

UNIVERSITÉ DE NANTES  
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

---

Année : 2007 – 2008.

N° : 33

QUID DU COLLAGE EN ENDODONTIE ?

Le point en 2007

---

THÈSE POUR LE DIPLOME D'ÉTAT DE  
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée et soutenue publiquement par*

**Monsieur ROLOT Morgan**

né le 4 décembre 1982.

*Le 18 Septembre 2008 devant le jury ci-dessous*

*Président* : Monsieur le Professeur Olivier LABOUX

*Assesseur* : Monsieur le Docteur Dominique MARION

*Assesseur* : Mademoiselle le Docteur Valérie ARMENGOL

*Assesseur* : Mademoiselle le Docteur Cécile DUPAS

*Directeur de thèse* : Monsieur le Professeur Olivier LABOUX

# SOMMAIRE

Sommaire .....	1
Introduction.....	6
1 Les capacités techniques : .....	8
1.1 L'adhésion : .....	8
1.1.1 Intérêt de l'adhésion en endodontie : .....	8
1.1.2 Principes de l'adhésion dentinaire : .....	9
1.1.2.1 Le préconditionnement ou mordançage : .....	9
1.1.2.2 L'apprêt ou primaire : .....	10
1.1.2.3 L'adhésion à la dentine : .....	10
1.1.3 Particularités liées à l'endodonte : .....	11
1.1.3.1 Caractéristiques de la « smear layer » : .....	11
1.1.3.2 Influence de l'anatomie canalaire : .....	12
1.1.4 Méthodes d'évaluation : .....	13
1.1.4.1 Les tests de résistance au cisaillement : .....	14
1.1.4.2 Les tests de résistance à l'arrachement : .....	15
1.1.5 Le système Epiphany – Resilon® : .....	16
1.1.5.1 Préparation de la surface dentinaire - mordançage et primaire : .....	17
1.1.5.2 Création de la couche hybride : .....	17
1.1.5.3 Création du monobloc : .....	17
1.1.6 Les tests d'adhésion : .....	18
1.1.6.1 Présentation des différentes études : .....	18
1.1.6.2 Résultats des tests : .....	20
1.1.7 Explications : .....	21
1.1.8 Synthèse : .....	23
1.2 Herméticité – Qualité de l'obturation: .....	25
1.2.1 Herméticité : .....	25
1.2.1.1 Introduction : .....	25
1.2.1.2 Méthodes d'évaluation : .....	25
1.2.1.3 Évaluation du système Epiphany - Resilon® : .....	25
1.2.1.3.1 Les tests d'infiltration bactérienne : .....	25
1.2.1.3.2 Les tests de pénétration de colorants : .....	28
1.2.1.3.3 Les tests de filtration de fluide : .....	31

1.2.1.3.4 Les tests de pénétration de glucose :	35
1.2.1.3.5 Autres tests d'herméticité :	37
1.2.1.4 Synthèse :	38
1.2.2 Finition de l'obturation :	42
1.2.2.1 Introduction :	42
1.2.2.2 Évaluation du système Epiphany – Resilon® :	42
1.2.2.3.1 Pénétration des tubuli dentinaires :	42
1.2.2.3.2 Obturation des lacunes et des canaux latéraux :	44
1.2.2.4 Synthèse :	46
1.2.2 Conclusion :	46
1.3 Consolidation de la dent :	47
1.3.1 Introduction :	47
1.3.2 Méthodes d'évaluation :	48
1.3.3 Le système Epiphany – Resilon® :	49
1.3.3.1 Les propriétés mécaniques :	49
1.3.3.2 Résistance aux fractures :	50
1.3.3.2.1 Les tests de fractures verticales :	50
1.3.3.2.2 Les tests de fractures horizontales :	53
1.3.4 Conclusion :	55
1.4 Synthèse	56
<b>2 Ergonomie – Manipulation clinique :</b>	<b>57</b>
2.1 Désinfection du matériau d'obturation :	57
2.1.1 Introduction:	57
2.1.2 Présentation des études :	57
2.1.3 Résultats :	59
2.1.4 Conclusion :	60
2.2 Radio-opacité :	62
2.2.1 Introduction :	62
2.2.2 Méthodes d'évaluation :	62
2.2.3 Le Système Epiphany – Resilon® :	63
2.2.4 Conclusion :	64
2.3 Thermoplasticité - techniques d'obturation :	65
2.3.1 Introduction :	65
2.3.2 Propriétés thermiques du Resilon :	65
2.3.2.1 La transition vitreuse :	66

2.3.2.2 L'Écrasement :	66
2.3.2.3 Le point de fusion et le changement d'enthalpie :	66
2.3.2.4 La capacité calorifique spécifique :	67
2.3.2.5 Le transfert de chaleur :	67
2.3.3 Conclusion:	68
2.4 Temps de prise :	69
2.4.1 Introduction :	69
2.4.2 Le système Epiphany – Resilon® :	69
2.4.3 Conclusion	70
2.5 Retraitement endodontique orthograde:	72
2.5.1 Intérêts – Buts :	72
2.5.2 Méthodes de retraitement :	73
2.5.2.1 Les solvants :	73
2.5.2.2 Désobturation thermique :	74
2.5.2.3 L'instrumentation mécanique :	74
2.5.3 Le système Epiphany - Resilon® :	75
2.5.3.1 Présentation des différentes études :	75
Parenthèse sur le choix du chloroforme comme solvant expérimental:	76
2.5.3.2 Résultats des tests :	77
2.5.3.2.1 Le facteur « temps » :	77
2.5.3.2.2 La propreté canalaire :	78
2.5.4 Conclusion :	80
2.6 Coût :	82
2.7 Synthèse :	83
<b>3 Les propriétés biologiques – la biocompatibilité :</b>	<b>84</b>
3.6 Introduction :	84
3.1.1 Historique :	84
3.1.2 Définitions :	84
3.1.3 Quid de la biocompatibilité en endodontie ?	85
3.1.4 Méthodes d'étude :	85
3.7 Quid du système Epiphany / Resilon ® ?	86
3.2.1 Biotolérance :	86
3.2.1.1 Les tests primaires :	86
3.2.1.1.1 Résultats pour Epiphany :	86
3.2.1.1.2 Résultats pour Resilon® :	87

3.2.1.1.3 Résultats pour les deux éléments combinés : .....	88
3.2.1.1.4 Parenthèse sur le Primer : .....	88
3.2.1.1.5 Explications sur les résultats : .....	89
3.2.1.2 Les tests secondaires : .....	90
3.2.1.2.1 Tests d'implantation sous-cutanée : .....	90
3.2.1.2.2 Test d'implantation endo-osseuse : .....	91
3.2.1.2.3 Conclusion sur les tests secondaires : .....	92
3.2.1.3 Les tests pré-cliniques : .....	92
3.2.1.4 Tableau résumé : .....	94
3.2.2 Tenue dans le temps : .....	95
3.2.2.1 Intérêts : .....	95
3.2.2.2 Tenue dans le temps de Resilon® : .....	95
3.2.2.3 Tenue dans le temps d'Epiphany® : .....	96
3.2.3 Bioactivité : .....	97
3.2.4 Conclusion et interrogations : .....	98
4 Analyse critique de la littérature : .....	99
4.1 Principe de l'analyse et méthode d'évaluation : .....	99
4.2 Discussion sur l'adhésivité : .....	101
4.3 Discussion sur l'herméticité : .....	103
4.4 Discussion sur la biocompatibilité : .....	107
4.5 Discussion sur le retraitement : .....	109
Conclusion .....	111
Références bibliographiques .....	113
Tables des illustrations .....	140
Tables des tableaux .....	141

## INTRODUCTION

Le but du traitement endodontique est de prévenir et éliminer les risques microbiens au niveau des tissus périradiculaires et périapicaux. La désinfection du système canalaire effectuée par moyens mécaniques et chimiques permet le contrôle de la flore microbienne et tient une part importante dans le succès thérapeutique. Après cette phase de contrôle microbien, un matériau d'obturation canalaire est mis en place dans le système canalaire afin de l'isoler de l'environnement extérieur. Ce matériau doit jouer trois fonctions principales : l'« enterrement » des bactéries survivantes, l'arrêt de la circulation de fluides provenant des tissus périapicaux et pouvant atteindre des bactéries survivant dans le système intraradiculaire, et la création d'une barrière au niveau coronaire de façon à prévenir une réinfection du canal (45).

Depuis son introduction en 1914 par Callahan, la gutta-percha est le matériau d'obturation standard utilisé en endodontie. Bien qu'elle ait de nombreuses propriétés désirables telles que la stabilité chimique, la biocompatibilité, la non-porosité, la radio-opacité et la capacité à être manipulée et retraitée, elle ne permet pas de répondre efficacement aux trois fonctions principales du matériau d'obturation canalaire. La gutta-percha n'adhère pas à la paroi radiculaire interne d'où un scellement incomplet (132). Ceci engendre une barrière fragile face aux infiltrations bactériennes, ce qui peut être considéré comme l'un des points faibles de la thérapie endodontique (170). Pour résoudre ce problème, de nombreuses tentatives ont été faites à partir de variations dans les techniques d'obturation, dont différents modes de condensation ou différentes plasticités de ce matériau. Toutes ces méthodes permettent de réduire les infiltrations à divers degrés, mais elles échouent toutes à éliminer totalement le problème (100, 143).

Prenant compte des avancées réalisées dans le domaine de l'adhésion dentinaire en odontologie conservatrice qui permettent de réduire les infiltrations par l'adhésion micromécanique et la création d'une couche hybride entre la dentine et la résine, quelques études ont été réalisées pour évaluer le potentiel de tels résines et agents d'adhésion dentinaire à être utilisés en tant que matériau d'obturation canalaire (124, 197). Toutefois, ces matériaux ont montré des problèmes de temps de travail ou de « retraitabilité ». Les raisons évoquées

pour ne pas utiliser ces matériaux sont leur temps de travail trop court (84), les difficultés et l'imprédictibilité de leur mise en œuvre, et leur incapacité à être retraités si besoin est (122). De tels résultats négatifs n'étaient pas inattendus puisque ces matériaux n'étaient pas prévus pour ce type d'obturation. Autres problèmes rencontrés et non négligeables, sont leur biocompatibilité défavorable et les mauvaises réponses des tissus périradiculaires qu'ils induisent (6).

Compte-tenu de ces précédents, il devenait évident que le développement d'un matériau adhésif spécifiquement conçu pour l'obturation canalaire était nécessaire. Un système développé à partir des propriétés adhésives de ciment à base de résine méthacrylique a donc été élaboré dans ce but. C'est le système Resilon – Epiphany®. Selon ses développeurs, le Resilon® est un matériau thermoplastique, synthétique, à base de polyester. Il se présente et se manipule comme la gutta-percha, et s'utilise comme les autres systèmes adhésifs. Associé à son *primer* et son ciment méthacrylique, il permettrait de créer un monobloc rendant, selon le cahier des charges, hermétique le système canalaire et renforçant la dent. En plus d'être facile à mettre en place, le Resilon n'aurait pas les inconvénients de ces prédécesseurs, il serait également retraitable, radio-opaque, compatible avec diverses techniques d'obturation à chaud ou à froid, et enfin, biocompatible (164).

Ce travail a donc été réalisé dans le but d'évaluer comment ce nouveau matériau adhésif répond au cahier des charges commun à tout matériau d'obturation canalaire. Pour ce faire nous avons recensé toutes les études menées sur ce matériau jusqu'en 2007. Ainsi, nous verrons si ce matériau répond à ses attentes techniques, s'il est aussi facile à travailler que la gutta-percha et s'il a des propriétés biologiques compatibles avec sa localisation intra-orale, puis nous estimerons la valeur scientifique des différentes études. Tout ceci avec l'ambition de répondre à la question :

*Quid du collage en endodontie ?*

# 1 LES CAPACITES TECHNIQUES :

## 1.1 L'ADHESION :

### *1.1.1 INTERET DE L'ADHESION EN ENDODONTIE :*

Actuellement en odontologie conservatrice, l'emploi de matériaux adhésifs aurait pour but d'éliminer les infiltrations et de renforcer la structure dentaire en créant un monobloc entre les tissus dentaires et le matériau de restauration. De la même façon, on peut ambitionner d'améliorer le scellement et le renforcement de la dent dépulpée en établissant un monobloc similaire entre la dentine intraradiculaire et un matériau d'obturation adhésif (159).

En 1976, Grossman (54) étudiait les propriétés physiques des matériaux d'obturation et concluait que l'adhésion du ciment de scellement canalairé était très souhaitable, puis Caicedo et al. en 1988 (22) réaffirmèrent que le ciment devrait adhérer à la fois à la dentine et à la gutta-percha. En effet l'adhésion du matériau d'obturation canalairé à la paroi dentinaire est considérée comme une propriété avantageuse pour deux raisons : en situation statique cela éliminerait l'espace entre matériau et paroi et permettrait d'atteindre les objectifs d'obturation complète de l'espace canalairé, de scellement apical et coronaire, de maintien de l'intégrité de ce scellement et donc de diminution du risque d'échec. Et en situation dynamique, adhérer à la dentine permettrait de résister aux déplacements du matériau lors d'une préparation d'ancrage radicaire par exemple, et offrirait une plus forte résistance aux fractures et ainsi une plus grande longévité à la dent dépulpée (37, 145, 174).

L'utilisation de la gutta-percha et d'un ciment pour l'obturation canalairé est devenue le standard en endodontie malgré son inaptitude à réaliser un quelconque scellement le long de la paroi dentinaire du canal (176). Pour réduire l'infiltration apicale et coronaire, des techniques adhésives ont été expérimentées pour coller à la dentine intraradiculaire avant de finir l'obturation par la gutta-percha (21, 74, 90). Toutefois, ces techniques sont entravées par l'absence de copolymérisation entre différents types de ciment, adhésifs dentinaires méthacryliques, résines époxy, ionomères de verre, ou ciments à base d'oxyde de zinc – eugénol, et le polyisoprène composant principal de la gutta-percha (82), empêchant par conséquent l'obtention d'un monobloc. Les fabricants se sont donc tournés vers les matériaux

synthétiques et auraient trouvé la réponse au problème de l'adhésion cône – ciment par l'emploi d'un matériau d'obturation thermoplastique à base de polyester ayant, selon le laboratoire promoteur, l'aptitude de coller aux résines méthacryliques (164).

### *1.1.2 PRINCIPES DE L'ADHESION DENTINAIRE :*

L'adhésion fait référence aux interactions moléculaires qui permettent de retenir ensemble deux substrats. Ces interactions moléculaires s'obtiennent le plus souvent avec des adhésifs, qui sont des liquides d'un certain degré de viscosité servant à mouiller étroitement les deux substrats de manière à obtenir le contact moléculaire requis. Certains adhésifs forment en plus des liaisons chimiques avec le substrat, ce qui assure une meilleure adhésion.

La technique de liaison comporte en général trois étapes : le préconditionnement, l'apprêt et l'application de l'adhésif. Le préconditionnement a pour but de nettoyer le substrat et aussi, dans la mesure du possible, d'en maximiser la surface de contact. L'application de l'apprêt vise à modifier, s'il y a lieu, la chimie du substrat de manière à la rendre compatible avec celle de l'adhésif choisi. Enfin, l'adhésif (par l'intermédiaire de l'apprêt, s'il y a lieu) assure le contact moléculaire entre les deux substrats pour réaliser l'adhésion. (33)

#### **1.1.2.1 Le préconditionnement ou mordantage :**

Le préconditionnement des tissus dentaires minéralisés se fait actuellement par mordantage, autrement dit par l'application de liquides acides sur les tissus dentaires minéralisés qui contiennent de l'hydroxyapatite. Le liquide acide, généralement un acide phosphorique à 30 – 40%, nettoie la surface, élimine la boue dentinaire et déminéralise la dentine. L'augmentation de la surface de contact résulte de l'élargissement périphérique des tubuli dentinaires par la déminéralisation de la dentine péri-tubulaire, ainsi que de la dentine inter-tubulaire et intra-tubulaire. (33)

### 1.1.2.2 L'apprêt ou primaire :

La dentine humide a une faible énergie de surface et est incompatible avec les adhésifs dentaires hydrophobes ; l'application d'un apprêt est donc nécessaire. L'apprêt le plus souvent utilisé dans les systèmes de liaison est l'hydroxyéthylméthacrylate (HEMA), une molécule dont une extrémité est hydrophile et l'autre est hydrophobe (Figure 1). Cette petite molécule amphiphile se fixe par adsorption à la dentine, en particulier aux fibres de collagène dégagées par le mordantage acide, par son groupe hydrophile et, par son groupe méthacrylique, elle rend la dentine hydrophobe et compatible avec les adhésifs à base de diméthacrylate. (33)

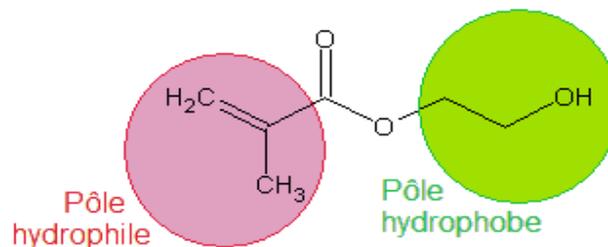


Figure 1 – Hydroxyéthylméthacrylate.

### 1.1.2.3 L'adhésion à la dentine :

On obtient donc une liaison chimique primaire-dentine et primaire-adhésif qui, en enrobant les fibres de collagène, va former une couche hybride solidaire de la dentine et susceptible de résister à des forces d'arrachement de 10 à 20 MPa. En plus de l'adhésion chimique au réseau de collagène, on a également une liaison micromécanique. Les tubuli sont un peu élargis par le mordantage et donc le primaire et l'adhésif vont y pénétrer et former des tags intratubulaires. Cette pénétration peut être variable selon les produits utilisés. Cet adhésif est une résine, identique à celle du matériau d'obturation composite à base de Bis-GMA et UDMA mais non chargée et à laquelle il est ajouté des monomères de bas poids moléculaire pour la fluidifier. Le composite et l'adhésif ayant la même matrice résineuse, ils vont pouvoir se lier chimiquement. En odontologie conservatrice il a été observé que lors de tests d'arrachement il était rare de ramener de la dentine avec le matériau d'obturation, la fracture se produisant à la base des tags de résine (33).

### 1.1.3 PARTICULARITES LIEES A L'ENDODONTE :

#### 1.1.3.1 Caractéristiques de la « smear layer » :

Lors de la préparation chimiomécanique du canal radiculaire, le contact direct des instruments avec les parois canalaires entraîne sur celles-ci la formation d'une couche de 1 à 2  $\mu\text{m}$  d'épaisseur composée de matières organiques (résidus de tissu pulpaire, microorganismes, odontoblastes) et inorganiques (débris de la dentine). Ces substances peuvent également se compacter sur une profondeur de 40  $\mu\text{m}$  à l'intérieur des tubuli dentinaires, où elles créeront un « bouchon dentinaire ». Cette couche est appelée couche de boue dentinaire (*smear layer*). Lorsque la pulpe est infectée ou nécrosée, la couche de boue dentinaire comprend en plus des bactéries. Cette couche de boue dentinaire présente au microscope électronique une structure amorphe, irrégulière et granulaire.

Les avantages et désavantages à maintenir la couche de boue dentinaire au niveau du canal radiculaire ne font pas l'unanimité. La couche de boue dentinaire n'est pas une barrière infranchissable pour les bactéries mais elle ralentit leur essaimage notamment vers les tubuli dentinaires. Mais elle peut aussi empêcher une bonne adhérence du ciment de scellement aux parois canalaires et entraver éventuellement la pénétration optimale des produits chimiques, des médicaments et des matériaux d'obturation radiculaire dans les canaux latéraux et les canalicules dentinaires. Certains auteurs considèrent donc que cette couche doit être enlevée, parce qu'elle est responsable d'inclusions bactériennes dans les tubuli dentinaires et réduit la surface disponible pour le collage et la diffusion du matériau d'obturation (181, 182), d'autres qu'elle doit être laissée intacte car elle pourrait former une barrière protectrice (111) et de plus, certains ciments adhèreraient mieux à la dentine en présence de cette couche (80).

Pour ce qui est de l'adhésion, sujet de nombreuses études dans la dernière décennie, le retrait de la *smear layer* avant l'obturation peut améliorer la capacité du matériau à entrer dans les tubuli (181). Ceci pourrait renforcer l'adhésion du ciment sur la dentine par augmentation de la composante mécanique et ainsi améliorer la capacité de scellement du matériau. Il a été prouvé que le retrait de la boue dentinaire était bénéfique lors d'études sur l'herméticité (27, 36). En étudiant l'adhésion avec ou sans *smear layer* on s'aperçoit de la nécessité de la retirer (37).

Un rinçage final devrait donc être fait une fois la préparation canalair terminée, pour éliminer la boue et les bouchons dentinaires. Cette mesure assurera une action efficace des produits

chimiques et des médicaments intracanaux à l'intérieur du système radiculaire, ainsi qu'une meilleure adhérence entre les ciments et les parois dentinaires. Pour éliminer les composés inorganiques et organiques de la boue dentinaire, il est recommandé de faire un dernier rinçage, d'abord avec de l'hypochlorite de sodium à 5,25% (NaOCl), puis avec un acide. Le NaOCl a la capacité unique de dissoudre le tissu pulpaire et c'est un agent bactéricide reconnu. Il a également un excellent effet dissolvant sur les autres composants organiques de la boue dentinaire. Des agents chélatants comme l'EDTA (acide éthylènediaminetétracétique) à 15-17% peuvent dissoudre les particules inorganiques de la dentine. Ces acides sont efficaces pour éliminer la boue dentinaire, mais ils semblent avoir peu ou pas d'effet antibactérien, si ce n'est par l'élimination indirecte des bactéries incluses dans la *smear layer* (91).

### 1.1.3.2 Influence de l'anatomie canalaire :

Le facteur de configuration cavitaire (Facteur C) est le rapport entre les surfaces de collage et les surfaces libres. En odontologie conservatrice, une cavité de classe I a 5 fois plus de surfaces de collage que de surfaces libres. En endodontie, le calcul de ce facteur ; en adoptant un modèle de cône inversé et tronqué et en tenant compte de la totalité des surfaces de collage (interfaces ciment-cône et ciment-dentine), donne une valeur de Facteur C proche de 900, avec des variabilités selon l'épaisseur du ciment, la longueur du canal et la conicité.

$$\text{Facteur C} = \frac{\text{Surface de collage (mm}^2\text{)}}{\text{Surface libre (mm}^2\text{)}}$$

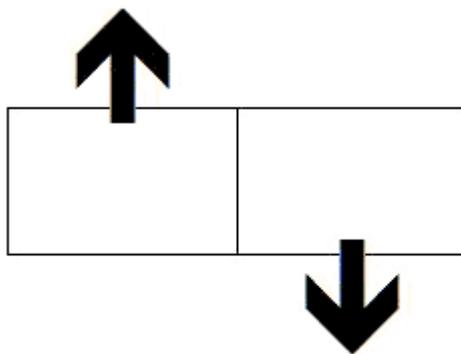
Pendant la polymérisation, le volume de monomères se réduit, ce qui crée des contraintes de contraction de prise. En raison de la rigidité des tissus et du module d'élasticité défavorable de la dentine intraradiculaire, ce sont seulement les surfaces libres du ciment qui vont pouvoir compenser ces contraintes. Cependant, plus les surfaces libres sont réduites, comme c'est le

cas dans un canal long et étroit, moins le relâchement des contraintes est possible, et plus la probabilité est forte de voir les surfaces de collage se disjoindre.

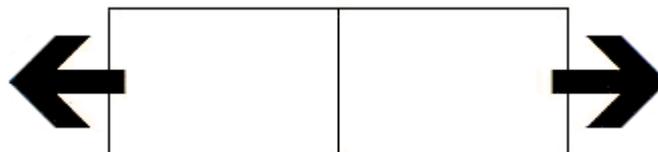
Néanmoins, certaines techniques de collage, visant à compenser les stress de polymérisation, pourraient être applicables dans le cadre endodontique de façon à bénéficier des propriétés remarquables de collage et de scellement des résines di-méthacrylates (161).

#### *1.1.4 METHODES D'EVALUATION :*

L'American Dental Association a établi une série de règles et de tests pour étudier les propriétés physiques des ciments canalaires. Cependant, à cause d'une absence de consensus, les tests d'adhésion ne sont pas standardisés. Les tests d'adhésion mesurent soit la résistance à l'arrachement, où la liaison est soumise à une force perpendiculaire à l'interface matériau – dentine (Figure 3), soit la résistance au cisaillement, où la liaison est soumise à une force parallèle à l'interface matériau – dentine (Figure 2). Aucun de ces tests n'est généralement accepté (37).



