

Évaluation in vitro des contentions orthodontiques fixes : une revue systématique de la littérature

Rémy Marty

▶ **To cite this version:**

Rémy Marty. Évaluation in vitro des contentions orthodontiques fixes : une revue systématique de la littérature. Médecine humaine et pathologie. 2018. dumas-03618849

HAL Id: dumas-03618849

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03618849

Submitted on 24 Mar 2022

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

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

UNIVERSITE D'AUVERGNE CLERMONT-FERRAND I
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2018 **Thèse n°**

T H E S E

Pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE-DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 02/03/2018

par

Rémy MARTY

EVALUATION IN VITRO DES CONTENTIONS ORTHODONTIQUES FIXES : UNE REVUE SYSTEMATIQUE DE LA LITTERATURE.

J U R Y :

Président : **Mme. Martine HENNEQUIN, Professeur des Universités**

Assesseurs : **Mme. Christelle GREMEAU-RICHARD, Maître de Conférences des Universités**

M. Nicolas DECERLE, Maître de Conférences des Universités

Mme. Cynthia BAUER, Assistante Hospitalo-Universitaire

UNIVERSITE CLERMONT AUVERGNE
UFR ODONTOLOGIE
63000 CLERMONT-FERRAND

Président de l'Université	:	Monsieur le Professeur Mathias BERNARD
Directeur Général des Services	:	Monsieur François PAQUIS
DOYEN DE L'UFR D'ODONTOLOGIE	:	Madame Stéphanie TUBERT- JEANNIN Professeur des Universités
Assesseurs	:	Monsieur Pierre-Yves COUSSON Maître de Conférences des Universités
		Madame Martine HENNEQUIN Professeur des Universités
		Monsieur Emmanuel NICOLAS Professeur des Universités
		Madame Valérie ROGER-LEROI Professeur des Universités

LISTE DES PROFESSEURS

Professeurs des Universités – Praticiens hospitaliers :

Monsieur Pascal AUROY	- Prothèses
Monsieur Radhouane DALLEL	- Sciences Anatomiques
Monsieur Laurent DEVOIZE	- Pathologie et Thérapeutique Dentaires
Madame Sophie DOMEJEAN	- Odontologie Conservatrice, Endodontie
Madame Martine HENNEQUIN	- Odontologie Conservatrice, Endodontie
Monsieur Emmanuel NICOLAS	- Prothèses
Monsieur Thierry ORLIAGUET	- Sciences Biologiques
Madame Valérie ROGER-LEROI	- Sciences Biologiques
Madame Stéphanie TUBERT-JEANNIN	- Prévention, Epidémiologie
Monsieur Jean-Luc VEYRUNE	- Prothèses

Maîtres de Conférences des Universités – Praticiens hospitaliers :

Madame Marion BESSADET	- Prothèses
Monsieur Hervé BESSE	- Pédodontie
Monsieur Didier COMPAGNON	- Prothèses
Monsieur Pierre-Yves COUSSON	- Odontologie Conservatrice, Endodontie
Monsieur Nicolas DECERLE	- Odontologie Conservatrice, Endodontie
Monsieur Christophe DESCHAUMES	- Pathologie et Thérapeutique Dentaires
Monsieur Jean-Christophe DUBOIS	- Prothèses
Madame Christelle RICHARD	- Pédodontie
Mademoiselle Céline MELIN	- Sciences Anatomiques
Madame Estelle MACHAT	- Prévention, Epidémiologie
Monsieur Paul PIONCHON	- Sciences Anatomiques
Monsieur Dominique ROUX	- Odontologie Conservatrice, Endodontie

Professeur des Universités :

Monsieur Alain ARTOLA	- Neurosciences

Maître de Conférences des Universités :

Mademoiselle Lénaïc MONCONDUIT	- Neurosciences

Professeur Certifié

Mademoiselle Gaëlle DUCOS	- Anglais

Maîtres de Conférences des Universités Associés :

Monsieur Guillaume BONNET	- Prothèses
Madame Anne DEPREUX	- Informatique et Pédagogie
Madame Anne DUCONSEILLE	- Sciences Biologiques
Monsieur Pierre-Henri WEILBACHER	- Sciences de Gestion

Remerciements personnels :

A mes parents :
Merci pour votre amour, votre générosité, votre soutien indéfectible et merci pour ce que vous êtes et ce que vous avez fait pour moi depuis maintenant plus de 28 ans. Merci maman pour l'affection que tu m'apportes au quotidien et pour ta disponibilité sans égal dans les bons moments comme dans les plus difficiles. Merci pour tout ce que tu fais pour notre famille car nous savons tous que tu en es la pierre angulaire. Merci papa pour ton dévouement, ta gentillesse, ton humour et pour ton savoir. Merci également pour les passions que tu m'as transmises au travers du sport et de la médecine. Elles m'ont apporté et m'apportent encore aujourd'hui équilibre, partage et beaucoup de bonheur. Merci pour les valeurs que vous m'avez inculquées. Je suis très fier, tous les jours, d'avoir grandi sous vos ailes.

A ma sœur :
Si la différence d'âge entre nous deux nous a parfois un peu éloignés, je suis très fier de t'avoir comme petite sœur et de ce que tu es devenue. Aujourd'hui, **Chloé**, tu es une jeune femme intelligente, drôle, futée, joyeuse et adorable qui a toute la vie devant elle et qui aura un succès certain. J'adore les moments de complicité que nous pouvons parfois partager et je sais que nous pourrons toujours compter l'un sur l'autre dans l'avenir.

A mes grands-parents :
Merci Papy et Mamie pour tous les moments que nous avons vécu ensemble et pour ceux qu'il reste à vivre. Je me souviendrai toujours de mes vacances scolaires passées à Eauze à jouer aux petits vélos ou au Subuteo, à dessiner les événements sportifs de toutes sortes et à sortir parcourir la campagne. Grace à vous je ne pouvais rêver enfance plus épanouissante. Aujourd'hui encore, l'endroit où je me sens le mieux sur Terre est la terrasse de Maisonneuve. Papy tu es la personne que j'admire le plus au monde depuis tout petit, je t'aime vraiment de tout mon cœur et je me souviendrai toujours des moments que nous avons passé ensemble quand j'étais minot. Mamie tu es un exemple pour moi de gentillesse, de générosité, de caractère et de persévérance. Je suis très fier que vous soyez aujourd'hui présent pour cette soutenance qui vient clôturer des études pendant lesquelles j'ai toujours ressenti votre soutien incomparable.
A ma grand-mère paternelle Titi que j'aime également énormément et que j'ai toujours plaisir à revoir et à mon grand-père Emile qui nous a quitté et qui, j'en suis certain, aurait beaucoup aimé me voir docteur.

A Cécile :
Il aura fallu plus d'un an et demi pour que nous nous rendions compte des atomes crochus qui nous lient. Même s'il y eu quelques prémisses qui pouvaient prédire la suite des évènements, pour rien au monde je ne changerai la manière dont nos chemins se sont finalement rejoints. Après des années à rechercher la passion, à abandonner ou bien à faire fausse route tu apparais aujourd'hui comme une évidence. Tous les jours je mesure la chance que j'ai de vivre à tes côtés. Ton intelligence, tes valeurs, ta gentillesse, ta générosité, ton petit grain de folie et ton amour font que je deviens un peu plus heureux chaque matin. Merci également pour le soutien que tu m'as apporté au quotidien durant cette année qui aura été professionnellement difficile avec le mémoire, la présentation des cas cliniques et la rédaction de ce manuscrit. Une année qui finalement aura été une des plus belles si ce n'est la plus belle de ma vie. Tu m'apportes l'équilibre et la tendresse dont j'ai toujours eu besoin. Je t'aime Cécile.

A tous les autres membres de ma famille :
A mes cousines **Laurine** et **Julie** avec qui j'ai grandi, à mes deux tontons **Patrick**, à ma marraine **Pascale** et aux autres (**Pierrot**, **Pierrette**, **Jean-Pierre**, **Jean-Paul**, **Kiki**, **Christelle**, **Jean-Louis**, **Jean-Claude**, **Thierry**, **Thibaut**, **Morgane**, **Jean-François**, **Marion**, **Céline**, **Sandy** et les petits nouveaux : **Noam, Tiago, Hayden**). Une grande famille dont je dois en oublier certains je m'en excuse par avance. J'ai hâte de fêter cela avec vous tous.

A mes amis de longue date :
A **Romain**, mon acolyte avec qui j'ai fait les 400 coups et avec qui nous partagerons toute notre vie. A **Benjamin** qui aura toujours une part importante dans mon cœur et qui veillera toujours un peu sur moi. A **Clément**, avec qui j'adore partager nos moments de complicité.
A mes amis rencontrés grâce au ballon rond :
Yayou, **Dorann** avec qui j'ai vécu 3 années inoubliables à Toulouse durant notre collocation. Aux autres membres du team JMB (**Baldos**, **Itos**, **Lolo**, **Charpentier**, **Yoann**) avec qui nous écumons depuis près de dix ans les ferias du sud-ouest. Et aux autres rencontrés à Auch, Fleurance puis au SCP je pense à **Trif**, **Toumi**, **Hugo**, **Ludo**, **Got**, **Rey**, **Alban**, **Davasse**, **Lukas**, **Pratou**, **Bonnery**, **FF**, **Alex**… Merci au football de m'avoir permis de faire ces belles rencontres et vivre tant de moments de fraternité, de partage et de joie.
A mes amie : **Zoé**, **Mylène**, **Clémence**, **Chloé**, sans oublier **Pauline**, **Ju** et **Doris**.

A mes amis de fac :
A **Thibaut** : Toujours de bons moments passés avec toi. Nous voilà désormais tous deux là où nous voulions être il y a 5 ans. A trinquer à l'orthodontie. J'ai conscience de l'importance que tu as eu dans ma réussite, c'est toi qui m'a donné la motivation de travailler ce satané concours et je pense que si cela n'avait pas tourné dans le bon sens pour moi je n'aurai sans doute pas eu le courage et la détermination que tu as montré pour contourner les embuches et finalement arriver à tes fins. Nous voilà maintenant tout deux confrères et à l'aube d'une longue carrière à partager nos expériences, nos congrès, nos formations et sans doute nos patients et quelques unes de nos vacances. Je suis très fier du parcours que nous avons eu tous les deux.
A **VED** : Un binôme comme cela n'existe que dans les romans. Grace à toi mes trois années de clinique à Toulouse ont été un pur régal. Aussi attachant qu'exaspérant parfois, j'espère te revoir rapidement et trinquer à cette période.
A **PX**, **Patu**, **Iskander**, **Julien**, **Dubeud**, **Labé**, **Boy**, **Pierre** mais aussi **Popo**, **Clémence**, **Hélène**, **Tatiana**, **Capu, Diane** une sacrée promo pleine de personnages plus drôles les uns que les autres. De très bons moments passés avec vous.
A **Lutcho :** La P1 est une période aussi difficile qu'inoubliable, tu as été mon coéquipier pendant ces deux années. J'ai beaucoup d'affection pour toi et espère te revoir très vite mon Nigga.

A mes co-internes :
A **Elsa :** ma véritable binôme d'internat avec qui on aura partagé pas mal de boulot, de galères, mais surtout de soirées, d'aventures et de franches rigolades. Du début jusqu'à la fin de cet internat nous nous sommes serré plus ou moins les coudes et je suis content que nous puissions ensemble passer notre thèse pour clôturer tout ceci sur une bonne note.
A **JD** : Je suis très fier de voir ce que mon adjoint sur le banc de l'équipe de foot de dentaire de Toulouse est aujourd'hui devenu. Ni plus ni moins que le roi de la dentisterie moderne. Un vrai mec comme on les aime, un Aveyronnais avec qui on peut gagner des tournois de soccer, passer pas loin d'un exploit dans un tournoi de pétanque, boire des jaunes et partir voir des matchs au Vélodrome.
A **Romain Courtot** : Dommage que tu sois arrivé pour ma dernière année d'internat, en tout cas ce fut toujours de bons moments passés avec toi. En espérant en partager d'autres très rapidement.
A **Marion, Joannice, Vivien, Jaimie, Agnès, Karim, Pix, Floriane, Capu, Anne-Claire, Noémie, Romy, Pauline, Audrey, Marie-Laure,** une très bonne solidarité entre nous. Sans oublier les petits nouveaux **Ponpon, Louis, Manon ;** et ceux des autres facs : **Sarah**, **Soizic**, **Anais**, **Ulysse**, **Fred**…

A toutes les personnes que j'ai appréciées durant cette période de trois ans à Clermont-Ferrand :
A commencer par la team des albigeois (**Kevin**, **Night**, **Jérém'**, **Antoine**, **Vidal**, **Geoffrey**, **Alexis**, **Roro, Thibaut, Alexis**), au moment où j'en avais le plus besoin j'ai rencontré ce qui se faisait de mieux dans le Central Massif, une sacré bande que j'adore. J'espère que **Kevin** saura en convaincre quelques-uns de venir aux ferias de Vic avec nous. A **Adrien** qui m'a appris à monter sur une planche, un mec en or. Et les autres : **Quentin, Louis, Anas, Max, Pac, Kazzi, Edoardo, Solène, Charlotte, Pierre, Adrien, Tom, Etienne, Arnaud …** et mes petits protégés qui m'ont donné un coup de main en module ODF : **Rémi** bien sur mais aussi **Suzanne**, **Charles** et **Raph**. Et j'ai failli oublier **La Bouque**, honte à moi ! L'accueil Clermontois aura été pour moi une belle surprise.

Aux membres du jury

A la présidente du jury, **A Madame le Professeur Martine HENNEQUIN,**
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury et de juger ce travail,
Que vous trouviez ici, l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.

A mon directeur de thèse, **A Monsieur le Docteur Nicolas DECERLE**
Maître de conférence des Universités – Praticien hospitalier
Pour m'avoir guidé dans mon travail et aidé à trouver les solutions pour avancer. Merci pour votre disponibilité, votre générosité et vos connaissances. Sans faire partie de la même spécialité, vous êtes sans doute l'un des enseignants avec qui j'ai le plus apprécié travailler durant mon cursus universitaire.
Que vous trouviez ici, l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

A Madame le Docteur Christelle GREMEAU-RICHARD
Maître de conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Pour m'avoir fait l'honneur de juger ce travail,
Que vous trouviez ici, l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.

A Madame le Docteur Cynthia BAUER
Assistante Hospitalo-Universitaire
Pour m'avoir fait l'honneur de juger ce travail,
Pour votre disponibilité et tous vos enrichissants conseils.
Que vous trouviez ici, l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.

Aux enseignants qui ont marqué ma formation

A **Monsieur le Docteur Christian CHAMBAS**
Maître de conférences des Universités – Praticien hospitalier
Pour m'avoir fait l'honneur de juger, relire et corriger mon travail de mémoire,
Pour la richesse de son enseignement, ses conseils, et le partage de son expérience durant ces trois années d'internat. Ce fut un plaisir de travailler dans son service.
Qu'il trouve ici, l'expression de toute ma gratitude et de tout mon respect.

A Monsieur le Maitre de Conférence **Christophe Deschaumes**, pour avoir toujours accompagné et soutenu les internes.

A Monsieur le Professeur **Thierry Orliaguet**, pour sa gestion des internes quelque soit leur spécialité.

A Madame le Professeur **Isabelle Barthélémy**, qui m'a toujours ouvert les portes de son bloc de chirurgie maxillo-faciale et m'a permis d'élargir mon champ de connaissances. Ce fut un honneur pour moi de suivre avec elle les patients que nous avions en commun.

Aux anciens Assistants Hospitalo-Universitaires les docteurs **Karim Oudihat** et **Pauline Lachaze** qui sont les deux personnes m'ayant le plus appris et transmis la passion de cette belle spécialité qu'est l'orthodontie durant ces trois années d'internat. Ainsi qu'au docteur **Soulier-Peigue** pour sa présence et ses conseils.

