscopic evaluation of the bonding mechanism of nrc/prime & bond nt. *Am J Dent* 1999; 12(2): 77-83.
47. Finger WJ, Balkenhol M. Practitioner variability effect on dentin bonding with an acetone-based one-bottle adhesive. *J Adhes Dent* 1999; 1(4): 311-314.
48. Forsberg CM, Hagberg C. Shear bond strength of ceramic brackets with chemical or mechanical retention. *BJ Orthod* 1992; 19: 183-189.
49. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod* 1994; 21: 33-43.
50. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: New possibilities with advancing technology? *International Dental Journal* 1990; 40: 323-332.
51. Galan D, Lynch E. Principles of enamel etching. *J Irish Dent Assoc* 1993; 39(4): 104-111.
52. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27(2): 89-99.
53. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120(1): 64-67.

54. Gasperovich JR, Drews RC. Metal injection molding at advanced forming technology. *International J Powder Metallurgy* 1991; 27(2): 169-174.
55. Gerbo LR, Lacefield WR, Wells BR, Russell CM. The effect of enamel preparation on the tensile bond strength of orthodontic composite resin. *Angle Orthod* 1992; 62(4): 275-281; discussion 282.
56. Gibbs SL. Clinical performance of ceramic brackets: A survey of British orthodontists. *Br J Orthod* 1992; 19: 191-197.
57. Glassepoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of enamel pretreatments on bond strength of compomer. *Dental Materials* 2001; 17(5): 402-408.
58. Gorelick L, Masunaga G, Thomas RG, Zachrisson BU. Round table on bonding. *J Clin Orthod* 1978; 12: 695-714.
59. Gross MW, Foley TF, Mamandras AH. Direct bonding to Adlloy-treated amalgam. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 252-258.
60. Gruber HF. Photoinitiators for free radical polymerizations. *Prog Polym Sci* 1992; 17: 953-1044.
61. Gwinnett AJ. Acid etching for composite resins. *Dental Clinics of North America* 1981; 25(2): 271-289.
62. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: Past, present, and future. *Compendium* 2002; 23(9): 18-24. Suppl. 1.

63. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative Dentistry* 1999; 24(3): 172-180.
64. Hara AT, Amaral CM, Pimenta LA, Sinhoreti MA. Shear bond strength of hydrophilic adhesive systems to enamel. *Am J Dent* 1999; 12(4): 181-184.
65. Harrington E, Wilson HJ. Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehab* 1995; 22(5): 377-385.
66. Haydar B, Sartkaya S, Cehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *Angle Orthod* 1999; 69: 457-462.
67. Hinoura K, Masashi M, Hideo O. Influence of argon laser curing on resin bond strength. *Am J Dent* 1993; 6: 69-71.
68. Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dental Materials* 2001; 17(2): 184-189.
69. International Organization for Standardization. ISO/TR 11405 Dental Materials-Guidance on testing of adhesion to tooth structure. Genève, Swiss: *OMS*, 1994.
70. Ishikawa H, Komori A, Kojima I, Ando F. Orthodontic bracket bonding with a plasma-arc light and resin-reinforced glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120(1): 58-63.
71. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 97: 121-125.

72. Jung M, Wehlen LO, Klimek J. Surface roughness and bond strength of enamel to composite. *Dental Materials* 1999; 15(4): 250-256.
73. Kao EC, Boltz KC, Johnston WM. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain laminate veneers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 458-468.
74. Kao EC, Eliades T, Rezvan E, Johnston M. Torsional bond strength and failure pattern of ceramic brackets bonded to composite resin laminate veneers. *Eur J Orthod* 1995; 17: 533-540.
75. Katona TR. The effects of load location and misalignment of shear/peel testing of direct bonded orthodontic brackets: a finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 395-402.
76. Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 244-251.
77. Katona TR, Moore BK. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets- a finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 105: 543-551.
78. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Las Surg Med* 1989; 9: 623-627.
79. Kinch AP, Taylor H, Warltier R, Oliver RG, Newcombe RG. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch

- times of 15 or 60 seconds. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94(6): 476-483.
80. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *J Orthod* 2000; 27: 249-254.
81. Kupiec KA, Swenson RR, Blankenau RJ, Bhatia SJ. Laser vs VLC systems for bonding orthodontic brackets. *J Dent Res* 1997; 76: 414, résumé No. 3205.
82. Kurchak M, Desantos B, Powers J, Turner D. Argon laser for light-curing adhesives. *J Clin Orthod* 1997; 31(6): 371-374.
83. Kuzy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod* 1988; 58: 197-203.
84. Kuzy RP. Commentary on Dr. Wiltshire's article: When is stronger better? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 17A.
85. Lai PY, Woods MG, Tyas MJ. Bond strengths of orthodontic brackets to restorative resin composite surfaces. *Aust J Orthod* 1999; 15: 235-245.
86. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: Curing time and shear bond strength. *Angle Orthod* 2000; 70(1): 28-33.
87. Lee H, Stoffey D, Orlowski J, Swartz ML, Ocumpaugh D, Neville K. Sealing of developmental pits and fissures. 3. Effects of fluoride on adhesion of rigid and flexible sealers. *J Dent Res* 1972; 51(1): 191-201.