**Figure 2 - Force de cisaillement.**



**Figure 3 - Force d'arrachement.**

#### 1.1.4.1 Les tests de résistance au cisaillement :

Ce type de test n'imité pas les conditions cliniques. Les essais sur modèles plus proches des conditions cliniques ont abouti à des modèles compliqués, difficiles à reproduire et parfois même à interpréter, la dentine intraradiculaire n'étant pas uniforme et la surface des parois canalaires préparées lors du traitement endodontique pouvant varier largement. Les tests de cisaillement ont été développés pour mesurer l'adhésion des ciments endodontiques à la dentine et ont été prouvés efficaces et reproductibles (154).

Pour exercer une force parallèle à l'interface dentine- matériau d'obturation, les dents sont préparées et obturées puis coupées horizontalement en tranche de même épaisseur (variable selon les études). Ces tranches sont fixées à un support et, à l'aide d'une machine équipée d'un piston, une force croissante est appliquée à vitesse constante (généralement 0,5 mm/min) jusqu'à ce qu'une fracture se manifeste. Cette fracture se visualise par l'extrusion du fragment de matériau d'obturation de sa tranche de dentine et est confirmée par l'apparition d'une baisse sensible sur la courbe charge / temps enregistrée par la machine. Le piston ne touche ni la dentine ni le ciment, seulement le matériau d'obturation, et applique la force dans le sens apico-coronaire (Figure 4).

La résistance au cisaillement exprimée en MPa, est calculée à partir de la moyenne des deux périmètres (apical et coronaire) et de l'épaisseur du fragment de matériau étudié selon la formule suivante où la force de décollement est la force maximale appliquée avant l'extrusion du fragment de sa tranche de dentine :

$$\text{Résistance au cisaillement ( MPa)} = \frac{\text{Force de décollement (N)}}{\text{Surface (mm}^2\text{)}}$$

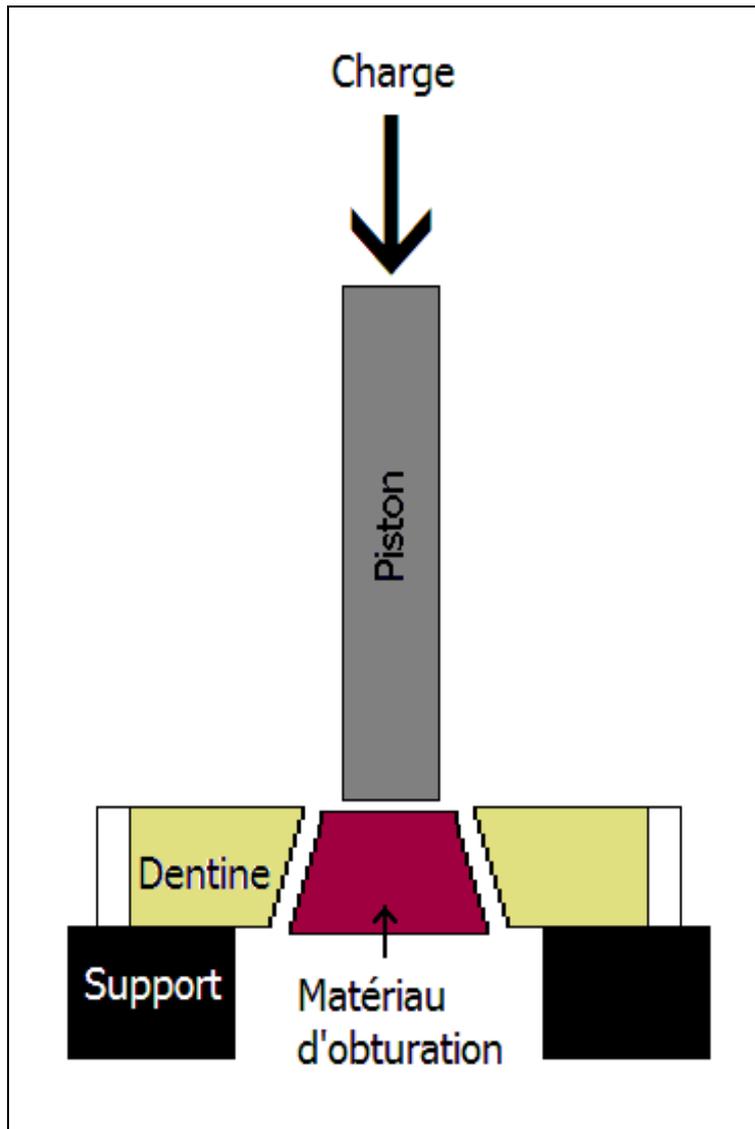


Figure 4 - Représentation schématique du système de test de cisaillement.

#### 1.1.4.2 Les tests de résistance à l'arrachement :

Ce sont des tests de traction, les échantillons de dentine et du matériau d'obturation sont préparés et le collage est mis en place, de chaque côté ces deux éléments sont solidement fixés aux mors de la machine de traction qui soumet l'ensemble à une force croissante à vitesse constante. Cette résistance est exprimée en MPa selon la force exercée lors de la rupture et la surface de contact entre les deux éléments (131).

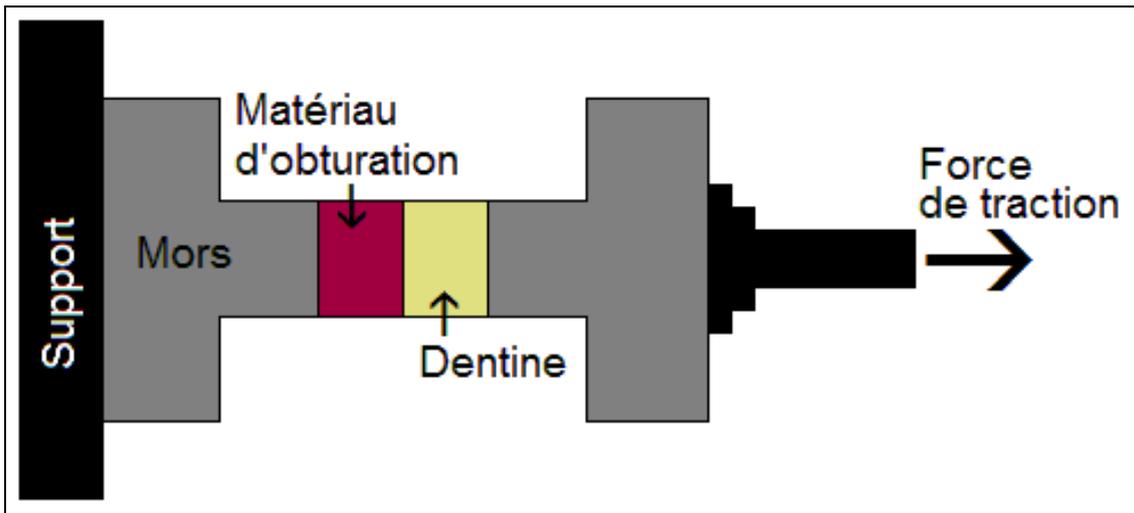


Figure 5 - Représentation schématique du système de test d'arrachement.

Ce type de test a déjà été utilisé pour des matériaux d'obturation canalaire (82, 131), mais on ne recense à l'heure actuelle encore aucune étude ayant utilisé ce type de tests pour mesurer l'adhésion du système Epiphany – Resilon® à la dentine. Peut-être parce que les forces perpendiculaires à l'interface dentine – matériau ne sont pas à considérer en endodontie ?

#### 1.1.5 LE SYSTEME EPIPHANY – RESILON® :

En quoi le système Epiphany - Resilon® est-il adhésif ?

Ce système d'obturation canalaire serait potentiellement adhésif à la dentine intraradiculaire car il respecte les principes de l'adhésion dentinaire : préconditionnement, primaire et adhésif, évoqués précédemment et qui ont pour but de créer une couche hybride compatible avec le matériau d'obturation.

### **1.1.5.1 Préparation de la surface dentinaire - mordantage et primaire :**

La préparation de la surface de collage se fait en premier lieu en éliminant la couche de boue dentinaire par rinçage à l'EDTA (17%), puis est complétée par l'utilisation d'un primer auto-mordant, l' « Epiphany primer ® », contenant de l'acide sulfonique et HEMA, pour parfaire l'élimination la boue dentinaire des parois canalaire et pour humidifier la surface du canal qui présente une tension superficielle basse et qui, par nature, est hydrophile (164).

### **1.1.5.2 Création de la couche hybride :**

L'Epiphany est un ciment dual, auto-photopolymérisable, à base de résine méthacrylate, composé comme les adhésifs classiques de Bis-GMA, d'UDMA et de monomères, mais il a la particularité d'être chargé. Le principe de couche hybride est donc respecté.

Les charges sont composées, entre autre, de sulfate de baryum, de verre de baryum, de silice, d'hydroxyde de calcium, et représentent 70% de la masse du ciment (164). Elles ont pour but d'améliorer les propriétés biologiques et physiques et la radio-opacité du matériau.

### **1.1.5.3 Création du monobloc :**

Le Resilon est un matériau thermoplastique à base de polycaprolactone. Par son contenu en diméthacrylate, il serait adhésif à l'Epiphany, ciment à base de méthacrylate. C'est l'ensemble de ces trois éléments, le primaire auto-mordant, le ciment méthacrylique et le cône de Resilon, qui créerait un monobloc entre la dentine intraradiculaire et le matériau d'obturation. Ce complexe adhésif appelé « Resilon Monoblock System » permettrait de résister d'avantage à l'infiltration bactérienne et aux fractures radiculaires (164).

### *1.1.6 LES TESTS D'ADHESION :*

#### **1.1.6.1 Présentation des différentes études :**

Les tests d'adhésion effectués sur le système Resilon – Epiphany® sont tous, à l'heure actuelle, des tests de cisaillement. Ils sont réalisés en comparaison à des ciments déjà répandus comme AH Plus et AH 26 à base de résine époxy, ou un ciment à base d'oxyde de zinc – eugénol (en l'occurrence Pulp Canal Sealer, Kerr EWT®), ou à des ciments plus récents comme l'EndoRez® à base de résine méthacrylique. Ces ciments sont associés à la Gutta-percha.

Les différentes études ont pour point commun d'avoir pris soin de ne pas terminer le nettoyage canalair par un rinçage final à l'hypochlorite de sodium. L'effet oxydant du ClONa ayant un rôle négatif sur la polymérisation du ciment et donc sur son adhésion à la paroi dentinaire (8, 97). Le rinçage final étant fait avec l'EDTA parfois suivi d'eau stérile, ce qui a pour but de supprimer la couche de boue dentinaire.

Les études diffèrent par la technique d'obturation canalair utilisée, soit simple monocône, soit compaction verticale à chaud (Système B et Obtura II®) et par la photopolymérisation ou non du Resilon® à l'entrée canalair.

Outre l'aspect quantitatif de la mesure de la force d'adhésion, les différents auteurs ont cherché à évaluer qualitativement le collage en distinguant les segments de racines par leurs positions corono-apicales, et en observant par microscopie optique et électronique les surfaces de ruptures de l'adhésion afin d'en déterminer le mode : adhésif au niveau des interfaces dentine/ciment/cône, cohésif dans le ciment lui-même ou mixte, à la fois cohésif et adhésif.

Dans l'étude de Gesi et al. (47) comparant le système Resilon® et le complexe AH Plus® – Gutta-percha et analysant le mode de rupture de l'interface, les dents sont obturées par condensation verticale à chaud, avec finition par photopolymérisation pour le groupe Resilon, puis sont stockées 24 heures dans de l'eau stérile à 37°C.

Sly et al. (145) ont comparé la résistance au cisaillement de Resilon® et d'AH 26®, en obturant les dents par condensation verticale à chaud et sans photopolymériser l'entrée canalair, puis ont cherché une éventuelle différence de résultat en fonction de la position corono-apicale du segment de racine. Aucune information n'est donnée quant au temps de polymérisation accordé au ciment.

Fisher et al. (46) ont évalué l'adhésivité de Epiphany – Resilon® et de différents ciments comme l'AH Plus®, l'EndoRez® et Kerr EWT® associés à un cône de gutta-percha. Les dents sont donc obturées au monocône et le Resilon n'est pas photopolymérisé, puis incubées une semaine.

L'étude de Skidmore (144) a évalué le système Resilon® en le comparant à un ciment classique à base d'oxyde de zinc – eugénol (Kerr EWT®). Les dents sont obturées par condensation verticale à chaud et sans photopolymérisation puis stockées 24 heures en chambre humide. Après la mesure de la force d'adhésion, les surfaces sont analysées au microscope pour déterminer le mode de fracture.

Jainaen et al. (69) ont comparé l'Epiphany®, l'EndoRez® et l'AH Plus®, en obturant les dents avec le ciment seul (et sans photopolymériser) ou accompagné d'un cône unique, ceci afin de déterminer entre autre, le mode de rupture de l'interface. Les dents sont conservées 48 heures à 37°C pour permettre au ciment de finir sa prise.

L'étude d'Ungor et al. (174) a comparé les différentes associations ciment – cône possibles à partir d'Epiphany®, Resilon®, AH Plus® et Gutta-percha, en obturant les dents par condensation latérale à froid et en photopolymérisant l'Epiphany®, puis en les conservant une semaine à 37°C dans une chambre close afin de permettre au ciment de polymériser complètement. Les auteurs ont également analysé le mode de rupture de l'adhésion.

Une autre étude, celle de Bouillaguet et al. (19), mesure aussi la force d'adhésion de Resilon® comparé à EndoRez®. Un autre ciment adhésif (SE Bond®) associé à un cône acrylique est utilisé dans cette étude afin de réfléchir à la stratégie de collage. Les dents sont obturées par condensation verticale à chaud et incubées une semaine. Les auteurs analysent également l'adhésivité en fonction de la position corono-apicale du segment, mais ne donnent pas un résultat chiffré précis. Cette étude ne figure donc pas sur le tableau résumé ci-dessous.

### 1.1.6.2 Résultats des tests :

Réf.	Epiphany - Resilon	AH+ - GP	EndoRez - GP	Kerr EWT – GP
<b>46</b>	<b>0,32</b> +/- 0,28	<b>2,00</b> +/- 0,65	<b>0,09</b> +/- 0,07	<b>0,79</b> +/- 0,52
<b>47</b>	<b>0,50</b> +/- 0,41	<b>0,94</b> +/- 0,77		
<b>145</b>	<b>0,51</b> +/- 0,30	<b>1,70</b> +/- 0,71*		
<b>144</b>	<b>1,51</b> +/- 1,22			<b>0,66</b> +/- 0,39
<b>69</b>	<b>0,4</b> +/- 0,5	<b>2,00</b> +/- 1,4	<b>0,4</b> +/- 0,5	
<b>174</b>	<b>1,706</b> +/- 0,34	<b>2,00</b> +/- 0,369		

*Les valeurs sont exprimées en MPa. \*Le matériau étudié dans cette étude est AH26.*

**Tableau 1 - Résultats des tests d'adhésion.**

La force d'adhésion à la dentine intraradiculaire des obturations canalaires utilisant un ciment à base de résine époxy (AH Plus® ou AH 26® associés à la Gutta-percha), est considérée dans toutes les études (46, 47, 69, 145), comme significativement supérieure ( $p < 0,05$ ) à celles utilisant un ciment à base de résine méthacrylique (EndoRez® et Gutta-percha ou Epiphany – Resilon®), excepté dans l'étude d'Ungor (174) où la différence entre les combinaisons gutta/AH Plus et Resilon/Epiphany® n'est pas statistiquement significative. Par ailleurs, les résultats pour les deux ciments méthacryliques (EndoRez® et Epiphany®) ne sont pas considérés comme significativement différents (19, 46, 69). Une différence de résultat est trouvée lorsque l'on compare le système Resilon® à un ciment à base d'oxyde de zinc – eugénol (Kerr EWT®), Skidmore trouvant l'adhésion dentinaire de Resilon significativement supérieure et inversement pour Fisher.

La recherche d'une éventuelle différence d'adhésion pour un même matériau selon sa localisation dans le canal ne donne pas de résultats significatifs. La position du segment n'a que de peu d'effets sur l'adhésion quel que soit le matériau. Les auteurs considèrent donc qu'il n'y a pas de corrélation entre la force d'adhésion et la localisation canalair (19, 145).

L'inspection microscopique des parois canalaires après extrusion du matériau d'obturation permet de déterminer le mode de rupture de la liaison. Ce mode est principalement adhésif, avec séparation nette de la dentine et du ciment. Gesi et al. (47) identifient des tags de résine à l'orifice des tubules dentinaires, et recensent deux cas de rupture de l'interface ciment – cône,

mais sur des échantillons exposés à une rupture prématurée pendant le découpage des segments. Dans l'étude de Skidmore (144), les segments sont inspectés avant d'être soumis au test de cisaillement et l'analyse révèle l'absence de liaison continue entre le ciment et la dentine, et après extrusion l'inspection met à jour l'existence de tubules vides. L'étude de Jainaen (69) inspecte d'abord l'interface au microscope optique et détermine le mode de fracture comme adhésif combiné dentine/ciment et ciment/cône dans 70% des cas pour les ciments à base de résine méthacrylate (Epiphany® et EndoRez®) et adhésif simple dentine/ciment dans 30% des cas, alors que pour l'AH Plus® la rupture est combinée à 40% et simple à 60%. Puis un approfondissement par microscopie électronique à balayage révèle que le mode adhésif est finalement surtout cohésif dans le ciment lui-même.

#### *1.1.7 EXPLICATIONS :*

L'une des premières causes diagnostiquées par les différents auteurs pour expliquer la plus faible résistance au cisaillement du système Epiphany – Resilon® comparé notamment à l'AH Plus®, est le manque de couplage chimique entre le cône et son ciment. La faible concentration en diméthacrylate et l'absence de radicaux libres disponibles dans le Resilon rendent improbable la création d'une liaison chimique efficace (47, 61, 69, 159). En effet, l'Epiphany® adhère presque 27 fois plus à un matériau composite classique qu'au Resilon®. Ainsi, c'est l'augmentation de la rugosité du Resilon®, et donc un facteur micromécanique, qui permet de réduire la différence sans toutefois égaler le composite (159).

Une autre explication plausible à ces forces d'adhésion significativement basses mesurées dans les groupes contenant un ciment à base de méthacrylate, est l'effet du facteur de configuration cavitaire, le facteur C (159). Ce facteur est particulièrement élevé et défavorable dans les canaux longs et étroits (161). Dans cette configuration anatomique, les conditions d'un relâchement de contraintes par écoulement de la résine sont considérablement moins bonnes (47). Il est probable que le manque d'adhésion entre le Resilon® et Epiphany® ne permette pas de résister suffisamment aux contractions de prise, qui ne peuvent pas être compensées par la géométrie canalaire, ce qui résulte à la formation d'espaces vides entre la paroi canalaire et le ciment (46).

Ce problème s'accroît quand le ciment auto-photopolymérisable est soumis à une source lumineuse à l'entrée canalaire dans l'intention de créer un scellement coronaire immédiat (47, 102, 159). En effet, la photopolymérisation d'un composite accélère sa prise et empêche le relâchement des contraintes par écoulement de la résine (44). Ceci est une possible explication à la différence entre l'étude de Gesi et celle de Skidmore. Alors qu'ils ont suivi la même méthodologie, Gesi, qui a photopolymérisé pendant 40 secondes la surface coronaire d'Epiphany®, obtient de moins bons résultats (144). Tay signale aussi le même type d'effet induit par la compaction à chaud, la chaleur accélérant la prise du ciment, cela laisse moins de temps au ciment pour se libérer de ses contraintes (161).

Autre facteur influençant la prise du matériau : l'épaisseur du ciment. Mais les auteurs font des analyses contradictoires. Pour certains, la variation volumétrique lors de la contraction de prise étant proportionnelle au volume de ciment (4) et la contraction de prise influençant négativement la qualité de l'adhésion (145), plus l'épaisseur de ciment diminuera, meilleurs seront les résultats. Cette théorie est défendue entre autre par Fisher, qui a comparé Epiphany® à un ciment à base d'oxyde de zinc – eugénol (Kerr EWT®). Malgré la même méthodologie d'évaluation, il ne trouve pas les mêmes résultats que Skidmore. Pour lui, un facteur potentiellement influant serait la différence de technique d'obturation : le scellement au monocône générant une plus grande épaisseur de ciment que la condensation verticale à chaud, cela a pu influencer négativement la mise en œuvre du collage, l'expansion volumétrique étant supérieure (46).

D'autres auteurs, s'appuyant sur la théorie du facteur C, considèrent qu'une plus grande épaisseur de ciment est favorable à l'adhésion, puisque l'augmentation de l'épaisseur de ciment augmente la surface libre et permet plus de relâchement des contraintes (161). Mais complémentirement à cela, l'épaisseur de ciment joue un autre rôle positif. En effet, la rupture cohésive du ciment déterminée par Jainaen et al. (69) peut s'expliquer par l'insuffisance de résine dans la couche de ciment. Les ciments à base de résine (époxy ou méthacrylate) ont démontré leur capacité à pénétrer dans les tubules dentinaires. Il est donc possible que la matrice de ces matériaux pénètre préférentiellement dans les tubuli, laissant une couche de ciment dépourvue de matrice et enrichie en particules de charges dont le diamètre ne leur permet pas de pénétrer aussi dans les canalicules. Si la couche de ciment n'est pas assez épaisse, la perte de résine n'est pas compensée. Par conséquent, la faiblesse de l'adhésion résulterait du trop fort taux de charges dans la couche de ciment. Ceci est constaté par contraste avec les essais d'obturation canalaire au ciment seul faits dans la même étude et

qui donnent de meilleurs résultats : la masse de ciment ayant plus de résine disponible, elle peut pénétrer davantage les tubuli tout en gardant le même taux de charges, ce qui permet de conserver la cohésion du ciment (69).

La façon dont sont fracturés les *tags* de résine laisse comprendre que toutes ces contraintes engendrées par la géométrie du canal, par l'accélération de prise par photopolymérisation ou par la chaleur, ou par la variation volumétrique du ciment, créent un front de craquement qui se propage le long de la surface d'adhésion lors des tests de cisaillement (47).

D'autres raisons sont évoquées pour justifier les résultats. Sly et al. expliquent que les variations entre les résultats obtenus pour la gutta et pour le Resilon® peuvent être attribuées en partie à la présence de vides entre la paroi dentinaire et l'obturation canalaire, qui seraient dus à l'incorporation d'air pendant la mise en place du *primer* et/ou du ciment (145). Ungor et al. expliquent les meilleurs résultats de la gutta-percha face à Resilon® quel que soit le ciment qui lui est associé (Epiphany® ou AH Plus®) par sa meilleure compactabilité qui lui permet de mieux résister au délogement (174). Nous pouvons aussi nous interroger sur l'influence du milieu extérieur, en effet comme il l'a été évoqué dans une étude sur le retraitement d'Hassanloo et al. (59), l'incubation en milieu aérobie pourrait nuire à la prise du ciment et par conséquent nuire à l'adhésion, or ici, la seule étude où la différence d'adhésivité entre AH Plus® et Epiphany® n'est pas statistiquement significative est celle d'Ungor où les dents sont incubées une semaine en chambre close (174).

#### 1.1.8 SYNTHÈSE :

La première information et non des moindres, issue de ces tests d'adhésion, est que, bien qu'il y ait adhésion, elle reste néanmoins faible. Par conséquent, la théorie selon laquelle le Resilon® est capable d'adhérer au ciment qui lui-même se lie au *primer* auto-mordant, formant un monobloc hautement résistant aux infiltrations bactériennes (164), est à reconsidérer !! L'observation de hiatus (144) et l'insuffisance de couplage chimique entre Epiphany® et Resilon® (69, 159), suggèrent que le concept de « Resilon Monoblock System » n'est pas effectif. Pour régler ce problème propre à ce système, une révision de la formule du Resilon® par enrichissement en diméthacrylate peut être envisagée ainsi qu'une amélioration de l'adhésion mécanique ciment-cône par augmentation de la rugosité de surface du Resilon (159).

Mais les faibles résultats enregistrés par le système Resilon® ne peuvent pas être attribués au seul manque de couplage chimique. C'est l'antagonisme physique entre les contraintes de polymérisation des matériaux résineux et le taux extrêmement élevé du facteur C (161), qui pose surtout problème pour la mise en œuvre du collage intraradiculaire.