TABLE DES MATIERES

1. INTRODUCTION 2

2. MATERIEL ET METHODE 5

2.1. Stratégie de recherche 5

2.2. Critères d'exclusion 5

2.3. Critères d'inclusion 6

2.4. Sélection des articles 6

2.5. Critères d'évaluation 6

2.6. Analyse des données 7

3. RESULTATS 8

3.1. Diagramme de flux 8

3.2. Etudes sélectionnées 9

3.3. Comparabilité des études 11

3.4. Description des échantillons étudiés 12

3.5. Description des investigations réalisées 17

3.6. Résultats concernant les forces de rupture 23

3.7. Résultats concernant les modes de ruptures 31

4. DISCUSSION 33

5. CONCLUSION 41

6. BIBLIOGRAPHIE 43

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Tableau 1 : Description des échantillons étudiés 14

Tableau 2 : Description des interventions réalisées 20

Tableau 3 : Résultats concernant les forces de rupture 27

Figure 1 : Contention mandibulaire par fil collé antérieur (1) 4

Figure 2 : Diagramme de flux selon le modèle PRISMA (17) 8

Figure 3 : Modèle in vitro de Cooke et al. (56) 13

Figure 4 : Montage d'un échantillon pour la procédure de décollement réalisée à la SIGMA Clermont-Ferrand 40

1. INTRODUCTION

La récidive en orthodontie est une situation difficile à accepter tant pour le praticien que pour le patient. Elle demeure, de l'avis de tous les auteurs, le problème le plus difficile à résoudre en orthodontie. En 1919, Hawley disait déjà : « si quelqu'un veut s'occuper de mes cas quand je les termine et prendre la responsabilité de ce qui suit, je serais heureux de lui donner la moitié de mes honoraires » (1). Little, en 1981, témoigne notamment de l'instabilité de l'alignement des dents mandibulaires dix ans après traitement (2). Cette tendance à la récidive après traitement orthodontique, est la raison pour laquelle, de manière consensuelle, une phase de contention suit toujours la phase active du traitement orthodontique. Nous sommes soumis à une obligation de moyens et, en 2012, un arrêt de la Cour de cassation a jugé nécessaire la mise en place d'une contention en fin de traitement orthodontique (3).

La contention a pour objectif le maintien des résultats du traitement actif. Elle comprend tous les procédés visant à maintenir les dents dans la position donnée par le traitement (4). Ce sont donc des procédés passifs qui ne doivent pas exercer de forces sur les dents. Pour Philippe, le rôle de la contention n'est donc pas de remédier aux insuffisances du traitement, ni de le poursuivre par d'autres moyens (5).

Les dispositifs les plus utilisés sont les fils collés, à la mandibule voire au maxillaire. Il s'agit de dispositifs collés essentiellement sur les faces linguales des dents antérieures pour une durée plus ou moins longue. Une contention collée antérieure permet de stabiliser les dents dans une position esthétique et fonctionnelle pendant la réorganisation tissulaire et musculaire faisant suite au traitement. Elle permet de prévenir les mouvements dentaires parasites liés à la récidive ligamentaire (rotations, versions, réouvertures d'espaces). En effet, quand on déplace une dent, on tend les fibres élastiques desmodontales et leur tension persistante cherche à ramener la dent dans sa position initiale. La contention permettra de s'opposer à ce retour. Même si le dispositif de contention est bien conçu, encore faut-il qu'il reste en place aussi longtemps que les fibres ne sont pas redevenues neutres. Or, nous ne connaissons pas exactement le délai nécessaire pour que cela se produise. Une expérience de Reitan montre que les fibres sont encore tendues 232 jours (soit environ 8 mois) après la dépose de l'appareillage actif (6). Les cliniciens parlent d'une durée de trois à quatre ans. D'où la nécessité de la réussite de notre collage et de l'intégrité de notre contention sur le long terme, sans quoi, si la stabilisation des fibres desmodontales n'est pas obtenue, la contention perd sa raison d'être (7).

Si, à première vue, la mise en œuvre de la contention semble aisée, cette phase, dont il est important de connaître les intérêts, objectifs et moyens, est souvent peu réfléchie par le praticien. En effet, il recherchera principalement un protocole standardisé et rapide de mise en œuvre afin de diminuer autant que possible la durée du rendez-vous de dépose de l'appareillage et de réalisation de ladite contention. Cette dernière peut alors être associée à de nombreux échecs cliniques.

En effet, la littérature nous rapporte un taux d'échecs des contentions (par échec de collage essentiellement, fracture du fil ou les deux) plutôt élevé qui nous pousse à rechercher des moyens d'amélioration des protocoles de collage des contentions orthodontiques fixes (8). Ce taux d'échecs cliniques pour les fils multibrins collés avec un composite photopolymérisable en technique directe (ce qui représente à ce jour le gold standard), varie de 12% à 50% selon les études (8). Ces différences sont dues aux disparités concernant le design des études, les durées d'investigations ou bien la définition même du critère d'échec de contention. Néanmoins ces taux apparaissent non acceptables si l'on considère leurs conséquences sur la stabilité de nos traitement et sur l'organisation de notre activité. Un échec clinique de la contention occasionnera, au mieux, un rendez-vous d'urgence nécessitant une adaptation du planning du praticien pour réparer ou refaire la contention. Selon Cerny (9), le rendez-vous moyen d'urgence pour une contention décollée est de 12 minutes de temps au fauteuil. Si le décollement du plot de composite est passé inaperçu ou bien que le patient n'est pas venu suffisamment rapidement, l'échec peut entraîner un certain degré de récidive ou encore l'apparition de lésions carieuses dues à une accumulation de plaque sous le plot de composite décollé. Selon Renkema (10,11) mais aussi selon Booth (12), l'index d'irrégularité et donc la récidive, en particulier desmodontale comme nous l'avons expliqué précédemment, est significativement corrélé à un échec de collage des contentions. Pour Katsaros (13), 50% des cas de récidive ligamentaire pourront nécessiter un retraitement et donc représenter un échec thérapeutique pour le patient comme pour le praticien.

Pour toutes ces raisons, la nécessité de recherche de moyens d'améliorations de nos connaissances sur les protocoles et le choix des matériaux dans la réalisation des contentions collées semble évidente. Bearn, en 1995, a conclu dans une revue de la littérature (14) que l'on avait accordé que peu d'attention à l'identification des matériaux les plus appropriés au collage des contentions orthodontiques et que des études in vitro et in vivo étaient nécessaires pour aider le clinicien à choisir la meilleure combinaison fil – composite. En 2006, Littlewood, dans une revue Cochrane (15), a bien mis en évidence l'insuffisance des données de recherches, qui ne permettent pas l'élaboration de recommandations fondées sur des preuves, et le besoin d'essais cliniques randomisés ainsi que d'études in vitro pour développer nos connaissances sur la contention collée.

En 2015 Iliadi et al. ont réalisé une revue systématique sur les échecs in vivo des contentions collées (8). Sur 27 études ayant satisfait les critères d'inclusion de la revue, ils ont établi qu'aucune preuve concluante ne pouvait être retrouvée pour guider les orthodontistes dans la sélection du meilleur protocole, et que, bien que les contentions orthodontiques fixes soient utilisées depuis des années en pratique clinique, la sélection du meilleur protocole de traitement demeure un problème subjectif. Les études in vivo disponibles ne peuvent pas fournir de preuves fiables dans ce domaine. Pour Labunet et al. (16), sur 8 études sélectionnées il n'est pas non plus possible de tirer de conclusions sur la fiabilité de nouveaux types de contentions collées, tels que les attelles de contention en composites fibrés, par rapport au gold standard que représente le fil multibrin en acier. Et, bien

qu'il soit logique que la survie du collage soit dépendante de la technique opératoire, aucun résultat de recherche n'a permis de prouver que l'expérience de l'opérateur, le contrôle de l'humidité, l'âge ou le sexe du patient n'ont d'effets statistiquement significatifs sur les taux de survie. Si Iliadi et al. et Labunet et al. ont tenté d'établir des revues systématiques sur les connaissances in vivo en matière d'échecs des contentions collées, ce travail d'analyse de la littérature n'a jamais été réalisé en ce qui concerne les études in vitro menées à ce sujet.

C'est pourquoi, l'objectif de notre travail est de réaliser une revue systématique de la littérature selon le modèle PRISMA (17), visant à rassembler les études in vitro réalisées afin de connaître les protocoles cliniques et / ou les combinaisons de matériaux les plus efficaces en terme d'adhésion concernant les contentions fixes orthodontiques.



Figure 1 : Contention mandibulaire par fil collé antérieur (1)

2. MATERIEL ET METHODE

2.1. Stratégie de recherche

Une recherche systématique a été conduite le 16 août 2017 sur la base de recherche PubMed, et 926 articles ont été identifiés en utilisant les termes : « ORTHODONTIC RETAINERS » and/or « LINGUAL FIXED RETAINERS ». Un seul investigateur a réalisé la recherche sur PubMed et la recherche ascendante. Deux articles additionnels ont été identifiés par recherche ascendante. Ceux-ci n'apparaissaient pas dans la recherche initiale du fait de *Mesh-terms* : « ORTHODONTIC BRACKETS » et « ORTHODONTIC WIRES » qui semblent inadaptés au contenu des articles. En effet, les articles concernés traitaient bien des dispositifs de contentions orthodontiques et non des fils ou des attaches.

2.2. Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

Les articles écrits dans une autre langue que l'anglais ou sans résumé n'étaient pas retenus. Les études publiées avant le 1er septembre 2000 ont arbitrairement été considérées comme trop anciennes pour faire partie de l'analyse.

L'analyse étant restreinte aux études in vitro, les articles relatifs à des études in vivo concernant les taux d'échecs, de fractures, de décollements ou bien les rapports de cas ont été exclus. Les études concernant les contentions amovibles ou encore les études sur les contentions orthodontiques collées qui avaient d'autres objectifs comme la mesure du taux de plaque associé ou qui étudiaient les index parodontaux ont également été exclues.

Les études sur le modèle animal (avec utilisation d'émail bovin) et celles utilisant des méthodes d'évaluation autres que des essais mécaniques de traction, de compression ou de fatigue n'ont également pas été retenues. Ainsi, toutes les études in vitro étudiant les phénomènes de micro-infiltration, de thermo-luminescence ou encore relatives aux propriétés mécaniques des différents matériaux constituant le système d'adhésion de la contention orthodontique fixe n'étaient donc pas considérées comme éligibles.

Tout type de contention collée était considéré comme éligible, indépendamment du type de fil (ou d'attèle composite fibrée), des matériaux de collage, des protocoles de collage, du nombre ou de la nature des dents utilisées lors de la constitution des échantillons d'étude.

2.3. Critères d'inclusion

Tous les essais mécaniques in vitro de rupture ont été conservés quel que soit leur schéma expérimental, afin d'avoir une vue d'ensemble exhaustive des qualités mécaniques en terme d'adhérence des différents protocoles de collages étudiés et des différentes combinaisons de matériaux. Différents types de modèles in vitro ont été retenus. Ils pouvaient permettre d'étudier l'interface émail – résine composite en plus de l'interface résine composite – dispositif de contention. Mais les articles étudiant exclusivement l'interface émail – composite n'ont pas été retenus. Dans le cas où l'émail était étudié, des échantillons test munis d'une ou plusieurs dents (afin de reproduire un point de contact) pouvaient être retrouvés.

Du fait de la grande hétérogénéité des types d'essais mécaniques, des types d'échantillons testés, des protocoles de collage étudiés, et des combinaisons de matériaux, une réduction d'éligibilité afin de réaliser une méta-analyse quantitative n'a pu être réalisée. La revue systématique n'a permis qu'une analyse qualitative des articles inclus.

2.4. Sélection des articles

Après identification des articles dans la base de donnée PubMed à partir des mots clés sélectionnés, un passage en revue de la totalité des titres a été réalisé. Les articles ont été ainsi sélectionnés pour un passage en revue des résumés après lequel les articles éligibles étaient évalués pour admissibilité par lecture du texte intégral. Ceci nous permettant l'inclusion dans notre revue systématique de la littérature pour analyse qualitative.

2.5. Critères d'évaluation

Les paramètres suivants ont été recueillis : design de l'article, titre de l'article, nom des auteurs, journal de publication, date de publication, objectif de l'étude, type d'échantillon testé, protocole de collage réalisé, moyens de conservation des échantillons, présence ou absence d'une procédure de thermocyclage, procédure de décollement. Les critères de jugement principal et secondaires étaient également analysés, à savoir le plus souvent les forces maximales nécessaires au décollement et les modes de fractures. Les forces nécessaires au décollement pouvaient être présentées en N ou MPa, en moyennes, médianes ou bien en quartiles. Elles pouvaient résulter de tests mécaniques réalisés en compression, traction ou bien par une force verticale appliquée au niveau d'un point médian de la portion inter-dentaire d'un fil de contention collé sur un échantillon constitué de

deux dents adjacentes simulant un point de contact. Les résultats et les tests statistiques employés ont également été recueillis.

2.6. Analyse des données

La lecture des articles a été conduite dans le but de réaliser un inventaire des données in vitro existantes dans la littérature au sujet de la résistance de collage des contentions orthodontiques fixes. Ceci afin d'aider le clinicien dans son choix de matériaux et du protocole de collage de la contention. Les critères d'évaluations principaux étaient les forces maximales recueillies avant décollement des systèmes de contention in vitro, afin de dégager les combinaisons de matériaux les plus efficaces en terme d'adhésion, et les protocoles de collage apportant la meilleure résistance. Secondairement, les modes de ruptures ont été recueillis et analysés lorsqu'ils étaient précisés afin de connaître l'interface faible du système de collage des contentions orthodontiques. Ceci afin de rechercher la surface où il semblerait judicieux d'améliorer l'adhérence. Ceci pourrait potentiellement permettre d'améliorer les propriétés adhésives des contentions fixes orthodontiques, qui, comme expliqué précédemment, sont associées à de trop nombreux échecs cliniques.

3. RESULTATS

3.1. Diagramme de flux

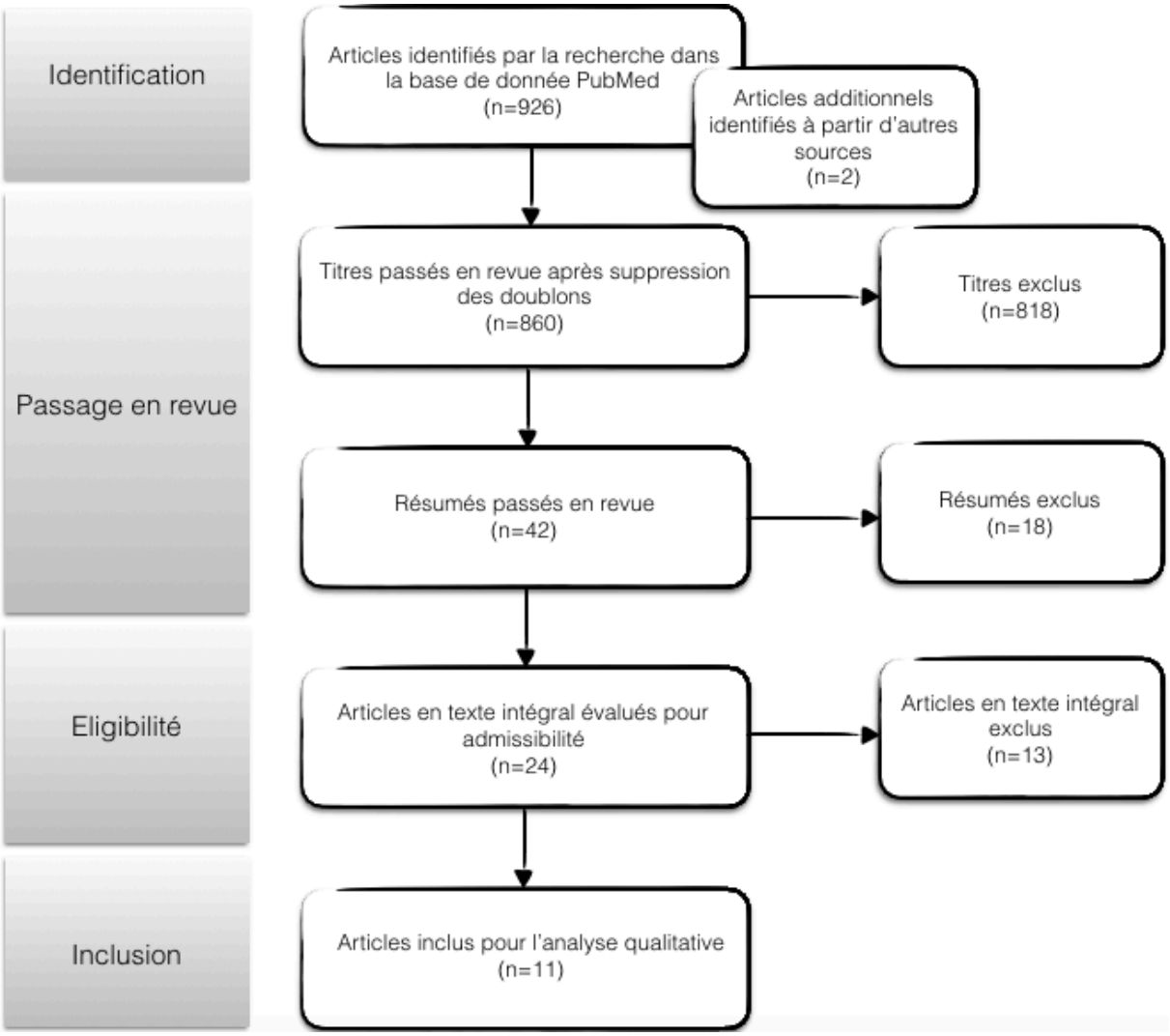


Figure 2 : Diagramme de flux selon le modèle PRISMA (17)

3.2. Etudes sélectionnées

a. Après passage en revue des résumés

42 résumés ont été passés en revue parmi lesquels 18 articles ont été exclus avant éligibilité. Les raisons de l'exclusion des 18 articles après passage en revue des résumés étaient les suivantes :

- 3 articles n'étaient pas des études in vitro (18–20)
- 3 études in vitro ne concernaient pas les contentions fixes mais les dispositifs de contentions par gouttières thermoformées (21–23)
- 1 essai mécanique de rupture concernait une interface particulière à savoir une interface entre une attache orthodontique et un dispositif de contention par attèle composite fibrée et ne correspondait donc pas aux objectifs de ce travail, sur la survie de la contention collée (24)
- Les autres études in vitro sur les contentions collées n'étaient pas des essais mécaniques de rupture. Ils étaient répartis comme suit : 6 études sur la micro-infiltration au niveau des interfaces du système d'adhésion de la contention collée (25–30) ; 1 étude concernait la formation in vitro de biofilm sur les fils de contention (31) ; 1 étude concernait la libération de bisphénol A par les résines utilisées pour le collage des contentions orthodontiques (32) ; 1 étude histo-photométrique permettait d'étudier l'adaptation du fil de contention selon son mode d'application (33) ; 1 étude permettait d'étudier la dureté de la résine composite selon le mode de polymérisation (34) ; enfin, une dernière permettait de connaître le degré de polymérisation des résines après des procédures de thermocyclage ayant pour objectif de simuler le vieillissement intra-buccal des résines composites utilisées pour le collage des contentions orthodontiques (35).