88. Liu JK, Chang LT, Chuang SF, Shieh DB. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *Angle Orthod* 2002; 72(2): 141-145.
89. Longman CM, Pearson GJ. Variation in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials* 1987; 8: 411-414.
90. 3M Unitek. Transbond Plus Self Etching Primer. Material Safety Data Sheet. 55144-1000. St. Paul, Minnesota, USA: Minnesota Mining and Manufacturing Company, 2001.
91. Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1981; 79(1): 20-34.
92. Martin S, Garcia-Godoy F. Shear bond strength of orthodontic brackets cemented with a zinc oxide-polyvinyl cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 615-620.
93. Matasa CG. Trends: Good bye Ni; Welcome CO, Mn. *Orthodontic Materials Insider* 1995; 8(4): 1-6.
94. Matasa CG. Milling, casting or injection molding ?. *Orthodontic Materials Insider* 1996; 9(1): 1-6.
95. Mayes JH. Curing lights: an overview. *Clinical Impressions* 2000; 9: 15-17.
96. Meehan MP, Foley TF, Mamandras AH. A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 125-132.

97. Michailesco PM, Marciano J, Grieve AR, Abadie MJM. *In vivo* recording of variations of oral temperature during meals: a pilot study. *J Prosthet Dent* 1995; 73(2): 214-218.
98. Miguel JAM, Almeida MA, Chevitarase O. Clinical comparison between a glass-ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 484-487.
99. Miller RA. Laboratory and clinical evaluation of a self-etching primer. *J Clin Orthod* January 2001; 35(1): 42-45.
100. Miyasaki K, Nakabayashi N. Combination of EDTA conditioner and phenyl-P/HEMA self-etching primer adhesive to in vitro- demineralized dentin following mineralizing treatment. *J Adhes Dent* 2000; 2(1): 29-38.
101. Miyazaki M, Hirohata N, Takagaki K, Onose H, Moore BK. Influence of self-etching primer drying time on enamel bond strength of resin composites. *J Dent* 1999; 27(3): 203-207.
102. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod* 1999; 21: 249-261.
103. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109(4): 431-436.
104. Newman SM, Dressler KB, Genadier MR. Direct bonding of orthodontic brackets to aesthetic restorative materials using a silane. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984; 86: 503-506.

105. Nollie G, Foley TF, McConnell RJ. Orthodontic bonding to Adlloy-treated type IV gold. *Angle Orthod* 1997; 3: 183-188.
106. Oesterle LJ, Massersmith ML, Devine SM, Ness CF. Light and setting times of visible light-cured orthodontic adhesives. *J Clin Orthod* 1995; 29(1): 31-36.
107. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119(9): 610-616.
108. Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1992; 26: 425-432.
109. Orsorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod* 1999; 69(1): 45-48.
110. Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA Jr. Shear, torsional and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 251-258.
111. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992; 67(3): 325-327.
112. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on ungrounded enamel. *Dental Materials* 2001; 17(5): 430-444.

113. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997; 10(3): 141-146.
114. Pettemerides AP, Ireland RJ, Sherriff M. An *ex vivo* investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin modified glass poly (alkeonate) cement in orthodontic bonding. *J Orthod* 2001; 28: 237-244.
115. Phillips RW. Sciences of dental materials. 8th Edition. Philadelphie: WB Saunders; 1982.
116. Pollack BF, Lewis AL. Visible-light curing generators: an update. *Gen Dent* 1984; 32: 193-197.
117. Powell GL, Kelsey WP, Blankenau RJ, Barkmeier WW. The use of an argon laser for polymerization of composite resin. *J Esth Dent* 1989; 1: 34-37.
118. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Seminars in Orthodontics* 1997; 3: 147-156.
119. Price RB, Derand T, Sedarous M. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 2000; 12: 320-327.
120. Proffit WR. Contemporary orthodontics. 3rd Edition. St. Louis: CV Mosby, 1999: 397.
121. Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehab* 1974; 1: 265-284.