La diminution du facteur C n'est pas envisageable car l'anatomie canalaire n'étant pas modifiable, elle ne peut se faire que par suppression de l'interface ciment-cône et donc par suppression du cône. Par conséquent, afin de réduire les contraintes inhérentes à la polymérisation des matériaux résineux, d'autres stratégies adhésives doivent être envisagées. Bouillaguet et Tay se sont penchés sur la question, et suggèrent une stratégie de collage indirecte par séparation de la mise en place du ciment et du cône, où le premier temps permettrait la formation d'une meilleure couche hybride, sans les contraintes volumétriques imposées par la présence du cône (19, 159). On peut faire un parallèle entre cette technique et celle de la stratification des composites utilisée en odontologie conservatrice qui a le même but de réduire les contraintes de polymérisation (161). A plus long terme, le développement de matériaux adhésifs « non-rétractants » pourrait permettre de se soustraire au facteur C, de tels matériaux pourraient voir le jour dans 5 à 10 ans (161).

## 1.2 HERMETICITE – QUALITE DE L’OBTURATION:

### 1.2.1 HERMETICITE :

#### 1.2.1.1 Introduction :

L’herméticité est la qualité de ce qui est clos de façon parfaite. L’étanchéité assure une résistance au passage de fluide agissant d’un seul côté. Après obturation endodontique, il peut exister des fuites au niveau apical, au niveau des canaux accessoires et secondaires, mais aussi au niveau coronaire. Tout cela peut entraîner une pathologie d’ordre infectieux, immunologique, local ou général, due à la persistance de bactéries et de toxines bactériennes. Il s’agit donc bien de tendre à une certaine herméticité du système canalaire (79).

#### 1.2.1.2 Méthodes d’évaluation :

Une variété assez large d’expérimentation *in vitro* existe pour détecter et mesurer une éventuelle infiltration le long de l’obturation canalaire. Alors que les pénétrations de colorant, de bactéries ou de liquide pressé sont les méthodes les plus fréquemment utilisées, d’autres méthodes telles que l’imprégnation de marqueurs radiologiques, les tests électromécaniques ou les tests de pénétration de glucose, ont été décrits.

#### 1.2.1.3 Évaluation du système Epiphany - Resilon® :

##### 1.2.1.3.1 Les tests d’infiltration bactérienne :

Pitout et al. (116) ont testé *in vitro*, selon un protocole décrit par Torabinejad en 1990 (167), la résistance à l’infiltration bactérienne sur 90 jours de Resilon® comparativement à la gutta-percha associée à un ciment à base d’oxyde de zinc – eugénoïl (Roth root canal Sealer®), sur 110 dents intactes obturées par condensation latérale ou avec le Système B. Les dents sont inoculées coronairement avec *E. faecalis*. Les résultats montrent une infiltration dans les premières 24 heures pour les 5 dents du groupe contrôle positif et aucune infiltration après 90 jours pour le groupe négatif. Avec 4 dents infiltrées sur 25 pour le groupe gutta/condensation latérale et 7 dans le groupe Resilon®/condensation latérale, il n’y a pas de

différence significative entre les matériaux, de même avec le Système B. En revanche, les dents obturées par condensation latérale montrent une meilleure résistance à l'infiltration bactérienne que les dents obturées avec le Système B, quel que soit le matériau.

En 2004, Shipper et al. ont évalué *in vitro*, selon le même protocole décrit par Torabinejad, la résistance à l'infiltration bactérienne des systèmes gutta/AH 26 et Epiphany – Resilon®. Deux techniques d'obturation sont testées, condensation latérale ou verticale, de même que deux types de bactéries, *S. Mutans* et *E. faecalis*. Les auteurs utilisent deux groupes de contrôle positif où 12 dents par groupe sont obturées avec gutta ou Resilon® mais sans ciment, et un groupe négatif où les 12 dents sont totalement recouvertes de cire collante. Il y a 8 groupes expérimentaux de 15 dents, 4 par technique d'obturation. Sur ces 4 groupes, 3 sont testés avec *S. Mutans* : gutta/AH 26®, gutta/Epiphany® et Resilon/Epiphany® ; le quatrième, Resilon/Epiphany®, est testé avec *E. faecalis*. Après 30 jours on trouve les résultats suivants : toutes les dents des groupes positifs sont infiltrées dans les premières 24 heures tandis qu'aucune fuite n'est observée dans le groupe négatif. Les groupes Resilon® montrent 7 à 13% d'infiltration coronaire tandis que les groupes gutta-percha montrent 73 à 93% d'infiltration, la différence entre les deux matériaux est donc clairement significative quelle que soit la technique d'obturation. L'analyse au MEB de dents obturées avec la gutta-percha montre un espace longitudinalement uniforme entre le cône et le ciment alors que l'analyse du système Resilon® ne montre pas d'espace entre le cône et le ciment ainsi qu'une pénétration intratubulaire de l'Epiphany®. L'étanchéité coronaire de Resilon® jugée excellente par Shipper serait attribuée selon lui au principe du monobloc alors que la gutta n'adhérant pas avec son ciment laisse une large avenue pour l'infiltration de bactéries. Cependant les auteurs insistent sur la nécessité de mener des études *in vivo* malgré la supériorité évidente du Resilon® dans cette étude (139).

En 2005, Shipper et al. ont donc réalisé une étude *in vivo* de 28 semaines sur des chiens. Les dents sont préparées et obturées avec Resilon® ou gutta/AH 26®, par condensation latérale ou verticale puis obturées coronairement par du CVI. L'inoculation est faite après 14 semaines. Afin d'inoculer des bactéries, un coton imbibé de plaque puis recouvert de CVI est renouvelé deux fois dans la chambre sauf pour le groupe contrôle négatif où les 10 dents (5 obturées avec gutta, 5 avec Resilon®) sont protégées par du Cavit et du CVI. Les dents du groupe contrôle positif sont inoculées mais pas obturées. Les dents sont radiographiées à 1, 3 et 6 mois, puis 14 semaines après la première inoculation, les chiens sont euthanasiés et une analyse histopathologique est réalisée sur chaque dent. Tandis que les dents du contrôle

positif montrent toutes une image apicale 6 semaines après la première inoculation, les groupes expérimentaux et de contrôle négatif ne montrent aucun signe radiologique. L'analyse histopathologique révèle une inflammation apicale légère chez 82% des dents obturées à la gutta, chez 19% de celles obturées au Resilon® et chez 22% des dents de contrôle négatif. La différence est donc clairement significative avec la gutta alors qu'aucune différence n'est observée entre le groupe négatif et le Resilon®. De plus, les auteurs relèvent que les 2 dents du contrôle négatif ayant montré une inflammation légère sont obturées avec de la gutta mais précisent que la cause n'est pas forcément une infiltration bactérienne. Shipper conclut que la faible incidence de lésion périapicale dans les groupes Resilon peut être attribuée à sa résistance coronaire supérieure à la pénétration bactérienne par rapport à la gutta-percha, ce qui confirme les résultats de son étude *in vitro* précédente (140).

Baumgartner et al.(11) ont testé la résistance de Resilon® et de gutta/AH Plus® à l'infiltration par *E. faecalis*, en mesurant la turbidité du milieu dans lequel baigne l'apex des dents expérimentales pendant 50 jours. Trois dents intactes non préparées servent de contrôle négatif et trois dents préparées mais non obturées servent de contrôle positif. Une infiltration coronaire est relevée dès le premier ou deuxième jour pour les dents du contrôle positif et aucune après 50 jours pour le contrôle négatif. Pour le groupe gutta, 4 dents sur 14 (une est perdue par contamination) montrent une infiltration, et 8 sur 15 pour le groupe Resilon®. La turbidité apparaît en moyenne au bout de 35 jours pour la gutta et de 33 jours pour le Resilon®. Bien que la gutta donne de meilleurs résultats, la différence n'est pas significative. Les auteurs concluent que dans les limites de cette étude il n'y a pas d'avantage apparent à l'utilisation du Resilon® plutôt que de la gutta-percha associée à AH Plus®.

Sur le même principe, afin d'évaluer la capacité du Resilon® à être utilisé comme matériau d'obturation canalaire *a retro*, Maltezos et al. (89) l'ont soumis à un test d'infiltration bactérienne comparativement au MTA et au Super-EBA®. Cinq dents rendues étanches par une double-couche de vernis servent de contrôle négatif et cinq dents non obturées servent de contrôle positif. Les trois autres groupes de 15 dents chacun sont obturés à la gutta sauf dans les 3 derniers mm où une obturation *a retro* est réalisée avec les 3 matériaux expérimentés. Après 30 jours, les tests d'infiltration par *S. salivarius* donnent les résultats suivants : 9, 4 et 3 dents sur 15 sont infiltrées respectivement pour Super-EBA®, Resilon® et MTA ; aucune pour le contrôle négatif et toutes au bout de 24 heures pour le contrôle positif. MTA et Resilon® montrent une efficacité équivalente et sont significativement meilleurs que le Super-EBA®. Le résultat de Resilon® serait attribué à son adhésion chimique aux parois

canalaires et à sa pénétration tubulaire. Pour les auteurs, le Resilon® pourrait être une bonne alternative au MTA car il est plus facilement maniable, davantage radio-opaque et termine sa prise avant de suturer ce qui n'est pas le cas du MTA. De plus les problèmes de biocompatibilité qui pourraient être causés par le ralentissement de sa polymérisation dans le milieu périapical (chapitre 2.4) seraient réglés par la photopolymérisation, mais des études *in vivo* sont à réaliser car ici la salive, le sang etc. ne sont pas pris en compte.

Réf.	Resilon & Epiphany®	Gutta-percha
<b>116</b>	=	=
<b>139</b>	++	-
<b>140</b>	++	-
<b>11</b>	=	=

++ *significativement supérieur*, = *pas de différence*.

Tableau 2 - Résultats des tests d'infiltration bactérienne.

#### 1.2.1.3.2 Les tests de pénétration de colorants :

Parmi les différentes méthodes d'évaluation des propriétés de scellement des matériaux d'obturation canalaire, l'estimation de la pénétration de colorant est la plus répandue des méthodes *in vitro* grâce à sa sensibilité et à sa facilité de mise en œuvre. Cette méthode est basée sur l'hypothèse que la profondeur de la pénétration du colorant est représentative des espaces entre le matériau d'obturation et les parois canalaires (15). Les colorants utilisés sont fréquemment de l'encre de Chine ou du bleu de méthylène. La plupart des auteurs utilisent des groupes de contrôle, des dents non obturées ou obturées sans ciment mais recouvertes de vernis sauf aux orifices canalaires pour le contrôle positif, et des dents obturées et totalement rendues imperméables par plusieurs couches de vernis pour le contrôle négatif. Dans les groupes expérimentaux, les dents sont aussi recouvertes de vernis sauf aux orifices canalaires afin d'éviter la pénétration de colorant par d'autres voies qu'à travers le matériau d'obturation.

Dans leur étude, Pitout et al. (116) ont réalisé un test d'infiltration bactérienne mais également un test de pénétration coronaire de colorants. Les dents sont obturées par la combinaison gutta/ZOE ou avec le système Resilon®, par condensation latérale ou verticale à chaud, puis incubées 72 heures dans de l'encre de Chine. Après section longitudinale et mesure par microscopie optique, les auteurs ne relèvent pas de différence significative entre les matériaux quelque soient les techniques d'obturation. Cependant, l'obturation par condensation latérale à froid se révèle plus efficace que le système B.

En 2006, Bodrumlu & Tunga (14) ont évalué l'étanchéité apicale de l'obturation canalaire avec Resilon, comparativement à la gutta associée à AH 26® ou à AH Plus®, par un test de pénétration de colorant. Les dents obturées par condensation latérale à froid sont incubées 3 jours à 37°C dans du bleu de méthylène. Après section longitudinale, la pénétration du colorant est mesurée par microscopie optique. Le système Resilon® se révèle significativement plus résistant que les deux groupes gutta ( $p < 0,001$ ), le groupe AH 26® est significativement plus faible que l'AH Plus® ( $p < 0,001$ ). Les auteurs attribuent ces résultats au principe du monobloc formé par le système Resilon, et à l'absence d'adhésion entre la gutta et son ciment qui crée une avenue pour le colorant.

Une autre étude est réalisée par Bodrumlu & Tunga en 2007 (15), dans laquelle ils comparent l'étanchéité coronaire de l'obturation canalaire à partir de Resilon® ou de gutta-percha associée à AH 26® ou à AH Plus®. Les dents obturées par condensation latérale sont toutes recouvertes de vernis excepté dans la partie coronaire puis sont centrifugées 5 minutes dans une solution de bleu de méthylène, sectionnées longitudinalement et examinées sous microscopie optique. Les trois groupes expérimentaux démontrent des résistances à la pénétration de colorant significativement différentes. Le système Resilon® est le plus résistant tandis que la combinaison gutta/AH26 est celle qui permet la plus grande infiltration de colorant. Pour les auteurs, les performances d'Epiphany® sont attribuées à son adhésion à la dentine, cependant ils soulignent qu'aucun des trois matériaux étudiés empêchent complètement l'infiltration coronaire du traitement endodontique.

Silveira et al. (142) ont comparé la capacité de scellement apical du Resilon® et de la gutta associée à un ciment à base d'oxyde de zinc – eugénol (Pulp Canal Sealer®). Deux techniques d'obturation sont testées : condensation latérale à froid et système B. Les dents obturées sont incubées 7 jours, puis recouvertes de vernis sauf à l'apex afin de ne tester que la perméabilité apicale, et enfin sont stockées dans de l'encre de Chine durant 5 jours. Sur les 4

groupes expérimentaux, seul le groupe gutta/condensation latérale se distingue par ses résultats significativement inférieurs. Les trois autres groupes ne montrent pas de différence statistique mais le groupe Resilon®/condensation latérale donne de meilleurs résultats. Les auteurs attribuent ces différences aux capacités d'adhésion du système Resilon® mais notent cependant que ce nouveau matériau n'est pas capable de produire un scellement totalement hermétique.

Dans l'étude de Veríssimo (177), le système Resilon® est comparé à la combinaison gutta/AH Plus®. Les dents sont obturées selon deux techniques, condensation latérale ou technique hybride d'obturation thermomécanique. Les dents obturées et recouvertes de vernis sauf dans les 2mm apicaux sont conservées 7 jours dans de l'encre de Chine puis déminéralisées afin de voir par transparence l'infiltration apicale du colorant. La mesure se fait numériquement après *scanning* des dents. Les auteurs ne relèvent aucune différence entre les deux techniques pour un même matériau. Mais il y a une différence significative entre les matériaux, la gutta-percha permet une plus grande pénétration du colorant très probablement à cause de son manque d'adhésivité, selon les auteurs. De plus, ils relèvent que le Resilon® n'est pas capable d'empêcher la pénétration de colorant même si celle-ci reste limitée au tiers apical.

Aptekar & Ginnan (7) ont comparé l'herméticité coronaire et apicale du Resilon® avec la gutta-percha associée à un ciment à base d'oxyde de zinc – eugénol (Tubliseal®), sur des dents obturées par condensation latérale, incubées 72 heures puis conservées 10 jours, 1 ou 3 mois dans un mélange de sérum physiologique et d'encre bleue à 37°C. Après incubation, les dents sont sectionnées transversalement en trois portions (apicale, milieu, coronaire), et les auteurs observent par microscopie optique une éventuelle pénétration du colorant. Deux échantillons par groupes sont ensuite examinés au MEB. Après analyse, les auteurs considèrent que le Resilon® permet significativement moins de pénétration de colorant à toutes les périodes, ce qu'ils confirment par l'examen au MEB. De plus, avec le Resilon® la pénétration du colorant reste sensiblement la même à chaque période alors qu'avec la gutta la pénétration augmente dans le temps. Pour les auteurs, le Resilon® ne crée pas seulement une adhésion chimique avec la dentine intracanaulaire, mais il permet de créer un scellement qui se maintient mieux dans le temps qu'avec la gutta-percha.

Enfin, Ishimura et al. (67) ont mesuré l'absorption de bleu de méthylène dans la partie coronaire de l'obturation canalaire. Les matériaux testés sont Epiphany – Resilon®, gutta-

percha/Sealapex® et gutta-percha associée à un ciment récent ayant des propriétés adhésives : Superbond sealer®, avec ou sans son primaire (Accel primer®). Le modèle d'absorption du colorant adopté par les auteurs permet de ne pas détruire les dents expérimentales et donc de suivre la pénétration sur plusieurs jours, et à l'avantage de mesurer quantitativement la résistance des matériaux à l'infiltration du colorant. L'absorption augmente dès le 1<sup>er</sup> jour dans tous les groupes et atteint un plateau. Le groupe Superbond® sans primaire est celui qui absorbe significativement plus de colorant. Les trois autres ne diffèrent pas statistiquement. Les auteurs attribuent les résultats identiques de Gutta/Sealapex® et d'Epiphany/Resilon® aux problèmes de contractions de prise d'Epiphany®.

Réf.	E&R	GP AH+	GP AH26	GP ZOE	GP CaOH <sub>2</sub>
116	=			=	
14	++	--	--		
15	++	--	--		
142	++/=*			--/=*	
177	++	--			
7	++			--	
67	=				=

++ significativement supérieur, = pas de différence, -- significativement inférieur, \* deux techniques d'obturation : condensation latérale à froid ou système B.

Tableau 3 - Résultats des tests de pénétration de colorants.

### 1.2.1.3.3 Les tests de filtration de fluide :

Il existe plusieurs systèmes de tests de filtration de fluide. Dans les études sur le Resilon®, le dispositif le plus répandu est celui décrit par Wu en 1993 (192). Dans ce dispositif, de l'eau est injectée à pression constante pendant trois heures, la vitesse d'écoulement de l'eau à travers le système canalaire, exprimée en  $\mu\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}/\text{min}^{-1}$ , est mesurée grâce à une petite bulle d'air à chaque intervalle d'1 heure. Les auteurs utilisent généralement des groupes de contrôle : des dents totalement recouvertes de vernis servent de

contrôle négatif tandis que des dents non obturées et recouvertes de vernis sauf aux orifices canaux servent de contrôle positif.

Parmi ces études on trouve celle de Tunga (171) qui compare le système Resilon® à la gutta-percha associée à AH 26® ou AH Plus® et à deux groupes de contrôle. Tous les groupes expérimentaux montrent une pénétration corono-apicale de fluide à toutes les périodes et à divers degrés mais le système Resilon® filtre significativement moins que les deux groupes de gutta. Pour les auteurs, c'est l'absence d'adhésion de la gutta à son ciment qui crée un passage laissant les fluides filtrer et la rendrait moins efficace que le Resilon® qui lui, adhère à son ciment Epiphany®.

Raina et al. (120) ont utilisé le même dispositif de filtration de fluide pour comparer Resilon-Epiphany® avec gutta/AH Plus® à la différence qu'ils ont raccourci apicalement les dents par tranche d'1mm. Ce protocole supplémentaire est réalisé afin de tester l'adhésivité de Resilon® ; selon les auteurs si le matériau est réellement adhésif il ne devrait pas y avoir de différence de filtration quelque soit la longueur du canal. Les résultats indiquent que pour des longueurs canaux comprises entre 17 et 9 mm il n'y a pas de différence entre les deux matériaux. Après retrait des 9 premiers mm le Resilon® montre significativement moins de filtration que la gutta. Cependant, le fait que la filtration augmente significativement à mesure que le canal est réduit fait rejeter la théorie du monobloc par les auteurs.

Shemesh et al. en 2006 (137) ont comparé la combinaison gutta/AH 26® avec ou sans couche de boue dentinaire et le système Resilon® sans *smear layer*. La filtration de fluide est mesurée dans les sens apico-coronaire selon le protocole de Wu, après 1 et 8 semaines d'incubation, et aucune différence statistique n'est relevée.

L'étude réalisée en 2007 par Shemesh (138) applique le protocole de Wu sur des dents obturées par condensation verticale à chaud avec Resilon® ou gutta/AH 26®. Les deux groupes expérimentaux contiennent 20 dents chacun et les groupes de contrôle 10 chacun. La filtration est mesurée dans le sens corono-apical. A ces tests de filtration de fluide sont associés des tests de pénétration de glucose. Avec une infiltration parmi les 20 échantillons dans le groupe gutta et aucune dans le groupe Resilon®, ces tests de filtration ne révèlent aucune différence significative entre les deux matériaux.

Bodrumlu & Tunga en 2007 (16) ont mené le même type d'étude en comparant le système Resilon® avec la gutta associée à AH Plus® ou AH 26®. Le groupe AH 26® est significativement moins étanche apicalement que les deux autres. Epiphany donne de meilleurs résultats qu'AH Plus® mais la différence n'est pas significative ( $p > 0,05$ ). Pour les auteurs, le Resilon® ne montrerait pas d'excellents résultats à cause des contraintes de polymérisation de son ciment qui sont accentuées par la photopolymérisation.

Dans l'étude de Paqué & Sirtes (109), la capacité de scellement apical du Resilon® et de gutta/AH Plus® est mesurée à court terme, immédiatement après l'obturation canalair, puis les dents sont obturées avec un CVI et conservées 16 mois dans une solution stérile de NaCl à 37°C afin de mesurer la capacité de scellement à long terme. Aucune différence n'est relevée à court terme tandis qu'à long terme la différence est très significative. Le Resilon® est beaucoup plus sujet à filtration alors que la gutta-percha reste assez stable après 16 mois. Cette perte d'étanchéité de Resilon® serait due à la solubilité d'Epiphany®, supérieure à celle d'AH Plus®.

Un autre protocole de mesure de la filtration de fluide mais assisté par ordinateur a été développé par Orucoglu en 2005 (108). Le principe de mesure de la vitesse de filtration en  $\mu\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}/\text{min}^{-1}$  par l'évolution d'une bulle d'air est similaire au protocole de Wu (192), le même type de groupe contrôle est utilisé. Les mesures sont effectués tous les 2 minutes sur 8 minutes. On recense deux études ayant soumis le Resilon® à ce protocole.

L'étude de Onay et al. (105) compare différents couples ciment/cône à partir de Resilon®, Epiphany®, AH Plus® et gutta-percha. Dans l'ordre, les meilleurs résultats sont produits par le couple gutta/Epiphany® puis gutta/AH Plus®, Epiphany/Resilon® et enfin Resilon/AH Plus®. Il n'y a pas de différence significative entre le groupe E&R et les autres, mais le groupe E&GP est significativement supérieur à R&AH+ . Les auteurs estiment que l'Epiphany® a de meilleures performances que l'AH Plus® et que la gutta est meilleure que le Resilon®. Les meilleurs résultats du groupe E&GP seraient dus à la meilleure compactibilité de la gutta qui compense mieux les contraintes de polymérisation d'Epiphany®. Les auteurs concluent que l'étanchéité apicale du système Resilon® n'est pas supérieure à celle de la gutta associée à AH Plus®.

Dans l'étude de Sagsen et al. (127) les matériaux comparés sont l'Epiphany/Resilon® et la gutta associée à AH Plus® ou à Sealapex® (ciment à base de  $\text{CaOH}_2$ ). Les dents sont obturées au monocône puis après incubation de 7 jours, sont soumises au test de filtration

apicale. Les trois groupes expérimentaux diffèrent significativement des groupes de contrôle. Le groupe Epiphany/Resilon® résiste significativement plus à la filtration de fluide que les deux autres tandis qu'aucune différence n'est relevée entre AH Plus® et Sealapex®. Pour ses auteurs, cette étude prouve que l'adhésion entre Epiphany® et Resilon® est effective et permet de mieux résister à la pénétration de fluide.

Dans le même principe d'infiltration de fluide mais selon le protocole décrit par Ciucchi en 1995 (26), Stratton et al. (150) ont comparé l'étanchéité apicale du système Resilon® à celle de gutta/AH Plus®. Les 140 dents sont obturées par condensation à chaud et sont divisées en 6 groupes selon le matériau d'obturation et selon l'irrigant final : 3mL pendant 10min de ClONa à 5,25%, Chlorhexidine à 2% ou à 0,12%. Le groupe contrôle négatif ne montre aucune filtration tandis que le contrôle positif filtre tellement que les valeurs ne sont pas mesurables. L'analyse statistique indique qu'il y a significativement moins de pénétration dans le groupe Resilon® et qu'il n'y a pas de différence significative selon l'irrigant bien que le groupe ClONa se montre un peu moins résistant. Pour ses auteurs, cette étude montre donc que le Resilon® offre une meilleure étanchéité que la gutta et que les irrigants n'affectent pas le scellement. Cette étanchéité est attribuée au monobloc.

Enfin, Biggs et al. (13) ont mené une étude selon un protocole différent des études précédentes. Les dents sont conservées 90 jours dans de la salive artificielle et des mesures d'infiltration coronaire sont effectuées à 24 heures, 1 et 2 semaines, 1 moi puis 3 mois. Les auteurs ont différencié 8 groupes : un groupe Epiphany/Resilon® obturé par condensation latérale, un groupe gutta/ZOE où les dents sont incubées 3 semaines pour permettre au ciment de finir sa prise, un groupe gutta/ZOE testé immédiatement, un groupe E&R obturé au monocône, un groupe de Resilon® condensé latéralement mais sans ciment servant de contrôle positif, un groupe gutta/AH Plus® testé immédiatement, un groupe gutta/AH Plus® incubé 8 heures, et un groupe où les dents sont totalement recouvertes de vernis servant de contrôle négatif. Après analyse les résultats révèlent que seul le groupe positif s'infiltré plus. Le système Resilon® n'est pas mieux que les combinaisons gutta/ZOE ou gutta/AH Plus® à toute période. Pour un même ciment, le temps d'incubation supplémentaire permet de résister un peu mieux à l'infiltration. Les auteurs considérant qu'il n'y a pas de différence entre les matériaux, ne soutiennent pas les revendications du fabricant.