Au final 24 articles ont été retenus pour lecture du texte intégral et évalués pour admissibilité.

b. Après lecture intégrale des articles sélectionnés pour admissibilité

24 articles ont subi la procédure d'éligibilité et ont été lu intégralement. 13 ont été exclus de l'analyse qualitative pour la revue systématique. Les raisons de l'exclusion de ces 13 articles sont les suivantes :

- Pour 2 articles étaient étudiées les propriétés mécaniques des résines composites (module de cisaillement, module de Young, viscosité…) (36,37). Aucune interface relative au système d'adhésion de la contention fixe n'était donc étudiée dans ces articles.
- Pour des raisons similaires, une étude sur les propriétés mécaniques des contentions Everstick® (38), et une sur la résistance au torque de différents fils de contentions (39) n'ont pas été retenues. De même, une étude comparative entre des contentions fibrées et des fils de contentions en acier de différents diamètres ayant pour but d'évaluer les forces transmises lors de la flexion en trois points (40) ne permettait pas de mettre en évidence ou d'étudier la rupture mécanique (décollement) d'une interface de la contention fixe.
- Deux autres études ne concernaient pas non plus des procédures de décollement mais des mesures réalisées par un OMSS (Orthodontic Measurement and Simulation System) permettant de mesurer la répercussion des contraintes à différents endroits d'un dispositif de contention. La contention était collée sur les dents antérieures d'un modèle en résine acrylique et les contraintes étaient mesurées après mise en charge de celui ci (41,42).

- En ce qui concerne les études in vitro par essais mécaniques de rupture permettant d'étudier les décollements au niveau d'interfaces relatives à notre objet d'étude, qui est le système d'adhésion de la contention fixe orthodontique, nous avons choisi d'exclure de notre analyse deux types d'études.

  Les études réalisées sur modèle animal et donc celles réalisées avec de l'émail bovin n'ont pas été retenues (43–46). Enfin, les essais mécaniques faisant abstraction de l'étude de l'interface entre la résine composite et le dispositif de contention quel qu'il soit et qui n'étudiaient que l'interface de collage émail – résine composite ont également été exclues de l'analyse (47,48).

Au final, 11 articles ont été retenus pour analyse qualitative. Ils concernaient des essais mécaniques in vitro de rupture par traction et/ou compression permettant d'étudier au moins l'interface résine composite – dispositif de contention fixe.

3.3. Comparabilité des études

Les 11 études incluses dans la revue systématique ne sont pas suffisamment comparables pour réaliser une analyse quantitative de la littérature concernant l'adhésion in vitro des contentions orthodontiques fixes. C'est pourquoi notre revue systématique est une revue qualitative. Les études sélectionnées varient entre elles à différents niveaux. Elles peuvent être différentes en ce qui concerne les objectifs de l'essai mécanique, la constitution des échantillons testés, les protocoles de collage, les moyens de conservation et de traitement des échantillons, les procédures de décollement, les critères de jugement et la présentation des résultats. La non standardisation des procédures de test in vitro en ce qui concerne les contentions collées rend donc toute comparabilité statistique par méta-analyse impossible.

Néanmoins il nous est possible de dégager des pistes de réflexion concernant les protocoles et les combinaisons de matériaux les plus résistants aux procédures de décollements, de part les analyses qualitatives intra-étude et, lorsque cela est possible, inter-études. L'objectif des essais mécaniques sélectionnés était à chaque fois de provoquer le détachement ou la rupture du système collé. En effet, le critère de jugement principal des études incluses était toujours la charge nécessaire au décollement quelque soit sa présentation et son unité de mesure. Ceci nous permet une analyse voire une comparabilité qualitative entre les études.

L'ensemble de ces éléments sera repris au travers des chapitres suivants lorsque nous décrirons les échantillons étudiés, les protocoles de collage, les procédures de décollement et les résultats obtenus.

3.4. Description des échantillons étudiés

Nous avons décidé de rassembler les études sélectionnées, par souci didactique, en quatre groupes qui se différentient par le type d'échantillon testé. Ce choix a été réalisé car la procédure de réalisation de l'essai mécanique et les résultats qui en découlent sont grandement soumis à la constitution même de cet échantillon ainsi que pour faciliter notre comparaison qualitative.

Deux études incluses se différentient surtout des autres car elles n'étudient pas l'interface émail – composite (49,50). Pour constituer les échantillons à tester, les auteurs n'ont donc pas eu besoin de recueillir de dents humaines en vue de mener leurs essais mécaniques. Ainsi, les échantillons de Paolone et al. (49) étaient constitués d'un tube de composite de 3,5 mm de diamètre dans lequel était centré un fil de contention orthodontique. Le montage de l'échantillon se faisait grâce à un moule réalisé à partir d'une imprimante 3D. Des combinaisons résine composite – fil de contention étaient ainsi testées. Les échantillons de Brauchli et al. (50) étaient eux constitués d'une bande de contention en composite fibré (Everstick Ortho ™ de Stick Tech) attachée à un bloc cubique de composite dont la nature différait selon les groupes d'étude. Le montage était alors réalisé grâce à une matrice métallique permettant de standardiser la liaison entre les deux éléments avec une aire de contact de 5 mm^2.

Pour les neuf autres études incluses dans l'analyse qualitative de la revue systématique, de l'émail humain était présent dans la constitution des échantillons. Ceci nécessitait des procédures particulières d'inclusion (généralement des dents exemptes de caries, de défauts d'émail, de fissures ou avec une quelconque procédure de collage ou de traitement préalable), de conservation et de réhydratation avant les essais. En ce qui concerne les moyens de conservation et le traitement des échantillons, la quasi-totalité des auteurs veille à réaliser et décrire des procédures de conservation et de réhydration des surfaces amélaires. Mais, celles-ci ne sont pas standardisées (Tableau 1).

Radlanski et al. (51), en 2004, sont les premiers à avoir recueilli des dents humaines en vue de mener des essais in vitro concernant les contentions orthodontiques fixes. Leurs échantillons étaient constitués d'incisives mandibulaires dont les couronnes, après avoir été séparées des racines, étaient incluses dans des blocs de résine époxy permettant leur préhension dans la machine de test universelle. La face linguale de l'incisive mandibulaire constituant l'échantillon était disponible au collage d'un fil de contention. Ce type d'échantillon est comparable à ceux utilisés par Lie Sam Foek et al. (52) puis Al Nimri et al. (53) pour lesquels, respectivement, des incisives mandibulaires et des prémolaires unitaires étaient utilisées. Sur ces dents, était collé un dispositif de contention à tester mécaniquement. Pour ces trois études, les échantillons sont tous constitués de dents unitaires et d'un système de contention qui y est collé. Un seul et même test mécanique va donc concerner les interfaces émail – composite et fil – composite.

Sur ce dernier point, va différer la troisième famille d'études. En effet, pour deux études sélectionnées, les tests appliqués aux deux interfaces ont été réalisés séparément. Il y avait deux types d'échantillons pour ces études. Un premier mettait à disposition de l'émail humain pour le collage d'une résine composite permettant de tester la liaison émail – composite en compression ; dans un second temps, un test de traction (*pull-out testing*) était réalisé grâce à des échantillons constitués de blocs de résine acrylique. Au sein de ces blocs, étaient ménagés des espaces permettant de réaliser des liaisons entre les composites et les fils à tester. Ceci permettait de tester la liaison mécanique à l'arrachage entre le fil et le composite. Ce protocole d'essai a été utilisé par Baysal et al. (54) puis par Tabrizi et al. (55).

Enfin, un dernier type d'essai mécanique sur les contentions collées orthodontiques a été mis au point en 2010 par Cooke et al. (56) afin de tenter de simuler au mieux les conditions anatomiques et les contraintes mécaniques retrouvées en bouche. En effet, ces contraintes sont plus complexes que des forces de compression sur le plot de composite ou de traction sur le fil de contention. Quatre articles intégraux sélectionnés, faisant partis des plus récents, ont été basés sur ce protocole d'étude reposant sur un type d'échantillon particulier. Le modèle in vitro de Cooke et al. était constitué d'un échantillon de deux incisives mandibulaires placées l'une à côté de l'autre afin de simuler un point de contact. Les racines étaient même enduites d'une fine couche de silicone pour simuler la structure parodontale. De la résine versée dans le moule jusqu'à la jonction émail – cément permettait alors de fixer le tout avant d'y coller un fil de contention et de réaliser l'essai mécanique. Ce type d'échantillon permettait de réaliser une mise en charge du dispositif de manière verticale au niveau de la portion interdentaire du fil. Cela permettait de mieux simuler les contraintes subies par les dispositifs de contention fixe in vivo. Ainsi, Aldrees et al. avec des paires de prémolaires en 2010 (57), Baysal et al. avec des paires d'incisives en 2012 (58) et Lee et al. avec des paires de prémolaires en 2014 (59) ont repris le modèle in vitro de Cooke et al. afin de réaliser leurs investigations.



Figure 3 : Modèle in vitro de Cooke et al. (56)

Tableau 1 : Description des échantillons étudiés

Auteurs Année	Titre de l'article Journal de publication	Constitution des échantillons	Conservation
Radlanski RJ (2004)	Stability of the bonded lingual wire retainer – A study of the initial bond strenght *Journal of orofacial Orthopedics*	360 incisives mandibulaires humaines (couronnes incluses dans des blocs de résine époxy avec la face linguale libre) 3 tests mécaniques différents 6 groupes de 20 échantillons pour chaque test mécanique	Solution 1% thymol avant collage 72h eau distillée à 37°C après collage
Lie Sam Foek D (2009)	Adhesive properties of bonded orthodontic retainers to enamel : Stainless Steel Wire vs Fiber Reinforced Composites *The Journal of Adhesive Dentistery*	80 incisives mandibulaires humaines (couronnes incluses dans des anneaux en polyéthylène avec face vestibulaire exposée) 8 groupes de 10 échantillons	Eau distillée avec 0,1% thymol 2 mois avant collage 1 semaine eau distillée avec 0,1% thymol à 37°C après collage
Al Nimri K (2015)	Shear bond strength of different fixed orthodontic retainers *Australian Orthodontic Journal*	120 prémolaires humaines (racines incluses dans des blocs en résine acrylique, couronnes exposées) 6 groupes de 20 échantillons	Solution à 0,1% thymol à 4°C, 4 mois maximum, avant collage 24h eau distillée à 37°C après collage
Tabrizi S (2009)	Flowable composites for bonding orthodontics retainers *The Angle Orthodontist*	60 prémolaires humaines (racines incluses dans un cube en résine acrylique avec la couronne exposée) + 60 échantillons spécifiques pour un test de traction de l'interface fil-composite (blocs de résine acrylique avec espaces ménagés pour les liaisons entre fil et composite) 4 groupes de 15 échantillons pour chaque test	*Non spécifié (avant et après collage)*

Baysal A (2010)	Resin-modified glass ionomer cements for bonding orthodontic retainers *European Journal of Orthodontics*	40 incisives mandibulaires humaines (moulées dans des blocs en résine acrylique avec le grand axe perpendiculaire à la surface supérieure des blocs) + 40 échantillons spécifiques pour un test de traction de l'interface fil-composite (blocs de résine acrylique avec espaces ménagés pour les liaisons entre fil et composites) 2 groupes de 20 échantillons pour chaque test	Eau distillée pendant 1 mois maximum (changée toute les semaines) avant collage *Non spécifié après collage*
Cooke ME (2010)	Debonding force and deformation of two multistranded lingual retainers wires bonded to incisors enamel : an in vitro study *European Journal of Orthodontics*	52 incisives mandibulaires humaines 26 échantillons constitués de paires d'incisives mandibulaires montées dans des blocs en résine acrylique pour simuler un point de contact (racines enduites de silicone pour simuler le ligament) 2 groupes de 13 échantillons	Eau distillée 48h avant le collage à température ambiante Eau distillée 24h à 37°C après collage
Aldrees A (2010)	Bonded orthotontic retainers : A comparison of initial bond strength of different wire and composite combinations *Journal of Orofacial Orthopedics*	180 prémolaires humaines 90 échantillons constitués de paires de prémolaires montées dans des blocs en résine acrylique pour simuler un point de contact 6 groupes de 15 échantillons	Eau déminéralisée pendant 72h avant le collage *Non spécifié après collage*
Baysal A (2012)	Comparison of three different orthodontic wires for bonded lingual retainer fabrication *The Korean Journal of Orthodontics*	94 incisives mandibulaires humaines 47 échantillons constitués de paires d'incisives mandibulaires montées dans des blocs de résine acrylique pour simuler un point de contact 2 groupes de 16 échantillons 1 groupe de 15 échantillons	Solution thymolée 1 mois maximum avant collage Eau distillée 24h à température ambiante après collage

Lee IH (2014)	The effect of bonded resin surface area on the detachment force of lingual bonded fixed retainers : an in vitro study *The Korean Journal of Orthodontics*	160 prémolaires humaines 80 échantillons constitués de paires de prémolaires montées dans des blocs de résine acrylique pour simuler un point de contact 4 groupes de 20 échantillons	Solution saline à température ambiante avant collage Eau 24h à température ambiante après collage
Brauchli L (2009)	Shear modulus of 5 flowable composites to the Everstick Ortho™ fiber-reinforced composite retainer : an in vitro study *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*	75 échantillons bande d'Everstick Ortho™ attachée à un bloc de composite collé grâce à une matrice métallique composée de 2 cubes 5 groupes de 15 échantillons	*(Pas de moyens de conservation particuliers car pas d'émail présent au niveau de l'échantillon d'étude)*
Paolone MG (2015)	Tensile test and interface retention forces between wires and composites in lingual fixed retainers *International Orthodontics*	120 échantillons tube de 3,5 mm de diamètre de composite dans lequel est centré un fil de contention (montage réalisé à l'aide d'un moule obtenu par impression 3D) 12 groupes de 10 échantillons	*(Pas de moyens de conservation particuliers car pas d'émail présent au niveau de l'échantillon d'étude)*

3.5. Description des investigations réalisées

a. Constitution des groupes d'études et protocoles de collage

La constitution des groupes d'études et les protocoles de collage vont d'abord différer en fonction des objectifs de chaque investigation.

La plupart des études ont pour but de comparer des combinaisons de matériaux. En effet, pour 9 des 11 études sélectionnées, les investigations sont menées en ce sens. Le design de l'essai in vitro repose sur la constitution de groupes d'études représentatifs des combinaisons de matériaux à tester (dispositif de contention – moyen d'adhésion). Les protocoles de collage sont autant que possible standardisés entre les différents groupes afin de diminuer les biais de confusion dans chaque étude. Seuls les matériaux utilisés vont alors varier. Pour cela, sont précisés, la procédure de nettoyage des surfaces dentaires, le temps et l'agent de mordançage, le temps de rinçage, de séchage, ainsi que le protocole de mise en place de l'agent adhésif, du dispositif de contention et de la résine composite de collage. Dans la totalité de ces études, un moule, ou une matrice, a été utilisé pour standardiser la quantité de résine composite mise en place et ainsi permettre la comparabilité entre les différents groupes au sein d'une même étude. Les dimensions des moules et donc la quantité de résine composite administrée sont ainsi précisées. Nous retrouvons également des données concernant le temps de polymérisation et le type de lampe à photopolymériser qui ont été utilisés lors de ces protocoles de collage.