122. Retief DH. The mechanical bond. *International Dental Journal* 1978; 28(1): 18-27.
123. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 1991; 4: 231-236.
124. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975; 2: 171-178.
125. Rezk-Lega F, Ogaard B. Tensile bond force of glass ionomer cement in direct bonding of orthodontic brackets: An *in vitro* comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 357-361.
126. Richardson S. Method of producing orthodontic band brackets. US Patent 1976141, 1934.
127. Rosa BT, Heymann HO, Swift EJ Jr, Perdigao J, Ritter AV. Shear bond strengths of one-bottle adhesives to oil-contaminated enamel. *J Esthet Dent* 2000; 12(3): 139-145.
128. Rueggeberg FA. Precision of hand-held dental radiometers. *Quintessence Int* 1993; 24: 391-396.
129. Sadowsky PI, Retief DH, Cox PR, Hernandez-Orsini R, Rape WG, Bradley EL. Effect of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an *in vivo* study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98(5): 417-421.
130. Sedivy M, Ferguson D, Dhuru V, Kittleson R. Orthodontic resin adhesives cured with argon laser: Tensile bond strength. *J Dent Res* 1993; 72: 176, résumé No.582.

131. Severin C, Maquin M. Argon ion laser beam as composite resin light curing agent. *Las Dent*. New York: Elsevier, 1989: 241-246.
132. Sfondroni MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondroni G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 30-35.
133. Sfondroni MF, Cacciafesta V, Klersy C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. *J Orthod* 2002; 29: 45-50.
134. Sheen DH, Wang WN, Tarng TH. Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle Orthod* 1993; 63(3): 225-230.
135. Shumacher GE, Antonucci JM, Bennett PS, Code JE. N-phenyliminodiacetic acid as an etchant/primer for dentin bonding. *J Dent Res* 1997; 76(1): 602-609.
136. Silverman E, Cohen M. Bonding with plasma-arc curing light and resin-modified glass ionomer. *J Clin Orthod* 2000; 34: 233-235.
137. Smith HZ, Casco JS, Leinfelder KF, Utley JD. Comparison of orthodontic bracket bond strengths: Human vs. Bovine enamel. *J Dent Res* 1976; 55: B153-367.
138. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain-bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 245-252.

139. Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moore M. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an *in vitro* study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 101(5): 414-419.
140. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1988; 22: 82-88.
141. Takla PM, Shivapuja PK. Pulpal response in electrothermal debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108: 623-629.
142. Tavas MA, Salem NS. Glass ionomers for direct bonding: an *in vitro* assessment. *Br J Orthod* 1990; 17: 223-228.
143. Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH. An ultrastructural study of the influence of the acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2000; 2(2): 83-98.
144. Thomas RI, de Rijk WG, Evans CA. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 530-532.
145. Uno S, Finger WJ. Effect of acid etchant composition and etch duration on enamel loss and resin composite bonding. *Am J Dent* 1995; 8(4): 165-169.
146. Van Noort R. Introduction to dental materials. Mosby, 1994: 61-71.
147. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: An *in vitro* report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 214-221.

148. Viazis AD, Nakajima H, Kleven JS. Shear bond strengths of three new ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1993; 27: 539-542.
149. Wang WN, Meng CL. A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 101: 350-354.
150. Wang WN, Meng CL, Tarng TH. Bond strength: A comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111: 374-381.
151. Wang WN, Li CH, Chou TH, Wang DH, Lin LH, Lin CT. Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 65-70.
152. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994; 73(6): 1212-1220.
153. Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984; 156: 209-215.
154. Weinberger SJ, Foley TF, McConnell RJ, Wright WZ. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light and chemically cured resin systems. *Angle Orthod* 1997; 67: 173-178.
155. White LW. Glass ionomer cement. *J of Clin Orthod* 1986; 20:387-391.
156. Whitlock III BO, Eick JD, Ackerman RJ Jr, Glaros AG, Chappell RP. Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 358-364.

157. Wilson AD, Kent BW. A new translucent cement for dentistry. *Br Dent J* 1972; 132: 133-135.
158. Winchester LJ. A comparison between the old Transcend and the new Transcend series 2000 brackets. *Br J Orthod* 1992; 19: 109-116.
159. Wood DP, Jordan RE, Way DC, Gali KA. Bonding to porcelain and gold. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 89: 194-205.
160. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composite. *International Dental Journal* 1985; 35: 218-225.
161. Yoshimaya M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley D. Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dent* 1998; 26(7): 609-616.
162. Zachrisson BJ. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 1977; 71: 173-189.
163. Zachrisson BU, Brobakken BO. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod* 1978; 74: 62-68.
164. Zachrisson BU, Buyukilmaz T, Zachrisson YO. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *Angle Orthod* 1995; 1: 35-42.
165. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Buyukilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 420-430.