Réf.	E&R	GP – AH+	GP - AH26	GP - Sealapex	GP - ZOE
<b>171*</b>	++	--	--		
<b>119*</b>	=	=			
<b>109*</b>	= / -- <sup>§</sup>	= / ++ <sup>§</sup>			
<b>16*</b>	=	=	--		
<b>138*</b>	=		=		
<b>137*</b>	=		=		
<b>105**</b>	=	=			
<b>127**</b>	++	=		=	
<b>13</b>	=	=			=
<b>151</b>	++	--			

= pas de différence, ++ significativement supérieur, -- significativement inférieur, §2 périodes :test immédiat et à 16mois, \* Protocole de Wu (192), \*\*Protocole de Orucoglu (108).

Tableau 4 - Résultats des tests de filtration de fluide.

#### 1.2.1.3.4 Les tests de pénétration de glucose :

Récemment, un modèle de pénétration de glucose à été introduit comme méthode d'évaluation de la capacité de scellement. Ce modèle, reproductible et permettant une mesure quantitative de la diffusion du marqueur, est également plus sensible que la mesure du mouvement d'une bulle d'air. Dans ce système, décrit par Xu en 2005 (194), la dent obturée est soumise à la pression constante d'une solution de glucose. Ce marqueur migre le long de l'obturation canalaire et est récolté dans la chambre basse du système composée d'une solution de NaN<sub>3</sub> à 0,2% où baigne l'apex de la dent. La concentration de glucose est ensuite mesurée par spectrophotométrie aux intervalles choisies par les opérateurs. Le protocole prévoit l'utilisation de groupe de contrôle, des dents totalement recouvertes de vernis pour le contrôle négatif et des dents non obturées ou obturées sans ciment pour le contrôle positif. On recense trois études où le système Resilon® est soumis à ce nouveau protocole.

Kaya et al. (75) ont soumis 156 dents obturées selon différentes combinaisons cône/ciment/technique au test de pénétration coronaire de glucose de Xu. Les combinaisons sont faites avec gutta-percha ou Resilon® pour les cônes ; Ketac-endo®, Epiphany® ou AH

Plus® pour les ciments ; et condensation latérale à froid ou verticale à chaud pour les techniques. L'étude est conduite sur 1 mois et les mesures effectuées à 1, 8, 15, 22 et 30 jours. Dans les limites de cette étude, les auteurs concluent que le système Epiphany – Resilon® ne démontre pas de meilleures propriétés de scellement coronaire que le complexe gutta/AH Plus®. Cependant le complexe Resilon®/AH Plus® laisse moins pénétrer le glucose que Resilon – Epiphany®. Les auteurs attribuent l'absence de différence avec la gutta aux problèmes de contraintes de polymérisation de l'Epiphany®.

En 2006, Shemesh et al. (137) ont testé l'influence de la *smear layer* sur l'étanchéité des 4 derniers millimètres d'une obturation canalaire à base de gutta/AH 26® et ont comparé avec le système Resilon® sans la *smear layer*. Les trois groupes de dents sont obturés par condensation latérale. Le test de pénétration de glucose réalisé selon le protocole de Xu est appliqué pendant 56 jours. Dès la première semaine, le groupe Resilon® montre significativement plus de pénétration apicale de glucose tandis que les deux groupes gutta/AH26® ne diffèrent pas avec ou sans la couche de boue dentinaire. Les auteurs considèrent que le Resilon® serait moins étanche dans les 4 derniers mm du canal à cause de défauts d'adhésion dus notamment à la configuration des tubuli dentinaires dans cette zone et au facteur C très défavorable.

Dans une autre étude réalisée en 2007, Shemesh et al. (138) ont comparé sur 4 semaines l'étanchéité coronaire de dents obturées par condensation verticale avec Resilon/Epiphany® ou gutta/AH26®, en suivant le protocole décrit par Xu. Les auteurs considèrent que le Resilon® permet plus de pénétration de glucose que la gutta mais il n'y aurait pas de différence statistique à cause de la petite taille des groupes (20 dents par groupes).

Réf.	E&R	GP-AH Plus	GP-AH26
<b>75</b>	=	=	
<b>137</b>	--		++
<b>138</b>	=		=

= pas de différence, ++ significativement supérieur.

Tableau 5 - Résultats des tests de pénétration de glucose.

#### 1.2.1.3.5 Autres tests d'herméticité :

Tay et al. (160) ont évalué le scellement apical de Resilon comparativement à gutta/AH Plus®, par pénétration d'ions argent et examen au MET et au MEB. Les dents sont obturées par condensation verticale à chaud. L'examen au MEB des sections longitudinales des dents révèle pour les auteurs, un excellent couplage du Resilon et de son ciment Epiphany® malgré la présence de quelques espaces à l'interface ciment/dentine. Dans les zones sans espace les auteurs soulignent l'existence de *tags* de résine. Pour les dents obturées à la gutta, les auteurs relèvent l'alternance de zones avec ou sans espace, et notamment la séparation fréquente de la gutta et de son ciment AH Plus®. L'examen au MET des dents se fait après immersion dans un bain d'AgNO<sub>3</sub> afin d'imprégner les dents d'ions argent. L'analyse révèle une imprégnation confinée dans les 4mm apicaux de 9 dents sur 10 pour le groupe Resilon® et de toutes les dents pour le groupe gutta, l'existence d'une couche hybride de 1 à 2µm dans le groupe Resilon®, ce qui n'existe pas dans le groupe gutta/AH Plus®, et l'existence de nombreux *tags* intratubulaires pour l'Epiphany® alors qu'il sont rares pour l'AH Plus®. Cependant, même si qualitativement le scellement apical avec Resilon® apparaît mieux qu'avec la gutta-percha, les résultats quantitatifs font conclure aux auteurs que le scellement apical du Resilon® n'est pas supérieure à celui de gutta/AH Plus® car les deux examens au MET et au MEB indiquent qu'un scellement totalement hermétique n'est créé par aucun des deux matériaux.

Von Fraunhofer et al. (179) ont mesuré le passage de courant électrique dans le sens corono-apical pendant 30 jours à travers des dents obturées par condensation latérale avec Epiphany – Resilon® ou gutta/AH 26®, avec ou sans ciment. Une électrode est branchée dans le matériau d'obturation de la dent qui est baignée dans une solution de NaCl à 0,9% tout comme une autre électrode reliée à la première. La détection du courant indique le début de la rupture de l'étanchéité et la magnitude du courant indique le degré de fuite. Après 30 jours, toutes les dents obturées à la gutta avec ou sans ciment et avec Resilon® sans Epiphany® montrent une fuite alors que 4 dents sur 10 du groupe Resilon/Epiphany® ne montrent aucune infiltration. L'analyse statistique indique une différence significative entre le groupe gutta/AH26® et E&R. Pour les auteurs de cette étude, ces données suggèrent que l'utilisation du complexe Epiphany-Resilon® peut améliorer significativement la résistance aux infiltrations coronaires comparativement aux techniques employant la gutta-percha.

#### 1.2.1.4 Synthèse :

L'étanchéité et les propriétés de scellement des matériaux d'obturation canalaire constituent une aire de recherche importante. La variété des méthodes d'évaluation et de leurs critères d'estimation sont autant de raisons de désaccord, d'autant plus qu'il est impossible de relativiser les résultats des différentes études en fonction de leur sensibilité et de leur valeur scientifique. Cependant, sans tenir compte ni des méthodologies d'évaluation et de leurs valeurs scientifiques, ni des techniques d'obturation employées et des ciments canalaires associés à la gutta-percha pour comparer au Resilon®, nous pouvons tenter de tirer un bilan global. Sur les 26 études décrites précédemment, 11 concluent que ce nouveau matériau d'obturation collé offre une herméticité significativement supérieure (42%), 13 qu'il ne fournit pas d'amélioration significative (50%), et 2 qu'il est significativement moins étanche qu'une obturation à la gutta-percha (8%). Le Resilon® ne ferait donc pas significativement preuve d'une meilleure herméticité dans la majorité des cas (Figure 6). Cependant, si nous tenons compte des différences non statistiquement significatives, nous pouvons noter que dans une légère majorité des tests (53%), les divers auteurs trouvent un intérêt à l'utilisation du Resilon®, alors que seul 16% des tests estiment ce nouveau matériau moins efficace que la classique gutta-percha (Figure 7).

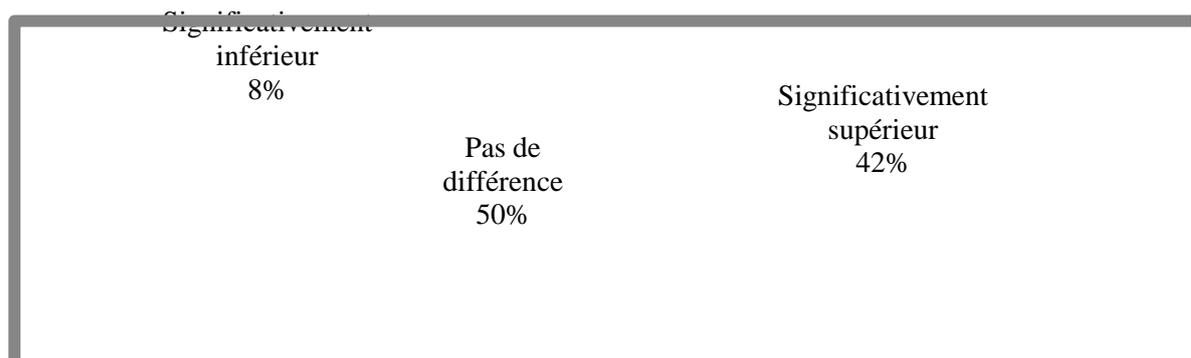


Figure 6 – Bilan des études comparatives gutta/Resilon® ne tenant compte que des différences statistiquement significatives.

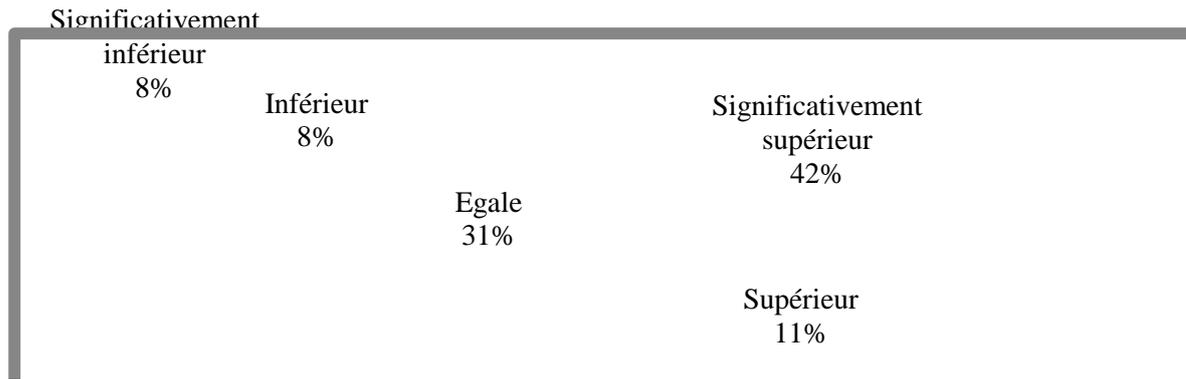


Figure 7 – Bilan des études comparatives gutta/Resilon® tenant compte des différences non statistiquement prouvées.

Plus précisément, nous pouvons approfondir l'évaluation de l'herméticité du matériau d'obturation en distinguant l'étanchéité apicale et l'étanchéité coronaire. Sur les 24 études concernant le Resilon®, dont 3 ayant conduit deux tests (116, 137, 138), on distingue 12 études sur l'étanchéité coronaire, 11 sur l'étanchéité apicale, et une ayant étudié les deux (7). Cela représente donc 15 tests d'étanchéité coronaire comparativement à la gutta-percha et 13 tests d'étanchéité apicale dont un où le Resilon® est comparé avec le MTA (89). Pour l'étanchéité coronaire, le Resilon® ne fait pas preuve d'une supériorité significative dans presque la majorité des cas (47%) et la prise en compte des différences non significatives n'y change rien (Figure 8 et 9). Pour l'étanchéité apicale, seul un peu plus d'un tiers (39%) des études montre une efficacité significative du Resilon®, mais près de deux tiers (62%) trouve une utilité à l'emploi de ce nouveau matériau par rapport aux matériaux habituellement utilisés (Figure 10 et 11).

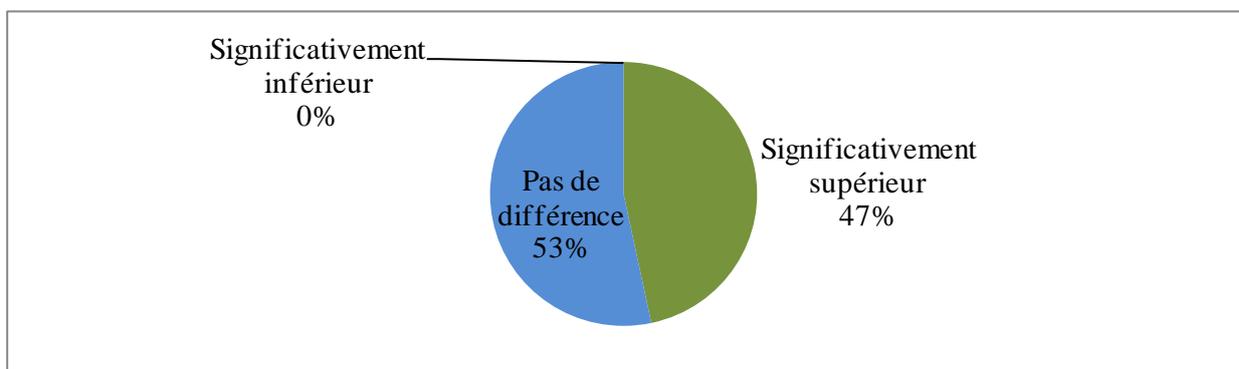


Figure 8 – Bilan des études sur l'étanchéité coronaire comparant gutta et Resilon® ne tenant compte que des différences statistiquement significatives.

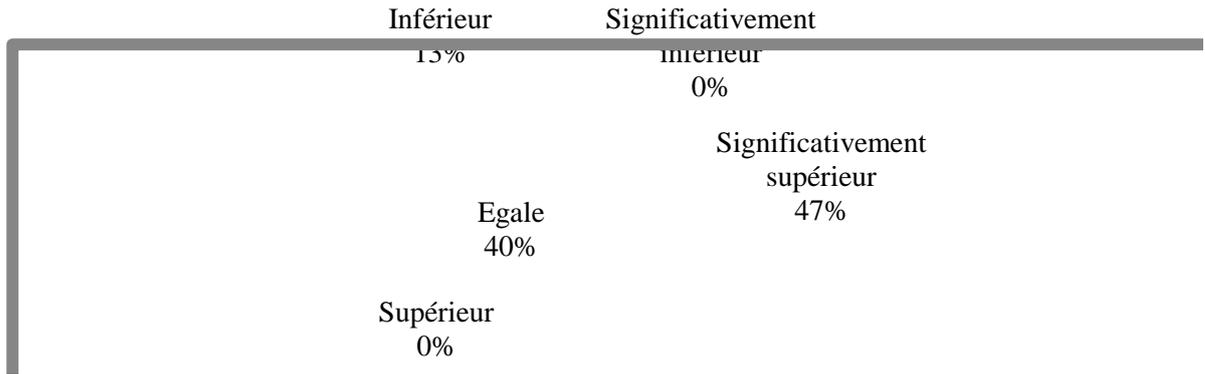


Figure 9 - Bilan des études sur l'étanchéité coronaire comparant gutta et Resilon® tenant compte des différences non statistiquement prouvées.

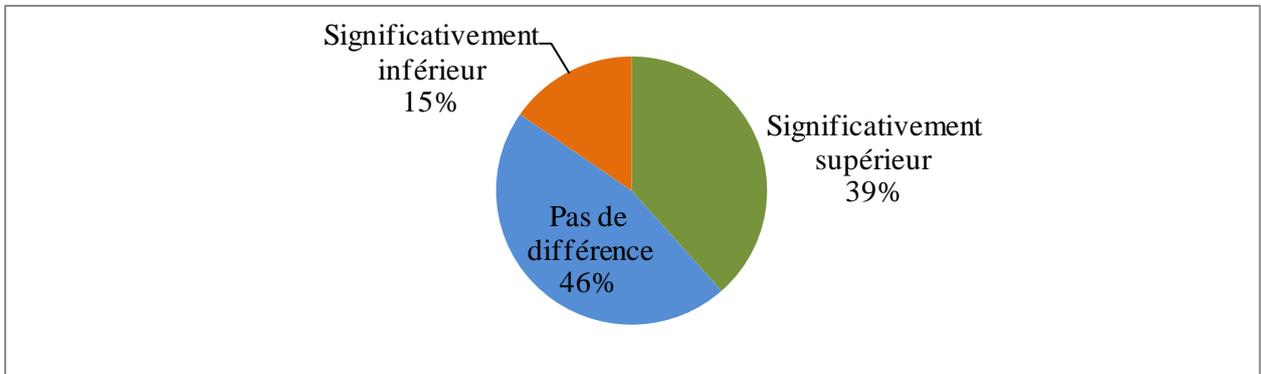


Figure 10 - Bilan des études sur l'étanchéité apicale ne tenant compte que des différences statistiquement significatives.

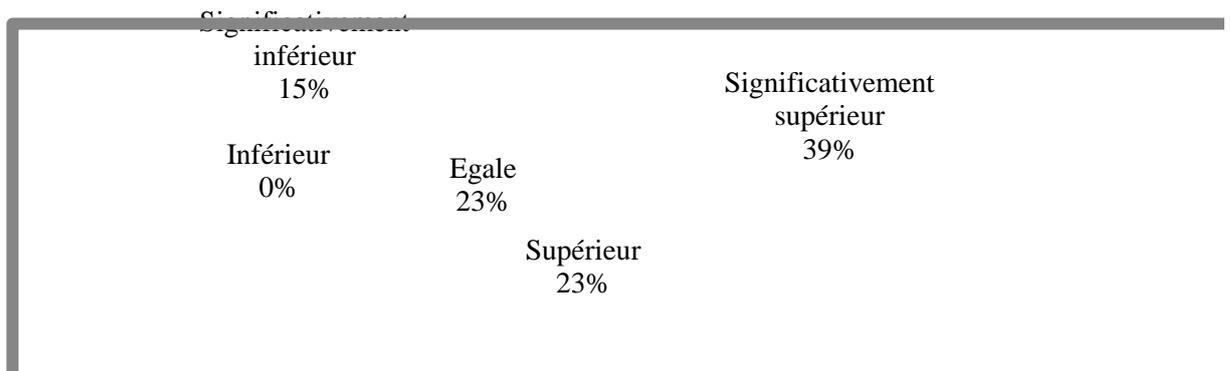


Figure 11 - Bilan des études sur l'étanchéité apicale tenant compte des différences non statistiquement prouvées.

L'utilisation d'un matériau de collage en endodontie est envisagée dans le but de répondre aux attentes d'herméticité canalaire que les matériaux non adhésifs existants ne remplissent

pas suffisamment. L'analyse globale des études permet de conclure que le nouveau matériau a les capacités d'améliorer le scellement sans toutefois se distinguer clairement de la gutta-percha. Pour les divers auteurs le système Resilon® offre une meilleure herméticité grâce à son adhésivité et à la création d'un monobloc (7, 14, 16, 139, 151, 171), ce qui contraste avec les anciennes techniques d'obturation à la gutta-percha, où aucune adhésion n'existe entre le cône et son ciment, créant ainsi une « avenue » pour l'infiltration des divers éléments testés (fluide, colorant, bactérie, glucose...) (14, 139, 171, 176). Cependant, ces bons résultats sont minorés par les contraintes de polymérisation d'Epiphany® qui créent des espaces vides entre le ciment et la paroi dentinaire et réduisent l'étanchéité de ce matériau, la rendant comparable (voire parfois inférieure) à celle produite par la gutta-percha (67, 75, 116, 175). De plus, dans les études réalisées sur plus long terme, les auteurs soulignent que le système Resilon® pourrait perdre de son efficacité dans le temps à cause de sa solubilité et de sa biodégradabilité (11, 109). Ce nouveau matériau ne serait pas à même de créer une étanchéité significativement supérieure pour diverses autres raisons techniques, physiques et chimiques telles que l'application inégale du *primer* et du ciment, l'évaporation inadéquate du solvant de ce *primer*, le retrait par inadvertance du ciment de la paroi canalaire pendant l'insertion du cône, ou encore la cassure de liaisons adhésives déjà créées lors de la compaction du matériau d'obturation (121, 142).

Pour expliquer les problèmes propres à l'étanchéité coronaire, divers auteurs invoquent l'accélération de la prise du ciment par la photopolymérisation ou une source de chaleur. Ceci pourrait créer d'avantage de contraintes de polymérisation et donc nuire à l'herméticité coronaire alors que cette zone pourrait naturellement moins subir les inconvénients du facteur C (75, 159). Au niveau apical, les problèmes seraient d'avantage liés au facteur C local très défavorable mais aussi à l'histologie locale. En effet le nombre de tubuli dentinaires plus faible, la structure irrégulière de la dentine secondaire et la présence de tissu cémentaire entraineraient une pénétration inférieure du matériau adhésif dans la dentine apicale comparativement à la dentine de la partie plus coronaire du canal (137, 177).

En conclusion, quels que soient les résultats relatifs du Resilon®, les divers auteurs s'accordent pour considérer que ce nouveau matériau d'obturation canalaire ne parvient pas à produire un scellement totalement hermétique (15, 67, 142, 160, 177) et que davantage d'études *in vivo* et sur du plus long terme seraient nécessaires car il n'y a pas forcément de corrélation entre les situations cliniques et les tests réalisés *in vitro* (7, 13, 14, 15, 151, 160, 171, 190).

## *1.2.2 FINITION DE L'OBTURATION :*

### **1.2.2.1 Introduction :**

Une des clefs du succès des traitements endodontiques est la réalisation d'une obturation adéquate et complète de l'espace canalaire. Cela suggère que le matériau d'obturation puisse bien s'adapter aux parois canalaire et à ses irrégularités afin de prévenir d'éventuelles infiltrations d'agents irritants issus de la cavité orale vers les tissus radiculaires via les espaces vides du canal. Les ciments endodontiques sont utilisés afin d'obtenir un scellement latéral et apical du matériau d'obturation sur les parois canalaire. Leurs capacités à pénétrer les tubuli dentinaires est une des propriétés utiles à la prévention de la réinfection du système canalaire (112). C'est la fluidité du ciment qui va refléter sa capacité à pénétrer les petites irrégularités et les ramifications du système canalaire telles que les canaux latéraux, accessoires et secondaires, reliant le canal principal au ligament alvéolo-dentaire et au foramen apical (3).

### **1.2.2.2 Évaluation du système Epiphany – Resilon® :**

#### *1.2.2.3.1 Pénétration des tubuli dentinaires :*

Plusieurs études ont été menées afin d'évaluer l'interface de ce nouveau matériau avec la paroi dentinaire et notamment l'éventuelle création d'une couche hybride ainsi que la pénétration tubulaire.

Patel et al. (112) ont mesuré la pénétration intratubulaire de RealSeal®, un ciment similaire à Epiphany®, en comparaison à celle de TubliSeal®, un ciment à base d'oxyde de zinc – eugénol. Les dents sont obturées par condensation latérale, stockées 48 heures pour permettre une prise complète des ciments, puis sectionnées longitudinalement. A chaque tiers du canal, la pénétration la plus profonde du ciment dans les tubuli est mesurée en  $\mu\text{m}$  sous microscopie optique grâce à l'imprégnation des ciments à la Rhodamine B fluorescente. Pour chaque tiers, la pénétration de RealSeal® est considérée comme significativement plus profonde qu'avec TubliSeal®. La moyenne générale de pénétration, sans tenir compte des tiers, est significativement supérieure pour RealSeal® avec une profondeur d'environ  $908,8\mu\text{m}$  et de  $139,5\mu\text{m}$  pour TubliSeal®. Pour les auteurs de cette étude, la différence est claire entre les

deux ciments, et la capacité de RealSeal® à pénétrer les tubuli dentinaires pourrait avoir des implications dans la capacité de scellement de ce nouveau matériau d'obturation.