La standardisation inter-étude est donc généralement retrouvée au niveau des protocoles de collage et permet ainsi la comparaison des différents matériaux testés. Néanmoins nous nous apercevons qu'entre les études, les protocoles de collage peuvent varier, et ce à plusieurs niveaux. Ceci influence les forces maximales de décollement qui ont été enregistrées par la suite et rend la comparabilité inter-étude difficile. Par exemple nous remarquons quelques éléments particuliers si on se réfère aux matériels et méthodes des articles inclus dans la revue systématique.

Pour la préparation des surfaces avant le collage, Radlanski et al. (51) sont les seuls à réaliser un nettoyage à l'eau oxygénée et à la curette. Aldrees et al. (57), quant à eux, sont les seuls à réaliser un débridement aux ultra-sons. La procédure de nettoyage généralement mise en œuvre dans les autres études est un nettoyage à la pierre ponce. En ce qui concerne le mordançage, celui ci est réalisé à l'acide orthophosphorique à 37% dans la quasi totalité des études (Cooke et al. (56) utilisent un acide orthophosphorique à 35%), le temps de mordançage est le plus souvent de 30 secondes bien que deux auteurs utilisent des temps d'application différents, de 15 secondes (54) et 45 secondes (51). Le temps de rinçage, lorsqu'il est précisé, est compris entre 10 secondes (53,55) et 30 secondes (51,54,58).

Pour ce qui est de la mise en place du fil et du composite, Aldrees et al. (57) précisent qu'ils mettent en place une petite quantité de composite sur l'émail avant la mise en place du fil puis appliquent ensuite une surcouche de composite. Ce protocole n'est pas retrouvé ni précisé dans les autres études. La totalité des 9 études dont l'objectif est la comparaison de combinaisons de matériaux utilise un moule d'application de la résine composite pour obtenir une standardisation de la quantité de la résine utilisée. La comparaison au niveau des résultats obtenus est toutefois impossible puisque les moules utilisés diffèrent en dimensions entre les études. Les deux moules les plus utilisés sont les moules MiniMold™ Ortho Care (diamètre : 4 mm, profondeur : 1,5 mm) (56,58) et les matrices Ultradent (diamètre 2,34 mm, profondeur : 3 mm) (54,55). Les temps de photopolymérisation différent également, de 10 secondes (53,58) à 40 secondes (51,52,55) et sont fonction des lampes utilisées.

La particularité des deux autres études réside sur le fait que la modification du protocole sera le critère étudié. En effet, Lie Sam Foek et al. (52) ont intégré dans leurs objectifs l'étude de l'influence de différentes procédures d'application du fil de contention. Pour les groupes 6 et 8, le fil de contention était mis en place avant le composite fluide alors que pour les autres groupes d'études, nous avions une mise en place de composite sur l'émail préparé puis une surcouche sur le dispositif de contention (attelle en composite fibré ou fil de contention) à l'aide d'un moule. Lee et al. (59) ont quant à eux étudié l'influence de la modification de la quantité de résine déposée. Pour cela, l'étude se limitait à un seul fil de contention et une seule résine composite afin de diminuer les biais de confusion. La méthode employée utilisait des stickers et du vernis à ongle pour obtenir la zone de résine voulue. Les autocollants de diamètres définis était collés sur la face vestibulaire de chaque dent, ensuite la surface dentaire était recouverte de vernis et une fois l'autocollant retiré, une surface circulaire limitée de la surface de l'émail était obtenue et disponible pour coller la résine.

Enfin, il est à noter qu'entre la procédure de collage et de décollement, seulement trois études ont intégré des méthodes de thermocyclage afin de se rapprocher des conditions endo-buccales (50,52,53). Certaines études sur le collage des attaches orthodontiques (60) suggèrent un impact négatif du thermocyclage sur la résistance au cisaillement. Ceci engendre une nouvelle fois un problème relatif à la comparabilité entre les différentes études incluses dans notre revue.

b. Procédures de décollement

Si le recueil d'une force de rupture constituait le critère de jugement principal de l'ensemble des 11 études, la manière de l'obtenir pouvait différer selon la procédure de décollement utilisée ; ceci dépendait de la machine d'essai de matériaux utilisée pour recueillir les données, du type de force

transmis à l'échantillon pour obtenir le décollement du système de contention et enfin de la vitesse de la traverse de la machine.

Des machines Instron (de différents modèles selon les dates de publication des études) étaient utilisées pour réaliser les essais mécaniques dans 8 des 11 études. Les autres machines utilisées étaient les machines Zwick ROELL (52), TSTM d'Elista (55) et Housfield Test Equipment (54).

Nous retrouvons tout de même une standardisation quasi-parfaite des procédures de décollement au niveau des 4 études qui reprennent le modèle in vitro de Cooke et al (56). Pour ces 4 études, la comparabilité des différents résultats sera seulement limitée aux différences présentes en ce qui concerne les protocoles de collage et les quantités de résine administrées. Les 4 investigations ont été réalisées avec des machines Instron. La force transmise aux échantillons à tester était une force verticale, perpendiculaire au fil et appliquée au niveau d'un point médian de la portion inter-dentaire du fil de contention. La vitesse de la traverse était de 1 mm/min pour 3 études (57–59) et de 2 mm/min pour l'étude de Cooke et al. (56).

En ce qui concerne les autres articles inclus dans la revue, deux études se rapprochent au niveau des procédures de décollement puisque pour toutes les deux nous retrouvons des tests mécaniques appliqués séparément aux deux interfaces sur deux types d'échantillons d'étude. Le premier était un test de compression au niveau de la liaison émail – composite ; le second était un test de traction réalisé grâce à des échantillons constitués de blocs de résine acrylique pour tester la liaison entre les composites et les fils. Ce protocole d'essai a été utilisé par Baysal et al. (54) puis par Tabrizi et al. (55). Les vitesses de la traverse différaient (0,5 mm/min (54) et 1 mm/min (55) en compression et 0,5 mm/min (54) et 10 mm/min (55) en traction).

Radlanski et al. (51) ont réalisé trois types d'essais, un en compression au niveau du site de collage, un en traction horizontale à distance du site de collage et un en traction verticale également à distance du site de collage. Les différents essais de traction pouvaient être réalisés grâce au rajout sur la machine Instron d'un support permettant la prise du fil de contention testé. Lie Sam Foek et al. (52) ont réalisé leurs essais en compression au niveau de l'interface émail-composite et Al Nimri et al. (53) en traction au niveau du fil de contention collé sur l'échantillon.

Par ailleurs pour ce qui est des études pour lesquelles l'émail n'est pas étudié nous notons que les investigations de Brauchli et al. (50) sont réalisées en compression de manière parallèle à l'orientation des fibres des attelles de contention fibrées testée et que les essais de Paolone et al. (49) sont réalisés en traction jusqu'au décrochage du fil des tubes de composites testés.

Tableau 2 : Description des interventions réalisées

Auteurs Année	Procédure de collage	Protocole de décollement	Thermo-cyclage
Radlanski RJ (2004)	Composites : - Tetric Flow™ Ivoclar (fluide de restauration) - Heliosit Orthodontic™ Ivoclar (fluide dédié à la mise en place de contention) Fils : - Dentaflex Dentapac™ Dentaurum (co-axial .018'') - Dentaflex Dentapac™ Dentaurum (multibrins .018'') - Respond™ Ormco (dead soft .0175'' 7brins) 6 groupes de 20 échantillons pour chaque test mécanique 1 groupe par combinaison fil-composite testée	Instron 6025 3 tests mécaniques réalisés : - Cisaillement vertical au niveau du site de collage (piston à bord biseauté) - Traction verticale à 4 mm du site de collage (support permettant la prise du fil) - Traction horizontale à 4 mm du site de collage (support permettant la prise du fil) Vitesse de la traverse : 1 mm/min	Non
Lie Sam Foek D (2009)	Composites : - Stick Flow™ Stick Tech (fluide restauration) - Tetric Flow™ Ivoclar (fluide restauration) Fils / FRCs : - Quad-Cat™ GAC (tressé acier .016x.022'') - Angelus Interlig™ Angelus (FRC) - DantaPreg Splint™ ADM (FRC) - Everstick Ortho™ Stick Tech (FRC) - Ribbond™ Ribbond (FRC) 8 groupes de 10 échantillons Groupes 1 à 5 : combinaison de chaque fil/FRC avec le Stick Flow™ Groupe 6 : le fil est mis en place avant le composite Groupe 7 et 8 : idem que 5 et 6 mais avec un changement de l'agent de liaison et du composite pour coller le fil de contention (Tetric Flow™)	Zwick ROELL Z2,5 MA 18-1-3/7 Force de compression à direction occluso-cervicale appliquée à l'interface émail/composite Vitesse de la traverse : 1 mm/min	Oui 6000x entre 5°C et 55°C

Al Nimri K (2015)	Composites : - Filtek Z250™ 3M Unitek (restauration) - Transbond LR™ 3M Unitek (spécifique à la mise en place de contention) Fils : Fils tressés ronds pour contention de 3M Unitek - .0175'' - .0215'' - .032'' 6 groupes de 20 échantillons 1 groupe par combinaison fil-composite testée	Instron Ltd Force de traction appliquée au fil de contention Vitesse de la traverse : 0,5 mm/min	Oui 500x entre 5°C et 55°C
Tabrizi S (2009)	Composites : - Filtek Supreme XT™ 3M Espe (fluide restauration) - Flow Tain™ Reliance (fluide restauration) - Tetric Flow™ Ivoclar (fluide restauration) - Light Bond™ Reliance (contrôle spécifique contention) Fils : - Penta One™ Masel (coaxial multibrin .0215'') 4 groupes de 15 échantillons pour chaque essai : 1 groupe d'échantillons dentaires pour chaque composite 1 groupe d'échantillons constitués de blocs de résine par combinaison fil-composite testée	TSTM 02500, Elista Force de compression appliquée à l'interface émail-composite Vitesse de la traverse : 1 mm/min + essai de traction sur des blocs de résine acrylique comprenant la combinaison fil-composite à tester Vitesse de la traverse : 10 mm/min	Non
Baysal A (2010)	Composites : - Transbond LR™ 3M Unitek (contrôle spécifique contention) - Fuji Ortho LC™ GC Company (CVIMAR pour le collage des attaches orthodontiques) Fils : - Penta One™ Masel (coaxial multibrin .0215'') 2 groupes de 20 échantillons pour chaque essai : 1 groupe d'échantillons dentaires pour chaque composite 1 groupe d'échantillons constitués de blocs de résine par combinaison fil-composite testée	Housfield Test Equipment Force de compression appliquée à l'interface émail-composite Vitesse de la traverse : 0,5 mm/min + essai de traction sur des blocs de résine acrylique comprenant la combinaison fil-composite à tester Vitesse de la traverse : 0,5 mm/min	Non

Cooke ME (2010)	Composites : - Transbond XT™ 3M Unitek (fluide restauration) Fils : - Bond-A-Braid™ Reliance (tressé plat .016x.022'') - Ortho Technology (co-axial 3 brins .0175'') 2 groupes de 13 échantillons NB : après décollement une procédure de recollage a été réalisée avec le même protocole de départ pour comparer les forces d'adhésion après collage et après réparation sur un même échantillon	Instron 1198 Force verticale perpendiculaire au fil appliquée au niveau du point médian de fil interdentaire Vitesse de la traverse : 2 mm/min	Non
Aldrees A (2010)	Composites : - Flow Tain™ Reliance (fluide restauration) - Light Cure Retainer™ Reliance (fluide contention) - Transbond LR™ 3M Unitek (spécifique contention) Fils : - Ortho-Flextech™ Reliance (chaîne en alliage Or) - Penta One™ Masel (coaxial multibrin .0215'') 6 groupes de 15 échantillons 1 groupe par combinaison fil-composite testée	Instron Force verticale perpendiculaire au fil appliquée au niveau du point médian de fil interdentaire Vitesse de la traverse : 1 mm/min	Non
Baysal A (2012)	Composites : - Non spécifié (mise en place par le Mini Mold™ OrthoCare) Fils : - Penta One™ Masel (coaxial multibrin .0215'') - Bond-A-Braid™ Reliance (tressé plat .016x.022'') - Respond™ Ormco (dead-soft .0195'' 7brins) 2 groupes de 16 échantillons pour les fils PentaOne™ et Bond-A-Braid™ et 1 groupe de 15 échantillons pour le Respond™	Instron Force verticale perpendiculaire au fil appliquée au niveau du point médian de fil interdentaire Vitesse de la traverse : 1 mm/min	Non
Lee IH (2014)	Composites : - Transbond XT™ 3M Unitek (fluide restauration) Fils : - Respond™ Ormco (dead-soft .0175'' 7brins) 4 groupes de 20 échantillons 1 groupe pour chaque aire de résine collée étudiée (diamètres : 1,5 mm, 2,5 mm, 3,5 mm et 4,5 mm) Utilisation de stickers et de vernis pour réaliser les collages (système de pochoir permettant après retrait du sticker de diamètre connu de standardiser la surface de résine)	Instron Force verticale perpendiculaire au fil appliquée au niveau du point médian de fil interdentaire Vitesse de la traverse : 1 mm/min	Non

Brauchli L (2009)	Composites : - Grandio Flow™ Voco GmbH (fluide restauration) - Synergy Flow™ Coltène/Whaledent (fluide restauration) - Tetric Flow™ Ivoclar (fluide restauration) - Tetric Flow Chroma™ Ivoclar (fluide restauration) - Transbond LR™ 3M Unitek (spécifique contention) FRC : - Everstick Ortho™ Stick Tech (FRC) 5 groupes de 15 échantillons 1 groupe pour chaque composite testé	Instron 4444 Force de cisaillement appliquée de manière parallèle à l'orientation des fibres Vitesse de la travers : 1 mm/min	Nombre de cycles non mentionné 5°C à 55°C
Paolone MG (2015)	Composites : - Enamel Plus™ HFO Micerium (fluide restauration) - SDR U™ Dentsply (fluide restauration) - Transbond LR™ 3M Unitek (spécifique contention) Fils : - Remanium™ Dentaurum (monobrin .016x.022) - Penta One™ Masel (coaxial multibrin .0215'') - Gold Penta Twist™ Gold'n'braces (tressé .0215'') - D-Rect™ Ormco (tressé rectangulaire .016x.022'') 12 groupes de 10 échantillons 1 groupe par combinaison fil composite testée	Instron 4400 R Test de traction du fil de contention Vitesse de la traverse : 10 mm/min	Non

Pour toutes ces raisons de non standardisation des protocoles de collage, de quantité de résine administrée et de procédure de décollement permettant l'obtention des résultats, une méta-analyse quantitative de cette revue systématique de la littérature est impossible. La comparabilité des études est insuffisante pour la réalisation de moyennes statistiques concernant les résultats de forces de rupture obtenus.

3.6. Résultats concernant les forces de rupture

Le critère de jugement principal des études incluses était toujours la charge nécessaire au décollement, quelque soit le type d'essai mécanique réalisé.

Nous notons également que la présentation des résultats concernant les charges enregistrées différait. Certains résultats étaient présentés en MPa, d'autres, par choix des auteurs, étaient laissés en N. Nous notions également que les résultats pouvaient être présentés en charge moyenne, médianes ou quartiles associés ou non à des graphiques en blocs. Les résultats en MPa étaient obtenus après conversion des charges enregistrées initialement en N. La conversion était réalisée grâce à la

connaissance des surfaces de collage standardisées avec les moules d'application de la résine pour une même étude. Cette conversion des résultats en MPa a été réalisée dans 6 des 11 études sélectionnées (49,50,52–55). Néanmoins, pour quatre auteurs, cette conversion n'a pas lieu d'être. La conversion en Pascals implique que la force appliquée était distribuée de façon homogène sur toute la surface de collage. Or pour Cooke et al. (56), Aldrees et al. (57), Baysal et al. (58) et Lee et al. (59) durant les procédures de décollement, des forces de tension, de compression et de torsion pouvaient survenir simultanément.