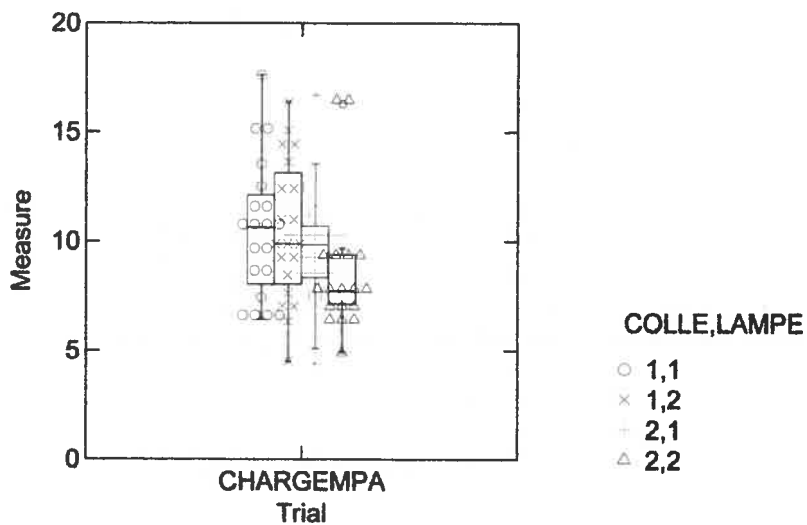
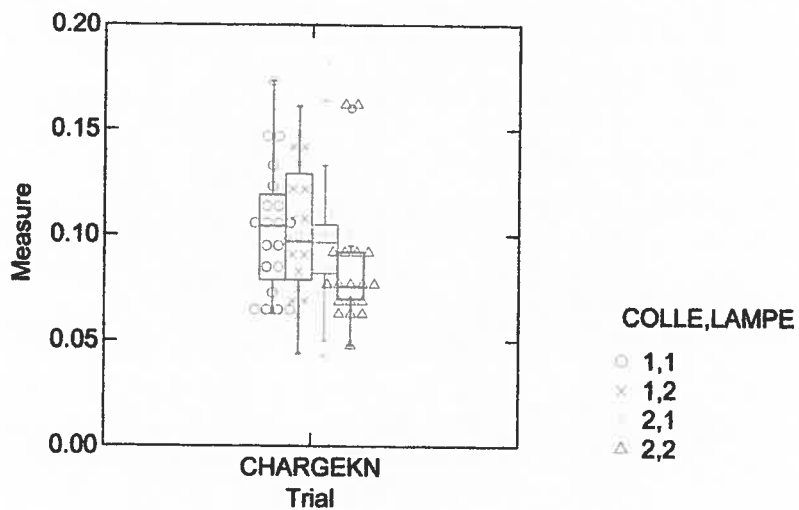
166. Zachrisson BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117: 592-594.

CHAPITRE NEUVIÈME

ANNEXES

9. ANNEXES

9.1 Distribution des spécimens dans chaque groupe



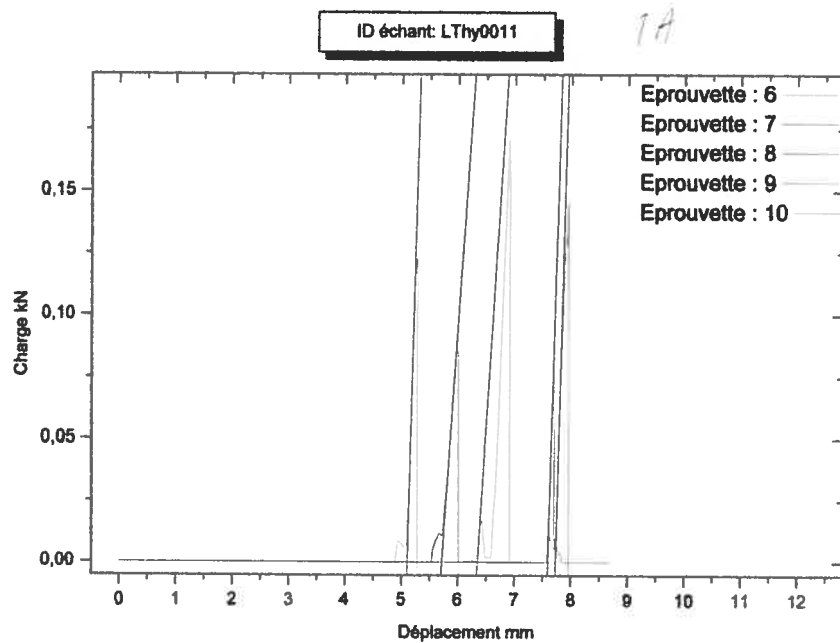
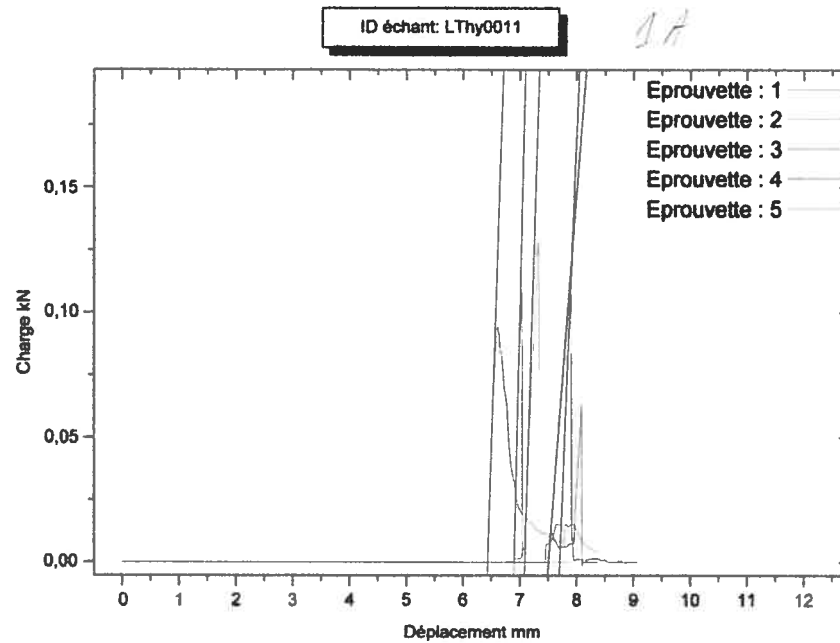
1,1= Groupe 1A