Dans l'étude de Perdigão et al. (114), l'interface d'Epiphany® avec la dentine est comparée à celle de deux autres ciments adhésifs (AdheSE DC® et Excite DSC®) et à celle d'AH26. Les dents sont obturées par condensation latérale et l'interface du matériau d'obturation avec la paroi canalaire va être observée sous MEB et MET. D'autres dents obturées de la même façon vont être déminéralisées afin d'observer sous MEB la surface du matériau d'obturation. Les trois ciments adhésifs forment tous une couche hybride plus ou moins épaisse mais sans différence réelle, ce qui n'est pas le cas d'AH 26® avec lequel aucune couche hybride n'est observée. De même, ces ciments adhésifs permettent la formation de *tags* plus ou moins denses et qui se raréfient à mesure que l'on s'approche de l'apex alors qu'aucun *tag* n'est observé dans le groupe AH 26®. Des espaces vides plus ou moins fréquents au niveau de l'interface ciment-dentine sont observés dans les 4 groupes. Les auteurs concluent que, malgré la formation d'une couche hybride, un scellement parfait est difficile à obtenir compte-tenu de la complexité du matériau et du facteur C défavorable.

Gharib et al. (50) ont évalué l'interface dentine-ciment du système Resilon®, et comparé le pourcentage de pénétration tubulaire d'Epiphany® et la profondeur moyenne de cette pénétration dans les tiers coronaire, apical et intermédiaire du canal. Pour observer cette pénétration et l'interface, le ciment est mélangé avec de la Rhodamine B fluorescente. Des coupes transversales de 2 mm d'épaisseur sont ensuite effectuées dans chaque tiers de la racine puis observées au microscope. Les auteurs ont noté l'existence d'un anneau fluorescent constant le long de la paroi canalaire à chaque niveau, sans vide ni couche hybride nette ; avec cependant une zone fluorescente de 1 à 1,5µm de largeur. Le pourcentage de pénétration est significativement inférieur au niveau apical ; de même, la profondeur moyenne est significativement inférieure apicalement avec des *tags* d'environ 303,8µm, et de 538,1 et 741,9µm au niveau intermédiaire et coronairement. Les auteurs expliquent cette différence par la densité et le diamètre des tubuli qui vont en diminuant à mesure que l'on descend dans le canal. Cette étude montre une bonne pénétration tubulaire d'Epiphany® mais ne la compare pas avec d'autres matériaux.

Dans l'étude sur l'adhésivité de Jainaen (69), RealSeal® (équivalent d'Epiphany®) est comparé à AH Plus® et EndoRez®. Les auteurs observent une pénétration tubulaire d'au moins 200µm pour les trois ciments sans vraiment approfondir et chercher de différence.

Cependant, ils soulignent la particularité de certains *tags* de RealSeal® qui ont une apparence fantomatique, en tube creux, ce qui pourrait être due aux contractions de prise associées à l'affinité du ciment pour l'humidité tubulaire ou à la dilution de la résine dans les restes d'eau des tubuli.

#### 1.2.2.3.2 Obturation des lacunes et des canaux latéraux :

Différentes études ont été menées afin d'évaluer la capacité de Resilon® à occuper le plus grand espace possible dans le système canalaire et à achever une obturation la plus complète possible.

Almeida et al. (3) ont testé la fluidité de cinq ciments canalaires et leur capacité à obturer les canaux latéraux. Les ciments étudiés sont Epiphany®, AH Plus®, Endométhasone, Pulp Canal Sealer® (à base de ZOE) et Sealapex® (à base de Ca(OH)<sub>2</sub>). Les canaux latéraux sont réalisés artificiellement, et sont situés à 3mm de l'apex puis 3 mm au-dessus. La fluidité est mesurée selon les critères ADA 57 et ISO 6876. AH Plus®, Epiphany® et PCS® répondent aux normes des deux organismes, Sealapex® seulement à celle de l'ADA et Endométhasone® à aucune des deux. L'obturation des canaux latéraux est évaluée radiologiquement puis visuellement après section longitudinale des dents, les 5 ciments donnent des résultats similaires. Mais le test de pénétration de colorant montre une meilleure résistance d'AH Plus®, Sealapex® et Epiphany®, qui sont significativement supérieurs au PCS®. L'Endométhasone® lui, n'est pas statistiquement différent des autres ciments. Les auteurs supposent que, dans cette étude, l'Epiphany® se ne distingue pas bien des autres ciments dans les canaux latéraux par rapport aux autres études sur l'herméticité car le *primer* n'atteindrait pas assez efficacement la dentine de ces canalicules.

Dans l'étude d'Epley et al. (41), 80 racines distales et palatines de premières molaires supérieures sont obturées avec gutta/ZOE ou Epiphany-Resilon®, par condensation latérale à froid ou verticale à chaud. Afin de mesurer la surface d'espaces vides restants après obturation, les dents sont sectionnées transversalement à 1, 3 et 5mm de l'apex, les surfaces vides sont ensuite mesurées et comparées par ordinateur. Parmi les 4 groupes expérimentaux, seul le groupe gutta/condensation latérale montre significativement plus d'espaces vides. Les

autres ne diffèrent pas significativement entre eux. L'achèvement de l'obturation du système Resilon® est clairement supérieur à la gutta à froid, mais ne se distingue pas à chaud.

Le but de l'étude de Karr et al. (73), est d'évaluer l'écoulement de Resilon® dans les concavités et canaux latéraux au niveau des 7 derniers mm apicaux en utilisant une méthode d'obturation par condensation verticale à chaud, comparativement à la gutta-percha associée à un ciment à base d'oxyde de zinc-eugéno. Les dents sont sectionnées longitudinalement afin de créer des canaux latéraux et des concavités à 1, 3, 5 et 7mm de la longueur de travail et de simuler les irrégularités trouvées cliniquement, puis ressoudées et obturées par condensation verticale à chaud avec insertion du *plugger* à 3, 4 ou 5mm de la longueur de travail selon les groupes. Quel que soit le matériau et la profondeur d'insertion du *plugger*, aucune extrusion n'est observée. En ce qui concerne le comblement des concavités, les deux matériaux ne se différencient qu'à 1 mm de l'apex : la gutta est plus efficace que le Resilon® quand le *plugger* est inséré à 3 ou 4mm. Pour l'obturation des canaux latéraux, ils sont comblés efficacement par les deux matériaux à 5 et 7mm quelque soit la profondeur du *plugger*, de même à 3mm pour l'insertion à 3 et 4mm de l'apex. A 1mm de l'apex, les résultats sont plus décevants, avec 1 seul exemplaire obturé sur 30 pour les groupes gutta, et 3 sur 30 pour le Resilon®. Les auteurs concluent que la gutta et le Resilon® montrent une capacité d'obturation des canaux latéraux et des concavités similaire pour les techniques d'obturation thermoplastique, avec une même difficulté à obtenir une bonne obturation des irrégularités anatomiques les plus proches de l'apex quelque soit la proximité de la source de chaleur.

Gulsahi et al. (56) ont mesuré la superficie qu'occupent distinctement dans le tiers apical, les cônes de Resilon® ou de gutta-percha par rapport au ciment Epiphany® et aux espaces vides, sur des coupes transversales de dents obturées par condensation latérale. Les dents sont sectionnées transversalement en 5 tranches d'1mm d'épaisseur dans les 5 derniers mm de la racine. Aucune différence n'est observée entre les matériaux, l'Epiphany® prend autant de place avec le Resilon® ou la gutta et il y a un pourcentage de vides similaire dans les deux groupes. Aucune différence n'est observée entre les sections. Cependant, la superficie occupée par le ciment et les vides est deux fois plus grande dans les sections à 2, 3 et 5mm de l'apex pour le groupe gutta, ce qui pour les auteurs aurait indubitablement des répercussions cliniques.

Sur le même principe que l'étude de Gulsahi, James et al. (70) ont évalué *in vitro* le contenu de canaux obturés avec le système Resilon® ou avec la combinaison gutta/AH 26® par

condensation verticale à chaud, en sectionnant transversalement les racines à 2, 4, et 6 mm de l'apex et en mesurant les superficies qu'occupent les cônes, le ciment, les débris et les espaces vides. Aucune différence statistique n'est observée entre les matériaux et entre les sections. Les auteurs soulignent tout de même la différence entre les ciments (6,86% pour Epiphany® et 9,15% pour AH 26®).

#### **1.2.2.4 Synthèse :**

D'un point de vue macroscopique, les systèmes Resilon® et gutta sont à même d'achever une obturation quasi-complète du système canalaire avec une quantité infime d'espaces vides. Le revue globale des études ayant évalué la capacité d'obturation des deux matériaux ne révèle pas de grandes différences (3, 41, 56, 70, 73). En revanche, à plus petite échelle, le système Epiphany – Resilon® se démarque des obturations à la gutta-percha par une meilleure pénétration tubulaire et la capacité à créer une couche hybride (112, 114).

La capacité du Resilon® à mieux obturer microscopiquement le système canalaire, associée à ses propriétés chimiques, est donc la différence fondamentale entre les techniques d'obturation à la gutta-percha et celles usant de ce nouveau matériau.

#### *1.2.2 CONCLUSION :*

Malgré une bonne capacité d'obturation macroscopique et microscopique, et globalement de meilleurs résultats en terme d'herméticité, le système Resilon® ne parvient pas à se démarquer clairement de la gutta-percha. Le point faible du système Resilon® ne résiderait pas dans le matériau lui-même qui est capable d'obturer correctement l'espace canalaire mais dans son ciment qui malgré sa bonne fluidité est responsable de la création d'espaces vides liés à ses contraintes de polymérisation (160). Techniquement ce nouveau matériau serait donc capable d'améliorer l'étanchéité canalaire, mais pâtit encore de problèmes associant complexité chimique et difficultés anatomiques (114).

## 1.3 CONSOLIDATION DE LA DENT :

### *1.3.1 INTRODUCTION :*

Les traitements endodontiques et conservateurs ont été jugés en partie responsable de l'augmentation du risque de fracture dentaire (81, 156). Les raisons avancées à cela sont la perte de dentine inhérente à la création de la cavité d'accès et à la mise en forme canalaire, l'excès de condensation durant l'obturation canalaire et la déshydratation de la dentine après la thérapie endodontique (147). En fait, il est communément considéré que le retrait excessif de dentine compromet la survie de la dent dépulpée (168) et que sa solidité est directement liée à la quantité de tissu restant (147, 184). Par conséquent, l'obturation qui suit le traitement canalaire va avoir une importance majeure sur la conservation à long terme de la dent.

Pour réduire ce risque de fracture, on attend du matériau d'obturation canalaire certaines propriétés physico-chimiques et mécaniques permettant le renforcement de la racine et la compensation des effets fragilisant de la préparation canalaire (9), telles que l'adhésivité du ciment endocanalaire à la dentine qui pourrait améliorer la résistance aux fractures de la dent dépulpée en renforçant les structures dentaires restantes, ou la dureté du matériau et un module d'élasticité proche de celui de la dentine (187). En odontologie conservatrice, les résines composites sont considérées comme ayant le potentiel de renforcer la dent (68), mais des inconvénients liés au temps de travail, à la difficulté de la mise en œuvre et à l'incapacité de retraitement ont jusqu'à présent nuit au développement de l'utilisation de tels matériaux en endodontie.

Pour évaluer la capacité d'un matériau à renforcer la structure dentinaire, des tests mécaniques de flexion, d'élasticité et de dureté ainsi que des tests de fracture verticale et horizontale ont été développés.

### 1.3.2 METHODES D'EVALUATION :

Pour soumettre une dent à une force capable de créer une fracture radiculaire longitudinale, les chercheurs ont mis au point une machine capable d'appliquer une force croissante à une vitesse constante. Au niveau de la partie basse du dispositif, les dents sont fixées perpendiculairement dans un bloc de résine, et par la partie supérieure de la machine, une force leur est appliquée parallèlement à leur axe longitudinal grâce à la pression d'un embout sphérique centré sur l'entrée canalaire. La résistance à la fracture est déterminée au moment où une baisse soudaine et instantanée est observée sur la courbe d'enregistrement, de plus un craquement est souvent audible. La force de résistance est exprimée en Newton (57, 127, 165, 173).

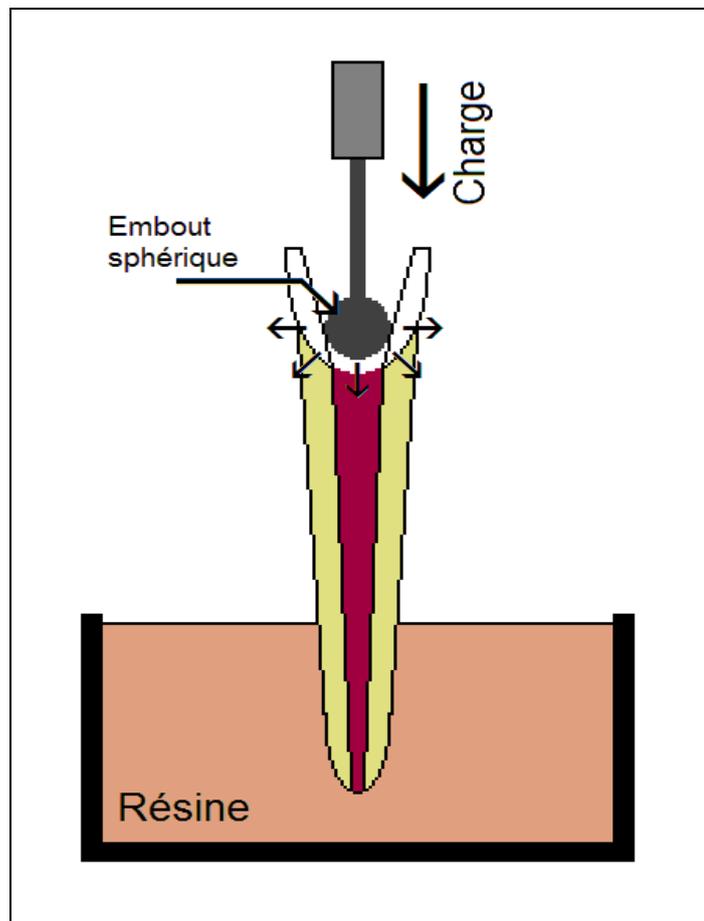


Figure 12 - Représentation schématique du système de test de résistance aux fractures verticales.

Pour les tests de fracture cervicale horizontale, le système est presque le même à la différence que la force est appliquée par un embout en forme de burin perpendiculairement à l'axe longitudinal de la dent et au niveau de la jonction émail-cément (152, 185).

Afin d'évaluer l'influence de la préparation canalaire et du matériau d'obturation, les tests sont également effectués sur des groupes de contrôle négatif où les dents sont gardées intactes, et sur des groupes de contrôle positif où les dents sont préparées mais non obturées.

### *1.3.3 LE SYSTEME EPIPHANY – RESILON® :*

Le système Resilon® ayant selon le fabricant la capacité de créer un monobloc endodontique liant le cône à la dentine par l'intermédiaire du ciment, on peut attendre de ce nouveau matériau qu'il renforce la dent dépulpée fragilisée par la déshydratation et la perte de tissu induite par la préparation canalaire (164). Des études ont été menées afin de mesurer les propriétés mécaniques du Resilon®, et d'évaluer l'impact du concept de « Resilon Monoblock System » sur le renforcement des dents dépulpées.

#### **1.3.3.1 Les propriétés mécaniques :**

Williams et al. (187) ont évalué la résistance à la traction, l'élongation maximale et le module d'élasticité de Resilon® comparativement à la gutta-percha, à sec et après un mois de stockage en milieu humide. Le module d'élasticité, qui est représentatif de la dureté du matériau pour les auteurs, est mesuré à 78MPa et 86MPa respectivement pour la gutta et Resilon® à sec, et après un mois de stockage en milieu humide, le module d'élasticité passe à 74MPa et 129MPa. Les différences de module n'étaient pas significatives à sec mais elles le sont après un mois. La résistance à la traction à sec puis après un mois passe respectivement pour la gutta et le Resilon® de 5,98 à 6,35MPa et de 8,09 à 7,83MPa. La différence significative à sec ne l'est plus à un mois. L'élongation maximale du matériau est exprimée en pourcentage, alors que le Resilon® présentait une élongation supérieure à 100% à sec, après un mois en milieu humide elle devient inférieure à 50%, pour la gutta-percha cette élongation est dans les deux situations inférieure à 50% mais tout de même plus importante après un mois. La différence d'élongation maximale est significative à sec entre les deux matériaux

mais quasiment nulle après un mois. On s'aperçoit donc que l'eau altère significativement les propriétés mécaniques de Resilon®.

L'étude de Grande et al. (53) a pour but d'évaluer l'influence de matériau d'obturation sur les propriétés mécaniques de la dentine. Les auteurs vont mener des essais de flexion à trois points sur des échantillons de dentine ainsi que sur des échantillons de Resilon® et de gutta-percha afin de déterminer le module de flexion, et la résistance à la flexion. Des tubes de dentine sont préparés et obturés avec différents matériaux tels que Resilon®, Gutta-percha et EndoRez® ou laissés vides. Les tests de flexion ne révèlent aucune différence significative entre les charges maximales supportées par les tubes de dentine, démontrant donc que le matériau d'obturation n'influe en rien sur les propriétés mécaniques de la dentine. Le module de flexion détermine la flexibilité du matériau, une forte valeur indiquant une dureté plus importante ; avec une valeur à 292MPa, la gutta-percha montre un plus fort module de flexion que le Resilon® à 200MPa. La résistance à la flexion d'un matériau indique sa résistance à la fracture, une forte valeur signifiant une meilleure résistance ; avec une valeur à 29,3MPa le Resilon® est significativement plus résistant que la gutta-percha à 20,5MPa, mais une étude précédente a évalué la résistance de la dentine à 212,9MPa (118).

### **1.3.3.2 Résistance aux fractures :**

#### *1.3.3.2.1 Les tests de fractures verticales :*

Les tests de résistance aux fractures verticales effectués sur le système Resilon – Epiphany® sont réalisés en comparaison à des ciments déjà répandus comme l'AH 26® à base de résine époxy, et des ciments à base d'oxyde de zinc – eugénol (en l'occurrence MCS Canal Sealer® et Tubliseal®), ou d'autres ciments à base de silicone (Guttaflow®), de résine méthacrylique (EndoRez®), ou d'ionomères de verre (Ketac-Endo Aplicap®). Ces ciments sont associés à la Gutta-percha.

En ce qui concerne la préparation des dents soumises au test, les études ont en commun dans leur protocoles d'avoir obturé les dents par condensation latérale à froid, une étude ayant en plus fait des sous-groupes obturés par condensation verticale (165) ; et d'avoir pris soin de finir l'instrumentation et la désinfection canalaire par un rinçage à l'EDTA ou à l'eau stérile afin de supprimer la couche de boue dentinaire et d'éviter l'effet négatif du ClONa sur

la polymérisation du ciment méthacrylique, excepté une étude où le rinçage final est fait avec du ClONa (173).

Les tests respectent les principes déjà énoncés précédemment, mais ils diffèrent par quelques détails. L'embout faisant pression sur les dents est la plupart du temps sphérique mais de diamètres différents, 2, 4 ou 5mm (128, 165, 173), tandis que dans une étude les auteurs utilisent un spreader (57) et que dans une autre, l'embout est cylindrique mais orienté à 15° par rapport à l'axe longitudinal de la dent et s'appuie à la jonction de la paroi vestibulaire et de l'entrée canalaire, les auteurs considérant cette orientation plus proche des forces occlusales observées dans les conditions cliniques (134). Autres variations inter-études, l'inclusion de la dent dans le bloc de résine et la hauteur de racine libre, elle varie de 7 à 9 mm. Ce critère peut influencer sur la résistance aux fractures, la résine autour de la dent pouvant tout autant jouer un rôle sur la consolidation de la racine.

En raison de toutes ces variables, on ne peut pas comparer les données quantitatives entre les études, seule une analyse qualitative peut être effectuée à partir de la significativité des différences entre chaque matériau. Le tableau ci-dessous (Tableau 6) prend en compte les matériaux testés dans plus d'une étude, et présente des données quantitatives exprimées en MPa, il n'a pas pour but de comparer ces données chiffrées mais de donner une idée des différences observées entre les groupes.

Réf.	Contrôle positif	Contrôle négatif	Resilon	Gutta – AH 26	Gutta – ZOE
<b>57</b>		245,26	146,31*		90,15 <sup>§</sup>
<b>127</b>	517,5		967,0	859	1043 <sup>∞</sup>
<b>165</b>	465,39		498,23 <sup>a</sup> – 504,22	391,51 – 392,37 <sup>a</sup>	
<b>173</b>	831,40		886,33	1021,04	
<b>134<sup>*,‡</sup></b>	262,62 <sup>c</sup> – 321,15 <sup>d</sup>	401,50	379,89 <sup>c</sup> – 396,16 <sup>d</sup>	287,81 <sup>c</sup> – 317,31 <sup>d</sup>	

Les études varient par les matériaux utilisés : \* Real Seal, <sup>‡</sup> AH Plus, <sup>§</sup> Tubliseal, <sup>∞</sup> MCS Canal Sealer, et par des différences techniques : <sup>a</sup> condensation verticale, <sup>c</sup> rotation continue, <sup>d</sup> préparation manuelle.

Tableau 6 - Résultats des tests de fracture verticales.

Schäfer et al. (134) ont mené une étude assez complète, où ils comparent le système RealSeal® (équivalent du système Resilon®) à la gutta-percha associée à AH Plus®, avec pour référence un groupe de contrôle positif et un groupe de contrôle négatif et, simultanément à cela, ils ont créé des sous-groupes en fonction de la méthode de préparation canalaire, partant du principe qu'une dent se fragilise entre autre à cause de la perte de tissu qu'induit la mise en forme canalaire. Les auteurs concluent que les dents intactes du groupe de contrôle négatif, offrent une résistance supérieure aux autres groupes, mais cette différence n'est pas significative pour le seul groupe de dents obturées avec RealSeal® ( $p > 0,05$ ). Ce groupe donne lui-même des résultats significativement supérieurs aux groupes de dents obturées avec la gutta-percha ou non obturées. De plus, la différence entre ces deux derniers groupes n'est pas statistiquement significative ( $p > 0,05$ ). Par ailleurs, les techniques de préparation n'influencent pas significativement les résultats des tests.

L'étude conduite par Hammad et al. (57) a pour but de mesurer l'effet de différents matériaux d'obturation sur la consolidation de dents devitalisées. Les matériaux comparés sont le complexe Resilon – RealSeal®, et la gutta-percha associée à EndoRez®, Tubliseal® ou Guttaflow®. Un groupe de dents gardées intactes sert de référence en tant que contrôle négatif. Cette étude démontre que les dents intactes conservent une meilleure résistance aux fractures verticales que n'importe quelle dent dépulpée. Mais les auteurs concluent également que les ciments méthacryliques (RealSeal® et EndoRez®) augmentent significativement la résistance des dents obturées par rapport au ciment à base de silicone ou d'oxyde de zinc – eugénol.

Teixeira et al. (165) ont évalué la résistance aux fractures de dents dépulpées, obturées par condensation latérale ou verticale, avec le système Resilon® ou avec la gutta-percha associée à AH 26®, ou non obturées (contrôle positif). Ils concluent qu'in vitro, le Resilon® par rapport à la gutta, augmente significativement la résistance aux fractures verticales des dents dépulpées, quelque soit la technique d'obturation. Mais les différences de résultats ne sont pas significatives entre le groupe de contrôle positif et le Resilon® ou la gutta. Les dents obturées à la gutta donnant toutefois de moins bons résultats que les dents laissées vides.

L'étude de Sagsen et al. (127) a pour but de comparer la résistance aux fractures verticales de dents obturées avec Epiphany – Resilon®, avec la gutta-percha associée à une résine époxy (AH 26®) ou à un ciment à base d'oxyde de zinc – eugénol (MCS Canal Sealer®) ou sans obturation (groupe de contrôle positif). Les auteurs n'observent pas de différences

significatives entre les trois matériaux, mais comparativement aux dents laissées vides, ils offrent tous une résistance significativement supérieure ( $p < 0,01$ ).

Ulusoy et al. (173) ont soumis quatre groupes de dents au test de résistance aux fractures verticales. Un groupe de dents préparées mais non obturées servant de contrôle positif, un groupe de dents obturées avec le système Epiphany-Resilon®, et deux groupes de dents obturées à la gutta-percha associée à AH 26® ou à un ciment à base d'ionomères de verre (Ketac-Endo Aplicap®). A l'issue de ces tests, il est observé une résistance des dents obturées avec l'AH 26 significativement supérieure à celle des trois autres groupes. Le Resilon® donne cependant de meilleurs résultats que le CVI ou que le contrôle positif.