La comparaison quantitative était impossible au niveau des résultats sur les forces de ruptures enregistrées dans les différentes études. Cette notion est confirmée par Radlanski et al. (51) qui retrouvent des valeurs de charges maximales avant la rupture significativement différentes selon la procédure test employée pour un même protocole de collage et un même choix de matériaux. Leur série de tests a montré que la force moyenne requise pour la rupture du système de contention collée était beaucoup plus élevée à la compression au niveau du site de collage (64,3 N) que dans les essais de traction à distance du site de collage (20,8 N à la traction verticale et 10 N à la traction horizontale).

Les résultats in vitro obtenus nous permettent néanmoins de dégager des pistes de réflexion concernant les protocoles et les combinaisons de matériaux les plus résistants aux procédures de décollements. Au travers de l'analyse des 11 articles intégraux sélectionnés nous notons les éléments suivants :

Pour ce qui est du choix du matériau de collage, la plupart des auteurs s'accordent sur le fait qu'un composite spécifique de collage des contentions va présenter des forces de collage supérieures aux autres systèmes d'adhésion. Plus particulièrement lorsqu'il s'agit du Transbond LR™ (micro nano hybride) qui représente le gold standard en terme de collage d'un fil de contention.

Ainsi, certains auteurs ont voulu tester des alternatives au composite spécifique. Al Nimri et al. (53), partant du postulat que l'utilisation d'un composite de restauration traditionnel pouvait représenter un avantage en terme de coût pour le praticien, ont finalement conclu que le Transbond LR™ présentait des valeurs de résistances à la traction significativement supérieures au Filtek Z250™, et ce quelque soit le diamètre du fil testé. Baysal et al. (54) ont rapporté des résultats significativement meilleurs en terme d'adhérence pour le Transbond LR™ par rapport à un CVIMAR (le Fuji Ortho LC™) qui avait été testé comme une alternative du fait des propriétés de manipulation en milieu humide et de relargage de fluorure des ciments verre-ionomères.

Pour Paolone et al. (49), le Transbond LR™ micro nano hybride présentait des résultats à la traction significativement supérieurs à ceux de deux composites micro hybrides testés (le SDR U™ et le Enamel Plus™). Ceci est en accord également avec les résultats de Aldrees et al. (57), qui, bien qu'utilisant une procédure de test différente (via le modèle in vitro de Cooke et al. (56)), retrouvent aussi une supériorité significative en terme d'adhérence du Transbond LR™ par rapport aux autres

composites (le Light Cure Retainer™ et le Flow Tain™). Cette résine composite semble présenter une adaptation plus étroite au fil et à l'émail au niveau des interfaces adhésives.

La seule étude qui ne permet pas de dégager de supériorité du Transbond LR™ par rapport à des composites fluides du commerce est une étude concernant les attelles fibrées collées (50).

Pour ce qui est du recours aux composites fluides pour le collage des contentions orthodontiques, l'étude de Tabrizi et al. (55) rapporte que les composites fluides obtiennent de bons résultats en terme d'adhérence au niveau de l'interface émail – composite comparativement à ceux d'une résine composite contrôle (Light Bond™). Cependant, à la traction testant les propriétés adhésives de l'interface fil – composite, l'adhérence des composites fluides est significativement inférieure. La résistance micromécanique entre un composite fluide et un fil multibrin de contention semble donc inférieure à celle entre un composite spécifique et ce même fil.

En ce qui concerne le choix du dispositif de contention, nous avons à notre disposition des attelles composites fibrées de différents types, des fils de contention plus ou moins flexibles (monobrin, multibrins, de différents diamètres, et de différentes compositions) et des chainettes de contention.

Pour Lie Sam Foek et al. (52) il n'existe pas de différence significative entre les forces de collage des différents types d'attelles composites fibrées (pré-imprégnées et à imprégnation individualisée type Ribbond™). Il conclut par ailleurs que l'on retrouve des résultats de résistance au décollement en compression significativement plus élevés avec les fils en acier tressés (Quad-Cat™ .016''x.022'') par rapport à deux types de contention fibrées (Angelus Interlig™ et DentaPreg Splint™). Pour Brauchli et al. (50) les attelles composites fibrées auraient un comportement mécanique semblable à celui d'un fil multibrin acier .015''.

En ce qui concerne les différents types de fils testés au travers des essais mécaniques réalisés dans les articles sélectionnés les conclusions sont les suivantes :

Pour Paolone et al. (49) les fils tressés multibrins confèrent à l'interface fil – composite des propriétés adhésives significativement supérieures à celles des fils monobrins. Le fil ayant recueilli les forces de rupture les plus élevées lors de cette étude était le fil 8 brins D-Rect™.

Pour un même type de fil tressé, l'augmentation de son diamètre semble accroitre les propriétés adhésives par augmentation des liaisons micromécaniques, mais seulement dans une certaine mesure. Al Nimri et al. (53) ont ainsi retrouvé des valeurs de résistance à la traction significativement supérieures pour les fils .0215'' par rapport aux fils .0175''. Dans cette étude, les fils .036'' ont toutefois été les fils de contention qui ont obtenu les valeurs d'adhérence significativement les plus faibles. Le fait qu'un fil trop rigide offre moins de chance à une déformation élastique qui aurait absorbé une partie de la force appliquée pourrait expliquer ce résultat.

Par ailleurs, Pour Radlanski et al. (51) les fils *dead-soft* présentent des valeurs de résistance à la traction horizontale à distance du point de collage significativement supérieures aux autres types de

fils surtout s'ils sont associés à un composite peu chargé. Pour Baysal et al. (58) les fils *dead-soft* présentent des forces au détachement comparables à celles du fil acier 5 brins coaxial Penta One™ et ce malgré des résultats significativement inférieurs en terme de liaison micromécaniques objectivées par le test de traction. Ceci s'expliquant par une plus grande capacité de déformation.

Cooke et al (56) n'ont pas retrouvé de différences significatives entre les propriété adhésives du fil coaxial Ortho Technology™ et du fil plat tressé *dead-soft* Bond-A-Braid™. Enfin, pour Aldrees et al. (57), le fil coaxial Penta One™ a obtenu des valeurs adhésives significativement supérieures à celles d'une chaine Ortho-Flextech™.

Par ailleurs, d'autres types d'investigations ont été menés :

Pour Lee et al. (59), la force requise pour détacher le fil de contention augmente significativement lorsque le diamètre de la résine composite augmente. Cooke et al. (56) mettent en évidence l'importance de la qualité du collage initial en rapportant des valeurs de résistance du collage significativement plus faibles après le recollage de la contention par rapport à celles enregistrées lors du premier collage. Enfin, Lie Sam Foeck et al. (52) ne retrouvent pas de différences significatives entre les différentes procédures d'application du fil de contention (mise en place de résine composite sur l'émail avant la mise en place du fil ou non).

Tableau 3 : Résultats concernant les forces de rupture

Auteurs Année	Objectif	Résultats	Significativité
Radlanski RJ (2004)	Trouver les combinaisons de matériaux offrant la plus grande stabilité de collage	Critère de jugement principal : Force maximale avant la rupture (N)	*Kruskal-Wallis H-test*
		Test 1 (cisaillement au niveau du site de collage) - Dentaflex™ multibrin/Tetric Flow™ atteint les plus hautes forces de collage (moy : 75,7N) - Dentaflex™ coaxial / Heliosit™ atteint les plus faibles forces de collage (moy : 48,8N)	NS
		Test 2 (traction verticale à distance) Les trois fils collés avec le Tetric Flow™ montrent des forces de collage supérieures à la combinaison Dentaflex™ coaxial / Heliosit™	S
		Test 3 (traction horizontale à distance) Le Respond™ dead-soft quelque soit le composite associé montre des forces de collage supérieures aux 2 autres fils	S
		Globalement le Tetric Flow™ montre des forces de collage supérieures à l'Heliosit™	NS
Lie Sam Foek D (2009)	Comparer la force de collage initiale d'un fil de contention en acier avec plusieurs contentions en composite fibré, analyser les modes de fracture et l'influence de différentes procédures d'application	CDJP : Force nécessaire au décollement du dispositif (N converti en MPa)	*Tukey-Kramer test*
		Comparaison entre les différents FRCs : - Le groupe Ribbond™ atteint les plus hautes forces de collage (moy : 8,4 MPa) - Le groupe DentaPreg Splint™ atteint les plus faibles forces de collage (moy : 6,1 MPa)	NS
		Comparaison entre les différentes procédures d'application du fil tressé : - Le groupe Quad-Cat™ / Tetric Flow™ avec mise en place du fil avant le composite atteint les plus hautes forces de collage (moy : 14 MPa) - Le groupe Quad-Cat™ / Stick Flow™ avec mise en place du fil avant le composite les plus faibles forces de collage (moy : 10,6 MPa)	NS
		Comparaison entre les différents groupes : Le groupe Quad-Cat™ / Tetric Flow™ avec mise en place du fil avant le composite atteint des forces de collage (moy : 14 MPa) supérieures aux groupes DentaPreg Splint™ (moy : 6,1 MPa) et Angelus Interlig™ (moy : 6,9 MPa)	S

Al Nimri K (2015)	Comparer la résistance de collage au cisaillement de différents diamètres de fils de contention en utilisant une résine composite traditionnelle et une résine composite spécifique au collage des contentions.	CDJP : Charge maximale avant le décollement (N converti en MPa) Le groupe .0215''/composite spécifique présente la plus haute force de collage (moy : 13,57 MPa) Le groupe .036''/composite conventionnel présente la plus faible force de collage (moy : 5,22 MPa) Selon le diamètre du fil : - .0215'' (moy : 12,19 MPa) > .0175'' (moy : 10,16 MPa) >.036'' (moy : 7,37 MPa) Selon le composite utilisé : Le composite spécifique (moy : 11,47 MPa) présente des forces de collage supérieures au composite traditionnel (moy : 8,35 MPa)	*ANOVA test et Tukey HSD test* S S S
Tabrizi S (2009)	Tester l'hypothèse nulle selon laquelle il n'y avait pas de différence significative entre les composites fluides et un composite orthodontique en terme de résistance au cisaillement et à la traction	CDJP : Force nécessaire au détachement du bloc de composite ou du fil (N converti en MPa) Test de cisaillement (interface émail-composite): Filtek Supreme™ (moy : 22,4 MPa) > Light Bond™ (19,0 MPa) > Tetric Flow™ (16,8 MPa) > Flow Tain™ (4,7 MPa) Test de traction (interface fil-composite) : Le Light Bond™ (moy : 42,4 MPa) présente des forces de résistance à la traction supérieures au Filtek Supreme™ (26,3 MPa) et au Flow Tain™ (24,0 MPa)	*ANOVA test et Tukey HSD test* NS S
Baysal A (2010)	Evaluer la résistance de collage au cisaillement, le mode de fracture et la résistance à la traction du fil entre des CVIMAR et des composites traditionnels de collage des contentions orthodontiques	CDJP : Charge maximale avant le décollement (N converti en MPa) Test de cisaillement (interface émail-composite): Le Transbond LR™ (moy : 24,7 MPa) présente une résistance au cisaillement supérieure à celle du Fuji Ortho LC™ (10,2 MPa) Test de traction (interface fil-composite) : Le Transbond LR™ (moy : 19,8 MPa) présente une résistance à la traction supérieure à celle du Fuji Ortho LC™ (11,1 MPa)	*Student's t-test* S S

Cooke ME (2010)	Evaluer la force de collage initiale, la déformation et la localisation de fracture de deux fils de contention multibrins sélectionnés. En addition, évaluer l'effet sur la force de collage de la procédure de recollage du fil	CDJP : Force maximale avant le décollement (N) Après premier collage : Le fil coaxial Ortho Technology (moy : 41,44 N) présente des forces de collage supérieures au fil Bond-A-Braid™ (37,70 N) Après recollage : Le fil Bond-A-Braid™ (moy : 14,17 N) présente des forces de collage supérieures au fil Ortho Technology (13,86 N) Les deux fils avaient des forces de recollage plus faibles (moy : 14,01 N) que les premières forces de collage (39,57 N)	*Analyse de variances* NS NS S
Aldrees A (2010)	Evaluer la force de collage initiale de 2 types de fils de contention orthodontiques collés avec 3 composites de contention différents	CDJP : Force enregistrée au moment du décollement (N) (présenté en quartiles et médianes) Le groupe Penta One™/Transbond LR™ (moy : 70,0 N) présente des forces de collage supérieures aux 5 autres groupes, la plus faible force étant atteinte par le groupe Ortho-Flextech™/Flow Tain™ (33,4 N) Comparaison selon le composite : Le Transbond LR™ présente des forces de collage supérieures aux autres composites Comparaison selon le fil : Le Penta One™ (moy : 53,2 N) présente des forces de collage supérieures à l'Ortho-Flextech™ (37,8 N)	*ANOVA test et Tukey HSD test* S S S
Baysal A (2012)	Evaluer la force de détachement, la quantité de déformation, le mode de fracture et la résistance à la traction de 3 fils de contention différents	CDJP : Force maximale avant le décollement (N) (présenté en quartiles et médianes) Forces de détachement : Respond™ (med : 58,0 N) > Penta One™ (50,0 N) > Bond-A-Braid™ (40,0 N) Test de traction (interface fil-composite) : Le Penta One™ (moy : 74,68 N) présente une résistance à la traction supérieure à celles du Bond-A-Braid™ (37,92 N) et du Respond™ (35,03 N)	*Kruskal-Wallis test/ Mann-Whitney U test* NS S

Lee IH (2014)	Evaluer la relation entre la force de décollement et la surface de collage de la résine composite pour déterminer la surface minimale permettant une force de collage adéquate	CDJP : Force maximale avant le décollement (N) La force maximale avant le décollement est corrélée positivement à la surface de collage de la résine : Ø 1,5 mm (moy : 24,14 N) < Ø 2,5 mm (51,95 N) < Ø 3,5 mm (63,54 N) < Ø 4,5 mm (102,38 N)	*Kruskal-Wallis test/ Mann-Whitney U test* S
Brauchli L (2009)	Etudier les propriétés adhésives de différents composites associés à un dispositif d'attelle de contention fibrée du commerce (Everstick Ortho™)	CDJP : Charge maximale avant le décollement (N converti en MPa) Le Synergy Flow™ (moy : 8,53 MPa), le Transbond LR™ (8,40 MPa) et le Grandio Flow™ (8,23 MPa) présentent des forces de collage supérieures au Tetric Flow Chroma™ (7,24 MPa) et au Tetric Flow™ (6,53 MPa)	*ANOVA test et Scheffé post-hoc test* NS
Paolone MG (2015)	Evaluer l'adhésion entre différents fils et composites utilisés pour les contentions orthodontiques linguales	CDJP : Charge maximale avant le décollement (N converti en MPa) Le groupe D-Rect™/Transbond LR™ présente les plus fortes valeurs de résistance à la traction (moy : 46,70 MPa) Le groupe monobrin Remanium™/Enamel Plus™ présente les plus faibles valeurs de résistance à la traction (3,89 MPa) Comparaison selon le composite : Transbond LR™ (moy : 21,77 MPa) > SDR U™ (18,29 MPa) > Enamel Plus™ (11,87 MPa) Comparaison selon le fil : D-Rect™ (moy : 35,99 MPa) > Gold Penta Twist™ (16,81 MPa) > Penta One™ (10,06 MPa) > monobrin Remanium™ (6,38 MPa)	*ANOVA test* S S S

3.7. Résultats concernant les modes de ruptures

Pour ce qui est des critères de jugement secondaires, nous notons que la plupart des études incluses analysent les modes de rupture, afin de déterminer l'endroit où se situe principalement la rupture du système de collage étudié. L'index ARI (Adhesive Remnent Index) décrit par Artung et Bergland (61) est le plus souvent utilisé pour cela (53,56–59). Après décollement, les surfaces amélaires sont inspectées et la quantité d'adhésif restant au niveau de l'émail est enregistrée avec un score ARI correspondant (0 : aucun adhésif, 1 : moins de 50% de l'adhésif restant, 2 : plus de 50 % de l'adhésif restant et 3 : la totalité de l'adhésif est présent sur l'émail). Néanmoins certains auteurs utilisent un score qui leur est propre (52) ou simplement d'autres décrivent les modes de ruptures comme cohésives ou adhésives (50,51,54). Le plus souvent l'inspection est réalisée au stéréomicroscope (51,54,56,58,59) mais peut être parfois faite avec un microscope optique (50,52,57) ou à la loupe (53).

Nous remarquons que les résultats concernant les modes de rupture obtenus varient en fonction du type de l'essai mécanique réalisé.