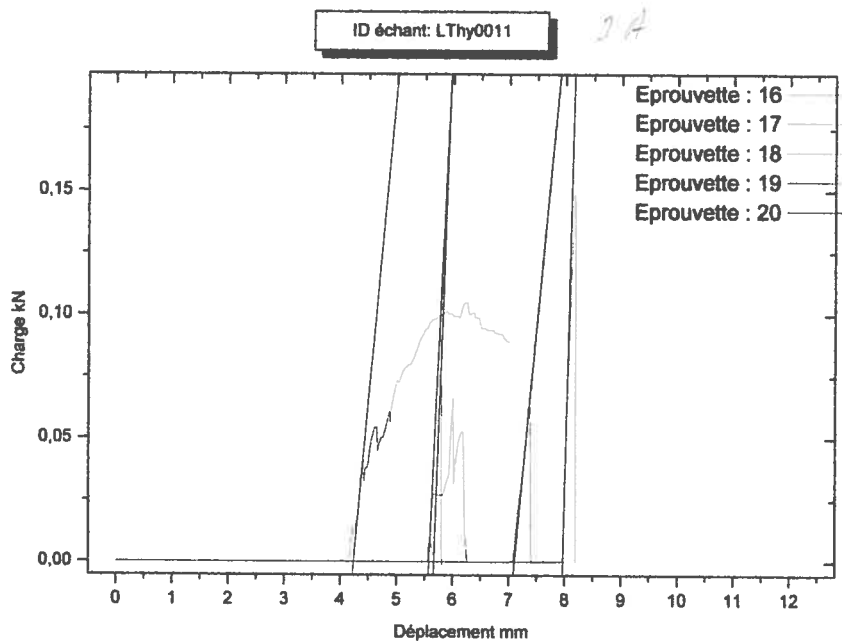
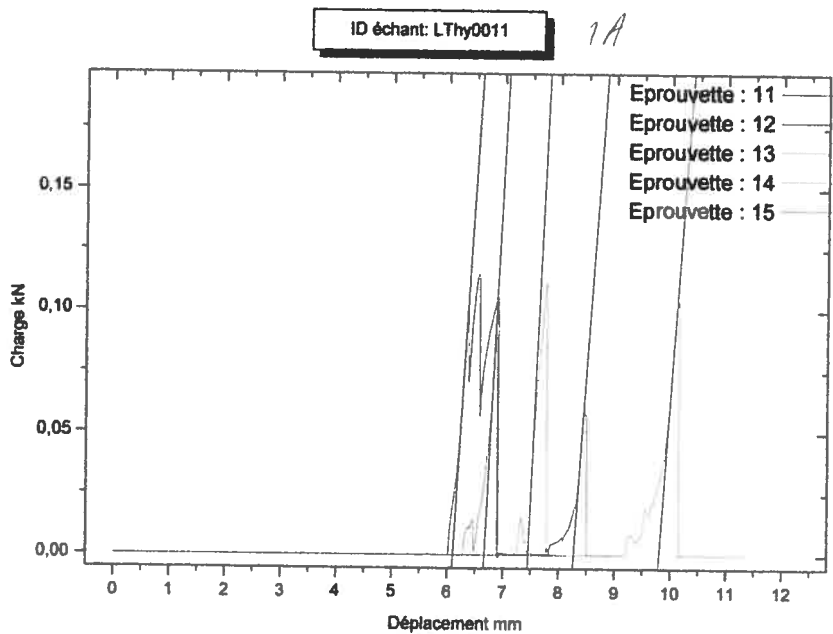
1,2= Groupe 2A