#### *1.3.3.2.2 Les tests de fractures horizontales :*

On ne recense à l'heure actuelle que deux études ayant soumis le système Resilon - Epiphany® à des tests de fractures horizontales. Ces études sont menées dans le but de rechercher le matériau d'obturation canalair le plus apte à consolider une dent immature ayant du subir une thérapeutique endocanalaire prématurée. En effet, les cas de dents immatures victimes de nécroses pulpaire consécutives à divers types de traumatismes ne sont pas rares. L'interruption prématurée de l'édification radiculaire a pour conséquences de laisser l'apex largement ouvert mais aussi des parois dentinaires fines et donc très sujettes aux fractures horizontales au niveau de la jonction émail-cément.

L'étude de Stuart et al. (152) compare la capacité de différents matériaux à consolider la dent immature dépulpée. Les dents sont divisées en cinq groupes, deux groupes de contrôle positif et négatif servant de référence, et trois autres selon le matériau d'obturation canalair, en l'occurrence le système Resilon®, la gutta-percha (associée au ciment ThermaSeal®) et un composite fluide (BisFil 2B®). La gutta et le Resilon® sont mis en place par condensation verticale à chaud. Les dents sont soumises à une force appliquée au niveau de la jonction émail-cément par un embout en forme de burin, orienté à 130° par rapport à l'axe longitudinale de la dent. A l'issue des tests, aucune différence significative n'est trouvée entre les groupes. Mais à titre indicatif, le groupe offrant la meilleure résistance est celui dont les dents sont obturées avec le composite fluide suivi du contrôle négatif, du groupe gutta-percha, du contrôle positif, puis du groupe Resilon®.

Wilkinson et al. (185) ont cherché à évaluer l'effet du matériau d'obturation sur la résistance aux fractures horizontales. Pour cela ils ont soumis des dents à une force appliquée 3 mm au-dessus de la jonction émail-cément par un embout en forme de burin et perpendiculairement à leur axe longitudinal. Les matériaux étudiés sont le Resilon® (avec RealSeal® pour ciment), la gutta avec AH Plus®, tous les deux mis en place par condensation verticale à chaud, un composite fluide (BisFil 2B®) et un composite hybride (BisFil II®), et servant de référence, les groupes de contrôle positif et de contrôle négatif. Les résultats révèlent une résistance supérieure des dents gardées intactes servant de contrôle négatif par rapport à tous les autres groupes, mais la différence n'est significative que vis-à-vis des dents obturées à la gutta et des dents non obturées servant de contrôle positif. Le matériau donnant les meilleurs résultats est le composite hybride qui est significativement supérieur à la gutta et au contrôle positif. Ensuite vient le composite fluide, le Resilon® puis la gutta, mais il n'y a pas de différences statistiquement significatives avec le contrôle positif.

#### 1.3.4 CONCLUSION :

Quelles que soient les études, les dents obturées avec le système Resilon® montrent toujours de meilleurs résultats que les dents déulpées mais non obturées. Les différences ne sont pas toujours significatives (165, 173) mais cela montre au moins que ce matériau n'est pas inutile, contrairement à la gutta-percha qui elle ne fait pas toujours preuve d'efficacité (165).

Cependant, les dents obturées avec le Resilon® ne parviennent pas à rivaliser avec des dents intactes bien que les différences statistiques ne soient pas systématiquement significatives (134). En effet, les travaux de Schäfer, Hammad et Teixeira (57, 134, 165) ont conclu que le Resilon® permettait d'améliorer la résistance aux fractures par rapport à la gutta-percha actuellement utilisée. Toutefois, les résultats des travaux de Williams et al. (187) ne montrent aucune différence statistiquement significative entre le Resilon® et la gutta-percha quelque soient les conditions. Le Resilon® présente des propriétés assez égales à celles de la gutta et même si des différences statistiques sont observées, les valeurs mesurées pour les deux matériaux sont relativement basses et similaires. Les divers auteurs considèrent que la dureté de Resilon® (86MPa à sec, 129MPa après un mois de stockage humide) est beaucoup trop faible pour permettre au matériau de renforcer la racine. Pour renforcer une racine le module d'élasticité devrait approcher celui de la dentine qui est de 14 000 à 16 000 MPa (165). De même, dans les limites de son étude, Grande conclut que les matériaux et les techniques d'adhésion recommandés ne sont pas aptes à influencer sur les propriétés mécaniques de la dentine radulaire, et que les propriétés de flexion du Resilon® et de la gutta-percha sont trop faibles pour renforcer la dent (53).

## 1.4 SYNTHÈSE

Parce qu'un matériau serait adhésif, il aurait la capacité de rendre hermétique le système canalaire et de renforcer la dent. Voilà l'hypothèse de départ. Partant de ce principe, un nouveau matériau d'obturation canalaire a été développé avec l'intention de le doter de propriétés adhésives. Suite à une batterie de tests divers, l'adhésivité de ce nouveau matériau, Resilon – Epiphany®, peut être jugée existante mais faible, remettant en cause le concept de « Resilon Monoblock System ».

Nous pouvons donc penser que la remise en cause du principe de départ va interférer sur les propriétés techniques qui devaient en découler. Et en effet, tout comme l'adhésion existe mais est faible, l'herméticité de l'obturation au Resilon® existe, est quelque peu améliorée par rapport à la gutta-percha, mais n'est pas exceptionnelle au point de rendre totalement étanche le système canalaire. De même, le Resilon® renforce la dent comparativement à une dent laissée vide mais pas clairement plus que la gutta-percha, toutefois cette caractéristique ne serait pas liée qu'à l'insuffisance d'adhésivité.

## 2 ERGONOMIE – MANIPULATION CLINIQUE :

### 2.1 DESINFECTION DU MATERIAU D'OBTURATION :

#### 2.1.1 INTRODUCTION:

Pour réussir, le traitement endodontique doit poursuivre le but d'éliminer tous les microorganismes polluant le système canalaire, les bactéries étant la principale cause de pathologie pulpaire et périapicale. Par conséquent, toutes les étapes du traitement doivent être considérées comme autant de maillons de la chaîne d'asepsie. La préparation de la cavité d'accès, son isolation du reste du milieu buccal, l'instrumentation canalaire, les médications d'inter-séance, l'obturation canalaire puis coronaire font tous partie de cette chaîne. Pendant toutes ces procédures, il doit y avoir une approche aseptique à chaque instant (66).

Même si la gutta-percha et le Resilon® sont produits sous conditions aseptiques, ils peuvent être contaminés lors de leur manipulation même s'ils sont soigneusement sortis de leur emballage stérile, ils peuvent aussi être contaminés par diverses sources physiques et aérosols lors de l'entreposage (99). Des cônes de gutta-percha sortis de leur emballage et exposés à l'environnement opératoire se sont montrés contaminés par différents microorganismes tels que des bactéries ou des levures (87).

Le Resilon® ayant été développé récemment, il convient d'enquêter sur l'efficacité antimicrobienne des méthodes de désinfection chimique et sur leurs effets sur la structure du matériau.

#### 2.1.2 PRESENTATION DES ETUDES :

Plusieurs études se sont penchées sur le sujet et ont testé différents agents désinfectants tels que la chlorhexidine (Chx) qui a un effet inhibiteur sur les bactéries et levures communément retrouvées dans les infections endodontiques, ou l'hypochlorite de sodium (NaOCl) qui est l'agent désinfectant le plus répandu en endodontie pour son efficacité

antimicrobienne (35), à différentes concentrations et différents temps, afin d'établir le protocole de désinfection du matériau d'obturation le plus efficace, le plus rapide possible, et le moins nuisible aux propriétés de surface du matériau. Pour tester l'efficacité de ces agents désinfectants, les cônes de gutta-percha et de Resilon® sont contaminés artificiellement par des bactéries fréquemment retrouvées dans la cavité buccale et dans les infections endodontiques telles que *E. faecalis* choisie pour son implication dans des lésions périapicales résistantes, ce microorganisme est déjà utilisé dans de nombreuses études sur l'efficacité d'agents désinfectants car il est très résistant à des agents chimiques hautement toxiques pour d'autres organismes (52, 96).

L'étude conduite par Dumani et al. (35) a pour but d'évaluer l'efficacité de la chlorhexidine 2% et du NaOCl (1 et 5%) sur la désinfection de cônes de Resilon® artificiellement contaminés par *E. faecalis* ou *C. albicans*. Après immersion d'1 ou 5 minutes, les cônes sont transférés individuellement dans des tubes contenant du thioglycollate, et incubés 7 jours à 37°C. Après ces 7 jours, un échantillon du milieu de conservation est mis en culture pour observer une éventuelle croissance bactérienne. Les auteurs ont également utilisé un groupe contrôle négatif où les cônes n'ont pas été contaminés, et un groupe contrôle positif où les cônes contaminés ne sont pas immergés dans les produits désinfectants. De plus, afin de comparer les résultats obtenus sur Resilon®, les auteurs se réfèrent à une étude de Cardoso et al. (22) ayant effectué les mêmes tests mais sur la gutta-percha.

Gomes et al. (51) ont examiné au MEB la surface de cônes de gutta-percha et de Resilon® ayant été immergés dans de la chlorhexidine 2%, du NaOCl 5,25% ou du sérum physiologique pendant 1, 5, 10, 20 ou 30 minutes afin de rechercher une éventuelle altération de surface. De plus, ils ont évalué l'effet résiduel de ces traitements désinfectants. Cet effet résiduel est évalué par test de diffusion dans l'agar, en mesurant la zone d'inhibition de croissance de bactéries telles que *E. faecalis* et *P. gingivalis*.

Dans l'étude de Royal et al. (125), des méthodes de désinfection rapide des cônes de gutta-percha et de Resilon® à l'aide de différents irrigants canalaires, tels que NaOCl 5,25%, MTAD ou chlorhexidine 2% sur plusieurs périodes de temps (1, 5 et 10 minutes), sont évaluées sur des échantillons de matériau contaminés par *E. faecalis*. Les auteurs utilisent en contrôle positif des échantillons contaminés et traités à l'eau stérile, et en contrôle négatif des échantillons non contaminés et traités 1 minute avec NaOCl. Tous ces échantillons sont

ensuite séchés et rincés à l'eau stérile puis incubés à 37°C. L'analyse de la turbidité est utilisée pour mesurer le développement éventuel de bactéries à 1, 3 et 7 jours.

Isci et al. (66) ont mesuré l'évolution de la rugosité de surface du Resilon® après traitement à la chlorhexidine à 2% ou au NaOCl à 5,25% pendant 1 ou 5 minutes. La rugosité moyenne est mesurée par microscopie à force atomique. Des cônes de Resilon® non traités servent de contrôle positif, mais cette étude n'étant pas réalisée comparativement sur des cônes de gutta-percha, les auteurs se réfèrent à une autre étude (175).

### 2.1.3 RESULTATS :

Pour ce qui est des méthodes de désinfection, les études de Dumani et Royal ne constatent aucune croissance bactérienne après traitement des échantillons avec l'hypochlorite de sodium, quelles que soient les concentrations (1, 5 et 5,25 %) et les durées d'immersion (1, 5 et 10 minutes), alors que la chlorhexidine à 2% durant 1 minute n'est pas toujours efficace sur le Resilon® (23, 35, 125). Par ailleurs, Royal et al. observent l'apparition d'un précipité rose chez les échantillons de Resilon® ayant été désinfectés par la chlorhexidine (125).

Un effet résiduel illustré par une zone d'inhibition de la croissance d'*E. faecalis*, plus ou moins étendue selon la durée d'immersion, est observé par Gomes et al. autour des cônes de Resilon® immergés dans la chlorhexidine mais pas avec le NaOCl. Les mêmes tests effectués sur des cônes de gutta-percha ne révèlent aucune zone d'inhibition de croissance bactérienne, de même avec les tests sur *P. gingivalis* (51).

Alors qu'aucune altération de la surface des cônes de Resilon® et de gutta-percha n'est observée au MEB par Gomes et al. quelque soit l'agent désinfectant, sa concentration et son temps d'action (51) ; dans son étude où la rugosité moyenne est mesurée par microscopie à force atomique, Isci (66) n'observe pas de changement significatif du Resilon® après 1 minute d'immersion (dans NaOCl ou Chx), mais après 5 minutes, constate une baisse significative de la rugosité moyenne avec les deux agents désinfectants mais significativement encore plus forte avec NaOCl. En comparaison, le même type d'étude sur la gutta-percha n'avait pas relevé de changement à 5 minutes mais après 10 minutes (175).

#### 2.1.4 CONCLUSION :

	Resilon®		Gutta-percha		
	Réf.	Chx	NaOCl	Chx	NaOCl
Désinfection	<b>35/23</b>	+	++	++	++
	<b>125</b>	++	++	++	++
Altération	<b>51</b>	++	++	++	++
	<b>67/175*</b>	-	--	++	++
Effet résiduel	<b>51</b>	+	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

*\*altération après 5 minutes d'immersion.*

Tableau 7 – Résumé des tests de désinfection des matériaux d'obturation canalaires.

Les différents protocoles de désinfection appliqués sur Resilon® montrent la même efficacité que sur la gutta-percha, hormis la chlorhexidine à 2% sur 1 minute (35). Par conséquent, le Resilon® peut être désinfecté chimiquement tout comme la gutta-percha. D'un point de vue clinique, les étapes devant être le moins chronophages possibles, on pourrait préférer l'utilisation de NaOCl pendant 1 minute à 1 ou 5,25%.

Cependant, la chlorhexidine est le seul agent désinfectant à démontrer un effet résiduel combiné au Resilon®. Ce qui lui confère un avantage sur le NaOCl, mais aussi rend le Resilon® plus intéressant que la gutta-percha de ce point de vue. Cet effet résiduel s'expliquerait d'après Gomes, par le caractère cationique de Chx, ce qui lui permet d'être absorbé par la phase minérale du Resilon® lors de l'immersion puis d'être relargué (51).

Enfin, aucune altération de surface n'est détectée à 1 minute pour les deux agents désinfectants étudiés, ce qui n'est pas le cas à 5 minutes (51, 66). En revanche, la gutta-percha se montre inaltérable y compris à 5 minutes. Pour ne pas nuire au Resilon® il serait donc préférable de réduire son temps d'exposition au désinfectant, ce qui présente également un intérêt clinique par le gain de temps que cela engendre.

Le NaOCl présente donc l'avantage d'être rapidement désinfectant ce qui est compatible avec l'objectif de gain de temps et de non-altération du matériau. Par contre, il n'a pas l'avantage

de produire un effet résiduel et est nuisible au collage (180). Inversement, la chlorhexidine présente un effet résiduel intéressant, n'altère pas la surface du matériau à 1 minute et ne nuit pas au collage, mais serait un peu moins efficace niveau temps. Le choix de l'agent désinfectant le plus adapté au Resilon® n'est donc pas aisé. Cependant, on pourrait envisager de trouver un consensus avec la chlorhexidine entre le temps suffisant à la désinfection sans entraîner d'altération, par une prolongation du temps d'exposition (à 2 ou 3 minutes par exemple) ou par augmentation de la concentration du produit.

## 2.2 RADIO-OPACITÉ :

### 2.2.1 INTRODUCTION :

La radio-opacité est une des propriétés requises pour les matériaux d'obturation radiculaire. Les ciments de scellement canalaire doivent être suffisamment radio-opaque pour permettre une distinction claire entre le matériau d'obturation et les structures anatomiques environnantes, pour vérifier le bon remplissage du canal, pour savoir rapidement si une dent a déjà été traitée ou non au cas où le patient n'est pas un patient habituel, et pour faciliter l'évaluation de la qualité d'un traitement endodontique, ce qui ne peut être fait que par examen radiographique. La radio-opacité d'un ciment de comblement canalaire est d'ailleurs obligatoire pour une prise en charge du traitement par l'assurance maladie (107).

### 2.2.2 METHODES D'EVALUATION :

Les tissus dentaires et environnants ayant une radio-opacité équivalente à 2mm d'épaisseur d'aluminium, les organismes de normalisation tels que l'ADA ou l'ISO ont établi que les matériaux d'obturation canalaire ne devaient pas avoir une radio-opacité inférieure à 3 mm d'aluminium.

Pour évaluer la radio-opacité d'un matériau relativement à celle de l'aluminium, on radiographie les échantillons à côté d'une échelle d'aluminium graduée en épaisseur. On obtient alors radiographiquement une gamme de gris que l'on peut comparer avec les échantillons (5, 65).

### 2.2.3 LE SYSTEME EPIPHANY – RESILON® :

Pour mesurer la radio-opacité du Resilon® et d'Epiphany®, et la relativiser par rapport à d'autres matériaux connus (gutta-percha, AH Plus®) ou récents, on recense actuellement deux études menées selon les normes de l'ANSI/ADA et ISO.

Carvalho-Junior et al. (24) ont conduit une étude dans le respect des normes établies par l'American National Standard /American Dental Association (ANSI/ADA 2000) Spécification N° 57. Ils ont mesuré la radio-opacité de différents matériaux endodontiques tels que la gutta-percha, AH Plus®, EndoRez®, Endofill®, et bien sûr Epiphany® et Resilon®. La densité radiologique du matériau est exprimée en équivalence d'épaisseur d'aluminium (en mm). Dans l'ordre décroissant de valeurs on trouve : Resilon (13,0), AH Plus (11,2), gutta-percha (9,8), Epiphany (8,0), Endofill (6,9) puis EndoRez (6,6). Tous les matériaux ont une radio-opacité supérieure à la référence de 3mm d'aluminium recommandée par l'ADA.

Dans le même principe que l'étude précédente, Tanomaru-Filho et al. (157) ont mesuré la radio-opacité de différents matériaux en respectant le protocole de l'International Organization of Standardisation 6876/2001. La comparaison de AH Plus®, Intrafill®, RoekoSeal®, Epiphany® et d'EndoRez®, donne dans l'ordre décroissant de valeurs les résultats suivants (en équivalence d'épaisseur d'aluminium) : AH Plus (9,8), Epiphany (8,8), EndoRez (7,2), Intrafill (6,1) puis RoekoSeal (5,7). Les deux premiers sont significativement plus radio-opaques que les autres ( $p < 0,05$ ). Malgré leurs différences, les matériaux d'obturation étudiés démontrent tous une radio-opacité supérieure aux 3 mm minimum recommandés par l'ISO.

Pour des raisons de protocole les données ne sont pas quantitativement comparables mais qualitativement, on note que les matériaux se classent de la même façon d'une étude à l'autre.

#### 2.2.4 CONCLUSION :

Tous les matériaux présentent une radio-opacité largement supérieure au minimum requis. Cependant, on peut relever que le Resilon® est plus radio-opaque que la gutta-percha, ce qui s'explique par son fort contenu en particules de charges servant notamment d'opacifiants, prêt de 65% (71). A contrario, en ce qui concerne les ciments canalaires, les études s'accordent sur la meilleure radio-opacité d'AH Plus® comparativement à Epiphany®, bien que leurs différences ne soient pas significatives. L'Epiphany® est tout de même très radio-opaque notamment grâce à ses 70% de charges, toutefois AH Plus® l'est un peu plus par son contenu en oxyde de zirconium (24).

Compte tenu de la facilité d'obtention de cette capacité technique, et des avantages de la RVG sur la radiographie argentique, Carvalho-Junior et al. suggèrent qu'il serait peut-être temps que les organismes normatifs établissent de nouveaux critères plus exigeants et reconnaissant les avancées faites en imagerie médicale.

## 2.3 THERMOPLASTICITÉ - TECHNIQUES D'OBTURATION :

### 2.3.1 INTRODUCTION :

Une des clefs du succès du traitement endodontique est le scellement de l'espace canalaire par une obturation tridimensionnelle comblant toutes irrégularités et autres canaux latéraux. L'utilisation d'un matériau d'obturation thermoplastique permet de répondre à cette exigence. La gutta-percha a démontré des propriétés thermiques la rendant compatible avec différentes techniques d'obturation à chaud mieux adaptées à la complexité du système canalaire (34, 193). Selon le fabricant, les polymères du Resilon® rendraient ce matériau thermoplastique, ce qui permettraient de lui appliquer les mêmes techniques d'obturation à chaud que pour la gutta-percha (164). Des études ont donc été menées afin de mesurer les propriétés thermiques du Resilon.

### 2.3.2 PROPRIETES THERMIQUES DU RESILON :

On recense deux études ayant analysé les propriétés thermiques de Resilon® : l'étude de Tanomaru-Filho (158), où le Resilon® comparé à différents types de gutta-percha est soumis à un test d'écrasement, adapté du protocole de l'ADA/ANSI Spécification N°57, après avoir été chauffé une minute dans une eau à 70°C ; et l'étude de Miner (94), où différentes valeurs telles que le point de fusion, le changement d'enthalpie, la capacité calorifique spécifique ou le transfert de chaleur, sont mesurées. De plus, l'étude d'Elzubair sur les caractéristiques physiques du Resilon® rappelle les conséquences de sa nature polymérique sur ses propriétés plastiques (39).

### **2.3.2.1 La transition vitreuse :**

Le Resilon et la gutta-percha, respectivement le polycaprolactone et le polyisoprène, sont tous les deux des polymères. Les matériaux polymères ont la propriété unique d'avoir une température de transition vitreuse qui définit l'état du matériau. Sous cette température, le polymère est dans un état vitreux qui le rend dur et cassant. Au-dessus de cette température, le matériau est dans son état caoutchouteux c'est-à-dire mou et flexible. Concernant Resilon® et la gutta-percha, cette température de transition a été mesurée pour les deux, à  $-60^{\circ}\text{C}$ . Par conséquent, à température corporelle, ces matériaux sont toujours dans leur état plastique et donc manipulables cliniquement (39).

### **2.3.2.2 L'Écrasement :**

Tanomaru-Filho et al. ont adapté le protocole de l'ADA utilisé pour mesurer l'étalement des ciments. Après les avoir chauffés, les échantillons de matériau sont comprimés entre deux plaques de verre avec une force de 5kg. La thermoplasticité de chaque matériau est confirmée par la différence entre la surface initiale et finale des échantillons. Le Resilon® s'étalant plus, il est considéré comme significativement plus thermoplastique que tous les types de gutta étudiés ( $p < 0,05$ ), ce qui permet aux auteurs d'approuver son emploi comme matériau d'obturation thermoplastique (158).

### **2.3.2.3 Le point de fusion et le changement d'enthalpie :**

Le point de fusion correspond au moment où le matériau change de phase passant du solide au liquide. Le changement d'enthalpie correspond à la quantité de chaleur relâchée ou absorbée par le matériau lors du changement de phase.

La température de fusion est évaluée à environ  $60^{\circ}\text{C}$  pour le Resilon® et la gutta-percha (94),  $59,5^{\circ}\text{C}$  pour le polycaprolactone selon Elzubair (39). Il n'y a pas de différence sur ce point entre les deux matériaux mais pour le changement d'enthalpie, les auteurs trouvent une

différence significative. Avec 10,88 J/g pour la gutta et 25,20 J/g pour le Resilon®, cela signifie que ce dernier demande plus de chaleur pour se « thermoplastifier ».

#### **2.3.2.4 La capacité calorifique spécifique :**

La capacité calorifique spécifique est la quantité de chaleur nécessaire pour augmenter 1 gramme de matériau d'1°C. Pour la gutta et le Resilon®, les valeurs sont respectivement de 0,94 J/g°C et 1,15 J/g°C et sont significativement différentes. Cela signifie que le Resilon® a besoin de plus de chaleur que la gutta pour augmenter sa température, ce qui est compatible avec la valeur du changement d'enthalpie mesurée précédemment (94).

#### **2.3.2.5 Le transfert de chaleur :**

Miner et al. ont chauffé le Resilon® et la gutta avec le System B. Selon les recommandations du fabricant le Resilon® est chauffé à 150°C mais aussi à 200°C comme la gutta-percha. Le transfert de chaleur est la mesure de l'augmentation de température du matériau selon la distance de la source de chaleur. A 1 et 4 mm de la source pour la gutta à 200°C, le Resilon® à 200°C puis 150°C, l'augmentation de température du matériau est respectivement de 4,46 et 1,01°C, 2,54 et 0,96°C puis 2,42 et 0,79°C. Quelque soit la température, il n'y a pas de différence de transfert pour le Resilon®. A 1mm la chaleur se diffuse significativement mieux dans la gutta, mais à 4mm il n'y a pas de différence de transfert entre les deux matériaux (94).