Pour les essais mécaniques réalisés selon le modèle in vitro de Cooke et al. (56), qui sont ceux qui se rapprochent le plus de la situation clinique, nous retrouvons des ruptures qui se produisent essentiellement au niveau de l'interface fil – composite. Cooke et al. (56) n'ont pas retrouvé de différence significative au niveau des modes de rupture entre les différents groupes. Néanmoins ils relèvent le plus souvent des scores ARI supérieurs à 2 (plus de 50% de résine composite persistant sur l'émail après décollement de la contention) donc un rupture ayant lieu le plus souvent de manière cohésive au niveau de l'interface fil – composite. Aldrees et al. (57) ont obtenu des résultats similaires avec des scores ARI essentiellement supérieurs à 2, la combinaison de matériaux Transbond LR™/chaîne Ortho FlexTech™ présentait les scores ARI les plus élevés (ARI moyen = 3,73). Lee et al. (59) ont conclu, quant à eux, qu'à partir d'une surface de collage de 2,5 mm de diamètre, les ruptures se faisaient essentiellement au niveau de l'interface fil – composite et ce de manière significative. Sur ce modèle de procédures d'essais in vitro, seuls Baysal et al. (58) ont retrouvé au niveau des modes de rupture des scores ARI équilibrés associés à une absence de différence significative entre les différents groupes.

Avec les autres types d'essais mécaniques, les résultats en terme de modes de rupture n'apparaissent pas reproductibles. Al Nimri et al. (53) obtenaient après tests de traction sur le fil des score ARI le plus souvent de 2, soit une rupture qui se faisait essentiellement de manière cohésive au niveau de l'interface fil – composite. Radlanski et al. (51) obtenaient des ruptures le plus souvent au niveau de l'interface émail – composite lorsque les essais étaient réalisés en compression au niveau du site de collage ou en traction verticale à distance du site de collage. Les modes de rupture apparaissaient équilibrés lorsque la traction était horizontale. Lie Sam Foek et al. (52) rapportent des échecs en compression le plus souvent situés au niveau de l'interface émail – composite pour les fils

en acier. En ce qui concerne les attelles composites fibrées, la rupture se fait toujours de manière cohésive au sein même de l'attelle composite. Ce dernier résultat est en accord avec ceux de Brauchli et al. (50) en terme de mode de rupture au niveau des attelles composites fibrées.

En conclusion sur les modes de rupture, nous remarquons que l'interface faible de notre système de collage de la contention orthodontique semble bel et bien être l'interface fil – composite. Les résultats obtenus dans les études in vitro sélectionnées le montrent d'autant plus lorsque les essais mécaniques se rapprochent de la situation clinique. C'est au niveau de cette interface qu'il semblerait que nous puissions améliorer les propriétés adhésives des contentions orthodontiques, par augmentation de la liaison micromécanique entre le fil et la résine composite.

4. DISCUSSION

Cette revue systématique de la littérature à propos de l'étude in vitro des contentions orthodontiques collées a permis de dégager certaines pistes de réflexion qui pourraient nous permettre d'améliorer l'adhésion des contentions orthodontiques. Sur des critères purement in vitro, bien que des meta-analyses statistiquement valables n'aient pu être réalisées, les différents auteurs ont semblé s'accorder sur le fait que la combinaison de matériaux qui présentait les meilleures capacités adhésives était la combinaison entre un fil multibrin dont le diamètre était de l'ordre de 0.020 inches et une résine composite spécifique moyennement chargée type Transbond LR™. Par ailleurs, l'interface faible de notre système de collage semblait être celle entre la résine composite et le fil de contention. Ce serait sans doute à ce niveau qu'il existerait des perspectives d'amélioration des capacités adhésives des contentions collées.
Au travers de notre revue systématique de la littérature, nous nous sommes tout de même heurté à différentes problématiques pour tirer des conclusions cliniques. Tout d'abord du fait du manque de standardisation des études de la revue mais aussi et surtout du fait des limites liées aux protocoles in vitro en eux mêmes.

A propos du choix des critères de sélection des articles

Les patients ayant eu une contention collée montrent un meilleur alignement 5 à 10 ans après traitement que les patients sans contention (62). Néanmoins, dans la littérature, des taux d'échecs cliniques beaucoup trop élevés ont été relevés concernant les contentions orthodontiques. Dans une revue *Cochrane* de 2006 (15), Littlewood a bien mis en évidence l'insuffisance des données de recherches, ne permettant donc pas l'élaboration de recommandations fondées sur des preuves. Il insistait sur le besoin d'essais cliniques randomisés ainsi que d'études in vitro afin de guider le praticien dans le choix des meilleures combinaisons de matériaux ainsi que sur les protocoles de collage susceptibles d'obtenir les meilleurs résultats en termes d'adhésion et d'intégrité sur le long terme.

Pour des raisons pratiques, les essais cliniques ne peuvent comparer qu'un nombre limité de combinaisons fil – composite, les études in vitro fournissent donc un meilleur moyen d'évaluation des matériaux disponibles (53). Notre revue systématique de la littérature concernaient les essais in vitro de rupture qui réalisés dans le but d'étudier les contentions orthodontiques fixes. Nous avons également choisi d'axer nos recherches sur l'interface fil – composite et sur la recherche des combinaisons de matériaux qui pouvaient apparaître comme les plus résistantes. Le clinicien sait depuis des années optimiser l'adhésion au niveau de l'interface émail – composite, qui a déjà été bien documentée dans la littérature. Classiquement un nettoyage professionnel associé à un mordançage

acide permet d'éliminer les impuretés et d'obtenir des micro-rétentions suffisantes à la bonne tenue du collage de la résine composite grâce à la pénétration des tags résineux (63). En revanche la liaison fil – composite est peu documentée et, cliniquement, aucun protocole n'est destiné à augmenter l'adhésion au niveau de cette interface. C'est pourquoi nous avons choisi d'exclure de notre investigation les études faisant abstraction de l'étude de l'interface entre la résine composite et le dispositif de contention et qui n'étudiaient que l'interface de collage émail – résine composite (47,48). Inversement, les études qui n'étudiaient que l'interface dispositif de contention – résine composite et qui faisaient abstraction de celle entre l'émail et le composite ont été conservées pour notre analyse (49,50).

A propos des limites des études in vitro

La contention par fils collés représente un système adhésif complexe sur lequel les contraintes exercées en situation clinique se font à partir de différentes directions. Elles peuvent être aussi bien mises en charge directement au niveau du site de collage, qu'indirectement au niveau d'un segment interdentaire du fil de contention. De plus, les forces exercées sur les dents vont avoir des répercussions sur les autres dents incorporées au dispositif. Pour ces raisons, les vecteurs de force impliqués ne peuvent être précisément calculés. Le calcul doit également prendre en compte les éléments extra-alvéolaires (forme, taille, espacement, disposition de dents et leur relation avec le fil de contention) mais aussi les éléments intra-alvéolaires (forme et taille des racines, qualité du ligament parodontal ou de l'os alvéolaire) (51). L'élaboration d'un modèle in vitro permettant de simuler la configuration anatomo-clinique est donc quasiment impossible. Une méthode d'étude biomécanique permettant de contourner les difficultés énoncées ci-dessus est la simulation numérique. Les recherches biomécaniques par la méthode des éléments finis sont apparues depuis quelques années. A l'heure actuelle, ces études, grâce à la qualité des logiciels et les moyens de calcul, permettent de tenir compte de nombreux paramètres et d'obtenir des résultats riches en informations. Il serait intéressant d'évaluer la faisabilité de la modélisation d'un modèle numérique concernant les systèmes de forces mis en jeu pour une contention orthodontique fixe. De tels modèles ont déjà été utilisés en prothèse implantaire (64) et même en orthodontie, pour étudier le mouvement orthodontique actif (65).

Des facteurs supplémentaires ont également un impact négatif sur la stabilité du collage : le vieillissement ou l'abrasion du composite de collage, la mobilité caractéristique des dents ou encore la fatigue élastique du fil de contention. En effet, les conditions d'essai ne sont pas soumises aux conditions de l'environnement oral. Cet environnement oral est affecté par de multiples facteurs : les forces masticatoires, la salive, l'alimentation, les habitudes orales, l'effet microbien… Et des forces importantes peuvent être exercées par intermittence lors du contact occlusal pendant la mastication (59). Il est difficile d'effectuer un test mécanique de décollement qui imite parfaitement l'environnement endo-buccal et il a été suggéré que l'on peut s'attendre à ce que les résultats in vitro

soient surévalués, en raison des conditions de travail moins favorables in vivo (56). Des précautions doivent donc être prises lors de l'application des résultats in vitro à la situation clinique.

Par conséquent, un modèle expérimental qui simule au mieux les conditions intra-buccales est nécessaire pour tester la force de collage des contentions fixes orthodontiques (59). Lors de l'ingestion d'aliments, de grandes variations de température intra orales peuvent se produire. Ces changements de température peuvent se propager aux tissus dentaires et aux restaurations qui y sont présentes. Les coefficients d'expansion thermiques des résines composites et de l'émail étant différents, les changements de températures peuvent engendrer un stress à l'interface entre la dent et le matériau. Puisqu'en milieu oral les composites doivent faire face aux stress thermiques, l'incorporation du thermocyclage dans les procédures de tests d'adhésions d'agents dentaires a été proposée depuis plusieurs années. Elle permet de simuler les changements de température ayant lieu en bouche et l'effet de fatigue thermique sur les échantillons (66). Certaines études sur le collage des attaches orthodontiques suggèrent un impact négatif du thermocyclage sur les résistances en cisaillement (60), de même en ce qui concerne les matériaux de restaurations dentaires (67). Cependant, seul trois études ont inclus des procédures de thermocyclage à leurs investigations pour simuler plus étroitement l'environnement buccal (50,52,53).

De plus, le choix des dents qui vont constituer les échantillons va venir surajouter une variabilité inter mais aussi intra-études. Des variations individuelles au niveau de l'anatomie dentaire et de la minéralisation conduisent généralement à une variabilité du niveau des forces de collage (57). Les prémolaires peuvent souvent avoir été choisies pour des raisons de commodité et de disponibilité, bien que les contentions collées mandibulaires concernent cliniquement, dans la quasi-totalité des cas, plutôt des incisives. Les distances inter-dentaires entre les points médians de la résine étaient supérieures lorsque les échantillons étaient constitués de deux prémolaires qu'ils ne l'auraient été avec des incisives mandibulaires, car les prémolaires sont plus volumineuses (59). De plus, les valeurs atteintes avec les prémolaires ne peuvent pas être applicables à la situation clinique du fait des différences de morphologie avec les incisives (57). Par ailleurs, les directions de force appliquées ne seront pas parallèles à la surface amélaire si l'on réalise les essais sur des incisives mais plutôt dirigées avec une inclinaison de 45° par rapport à la surface (57).

L'utilisation de plus de spécimens dans chaque groupe et l'utilisation d'incisives conduirait certainement à des valeurs cliniquement plus pertinentes et avec moins de variabilité. Selon Mattick et Hobson (68), pour les incisives mandibulaires il existe des variations au niveau de la morphologie linguale, de l'âge de l'émail ou encore du degré de minéralisation. Cependant il est raisonnable de simuler la variabilité retrouvée cliniquement. Pour Radlanski et al. (51) 20 spécimens sont nécessaires pour chaque groupe d'étude afin de remplir les conditions préalables à l'analyse statistique. Un nombre plus élevé réduirait encore plus la dispersion.

A propos du manque de standardisation des études

Les études de forces de liaison en dentisterie sont difficiles à interpréter et à comparer avec des études antérieures. Ceci, parce qu'il n'y a pas de protocole standard pour la préparation des échantillons et pour les essais en eux mêmes. Les mesures enregistrées sont très variables. La comparaison scientifique en est rendue difficile. Cela est d'autant plus vrai pour les contentions collées. Il y a en effet très peu d'études réalisées et, dans notre revue systématique de la littérature, les matériaux ont en effet été testés avec des protocoles différents.

Si de nouvelles études étaient réalisées en ce sens, il serait préférable qu'elles le soient en utilisant le modèle in vitro de Cooke et al. (56) qui constitue la procédure de test la plus standardisée à ce jour et qui permet de se rapprocher au mieux de la situation anatomo-clinique. Par ailleurs, il faudrait une standardisation des procédures de conservation des échantillons, un choix des dents limité aux incisives mandibulaires, une standardisation du protocole de collage avec, si possible, une procédure de micro-sablage amélaire préalable et des groupes d'études suffisamment grands. Si ces critères sont respectés, des méta-analyses statistiquement valables pourront être envisagées et devraient permettre de mieux appréhender le choix de la combinaison fil – composite la plus efficace en terme d'adhérence.

Sur ce sujet, et concernant les études in vitro, le niveau de preuve le plus élevé serait issu d'une méta-analyse quantitative ce qui n'est donc pas le cas de notre revue systématique. Par ailleurs, la qualité des études sélectionnées est modérée mais n'est pas de niveau fort du fait du manque de randomisation et du manque de puissance du a des effectifs réduits. De plus le protocole in vitro peut être discuté en lui même comme étant un modèle suffisant pour répondre à la question posée (69).

A propos du protocole de collage

On peut également s'étonner du manque de standardisation au niveau des protocoles de collage en ce qui concerne le nettoyage et le traitement de surface amélaire.

Selon la littérature, nous remarquons que pour Lindaueur (70), le nettoyage prophylactique à la pierre ponce, retrouvé dans plusieurs des études sélectionnées, n'est en réalité pas toujours essentiel. Si le collage comprend un mordançage à l'acide conventionnel, l'acide détruit effectivement la pellicule exogène acquise, ce qui rend la préparation à la poudre de pierre ponce superflue. Cette préparation peut également être d'utilité limitée en situation clinique puisqu'elle est généralement réalisée sans isolement dentaire et sans contrôle salivaire. En raison de la formation rapide de la pellicule, l'effet recherché de la préparation peut être annulé si la salive entre en contact avec la surface amélaire poncée. Il est cependant conseillé de réaliser une préparation à la poudre de pierre ponce si on utilise un « primer auto mordançant » qui ne serait pas assez acide pour éliminer efficacement la pellicule (71). Dans les études sélectionnées le mordançage est réalisé à l'acide

orthophosphorique donc ce cas de figure ne sera pas retrouvé. Par ailleurs il est étonnant qu'aucun auteur ne réalise un micro-sablage amélaire lors du traitement mécanique de surface. En effet, si le nettoyage à la pierre ponce ne semble pas représenter un gain significatif au niveau de l'adhérence entre l'émail et le composite, le sablage améliore quant à lui la composante physique et micromécanique de cette adhérence. Sorel préconise un micro-sablage avec de la poudre d'alumine à 29 µm avant le collage d'une contention fixe orthodontique (72). Le sablage seul ne peut pas être considéré comme une technique fiable de préparation au collage de la résine mais, le sablage avant mordançage augmente la fiabilité du collage avec la résine d'environ 30% (73). Une étude de Reicheneder (46) réalisée sur de l'émail bovin a par ailleurs retrouvé que le prétraitement de l'émail bovin par micro-sablage augmentait significativement les résistances au cisaillement de toutes les combinaisons dispositif de contention – résine composite testées.

Enfin, le traitement chimique de surface est préconisé dans la littérature, à savoir un mordançage amélaire acide. L'acide orthophosphorique est l'agent de préparation le plus répandu en orthodontie. Il agit sur l'émail en provoquant une dissolution différenciée des cristaux d'hydroxyapatite (inter ou intra prismatique). Ce traitement de surface va aboutir à une surface rugueuse plus étendue avec une plus grande énergie de surface permettant l'ancrage de l'adhésif sous forme de brides résineuses. Il est préconisé d'utiliser une concentration de 35% avec un temps d'attaque de 30 secondes afin d'obtenir une adhésion amélaire suffisante (63). Un rinçage d'au moins 40 secondes serait optimal d'après les recherches sur les procédures restauratrices. En orthodontie, un rinçage de 5 secondes par dent accompagné d'un jet air/eau puissant semble acceptable et réalise la neutralisation acide et l'élimination des sous-produits de la déminéralisation. Le séchage est ensuite terminé lorsque les dents prennent un aspect terne et givré (74).

A propos du choix des combinaisons de matériaux

Les composites fluides micro-chargés, sont généralement choisis car considérés supérieurs aux macro-chargés en terme de caractéristiques de polissage. De plus ils sont plus élastiques et ainsi plus à même de supporter les forces transmises au niveau du système de la contention fixe orthodontique (51). Néanmoins, les études réalisées au niveau des attaches orthodontiques ont démontré que les composites fluides avaient de plus faibles valeurs de résistance au cisaillement, essentiellement du fait d'un échec d'adhésion entre le composite et la base de l'attache orthodontique (75). Ceci pose la question de la qualité de la liaison entre un composite fluide et un fil de contention. Trabizi et al. (55) confirment cette tendance en rapportant de bons résultats en terme d'adhérence au niveau de l'interface émail – composite comparativement au composite contrôle (le Light Bond™) mais une adhérence significativement plus faible au niveau de l'interface fil – composite traduisant une résistance micromécanique inférieure des composites fluides. Uysal et al., suggèrent que les

phénomènes de micro-infiltrations observés au niveau de l'interface fil – composite pourraient apporter une explication à la fragilité relative de cette interface, d'autant plus lorsque le fil multibrin est associé à un composite fluide (27).