2,1= Groupe 1B

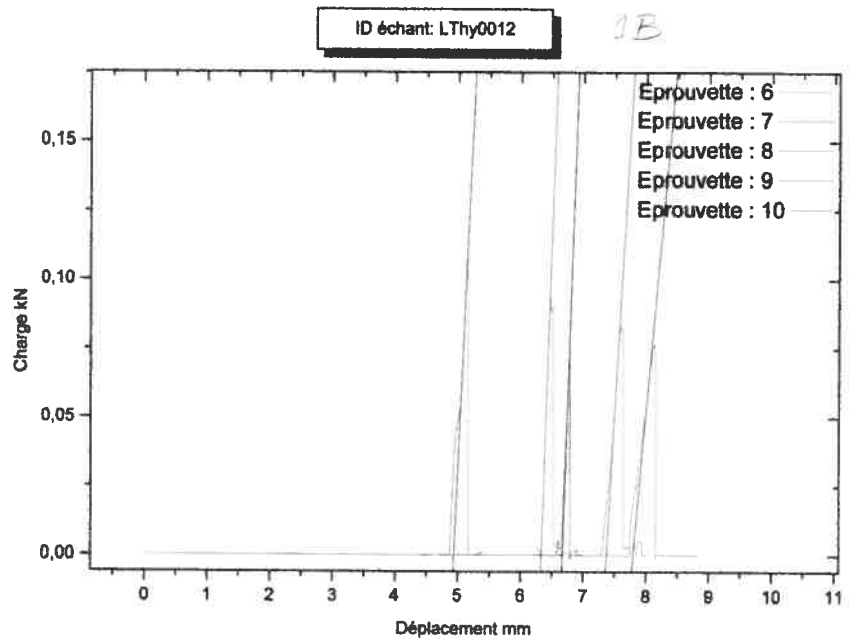
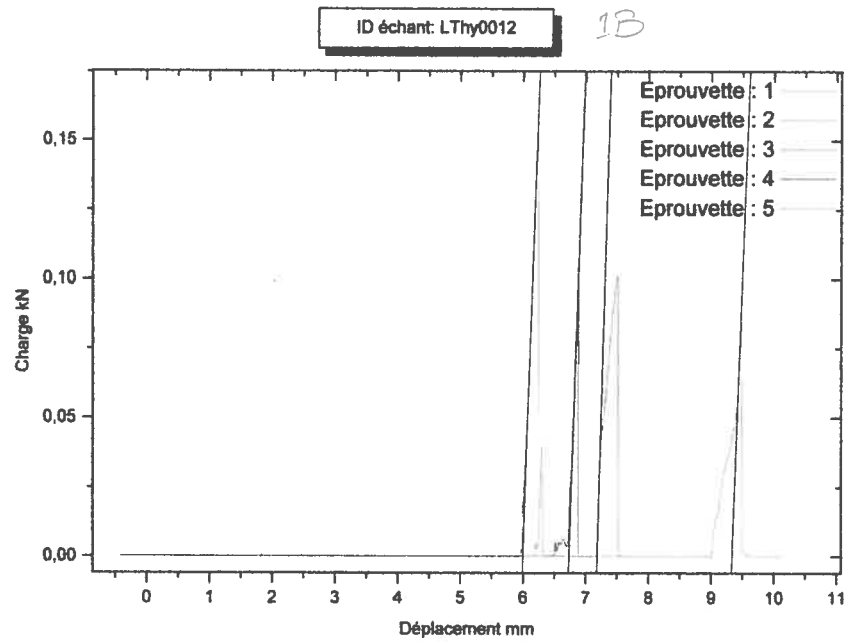
2,2= Groupe 2B