### 2.3.3 CONCLUSION:

Bien que leurs températures de fusion soient similaires, les résultats de l'étude de Miner suggèrent que le Resilon® ne serait pas aussi thermoplastique que la gutta-percha à cause de sa capacité calorifique spécifique et de son changement d'enthalpie plus élevés et de son transfert de chaleur plus faible. En effet, des études sur les techniques de compaction verticale à chaud (telle que le Système B) ont montré que pour être efficace sur la gutta, le *plugger* (source de chaleur) devait pénétrer jusqu'à 3 ou 4 mm de la longueur de travail (146, 195). Les données de Miner et al. indiquent que le Resilon® nécessiterait plus de chaleur et une pénétration plus profonde encore du *plugger*, or l'augmentation de 150 à 200°C ne montre pas d'efficacité, et une augmentation encore plus forte pourrait causer des dommages sur la structure du matériau et sur le ligament alvéolo-dentaire. Ces remarques de Miner ne sont pas totalement contredites par l'étude de Karr (73) qui trouve que la gutta obture mieux les concavités très proches de l'apex quand le *plugger* est inséré à 3 ou 4mm de la longueur de travail mais ne trouve pas de différence en ce qui concerne l'obturation de canaux latéraux.

Cependant, Miner et al. précisent que les résultats pourraient varier si le transfert de chaleur était testé dans un bain à température physiologique (37°C). Cette remarque, associée aux résultats de l'étude de Tanomaru-Filho où le Resilon® chauffée dans un bain à 70°C montre une meilleure thermoplasticité que la gutta, remet en question les conclusion de Miner. Le Resilon® ne serait peut-être pas aussi efficace que la gutta lorsqu'il est chauffé par son centre, lors de technique de compaction verticale à chaud, mais serait plus performant lorsqu'il est chauffée par sa périphérie comme dans les systèmes d'obturation à la gutta chaude type Thermafill®.

D'autres études sont donc à mener pour rechercher une réelle différence de performance entre les deux matériaux en situation clinique et évaluer quelle serait la meilleure technique d'obturation thermoplastique adaptée au Resilon®.

## 2.4 TEMPS DE PRISE :

### 2.4.1 INTRODUCTION :

Le temps de prise est le temps nécessaire au ciment pour acquérir ses propriétés définitives. Bien qu'il n'y ait pas de valeur standard théorique recommandée, la pratique clinique demande que ce temps soit suffisamment long pour permettre la mise en place et l'ajustement du matériau d'obturation canalaire (88). Cependant, compte tenu de la difficulté à maintenir l'espace canalaire sec, et afin d'empêcher le plus rapidement possible le retour dans cet espace canalaire de l'humidité et l'infiltration des fluides périapicaux, jouant un rôle important sur la dégradation chimique du ciment, le temps de prise doit être le plus court possible (10).

Le temps de prise ou « temps de polymérisation », mesuré à partir du mélange jusqu'à ce que le ciment soit polymérisé, est dépendant de ses constituants, de la taille de ses particules, de la température ambiante et de l'humidité relative (172).

### 2.4.2 LE SYSTEME EPIPHANY – RESILON® :

Pour mesurer le temps de polymérisation d'Epiphany® et le relativiser par rapport à celui d'un ciment déjà connu, AH Plus®, on recense actuellement deux études, dont une menée selon les normes de l'ANSI/ADA, et l'autre plus poussée où les auteurs ont mesuré ce temps dans plusieurs situations. Les instructions du fabricant sont de photopolymériser pendant 40 secondes Epiphany® afin de créer un scellement coronaire immédiat, le reste du ciment polymérisant en 25 minutes (124).

Versiani et al. (178) ont conduit une étude comparative des propriétés physico-chimiques, dont le temps de prise, d'AH Plus® et d'Epiphany® en suivant les recommandations de l'ANSI/ADA Spécification N°57. Une aiguille de Gillmore est utilisée pour indenter le ciment en cours de polymérisation, la fin de prise est déterminée lorsque les indentations ne sont plus visibles. Suite aux tests, les auteurs ont mesuré le temps de polymérisation à 24,75 minutes en moyenne pour Epiphany® et à 500 minutes pour AH Plus®, ce qui est en accord avec les données fournies par les fabricants (respectivement 25min et 480min/8h).

L'étude de Nielsen (102) pousse la recherche plus loin. Onze ciments dont Epiphany® et AH Plus® sont mélangés selon les instructions des fabricants, les temps de prise sont déterminés en milieu aérobie et anaérobie avec le même système d'aiguille de Gillmore décrit par l'ADA. On distingue deux milieux aérobies, où les échantillons sont conservés dans un incubateur à 100% d'humidité et à 37°C, sensé simuler l'entrée canalaire ou couvert de PBS (*Phosphate Buffered Saline* c'est-à-dire soluté physiologique tamponné par les phosphates), sensé simuler les tissus périradicaux en cas d'extrusion du ciment ; et deux milieux anaérobies simulant le système canalaire fermé, où les échantillons sont couverts par une lamelle de verre ou où ils sont placés dans un incubateur anaérobie. Les tests sont effectués à différents intervalles : 15, 30, 60 minutes puis 8, 24, 48, 72 heures et enfin 1 semaine puis 3. De plus, comme il est conseillé par le fabricant, les auteurs ont mesuré le temps de prise d'Epiphany® par photopolymérisation à différentes distances de la source lumineuse (1, 3, 6 et 9 mm).

Cette étude donne les résultats suivants : AH Plus®, quelque soit l'environnement, est totalement polymérisé au bout de 24 heures. Epiphany® dans les deux milieux anaérobies est polymérisé au bout de 30 minutes. Mais, en milieu aérobie, l'aiguille de Gillmore continue d'indenter la surface pendant une semaine et pire, dans le PBS cette couche superficielle non-polymérisée est toujours présente après trois semaines alors que dans ces deux situations les couches profondes sont polymérisées au bout de 30 minutes. Quant aux tests de photopolymérisation, aucune indentation n'est visible après 20 secondes, quelque soit la distance de la source lumineuse. Cependant, plus cette source est distante, plus la couche polymérisée est fine et fragile.

### 2.4.3 CONCLUSION

L'Epiphany® et AH Plus® démontrent des temps de prise comparables et acceptables par l'ANSI/ADA Spécification N°57 (5, 178). Les deux études montrent que les valeurs avancées par le laboratoire promoteur sont correctes et effectives. Cependant, l'étude de Nielsen ainsi que les études sur l'adhésivité du système Epiphany - Resilon® soulèvent quelques interrogations.

Premier inconvénient, le ralentissement de polymérisation en milieu aérobie, due à l'inhibition de la polymérisation des radicaux libres par l'oxygène. Si au niveau coronaire le

problème peut être réglé par photopolymérisation, en revanche au niveau apical, dans l'éventualité d'un dépassement de ciment dans les tissus périapicaux, la polymérisation des radicaux libres de résine va être inhibée par l'O<sub>2</sub> contenu entre autre dans les tissus et fluides corporels où la pression partielle en O<sub>2</sub> (pO<sub>2</sub>) varie de 30 à 40 mm Hg. L'oxygène va donc créer localement une couche superficielle chimiquement active, et ces molécules qui n'auront pas réagi pourraient être une source potentielle de toxicité (102 et chapitre 3.2).

Si un temps de prise trop long peut créer des problèmes de toxicité, un temps trop court peut nuire à la mise en place et à l'ajustement du ciment. En effet, même si les 25 minutes suffisent amplement au praticien à mettre en place le matériau d'obturation, elles ne permettent pas forcément au ciment de se remettre des contraintes engendrées lors de son insertion, ce qui comme on l'a vu lors des études sur l'adhésivité (chapitre 1.1.7) peut entraîner des contraintes de polymérisation et donc nuire au scellement. De plus, la photopolymérisation, conseillée pour créer un scellement immédiat et permettant en plus de contrecarrer l'inhibition due à l'oxygène, pourrait également être nuisible comme nous l'avons déjà évoqué précédemment.

Le temps de prise d'Epiphany® soulève donc quelques interrogations. Il conviendrait de rechercher le protocole le plus apte à répondre à ces questions. Peut-être un consensus est-il négociable entre la distance de la source lumineuse et le temps de photopolymérisation afin de créer un scellement immédiat superficiel (le *C-factor* étant favorable au niveau de l'entrée canalaire) sans entraîner de contrainte de polymérisation dans les couches plus profondes ?

En comparaison, l'AH Plus® qui polymérise en 8 heures selon le fabricant et l'étude de Carvalho-Junior, et en 24 heures maximum quelques soient les milieux d'après Nielsen, est peut-être moins efficace niveau temps, mais paraît plus sûr, particulièrement en cas de dépassement apical.

## 2.5 RETRAITEMENT ENDODONTIQUE ORTHOGRADE:

### 2.5.1 INTERETS – BUTS :

Les échecs des traitements endodontiques sont malheureusement fréquemment constatés dans notre exercice quotidien. Pour y faire face, le retraitement endodontique par voie orthograde est le traitement de choix. En effet, la reprise de traitement canalaire peut être indiquée dans un grand nombre de situations cliniques avec un taux de succès très important.

Le retraitement endodontique orthograde est une thérapeutique qui consiste à éliminer du système endodontique tous les matériaux d'obturation canalaire (ainsi que d'éventuels obstacles canalaires : instruments fracturés, calcifications...), et à refaire le nettoyage, la mise en forme et l'obturation des canaux radiculaires de manière tridimensionnelle hermétique. Il est mis en œuvre lorsque le traitement initial apparaît inadéquat ou a échoué, ou lorsque le réseau canalaire a été contaminé par une exposition prolongée à l'environnement buccal.

Il est communément admis que les échecs endodontiques sont dus aux irritants (bactéries, toxines bactériennes) qui subsistent dans le réseau canalaire après une thérapeutique endodontique initiale iatrogène, ou qui y parviennent par percolation à partir du milieu buccal par le biais d'une récurrence de carie ou de restauration coronaire défectueuse.

Ainsi, l'objectif du retraitement est le même que celui du traitement endodontique initial à savoir : suppression du foyer infectieux potentiel ou déclaré, prévention des récurrences par une obturation étanche du réseau canalaire et rétablissement de la santé des tissus périapicaux. Néanmoins, il se distingue du traitement initial par des considérations bien spéciales liées à la fois à la présence des restaurations coronaires existantes, ainsi qu'aux obstacles canalaires (130).

Le retrait du matériau d'obturation est un facteur important dans le retraitement du canal radiculaire parce qu'il permet la réinstrumentation chimio-mécanique et la re-désinfection du système canalaire. Mais bien qu'il n'ait pas été prouvé que le retrait complet du matériau assure le succès du retraitement, ou que des restes de matériaux puissent être responsables de nouveaux échecs, un retrait maximum de l'ancien matériau apparaît comme essentiel pour se débarrasser des restes de tissus nécrotiques et de bactéries pouvant être responsables de l'inflammation périapicale et de pathologies persistantes (136).

Généralement, le retrait de la gutta-percha à l'aide d'instruments manuels avec ou sans solvant est un processus ennuyeux et très chronophage, particulièrement si le matériau a été bien condensé. Dans de nombreux cas, la combinaison de différentes techniques peut être plus efficace et plus rapide (103).

On va donc attendre d'un nouveau matériau d'obturation canalaire qu'il soit : au mieux plus facilement retirable et qu'il laisse moins de restes que la gutta-percha, au pire pas plus compliqué à supprimer.

### *2.5.2 METHODES DE RETRAITEMENT :*

L'objectif du temps radiculaire du retraitement endodontique est de permettre un accès optimal des instruments au tiers apical des canaux radiculaires. L'élimination de ces obstacles implique la maîtrise de procédés mécaniques, physiques et chimiques sélectifs. Cette élimination détermine la possibilité de cathétériser le canal et crée les conditions de succès thérapeutique. A la fin, le canal doit être remis en forme et réobturé. La désobturation implique l'utilisation simultanée d'un solvant et de l'instrumentation mécanique. (129)

#### **2.5.2.1 Les solvants :**

Le choix du solvant est fonction du matériau à éliminer, de son aspect, de sa dureté, de sa densité et de sa radio-opacité. Il n'y a pas de solvant universel pour tous les types de matériaux d'obturation canalaire, c'est pourquoi il est nécessaire d'avoir plusieurs solvants à sa disposition.

Pour les pâtes à base d'oxyde de zinc – eugénol, les solvants sont à base de Trichloroéthane (Endosolv E®), Tétrachloroéthylène (Désocclusol®, Eugésolv®) ou encore de l'huile essentielle d'orange. Ces solvants ont une bonne efficacité sur ces pâtes. Avec les résines phénoplastes, les solvants recommandés sont à base de Diméthyl formamide (Endosolv R®, Résosolv®). Néanmoins, leur efficacité demeure très limitée sur ce type de matériau et la désobturation s'avère souvent impossible.

Devant une obturation réalisée avec de la gutta-percha, on peut utiliser tous les solvants de l'oxyde de zinc – eugénol (la composition d'un cône de gutta-percha comporte une grande proportion d'oxyde de zinc). L'utilisation de solvants spécifiques de la gutta-percha est aussi retenue, ces solvants sont à base d'halothane, d'eucalyptol ou encore de chloroforme.

### **2.5.2.2 Désobturation thermique :**

En présence de gutta-percha condensée dans la portion coronaire du canal, une désobturation thermique ou thermomécanique, afin de ramollir plus rapidement le matériau d'obturation et de permettre une meilleure pénétration des instruments, est envisageable (43).

### **2.5.2.3 L'instrumentation mécanique :**

L'instrumentation mécanique-type n'existe pas dans le retraitement endodontique : aucun consensus n'est établi autour de « l'instrument-type » de la reprise de traitement canalaire. Ainsi, broches, limes K et limes H peuvent toutes être utilisées.

Toutefois, il importe d'avoir recours à des instruments suffisamment rigides et courts. La pointe de l'instrument, dans le cas du retraitement, doit être active mais contrôlée ; il convient de pénétrer l'ancien matériau d'obturation canalaire et de l'éliminer simultanément. Il est également possible d'utiliser des instruments « coupés » (couper, avec des ciseaux, 2mm de la pointe de l'instrument) pour une pénétration initiale dans le matériau d'obturation. Le forêt de Gates Glidden peut également rendre des services, à condition de limiter son activité aux entrées canalaires (129).

Après ramollissement suffisant du matériau d'obturation et amorces de passage manuel conventionnel dans le canal, les instruments Ni-Ti en rotation continue peuvent aider à l'élimination du matériau d'obturation. Le profil de ces instruments est adapté à l'évacuation des débris endocanalaire au cours de la mise en forme: ceci permettrait une efficacité certaine et un gain de temps considérable. Cependant, mal maîtrisé, et non précédé d'un ramollissement du matériau d'obturation, l'usage des instruments Ni-Ti en rotation continue peut être plus néfaste que bénéfique : fausses routes, fractures instrumentales profondes. D'autre part, plusieurs études ont prouvé que l'utilisation de l'instrumentation endodontique

manuelle est indispensable pour parachever l'élimination de l'ancien matériau d'obturation des parois canalaires (129). D'autres études ont démontré que l'application des techniques de rotation continue sont efficaces et sûres pour retirer la gutta-percha et le ciment (103).

### 2.5.3 LE SYSTEME EPIPHANY - RESILON® :

*« L'Epiphany® est facile à enlever. Malgré l'adhérence forte de l'Epiphany/Resilon® à la dent, il est aussi facile à enlever que la gutta percha. En effet, le matériau Resilon® se dilue avec les mêmes solvants. Et le sealer peut être enlevé avec les alésoirs, exactement de la même manière que le ZOE ou la résine époxy. »*

Voilà l'hypothèse de départ que l'on trouve sur la « fiche technique » du laboratoire promoteur (40). Voyons ensemble la revue des études ayant testé le retraitement endodontique orthograde sur des dents obturées avec le Resilon® comparativement à la classique Gutta-percha.

#### 2.5.3.1 Présentation des différentes études :

Pour tester la « *retraitabilité* » du Resilon®, le matériau a été soumis à différentes techniques de retraitement : solvant, chaleur, instrumentation manuelle, rotation continue... toujours comparativement à la gutta-percha associée la plupart du temps à l'AH Plus®. Deux paramètres sont évalués : la propreté des parois canalaires et le temps de travail.

Cunha et al. (30) ont comparé la désobturation à l'aide de chloroforme et le temps de réinstrumentation manuelle de Resilon/RealSeal® et de Gutta/AH Plus®. Après obturation par condensation latérale, les dents sont conservées 30 jours à 37°C afin de permettre au ciment de finir sa prise. Dans cette étude le retraitement est considéré complet lorsqu'il ne reste plus de matériau visible au microscope optique (x 12,5). Les dents sont ensuite analysées par radiographie numérique, certaines seront observées au MEB.

Dans l'étude de Schirrmeister (136), les auteurs comparent Resilon® et Gutta/AH Plus® mais aussi lime H et rotation continue, sans solvant. Après obturation par condensation à chaud, les

dents sont incubées 7 jours à 37°C afin de permettre une prise complète du ciment. Le temps de retraitement est mesuré, et la propreté canalaire évaluée par microscopie optique (x 6,5) sur fond noir et après décalcification des dents.

L'étude d'Ezzie et al. (43) comparant le retraitement à la rotation continue sur Resilon® ou gutta-percha/AH Plus®, teste également l'effet de la chaleur ou du chloroforme sur le matériau d'obturation. Après obturation par condensation à chaud, les dents sont conservées 3 semaines à 37°C afin de permettre aux ciments de finir leur prise. Le nettoyage canalaire est considéré fini lorsqu'une lime de diamètre 40/100 arrive à la longueur de travail. La propreté est évaluée par microscopie optique (x 20) sur les dents sectionnées longitudinalement. Complémentairement à cela, certains échantillons sont soumis au MEB.

L'équipe de Oliveira (99) a testé l'efficacité de deux systèmes de rotation continue (K3 et Liberator) sur le Resilon® comparativement à la combinaison gutta/AH 26®, avec en complément du chloroforme comme solvant. Après obturation par condensation latérale, les dents sont incubées 2 semaines à 37°C afin de permettre au ciment de finir sa prise. Le retraitement est considéré terminé lorsque les instruments et les cônes de papier ressortent propres du canal. La qualité du nettoyage est mesurée sur les photographies numériques des coupes longitudinales des dents.

Hassanloo et al. (59) ont mesuré l'efficacité de retraitement de Resilon® comparativement à la gutta associée à AH Plus® en utilisant la rotation continue avec ou sans chloroforme. Après obturation par condensation latérale, les dents sont incubées 8 semaines à 37°C dans une chambre anaérobie. Les coupes longitudinales sont examinées au microscope optique et analysées par photographies numériques.

*Parenthèse sur le choix du chloroforme comme solvant expérimental:*

L'utilisation du chloroforme pour les retraitements endodontiques est sujet à un long débat car, bien qu'il soit connu comme étant le plus efficace des solvants de la gutta-percha, il a été qualifié comme toxique au contact des tissus périapicaux, hépatotoxique et néphrotoxique, et est classé parmi les substances cancérigènes. Ses dommages possibles sur les tissus périapicaux et la toxicité systémique ainsi que les risques pour la santé du personnel médical exposé répétitivement à l'inhalation de vapeurs de chloroforme ne peuvent pas être

négligés. Malgré ses inconvénients, ce solvant est le plus utilisé en clinique, ce qui encourage à tester ce produit sur le système Epiphany – Resilon® (64, 103, 155).

Le chloroforme est le solvant choisi dans ces différentes études parce qu’il dissout efficacement la gutta, qu’il est recommandé par le fabricant pour retraiter l’Epiphany®, qu’il permet d’accéder plus rapidement à la longueur de travail, et aide à maintenir le chemin canalaire d’origine en facilitant l’instrumentation dans la masse du matériau (43, 59, 183).

### 2.5.3.2 Résultats des tests :

Réf.	Propreté		Temps	
	Resilon®	Gutta-percha	Resilon®	Gutta-percha
<b>30</b>	++	-	=	=
<b>136</b>	++	-	=	=
<b>43</b>	++	-	++	-
<b>103</b>	+	-	++	-
<b>59</b>	-	++	-	++

++ Résultats significativement meilleurs ( $p < 0,05$ ), + meilleurs résultats, = pas de différence.

Tableau 8 – Résumé des tests de “retraitabilité”.

#### 2.5.3.2.1 Le facteur « temps » :

En ce qui concerne le paramètre « temps », une comparaison inter-études des temps de travail n’est pas possible compte tenu des différences de méthode de retraitement (choix des instruments, utilisation de solvant ou non...) mais aussi de la méthode de mesure du temps de travail (décompte ou non du temps de pause lors du changement de lime par exemple, ou considération du moment de fin de nettoyage). Néanmoins avec deux études sans différences de temps significatives (30, 136), deux études où les auteurs concluent que le Resilon® est plus rapide à déposer que la gutta-percha (43, 103) et une étude au résultat inverse (59), nous

pouvons globalement conclure que le Resilon® est aussi rapidement déposable que la gutta si ce n'est plus.

Le tableau ci-dessous (Tableau 9) compile les résultats de la mesure des temps de retraitement obtenus dans les différentes études, et présente des données quantitatives exprimées en minutes (') et secondes (''); il n'a pas pour but de comparer ces données chiffrées mais de donner une idée des différences observées entre les groupes.

Réf.	30	136 <sup>a</sup>	43 <sup>b</sup>	103 <sup>c</sup>	59 <sup>d</sup>
Resilon®	10,48'	4'04'' – 4'57''	3,9' – 3,011'	2,36' – 2,41'	9'44'' – 13'8''
Gutta-percha	10,36'	4'26'' – 5'05''	4,9' – 3,66'	3,35' – 3,50'	5'7'' – 7'6''

<sup>a</sup> instrumentation manuelle ou mécanique, <sup>b</sup> chaud ou chloroforme, <sup>c</sup> deux systèmes de rotation continue différents, <sup>d</sup> avec ou sans solvant.

Tableau 9 - Temps de retraitement des différents matériaux selon les études.

#### 2.5.3.2.2 La propreté canalaire :

De la même façon que pour le facteur temps, les résultats des études ne sont pas quantitativement comparables, les techniques de nettoyage et les méthodes d'observation et de mesure des restes de matériau différant d'une étude à l'autre. Le seul vrai point commun à toutes les études étant la comparaison des deux mêmes matériaux (Resilon® et gutta-percha), on ne peut faire qu'une synthèse qualitative et relative des résultats.

Sur les cinq études connues à ce jour, quatre dont trois de façon significative (30, 43, 136) concluent que le Resilon® laisse moins de résidus que la gutta après retraitement endodontique orthograde. La cinquième affirme l'inverse (59).

Plus en détails, l'étude de Cunha (30) révèle que les surfaces de parois canales recouvertes de matériau observées radiographiquement et mesurées en mm<sup>2</sup>, sont significativement plus importantes pour le groupe gutta-percha/AH Plus®. Mais, l'analyse au MEB de tous les échantillons ne montrant pas de restes radiologiques, en révèle dans les trois tiers du canal quelque soit le matériau.

Les tests menés par Schirrmeister (136) concluent que le Resilon® verticalement compacté est retraité plus efficacement que gutta-percha/AH Plus®. Néanmoins, des restes, dont la surface est mesurée en mm<sup>2</sup>, sont observés dans tous les groupes.

L'étude d'Ezzie (43) où l'obturation canalaire est retraitée par rotation continue associée au chloroforme ou à une source de chaleur, conclut que le solvant est significativement plus efficace. Mais les deux techniques donnent de meilleurs résultats avec le Resilon® qu'avec la gutta-percha. Bien que quelque soit le matériau il y ait significativement plus de matériau restant dans le tiers apical, ces zones canalaire sont plus propres après retraitement lorsqu'elles ont été obturées avec le Resilon®. L'observation au MEB révèle des parois encore recouvertes de débris et de *smear layer*, et l'absence de tubuli ouverts pour les deux matériaux.

Oliveira et al. (103) obtiennent des résultats plus mitigés. Alors qu'avec le système de rotation continue K3 le Resilon® est évalué significativement plus retraitable que le système gutta-percha/AH 26®, le système Liberator® ne permet pas d'observer une réelle différence entre les surfaces de matériaux restants mesurées en mm<sup>2</sup>, même si le groupe Resilon® donne de meilleurs résultats. Par ailleurs, les auteurs précisent qu'aucunes des techniques n'enlèvent tout le matériau d'obturation.

Enfin, Hassanloo et al. (59) observent des résultats inverses. Le système Epiphany® est selon eux retraitable avec ou sans chloroforme mais avec significativement moins d'efficacité que gutta-percha/AH Plus®. De plus, les auteurs soulignent qu'il y a plus de restes dans le tiers apical et que, quelque soit le matériau, l'utilisation du solvant permet un meilleur nettoyage.