Au vu des études de notre revue systématique, un composite micro nano hybride moyennement chargé spécifique au collage des contentions orthodontique, type Transbond LR™, semble représenter le compromis idéal en termes de caractéristiques d'adhésion micromécanique, d'état de surface, d'élasticité et de résistance au vieillissement. Les composites de restauration ne semblent pas pouvoir représenter une alternative fiable selon Al Nimri et al. (53) et encore moins les CVIMAR testés par Baysal et al. (54). Ce résultat est en accord avec les données in vitro d'adhérence des CVIMAR pour le collage des attaches orthodontiques. En effet, les valeurs d'adhérence in vitro des colles résineuses demeurent supérieures (76,77). Néanmoins, les conséquences in vivo en terme de décollement sont difficiles à évaluer. Il ne semble pas y avoir dans la littérature de preuves de taux d'échecs supérieurs concernant l'utilisation des CVIMAR pour le collage des attaches orthodontiques. Il existe un manque de corrélation entre les résultats in vivo et in vitro (76,78–80). Par ailleurs, un conditionnement préalable de l'émail par acide polyacrylique améliore significativement l'adhérence des CVIMAR à l'émail pour de nombreux auteurs (81,82), notamment pour Bishara et al. (83) qui recommandent l'usage de cet acide pour améliorer la rétention immédiate. Or, ce type de préparation n'a pas été réalisé dans l'étude de Baysal et al. (54). Des données in vivo concernant l'utilisation des CVIMAR pour le collage des contentions orthodontiques manquent pour confirmer ou non les résultats d'adhérence obtenus in vitro pour ce type d'adhésif.

En ce qui concerne le choix du dispositif de contention fixe, on pouvait s'attendre à ce que les attelles fibrées composites montrent des valeurs de collage supérieures à celles des fils collés. En effets, les liaisons entre les fibres de l'attelle et le composite sont chimiques contrairement au fil qui se lie au composite par rétentions mécaniques (52). Or des taux élevés d'échecs cliniques des attelles de contention fibrées orthodontiques ont été rapportés dans la littérature (84,85). Dans les études retenues pour notre revue, cette tendance semble confirmée puisque nous ne décelons pas de supériorité des attelles fibrées qui présentaient dans l'ensemble des forces d'adhésion inférieures à celles enregistrées avec les fils collés (52). Pour Brauchli et al. (50), les attelles composites fibrées peuvent représenter une alternative aux fils collés pour des patients présentant des allergies au métal ou pour des adultes dont la demande esthétique est très importante. Le gold standard restant le fil multibrin collé.

Les caractéristiques de surface du fil, selon Bearn et al. (14), pourraient avoir un effet sur la rétention du fil à la résine de collage. Ils ont également signalé qu'un fil de plus grand diamètre aurait une plus grande surface de liaison et nécessiterait une force nettement plus grande pour le décollement. De même un fil multibrin enregistrerait une plus grande surface de contact par rapport à un fil monobrin lisse. Ces conclusions sont en accord avec les résultats de notre revue puisque pour Paolone et al. (49) les fils multibrins enregistrent des forces de décollement beaucoup plus importantes

que les monobrins et pour Al Nimri et al. (53) les fils .0215'' se détachent moins facilement que les .0175''. Néanmoins cette seconde corrélation ne semble vraie que jusque dans une certaine mesure puisqu'il a été considéré, dans leur étude, que le fil le plus raide .032'' n'offrait pas assez de chance à la déformation élastique qui aurait absorbé une partie de la force appliquée. La force appliquée était alors directement transférée à l'interface adhésive, ce qui expliquerait les faibles résultats en terme d'adhérence in vitro des fils de trop gros diamètre.

Pour Zachrisson (86), il faut un certain degré de déformation du fil pour permettre le mouvement physiologique dentaire, mais pas trop car sinon le risque de fracture du fil serait trop élevé. Ainsi les fils *dead-soft*, traités thermiquement, bien que présentant de bons résultats in vitro ne semblent pas conseillés car ils présenteraient un trop grand risque de rupture par fatigue élastique à moyen et long termes. Artun et al. (87) ont postulé sur le fait que l'utilisation de 5 brins plutôt que de 3 brins réduisait la tendance à l'échec par fracture du fil. Si, dans les études in vitro nous ne retrouvons que très peu de fractures du fil c'est probablement parce que les fils sont neufs et non soumis à la fatigue élastique par rapport à la situation in vivo. Or, ce problème de fracture du fil sur le long terme semble bien réel et doit être pris en considération.

Dans notre revue, Baysal et al. (58) rapportent que le fil coaxial 5 brins, bien que ne présentant pas des valeurs de forces de rupture supérieures à celles des fils *dead-soft,* enregistre moins de déformations et une plus grande résistance micromécanique. Ces résultats pourraient suggérer une supériorité de ce type de fil au niveau de l'adhérence entre le fil et le composite sur le plus long terme. Ceci nécessite confirmation avec des études réalisées in vivo ou avec des procédures de test visant à mieux reproduire la situation endo-buccale.

Enfin, les matériaux à usage clinique peuvent également être sélectionnés en fonction des préférences cliniques du praticien et/ou du coût. Pour Aldrees et al. (57), selon une évaluation subjective, la combinaison de matériaux la plus facile à manipuler et la plus efficace en terme de gain de temps au niveau de leur étude était la combinaison chaîne Ortho FlexTech™ / Transbond LR™.

A propos du mode de rupture (ouverture sur le travail réalisé en vue de l'obtention du diplôme d'études spéciales en Orthopédie dento-faciale)

Les déformations mesurées, en conjonction avec les scores ARI, peuvent suggérer que la force subie par ces fils flexibles les déforme au niveau de la portion interdentaire, conduisant à des fissures de propagation dans le composite, le plus probablement le long de l'interface fil – composite, et à une rupture cohésive dans le composite au niveau de cette interface. Les éléments qui semblent donc entrer en jeu pour optimiser le collage au niveau de cette interface faible du système sont l'importance des liaisons micromécaniques entre le fil et le composite et la résistance à l'usure de la résine composite et du fil de contention. Ceci est en accord avec les conclusions de Bearn (14) qui, dans sa revue de la littérature concernant les études in vivo, concluait que l'échec le plus commun était le détachement au

niveau de l'interface fil – composite et que des études étaient nécessaires pour optimiser les combinaisons entre le fil et le composite.

C'est pour ces raisons que dans mon travail de mémoire pour l'obtention du Diplôme d'Etudes Spéciales en Orthopédie dento-faciale nous avons réalisé un essai mécanique in vitro dont l'objectif était de tester l'influence du traitement de surface du fil de contention par micro-sablage. Ceci afin de tenter d'améliorer la rétention à l'interface composite – fil par augmentation de l'adhésion micromécanique au niveau de cette interface faible de notre système de collage de la contention orthodontique. Pour des raisons pratiques nous étions limités dans notre investigation et n'avons pas pu réaliser l'essai mécanique selon le modèle de Cooke et al. (56) (force verticale appliquée sur une portion inter-dentaire d'un fil de contention collé sur deux dents adjacentes). L'essai avait été réalisé à l'école d'ingénieur SIGMA de Clermont-Ferrand en traction à distance du site de collage sur des échantillons composés de prémolaires unitaires dont les racines étaient incluses dans des blocs de résine acrylique. Notre investigation se rapprochait grandement du protocole d'étude mis en place par Aldrees et al. (57). Néanmoins, bien que les résultats obtenus ne soient pas significatifs, nous avons retrouvé une légère supériorité des fils sablés par rapport aux fils non sablés en terme de résistance à la traction verticale (p=0,148). Cette observation était confortée, lors de l'inspection des fils au microscope électronique, par la présence de résidus de composites au niveau des fils sablés, témoins de la présence de lésions mécaniques entre le composite et le fil. Ces éléments suggèrent que le micro-sablage du fil de contention pourrait présenter une possibilité d'amélioration des propriétés adhésives de l'interface composite – fil de contention. Des études complémentaires pourraient être réalisées avec d'autres moyens d'investigation et de plus grands effectifs pour confirmer cela.

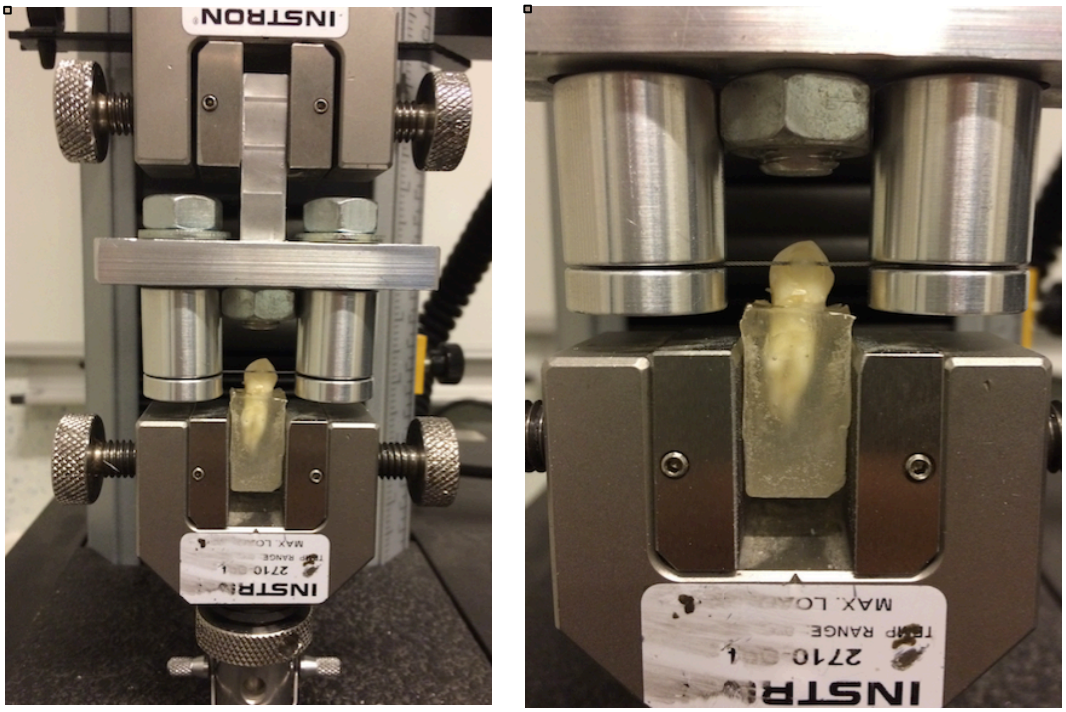


Figure 4 : Montage d'un échantillon pour la procédure de décollement réalisée à la SIGMA Clermont-Ferrand

5. CONCLUSION

- Au vu des résultats in vitro, il serait préférable d'utiliser un composite micro nano hybride moyennement chargé spécifique au collage des contentions orthodontique, type Transbond LR™, qui semble représenter le compromis idéal entre les caractéristiques d'adhésion micromécaniques, d'état de surface, d'élasticité et de résistance au vieillissement. Les composites fluides, macro-chargés et les CVIMAR présentent des valeurs d'adhésion in vitro inférieures.

- En ce qui concerne le dispositif de contention, les fils collés semblent rester le gold standard par rapport aux attelles fibrées composites. Un fil multibrins de diamètre situé aux alentours de .020 inches semble représenter le compromis idéal entre caractéristiques élastiques permettant le mouvement physiologique des dents et importance de la surface de contact permettant les liaisons micromécaniques entre le fil et la résine composite. Les fils *dead-soft,* traités thermiquement, ne semblent pas présenter de valeurs de forces de décollement inférieures aux autres types de fils multibrins. Néanmoins, ces fils enregistraient plus de déformations et de plus faibles résultats en terme de résistance micromécanique à l'arrachement. Ceci pourrait suggérer, selon certains auteurs, un risque de fracture du fil majoré sur le long terme ainsi qu'un plus grand risque de détachement au niveau de l'interface fil – composite. Ces éléments nécessitent confirmation par des études in vivo.

- L'interface faible de notre système de collage de la contention orthodontique semble se situer au niveau de la liaison entre le dispositif de contention et la résine de collage. Les scores ARI sont en faveur d'une fracture cohésive au niveau de l'interface fil – composite. Une intervention à ce niveau là semble représenter la clé de l'amélioration de l'adhérence du système adhésif de la contention fixe.

Par ailleurs, les études en laboratoire doivent tenir compte des difficultés inhérentes à de tels tests : la petite taille de l'échantillon, des tests réalisés principalement en cisaillement, des périodes de temps trop courtes et le manque de corrélation avec la situation in vivo (74). Ceci est particulièrement vrai pour les études réalisées sur les contentions orthodontiques collées. Avec le temps, les contraintes, la salive et les changements de températures peuvent tous avoir un impact sur la liaison entre les différents composant de notre système d'étude et sur l'usure de chacun. Bien que des études en cycles thermiques aient été entreprises (50,52,53), il est toujours impossible de faire une corrélation avec les conditions intra-buccales. En plus de ces limites, les tests ne respectent pas un protocole standardisé. Ils sont réalisées avec des équipements, des appareils et des protocoles différents. Il est donc difficile

d'effectuer des méta-analyses statistiquement valables à partir des données recueillies dans ces études. Actuellement, il est impossible d'établir une corrélation directe entre les tests en laboratoire et les performances cliniques. Les hypothèses dégagées dans notre revue systématique qualitative de la littérature devront être validées par une comparaison clinique bien contrôlée. Il n'existe à ce jour pas de substitut adéquat pour les tests in vivo des variables liées au collage (74). Il est important de réaliser un choix de matériaux judicieux et de se donner les moyens techniques et matériels pour un collage réussi et les investigations que nous avons réalisées vont en ce sens.

Enfin, la technique mise en œuvre par l'opérateur et la réflexion qui la précède demeurent des points essentiels. Les choix de matériaux et de protocoles de collage n'ont de sens que si nous sommes prêt à accorder une certaine rigueur à ces protocoles et à développer nos connaissances concernant l'adhésion et la contention.