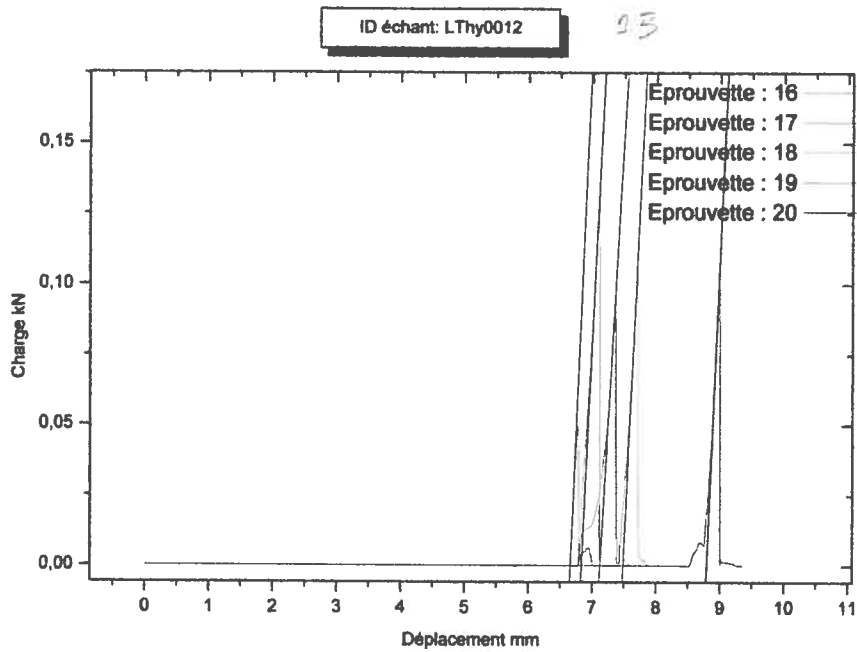
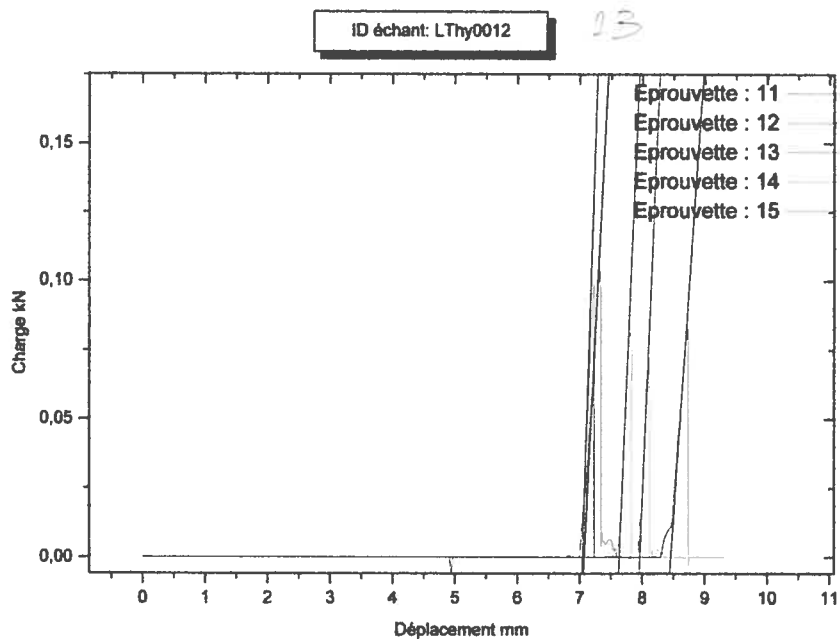
9.2 Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 1A



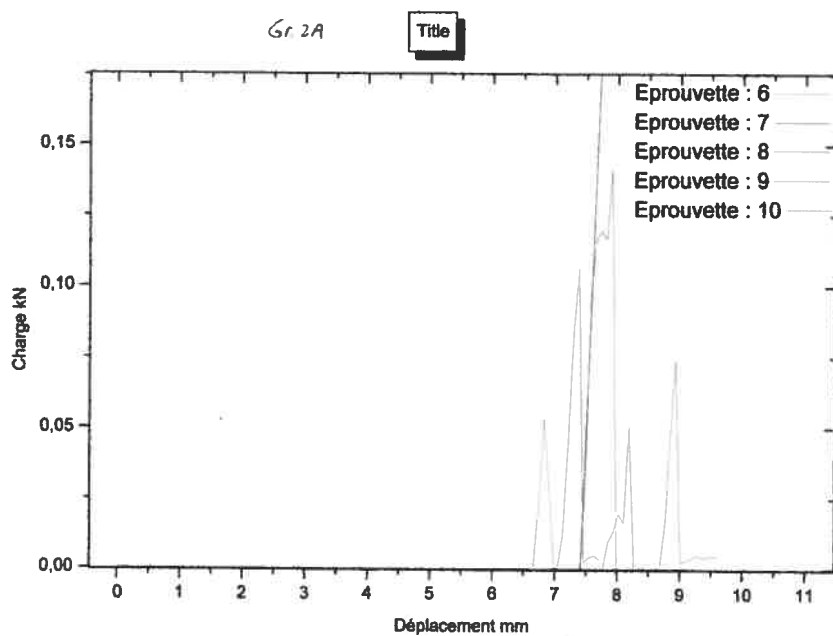
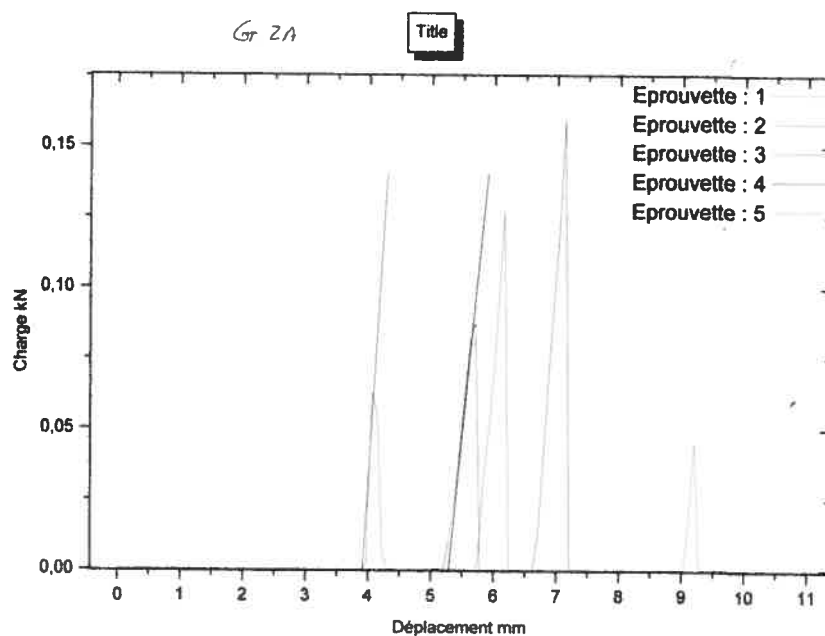