6. BIBLIOGRAPHIE

1. Medio M, Chabre C. "Récidive et contention". Encycl Med Chir, Orthopédie dento faciale, Elsevier 2016, 23-498-1-40
2. Little RM, Wallen TR, Riedel RA. Stability and relapse of mandibular anterior alignment—first premolar extraction cases treated by traditional edgewise orthodontics. Am J Orthod. 1 oct 1981;80(4):349-65.
3. Béry A. Obligation de contention... ! Rev Orthopédie Dento-Faciale. 1 juill 2012;46(3):347-60.
4. Bounoure G, Barat Y. Dictionnaire de la SFODF. 2007.
5. Philippe J. De la contention. Orthod Fr. 1 sept 2010;81(3):221-6.
6. Reitan K. Principes de contention et prévention de la récidive. Rev Orthopédie Dento-Faciale. 1 avr 1973;7(2):165-85.
7. Philippe J. Les multiples causes de la récidive. Orthod Fr. 1 sept 2005;76(3):183-6.
8. Iliadi A, Kloukos D, Gkantidis N, Katsaros C, Pandis N. Failure of fixed orthodontic retainers: A systematic review. J Dent. août 2015;43(8):876-96.
9. Cerny R. The reliability of bonded lingual retainers. Aust Orthod J. mai 2007;23(1):24.
10. Renkema A-M, Al-Assad S, Bronkhorst E, Weindel S, Katsaros C, Lisson JA. Effectiveness of lingual retainers bonded to the canines in preventing mandibular incisor relapse. Am J Orthod Dentofacial Orthop. août 2008;134(2):179.e1-179.e8.
11. Renkema A-M, Renkema A, Bronkhorst E, Katsaros C. Long-term effectiveness of canine-to-canine bonded flexible spiral wire lingual retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop. mai 2011;139(5):614-21.
12. Booth FA, Edelman JM, Proffit WR. Twenty-year follow-up of patients with permanently bonded mandibular canine-to-canine retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop. janv 2008;133(1):70-6.
13. Katsaros C, Livas C, Renkema A-M. Unexpected complications of bonded mandibular lingual retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop. déc 2007;132(6):838-41.
14. Bearn DR. Bonded orthodontic retainers: A review. Am J Orthod Dentofacial Orthop. août 1995;108(2):207-13.
15. Littlewood SJ, Millett DT, Doubleday B, Bearn DR, Worthington HV. Retention procedures for stabilising tooth position after treatment with orthodontic braces. In: Cochrane Database of Systematic Reviews, John Wiley & Sons, Ltd; 2016
16. Labunet AV, Badea M. In vivo orthodontic retainer survival - a review. Clujul Med 1957. 2015;88(3):298-303.
17. Gedda M. Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses. Kinésithérapie Rev. 1 janv 2015;15(157):39-44.
18. Kravitz ND, Shirck JM. Measuring Bonded Lingual Retainers. J Clin Orthod JCO. mai 2017;51(5):294.
19. Zinelis S, Pandis N, Jabbari A, S Y, Eliades G, Eliades T. Does long-term intraoral service affect the mechanical properties and elemental composition of multistranded wires of lingual fixed retainers? Eur J Orthod, 2017
20. Pithon MM. Flowable resin for temporary fixation in bonding lingual retainers. J Clin Orthod JCO. mai 2015;49(5):335-6.
21. Zafeiriadis AA, Karamouzos A, Athanasiou AE, Eliades T, Palaghias G. In vitro spectrophotometric evaluation of Vivera clear thermoplastic retainer discolouration. Aust Orthod J. nov 2014;30(2):192-200.
22. Raja TA, Littlewood SJ, Munyombwe T, Bubb NL. Wear resistance of four types of vacuum-formed retainer materials: A laboratory study. Angle Orthod. 23 déc

2013;84(4):656-64.
23. Pendleton R, Rinchuse D, Robison JM, Close JM, Marangoni R. Attachment bond strengths of thermoplastic retainer materials using two acrylic bonding resins. J Clin Orthod JCO. avr 2008;42(4):215-9.
24. Heravi F, Moazzami SM, Kerayechian N, Nik E. A comparison of shear bond strength of immediate and delayed bonding of brackets to FRC bars using various orthodontic adhesives. Aust Orthod J. mai 2011;27(1):4.
25. Yagci A, Uysal T, Ertas H, Amasyali M. Microleakage between composite/wire and composite/enamel interfaces of flexible spiral wire retainers: direct versus indirect application methods. Orthod Craniofac Res. 1 mai 2010;13(2):118-24.
26. Uysal T, Ülker M, Baysal A, Üşümez S. Microleakage under lingual retainer composite bonded with an antibacterial monomer-containing adhesive system. 2009
27. Uysal T, Baysal A, Usumez S, Ulker M. Microleakage between composite–wire and composite–enamel interfaces of flexible spiral wire retainers. Part 1: comparison of three composites. Eur J Orthod. 1 déc 2009;31(6):647-51.
28. Uysal T, Ulker M, Baysal A, Usumez S. Microleakage between composite–wire and composite–enamel interfaces of flexible spiral wire retainers. Part 2: comparison of amorphous calcium phosphate-containing adhesive with conventional lingual retainer composite. Eur J Orthod. 1 déc 2009;31(6):652-7.
29. Baysal A, Uysal T, Ulker M, Usumez S. Effects of High-Intensity Curing Lights on Microleakage under Bonded Lingual Retainers. Angle Orthod. 1 nov 2008;78(6):1084-8.
30. Uysal T, Ulker M, Baysal A, Usumez S. Different Lingual Retainer Composites and the Microleakage between Enamel-Composite and Wire-Composite Interfaces. Angle Orthod. 1 sept 2008;78(5):941-6.
31. Jongsma MA, Pelser FDH, Mei HC van der, Atema-Smit J, Belt-Gritter B van de, Busscher HJ, et al. Biofilm formation on stainless steel and gold wires for bonded retainers in vitro and in vivo and their susceptibility to oral antimicrobials. Clin Oral Investig. 1 mai 2013;17(4):1209-18.
32. Eliades T, Voutsa D, Sifakakis I, Makou M, Katsaros C. Release of bisphenol-A from a light-cured adhesive bonded to lingual fixed retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 févr 2011;139(2):192-5.
33. Hahn W, Wasser-Merkel W, Lange K, Gruber RM, Kubein-Meesenburg D, Ihlow D. Accuracy of fit of 3-to-3 retainers after adhesive fixation using a neodymium–iron–boron magnet chain. J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie. 1 oct 2011;72(5):381.
34. Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI. Effects of fast halogen and plasma arc curing lights on the surface hardness of orthodontic adhesives for lingual retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 juin 2003;123(6):641-8.
35. Catalbas B, Uysal T, Nur M, Demir A, Gunduz B. Effects of thermocycling on the degree of cure of two lingual retainer composites. Dent Mater J. 2010;29(1):41-6.
36. Papadogiannis D, Iliadi A, Bradley TG, Silikas N, Eliades G, Eliades T. Viscoelastic properties of orthodontic adhesives used for lingual fixed retainer bonding. Dent Mater. 1 janv 2017;33(1):e22-7.
37. Sifakakis I, Zinelis S, Patcas R, Eliades T. Mechanical properties of contemporary orthodontic adhesives used for lingual fixed retention. Biomed Eng Biomed Tech. 2017;62(3):289–294.
38. Silvestrini-Biavati A, Angiero F, Gibelli F, Signore A, Benedicenti S. In vitro determination of the mechanical and chemical properties of a fibre orthodontic retainer. Eur J Orthod. 1 déc 2012;34(6):693-7.
39. Arnold DT, Dalstra M, Verna C. Torque resistance of different stainless steel wires commonly used for fixed retainers in orthodontics. J Orthod. 2 avr 2016;43(2):121-9.

40. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: A 3-point bending test. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 mars 2008;133(3):410-3.
41. Sifakakis I, Eliades T, Bourauel C. Residual stress analysis of fixed retainer wires after in vitro loading: can mastication-induced stresses produce an unfavorable effect? Biomed Tech (Berl). déc 2015;60(6):617-22.
42. Sifakakis I, Pandis N, Eliades T, Makou M, Katsaros C, Bourauel C. In-vitro assessment of the forces generated by lingual fixed retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 janv 2011;139(1):44-8.
43. Milheiro A, Jager N de, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. In vitro debonding of orthodontic retainers analyzed with finite element analysis. Eur J Orthod. 1 oct 2015;37(5):491-6.
44. van Westing K, Algera TJ, Kleverlaan CJ. Rebond strength of bonded lingual wire retainers. Eur J Orthod. 1 juin 2012;34(3):345-9.
45. Oesterle LJ, Shellhart WC, Henderson S. Enhancing wire-composite bond strength of bonded retainers with wire surface treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 juin 2001;119(6):625-31.
46. Reicheneder C, Hofrichter B, Faltermeier A, Proff P, Lippold C, Kirschneck C. Shear bond strength of different retainer wires and bonding adhesives in consideration of the pretreatment process. Head Face Med. 28 nov 2014;10:51.
47. Ulker M, Uysal T, Ramoglu SI, Ucar FI. Bond strengths of an antibacterial monomer-containing adhesive system applied with and without acid etching for lingual retainer bonding. Eur J Orthod. 1 déc 2009;31(6):658-63.
48. Uysal T, Ulker M, Akdogan G, Ramoglu SI, Yilmaz E. Bond Strength of Amorphous Calcium Phosphate–Containing Orthodontic Composite Used as a Lingual Retainer Adhesive. Angle Orthod. 1 janv 2009;79(1):117-21.
49. Paolone MG, Kaitsas R, Obach P, Kaitsas V, Benedicenti S, Sorrenti E, et al. Tensile test and interface retention forces between wires and composites in lingual fixed retainers. Int Orthod. 1 juin 2015;13(2):210-20.
50. Brauchli L, Pintus S, Steineck M, Lüthy H, Wichelhaus A. Shear modulus of 5 flowable composites to the EverStick Ortho fiber-reinforced composite retainer: An in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 janv 2009;135(1):54-8.
51. Radlanski RJ, Zain ND. Stability of the Bonded Lingual Wire Retainer—A Study of the Initial Bond Strength. J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie. 1 juill 2004;65(4):321-35.
52. Foek DLS, Ozcan M, Krebs E, Sandham A. Adhesive properties of bonded orthodontic retainers to enamel: stainless steel wire vs fiber-reinforced composites. J Adhes Dent. oct 2009;11(5):381-90.
53. Al-Nimri K, Al-Nimri J. Shear bond strength of different fixed orthodontic retainers. Aust Orthod J. nov 2015;31(2):178.
54. Baysal A, Uysal T. Resin-modified glass ionomer cements for bonding orthodontic retainers. Eur J Orthod. 1 juin 2010;32(3):254-8.
55. Tabrizi S, Salemis E, Usumez S. Flowable Composites for Bonding Orthodontic Retainers. Angle Orthod. 5 oct 2009;80(1):195-200.
56. Cooke ME, Sherriff M. Debonding force and deformation of two multi-stranded lingual retainer wires bonded to incisor enamel: an in vitro study. Eur J Orthod. 1 déc 2010;32(6):741-6.
57. Aldrees AM, Al-Mutairi TK, Hakami ZW, Al-Malki MM. Bonded Orthodontic Retainers: A Comparison of Initial Bond Strength of Different Wire-and-Composite Combinations. J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie. 1 juill 2010;71(4):290-9.
58. Baysal A, Uysal T, Gul N, Alan MB, Ramoglu SI. Comparison of three different

orthodontic wires for bonded lingual retainer fabrication. Korean J Orthod. 1 févr 2012;42(1):39-46.
59. Lee I-H, Lee J-H, Park I-Y, Kim J-H, Ahn J-H. The effect of bonded resin surface area on the detachment force of lingual bonded fixed retainers: An in vitro study. Korean J Orthod. 1 janv 2014;44(1):20-7.
60. Sokucu O, Siso SH, Ozturk F, Nalcaci R. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. Eur J Dent. juill 2010;4(3):257-62.
61. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. avr 1984;85(4):333-40.
62. Al Yami EA, Kuijpers-Jagtman AM, van 't Hof MA. Stability of orthodontic treatment outcome: follow-up until 10 years postretention. Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod. mars 1999;115(3):300-4.
63. Decrucq E, Devisse T, Benhammadi O. Les matériaux de collage et de scellement. Orthod Fr. 1 mars 2009;80(1):87-96.
64. Sifi M, Merdji A, Benkhenafou F. Comportement mécanique de la prothèse dentaire Sous l'effet des efforts masticatoires. Nat Technol - Sci Fondam Eng. juin 2015;(13):22-6.
65. Bouton A, Simon Y, Goussard F, Teresi L, Sansalone V. New finite element study protocol: Clinical simulation of orthodontic tooth movement. Int Orthod. 1 juin 2017;15(2):165-79.
66. Finger WJ. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. Am J Dent. sept 1988;1 Spec No:184-8.
67. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of "macro" test methods. Dent Mater. 1 févr 2010;26(2):e38-49.
68. Mattick CR, Hobson RS. A comparative micro-topographic study of the buccal enamel of different tooth types. J Orthod. juin 2000;27(2):143-8.
69. Haute Autorité de Santé. Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique. Saint-Denis; 2013.
70. Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RHB, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. juin 1997;111(6):599-605.
71. Bieszki MA. Effect of prophylactic debridement on shear bond strength of orthodontic brackets when using a self-etching primer. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 août 2005;128(2):265.
72. Sorel O. Contention collée : points clés du protocole clinique. Orthod Fr. 1 sept 2006;77(3):397-9.
73. Mehdi S, Mano M-C, Sorel O, Cathelineau G. Le micro-sablage amélaire. Orthod Fr. 1 juin 2009;80(2):179-92.
74. Swartz ML. Le collage en orthodontie. Int Orthod. 1 mars 2008;6(1):23-51.
75. Uysal T, Sari Z, Demir A. Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding? Angle Orthod. oct 2004;74(5):697-702.
76. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: An in vitro and in vivo study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 août 2004;126(2):200-6.
77. Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M, Gunel E, et al. Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin-reinforced glass ionomer cement: an in vitro and in vivo study. Angle Orthod. oct 1999;69(5):463-9.
78. Fricker JP. A 12-month clinical evaluation of a light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement for the direct bonding of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod. mai 1994;105(5):502-5.
79. Hegarty DJ, Macfarlane TV. In vivo bracket retention comparison of a resin-modified

glass ionomer cement and a resin-based bracket adhesive system after a year. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 mai 2002;121(5):496-501.
80. Mickenautsch S, Yengopal V, Banerjee A. Retention of orthodontic brackets bonded with resin-modified GIC versus composite resin adhesives—a quantitative systematic review of clinical trials. Clin Oral Investig. 1 févr 2012;16(1):1-14.
81. Hitmi L. "Collage indirect des attaches orthodontiques vestibulaires". Encycl Med Chir, Orthopédie dento faciale, Elsevier 2012, 23-490-C-60
82. Hitmi L, Attal J-P, Degrange M. Les différentes familles de colles composites : présentation et expérimentation. Orthod Fr. 73(1):39-58.
83. Bishara SE, Vonwald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod. sept 2000;118(3):288-94.
84. Salehi P, Najafi HZ, Roeinpeikar SM. Comparison of survival time between two types of orthodontic fixed retainer: a prospective randomized clinical trial. Prog Orthod. 11 sept 2013;14(1):25.
85. Tacken MPE, Cosyn J, De Wilde P, Aerts J, Govaerts E, Vannet BV. Glass fibre reinforced versus multistranded bonded orthodontic retainers: a 2 year prospective multi-centre study. Eur J Orthod. 1 avr 2010;32(2):117-23.
86. Zachrisson B. Long-term experience with direct-bonded retainers: update and clinical advice. J Clin Orthod JCO. déc 2007;41(12):728-37; quiz 749.
87. Årtun J, Spadafora AT, Shapiro PA. A 3-year follow-up study of various types of orthodontic canine-to-canine retainers. Eur J Orthod. 1 oct 1997;19(5):501-9.

	N°

MARTY (Rémy) - « EVALUATION IN VITRO DES CONTENTIONS ORTHODONTIQUES FIXES :

UNE REVUE SYSTEMATIQUE DE LA LITTERATURE. »

4 ill., 3 tabl., 30 cm. - (Thèse: Chir. Dent. ; Clermont-Ferrand I ; 2018) - N°

Objectif : Cette revue systématique de la littérature vise à rassembler les études in vitro réalisées à propos des contentions orthodontiques fixes. Ceci afin de connaître les protocoles cliniques et / ou les combinaisons de matériaux les plus efficaces en terme d'adhésion.

Matériel et méthode : Une recherche systématique a été conduite sur la base de recherche PubMed en utilisant les termes « orthodontic retainers » et « lingual fixed retainers ». Tous les essais mécaniques in vitro de rupture ont été conservés, quel que soit leur schéma expérimental, afin d'avoir une vue d'ensemble exhaustive des qualités mécaniques en terme d'adhérence des différents protocoles de collages étudiés et des différentes combinaisons de matériaux. Du fait d'une grande hétérogénéité des études, une réduction d'éligibilité afin de réaliser une méta-analyse quantitative n'a pas pu être réalisée.

Résultats : 928 articles ont été identifiés, 42 résumés ont été passés en revue, 24 articles ont été lus intégralement et 11 ont été inclus pour l'analyse descriptive. Les critères de jugement primaires n'ont pas permis de réaliser une analyse statistique. L'analyse qualitative des articles suggère qu'il est préférable d'utiliser un composite moyennement chargé, spécifique au collage des contentions. Les fils multibrins d'un diamètre situé aux alentours de .020 inches semblent représenter le gold standard concernant les dispositifs de contention. Concernant les critères secondaires, l'interface faible de notre système de collage de la contention orthodontique semble se situer au niveau de la liaison entre le dispositif de contention et la résine de collage.

Conclusion : Cette revue systématique de la littérature nous permet de dégager certaines hypothèses qui ne pourront être validées que par une comparaison clinique bien contrôlée. Une standardisation des procédures de collage et de décollement dans les études in vitro sera nécessaire afin de valider statistiquement les comparaisons entre les études, ceci afin de mieux appréhender le choix de la combinaison fil – composite la plus efficace en terme d'adhérence.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Revue de littérature

MOTS CLES : Contentions orthodontiques, Contentions linguales, Collage dentaire, Essais de matériaux

MOTS CLES ANGLAIS : Orthodontic retainers, Lingual retainers, Dental bonding, Materials testing.

J U R Y :

Président :	**Mme. Martine HENNEQUIN, Professeur des Universités**
Assesseurs :	**Mme. Christelle GREMEAU-RICHARD, Maître de Conférence des Universités**
	M. Nicolas DECERLE, Maître de Conférences des Universités
	Mme. Cynthia BAUER, Assistante Hospitalo-Universitaire