9.3 Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 1B



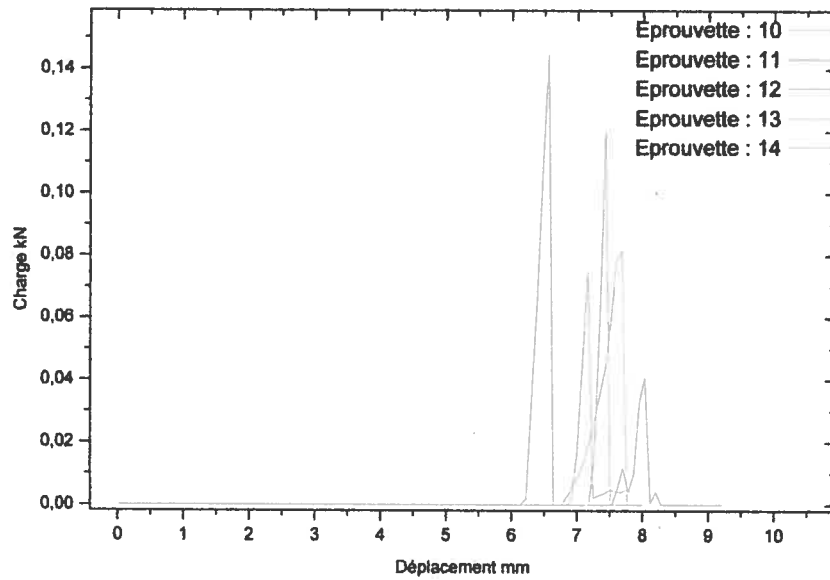


9.4 Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 2A



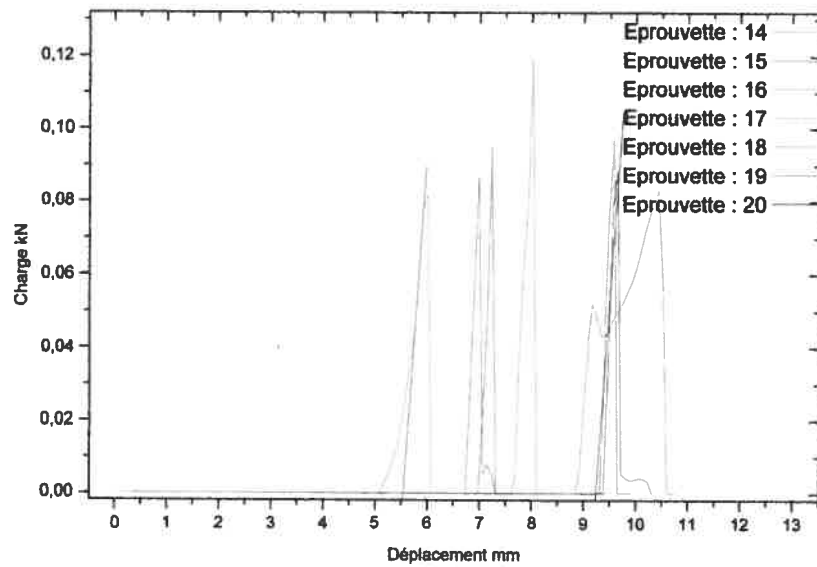
Gr 2A

Titre



Gr 2A

Titre



9.5 Tracés en temps réel des courbes charge/déplacement par Instron 4201 Série IX pour le groupe 2B