#### 2.5.4 CONCLUSION :

La revue générale des études permet de conclure que l'hypothèse de départ, selon laquelle le système Epiphany – Resilon® est « aussi facile à enlever que la gutta-percha », est tenue. En effet, tant en temps qu'en propreté, le Resilon® se démontre plus efficacement retraitsables quelles que soient les techniques choisies. Seul bémol, l'étude de Hassanloo (59) qui juge la gutta-percha meilleure mais qui ne désestime en rien la « retraitabilité » du Resilon®.

Pour expliquer cela les auteurs avancent plusieurs argumentations. Premièrement, toujours la théorie du « Resilon Monoblock System ». En effet, d'après Schirrmeister (136), même si la gutta-percha et AH Plus® n'adhèrent pas à la paroi canalaire comme le fait Epiphany®, les meilleurs résultats de ce dernier s'expliqueraient par l'entité que forme le système Resilon® ; les pointes de Resilon® et le ciment se liant ensemble, ils partent ensemble, ce qui n'est pas le cas de la gutta qui ne se lie pas chimiquement à son ciment. Cunha et Oliveira avancent la même théorie (30, 103).

Pour Ezzie (43) qui a testé le retraitement à chaud, les meilleurs résultats sont dus au point de fusion plus bas de Resilon® et à son plus haut poids moléculaire, ce qui le rend plus fluide que la gutta, et donc peut contribuer à un retrait plus rapide. L'auteur justifie par ailleurs la différence de temps de retraitement entre les deux techniques utilisées (chaleur par le système B et chloroforme en tant que solvant) par la perte de temps engendrée lors des changements d'instruments pendant l'utilisation du système B. Il est aussi suggéré que le chloroforme dissout mieux le Resilon® que la gutta, mais cela nécessiterait d'autres études pour le confirmer. Ces conclusions coïncident avec celles de Elzubair (39) qui a mené une étude sur les propriétés physiques du Resilon® et en a conclu que ce matériau pouvait être, dans le cadre de retraitement, ramolli par la chaleur (car sa température de fusion est basse, 59,5°C) ou dissout par des solvants tels que le chloroforme.

Pour Hassanloo (59), la plus grande résistance du Resilon® au retraitement peut s'expliquer par sa liaison adhésive avec la dentine intraradiculaire, contrairement à l'AH Plus®. Les auteurs soulignent l'effet positif du chloroforme sur le nettoyage du canal et le gain de temps, et suggèrent une augmentation de deux tailles du diamètre de préparation canalaire afin de retirer plus abondamment le matériau d'obturation, notamment au niveau du tiers apical, mais attention toutefois au sur-alésage. De plus, ils justifient leurs résultats contraires aux autres

études par l'incubation en chambre anaérobie qui selon eux permet à l'Epiphany® de mieux finir sa prise, une prise en milieu aérobie laissant une couche superficielle non-polymérisée et rendant le ciment plus facile à retraiter.

Néanmoins, malgré les différentes techniques utilisées, aucune ne permet un nettoyage total des parois canalaires. En effet, l'examen au MEB des dents qui ne montraient pas de reste de matériau visible à la radiographie (30, 43) démontre qu'aucune technique, ni qu'aucun des matériaux utilisés n'est parfait. Le matériau idéal n'existe pas encore mais force est de constater que le Resilon®, quasi-similaire voire meilleur que la gutta-percha au niveau du retraitement, n'a pas le désavantage de ses prédécesseurs en ce qui concerne cette caractéristique technique.

## 2.6 COUT :

Le système d'obturation ne doit pas seulement être ergonomique sur le plan technique, mais doit aussi être adapté financièrement à l'exercice quotidien de l'omnipraticien.

En ce qui concerne le système Epiphany – Resilon®, la trousse de départ coûte environ 153€, l'assortiment de 120 cônes Resilon® environ 30€, la seringue à embout-mélangeur Epiphany sealer® environ 55€, et le flacon Epiphany primer® environ 28€ (<http://secure.synca.com/catalog/>).

Comparativement, les assortiments de cônes de gutta-percha peuvent varier de 11€ (Roeko®) à 28€ (Maillefer®). Et pour ce qui est des ciments de scellement, le ciment à base de résine époxy AH Plus (Dentsply®), fréquemment utilisé dans les études comparatives, sous forme de seringue à embouts-mélangeurs coûte 48€. D'autres ciments tels que Sealapex (Kerr®) à base de  $\text{Ca(OH)}_2$  coûte 45€, ou TubliSeal (Kerr®) à base d'oxyde de zinc – eugénol coûte 58€ (<http://www.dsmdentaire.com/>).

Il y a donc un surcoût à l'utilisation de ce nouveau matériau. Le prix des cônes de Resilon® peut varier du simple au triple par rapport à la gutta-percha, selon les fabricants ; et le ciment de scellement a un surcoût lié à la nécessité d'utiliser un *primer*.

## 2.7 SYNTHÈSE :

Ce nouveau matériau d'obturation canalaire est-il adapté à la pratique quotidienne de l'omnipraticien ?

Le système Resilon® se présente sous forme de cône et ciment comme les systèmes classiques de gutta-percha, se désinfecte de la même façon et est, sans grande différence, autant thermoplastifiable que la gutta-percha. Nous pouvons donc admettre qu'il se met aussi facilement en place que les matériaux habituels. Niveau temps, on ne peut pas considérer que l'étape supplémentaire du *primer* soit un réel inconvénient.

Plus techniquement, ce matériau présente une radio-opacité et une « retraitabilité » aussi bonnes voire meilleures que la gutta-percha, et son temps de prise raccourci permettant un scellement coronaire immédiat est intéressant parce qu'il permettrait de ne pas différer l'obturation coronaire de la dent traitée, mais on a vu les réserves quant aux conséquences d'un éventuel dépassement de pâte dans le périapex.

En conclusion, d'un point de vue pratique, si le matériau est bien utilisé, rien ne peut donc dissuader l'omnipraticien de l'utiliser, si ce n'est le surcoût. Le tout étant de savoir si les résultats cliniques de Resilon® valent la peine de ce surcoût!?

### 3 LES PROPRIETES BIOLOGIQUES – LA BIOCOMPATIBILITE :

#### 3.6 INTRODUCTION :

##### 3.1.1 HISTORIQUE :

La prise en compte de la biocompatibilité comme l'une des propriétés requises pour l'utilisation d'un matériau à visée médicale est assez récente : ce n'est que dans les années 1950 que l'intérêt pour les effets toxiques éventuels des matériaux dentaires a pris de l'ampleur et aboutira dans les années 1970 aux premières normes d'évaluation biologique. Longtemps, la préoccupation principale concernait les qualités mécaniques et physico-chimiques, ceci d'ailleurs se ressent encore aujourd'hui au regard de la relative faible quantité d'articles dédiés à ce paramètre ! Cette évolution des mentalités des professionnels comme des patients est en partie due à l'apparition de produits synthétiques : l'exigence du *Bio*, désormais bien ancrée dans le cahier des charges d'un nouveau matériau, est largement traduite dans les médias comme nous le rappelle régulièrement la controverse de l'amalgame (42).

##### 3.1.2 DEFINITIONS :

En 1986, D.F. Williams (186) décrit la biocompatibilité comme « la capacité d'un matériau à être utilisé avec une réponse appropriée de l'hôte pour une application spécifique ». De façon plus détaillée, Exbrayat en 1998 (42) la définit comme « l'ensemble des interrelations d'un matériau avec le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives ».

De ces deux définitions, on peut tirer trois points d'études : on attend prioritairement du matériau une « réponse appropriée », c'est-à-dire qu'il n'entraîne pas de dégâts, ni inflammation, ni rejet, ni réaction immunogène ou allergène, ni de toxicité pour les tissus : c'est la biotolérance. Longtemps limité à cet aspect, la définition d'Exbrayat apporte par son concept d'« interrelations » la prise en compte des mécanismes interactifs entre le matériau et le milieu biologique environnant. Ces interactions sont à double sens : du matériau sur le

tissu, comme l'accélération ou le ralentissement de la cicatrisation : c'est la bioactivité ; et du tissu vers le matériau : l'évolution, les processus de corrosion et de dégradation puis de relargage (et par conséquent la bioactivité des produits relargués), c'est-à-dire la tenue dans le temps.

### *3.1.3 QUID DE LA BIOCOMPATIBILITE EN ENDODONTIE ?*

Parce qu'en endodontie des cas de réactions toxiques sont connus (2, 100, 168) et afin d'assurer aux patients une sécurité et une fiabilité de traitement, le matériau d'obturation canalaire se doit d'être biocompatible (55). Les constituants du matériau vont influencer sa biocompatibilité, directement par leur contact de surface, et secondairement s'ils sont dégradés et relargués (42).

Par ce contact direct et prolongé avec les tissus dentaires et périodentaires, la biocompatibilité du matériau est considérée comme un des facteurs du succès thérapeutique, un matériau non-biocompatible pouvant être responsable d'échecs (148), tout comme il a été démontré qu'un dépassement de ciment de scellement peut faire durer la lésion périapicale (148), le matériau d'obturation peut ralentir la guérison voire affecter défavorablement le résultat du traitement en causant une inflammation par réaction au relargage de produits toxiques ou une dégénération du tissu en contact (49).

### *3.1.4 METHODES D'ETUDE :*

Etant donné la difficulté d'appréhender expérimentalement comme cliniquement la biocompatibilité d'un matériau, de nombreux outils d'évaluations ont été déterminés et normalisés par plusieurs organismes tels que l'Organisation Internationale de Standardisation (ISO), l'Association Dentaire Américaine (ADA), la Commission Européenne de Normalisation (CEN), la Fédération Dentaire Internationale (FDI) et l'Association Française de Normalisation (AFNOR).

Dans l'ordre on distingue : les tests primaires sur des cultures cellulaires et tissulaires, pour évaluer la cytotoxicité générale, les effets mutagènes et cancérigènes notamment ; les tests secondaires de toxicité locale sur de petits animaux pour apprécier les réactions à moyen voire

à long termes ; puis les tests pré-cliniques d'utilisation et de biofonctionnalité, sur de gros animaux, pour se rapprocher des conditions cliniques humaines et observer les réactions biologiques du matériau et de ses produits de dégradation.

### 3.7 QUID DU SYSTÈME EPIPHANY / RESILON ® ?

#### 3.2.1 BIOTOLERANCE :

##### 3.2.1.1 Les tests primaires :

Différents tests primaires ont été menés en comparaison à d'autres matériaux d'obturation canalair. De ces tests on notera qu'ils concernent surtout l'Epiphany® et d'autres ciments de scellement, produits se retrouvant davantage en contact avec les tissus vivants que les cônes de Resilon® ou de Gutta-percha.

##### 3.2.1.1.1 Résultats pour Epiphany :

L'étude menée par Eldeniz et al. comparant 5 nouveaux ciments à 3 usuels (Apexit®, AH Plus®, RoekoSeal®), conclut que 3 nouveaux dont Epiphany® et Apexit® sont significativement plus cytotoxiques mais que cela reste d'une magnitude similaire aux ciments usuels (38).

Susini a comparé la toxicité à différents intervalles, et considère l'Epiphany® plus cytotoxique que Sealite® et RoekoSeal® à 1 et 2 jours mais similaire à 7 et 30 jours (153).

Merdad a analysé les 3 composants du système Resilon®, et a testé l'Epiphany® à trois temps différents : frais après mélange, après 24 et 48 heures de prise. Les auteurs évaluent qualitativement la cytotoxicité du ciment comme initialement modérée mais moindre que celle d'AH Plus®, puis indétectable à 24 heures (92).

Key et al. comparent Epiphany® à trois autres ciments choisis pour représenter des catégories de matériaux communément utilisés (Grossman's sealer pour l'oxyde de zinc – eugénol, Thermaseal® pour l'AH Plus® et Sealapex® pour l'hydroxyde de calcium). A 1 heure, les quatre ciments sont significativement cytotoxiques comparés au contrôle positif, Sealapex®

moins que les autres, et à 24 heures, la différence est toujours significative avec le sérum physiologique mais AH Plus® et Epiphany® sont significativement moins toxiques que les deux autres ciments (76).

Enfin, l'étude de Bouillaguet conclut que l'Epiphany® induit une réponse sévère aux deux périodes étudiées (24 et 72h) tandis qu'AH Plus® induit une réponse modérée à 24 heures qui s'aggrave avec le temps et que Guttaflow® est significativement moins toxique voire proche du téflon utilisé comme contrôle positif (19).

Ces quatre études s'accordent donc pour dire que l'Epiphany® est cytotoxique, mais à des degrés divers et surtout initialement ; difficile par conséquent de se faire un avis d'autant plus que les autres ciments de scellement, récents ou répandus, se classent relativement à Epiphany®, différemment selon les méthodes employées.

#### *3.2.1.1.2 Résultats pour Resilon® :*

Parce que sa biocompatibilité a été démontrée (110), la Gutta-percha va être utilisée comme standard de comparaison pour le Resilon®. Différentes études concluent que le nouveau matériau n'est pas significativement plus cytotoxique que l'habituel, ceci à différents intervalles : 1 ou 2 heures et 1, 2, 7 ou 30 jours (76, 92, 153).

Cependant, Bouillaguet observe une cytotoxicité de Resilon® équivalente à celle de l'Epiphany®, les deux matériaux réduisant de façon importante la synthèse de SDH par les cellules de culture à 24 et 72 heures, mais ces résultats ne sont pas comparés à ceux de la Gutta-percha.

Les bons résultats pour Resilon® s'expliquent par son contenu élevé en polycaprolactone (prêt de 40%), molécule utilisée notamment pour les implants contraceptifs sous-dermiques et expérimentée comme membrane pour la régénération de peau, et dont la biocompatibilité a déjà été évaluée et approuvée par la FDA (12, 31, 77, 117, 189).

### *3.2.1.1.3 Résultats pour les deux éléments combinés :*

Une fois les deux éléments de ce système combinés, on trouve une toxicité similaire à celle du ciment seul (92), et comparativement à la Gutta-percha associée à RoekoSeal® ou à Sealite®, le complexe Resilon® est statistiquement plus toxique à 1 jour mais pas à 2,7 et 30. Le ciment étant plus cytotoxique que son cône à 1, 2 et de façon négligeable à 7 jours, il est donc conclut que la cytotoxicité de ce complexe est due à l'Epiphany® (153). Par conséquent les différents auteurs nous alertent sur les conséquences d'éventuels dépassements de ciment.

### *3.2.1.1.4 Parenthèse sur le Primer :*

Le primer auto-mordançant du système Epiphany/Resilon® n'a pas pour vocation à rester en contact avec les tissus vivants, il n'est pourtant pas inutile d'étudier sa biocompatibilité ne serait-ce que pour évaluer les conséquences sur les tissus vivants d'un mauvais usage et rappeler les précautions de son emploi.

L'effet cytotoxique du primer est défini comme modéré par Merdad et al, et bien que pouvant être irréversible, il serait comparable aux autres primer du même type (78). Le produit contient entre autre de l'acide sulfonique et HEMA. L'étude de Bouillaguet comparant HEMA seul au primer leur trouvent une cytotoxicité comparable et conclut que c'est ce monomère qui en est responsable. En effet, le rôle d'HEMA dans la suppression de la croissance cellulaire et l'interruption des cycles mitotiques a déjà été démontré (25).

La possibilité d'un échappement du primer par-delà l'apex pouvant être source de nuisance tissulaire n'est donc pas à exclure. Cependant, lors de l'application clinique le risque d'exposition du tissu périapical à la toxicité du primer est très basse car le produit est appliqué sur les parois canalaires avec un cône de papier généralement calibré et donc ne dépassant pas le foramen apical (76, 92).

### *3.2.1.1.5 Explications sur les résultats :*

Pour expliquer ces propriétés biologiques, l'accent est mis sur la nature même du matériau, c'est-à-dire sa base résineuse. En effet, il a été prouvé que la présence de composants résineux dans un milieu de culture cellulaire entraîne une toxicité significative (134), or les principaux composants relargués par un matériau composite sont ses monomères non polymérisés résiduels (126). Cette toxicité initiale d'Epiphany® est donc reliée à son contenu en UDMA et Bis-GMA, monomères permettant l'adhésion dentinaire et définis comme cytotoxiques (58, 60).

Ces monomères seraient responsables, entre autre, de la réduction de l'activité mitochondriale des macrophages pulpaire, de la suppression de l'interleukine-1, causeraient une immunosuppression des lymphocytes T et l'activation du complément, joueraient un rôle important sur la réponse inflammatoire et pourraient interférer avec les fonctions sécrétoires de cellules telles que les odontoblastes (1, 72, 113, 120, 121).

Pour relativiser ces résultats il faut prendre en considération le milieu dans lequel sont effectuées ces études. En condition aérobie, l'oxygène inhibe la polymérisation en surface du matériau résineux et laisse une couche de monomères non polymérisés (115, 196), tandis qu'en milieu anaérobie et à température corporelle, le temps de prise d'Epiphany® est raccourci passant d'une semaine à 30 minutes (102). Or, dans ces différents tests primaires les auteurs précisent qu'ils sont réalisés en présence d'air, ce qui influe négativement sur les propriétés biologiques du matériau étudié, les monomères étant relargués plus longtemps et en plus grande quantité.

En plus de l'environnement, il faut tenir compte de la quantité de matériau mis en contact avec le milieu cellulaire. Susini a évalué la cytotoxicité d'Epiphany® par deux moyens ; un test MTT réalisé selon les normes ISO et un test utilisant des dents extraites standardisées et obturées de façon à obtenir la même surface de matériau en contact avec le milieu cellulaire ; il apparaît que la mortalité des cellules à 1 jour est de 96% avec les standards ISO et de seulement 57% avec le modèle canalaire. On peut donc juger que la surface de contact entre le milieu et le matériau est trop élevée dans les tests ISO, rendant cette méthode d'évaluation non extrapolable cliniquement, la cytotoxicité étant un phénomène dose-dépendant (92).

Cette étude n'est pas la seule à poser la question de la justification de telles méthodes d'évaluation, les lignées de cellules de laboratoire telles que L929 étant plus sensibles que des cellules dérivées ou directement extraites des tissus ciblés par le matériau (38).

Par conséquent, bien que les avantages des tests *in vitro* soient évidents (simplicité, reproductibilité) et qu'ils soient acceptés comme méthode de routine pour l'évaluation de la cytotoxicité des matériaux à usage dentaire (123), il n'en demeure pas moins nécessaire de se rapprocher des conditions cliniques humaines, d'où l'intérêt des tests secondaires.

### **3.2.1.2 Les tests secondaires :**

Deuxième étape de l'évaluation expérimentale des matériaux dentaires, ils sont effectués chez l'animal de laboratoire. Leur but est d'apprécier les réactions à moyen terme, voire à long terme, sur un organisme entier. Ils complètent ainsi les tests initiaux en substituant à une relation très ciblée cellules/matériau une relation large animal/matériau où les systèmes de défense et la coopération cellulaire peuvent jouer leur rôle (42).

Etant donné la nouveauté du matériau, peu d'études ont été réalisées, mais leurs conclusions sont concordantes, elles portent sur deux milieux histologiques distincts.

#### *3.2.1.2.1 Tests d'implantation sous-cutanée :*

Onay et al. ont étudié sur trois périodes de 1, 4 et huit semaines, la biocompatibilité d'Epiphany® et Resilon® comparée à la Gutta-percha implantés dans le tissu conjonctif de rats.

Sur les trois périodes aucune différence de réaction significative n'est observée entre les matériaux, même comparativement au téflon utilisé comme contrôle positif (104).

A une semaine, les réactions sont décrites de modérées à sévères, cette réponse initiale serait due au traumatisme chirurgical (29, 198), mais pour Epiphany® pourrait aussi être imputée au relargage de monomères déjà décrit lors des tests initiaux.

Après quatre semaines, l'intensité des réponses tissulaires diminue et est évaluée de légère à modérée.

A huit semaines, les réactions inflammatoires varient de légère à aucune, les implants paraissent être tous aussi bien tolérés, la guérison du tissu conjonctif est remarquable pour tous les matériaux expérimentés.

Bien que les auteurs concluent que tous les matériaux implantés sont bien tolérés et ont une biocompatibilité acceptable, ils soulignent malgré tout les problèmes de toxicité initiale d'Epiphany® pourtant non observés significativement lors de ces tests.

Quant à Resilon®, sa structure jugée stable et inerte donne un résultat attendu et identique à la Gutta-percha déjà considérée comme biocompatible et bien tolérée (150, 188). Cette qualité est confirmée par l'étude de Bodrumlu et al. (17) ayant comparé de la même façon chez des rats, Resilon® et Gutta-percha mais à des périodes différents de 7, 15, 30 et 60 jours, et concluant que les tissus mis en contact ont une grande tolérance aux deux matériaux étudiés à 60 jours, le Resilon® pouvant donc être utilisé comme alternative à la Gutta-percha en terme de biocompatibilité.

#### *3.2.1.2.2 Test d'implantation endo-osseuse :*

Sousa a comparé la biocompatibilité intraosseuse de trois ciments, AH Plus®, EndoRez® et Epiphany®, sur des cochons d'Inde, à deux périodes de 4 et 12 semaines.

Alors qu'aux deux périodes, l'EndoRez® (ciment à base de résine méthacrylate assez proche d'Epiphany®) induit une réponse considérée sévère, cytotoxicité déjà confirmée par d'autres études (198, 199), et que l'AH Plus® (matériau répandu et déjà accepté cliniquement) entraîne une réaction sévère à quatre semaines et modérée à douze ; l'Epiphany® se distingue par une réaction légère voire absente aux deux périodes. De plus, l'observation d'une formation de tissu osseux au contact du ciment, fait conclure aux auteurs de cette étude que la réponse biologique induite par Epiphany® est optimale.

### *3.2.1.2.3 Conclusion sur les tests secondaires :*

Tandis que les tests secondaires confirment la bonne tolérance des tissus vivants pour le Resilon®, qualité déjà observée lors des tests cellulaires, ils nous permettent de mettre en perspective les résultats obtenus précédemment pour Epiphany®. En effet, la toxicité initiale dénoncée lors des tests initiaux, s'avère nulle à moyen terme, confirmant la thèse d'une diminution rapide de la cytotoxicité déjà évoquée lors des premiers tests. Ces bons résultats peuvent aussi être imputés aux conditions anaérobies dans lesquelles les tests secondaires ont été réalisés, conditions se rapprochant d'avantage de la réalité clinique.

Toutefois, avant d'extrapoler ces résultats aux situations cliniques humaines, les différents auteurs rappellent que d'autres études sont nécessaires (106, 149), d'où l'intérêt des tests pré-cliniques.

### **3.2.1.3 Les tests pré-cliniques :**

A l'heure actuelle, le seul test pré-clinique visant à évaluer la biocompatibilité de Resilon a été réalisé par Leonardo et al. , il a été pratiqué sur des chiens dont les dents ont été obturées avec le complexe Sealapex®/Gutta-percha ou avec Epiphany/Resilon®, sur une période de quatre-vingt-dix jours.

L'évaluation histopathologique, basée sur six paramètres histomorphologiques, établit une différence significative entre les deux systèmes d'obturation canalaire pour les critères d'extension et d'intensité de l'inflammation. La réaction du tissu périradiculaire est la plus favorable pour le système Resilon®, un dépôt minéralisé apparaissant dans certains cas. Pour les auteurs ces résultats montrent clairement que les dents obturées avec Epiphany/Resilon® donnent de meilleures réactions du tissu périapical que celles obturées avec le nouveau Sealapex®, même lors de dépassement canalaire, contredisant avec les remarques des études précédentes (92, 153).

Il faut préciser que pour cette étude, on ne peut en réalité que se contenter d'observer la bonne réaction des tissus à Epiphany/Resilon®, la comparaison avec l'autre ciment ayant peu de valeur puisqu'il s'agit ici d'une nouvelle formulation de Sealapex®, ciment ayant démontré

auparavant une biocompatibilité satisfaisante (63, 85, 141) et dont les effets biologiques de la modification n'ont pas été évalués.

Ce résultat confirme tout de même ceux obtenus lors des tests secondaires, Epiphany® et Resilon® sont bien tolérés à moyen terme, puisqu'aucune inflammation significative n'a été observée dans tous les tests mettant en contact ces matériaux avec des tissus vivants.

De plus, une autre étude menée *in vivo* sur des chiens pendant 14 semaines par Shipper et al. (140) et visant à évaluer l'étanchéité de Resilon® comparativement à la combinaison gutta/AH26® montre significativement moins d'inflammation périapicale pour les dents obturées avec Resilon®. Les inflammations diagnostiquées dans le groupe gutta/AH26® sont liées au manque d'étanchéité de ce complexe qui laisse pénétrer les bactéries de la cavité orale, mais il est intéressant de noter qu'en plus de résister aux infiltrations, le Resilon® dans cette étude, ne produit pas de réaction inflammatoire liée à sa nature chimique, ce qui corrobore avec les résultats de Leonardo.

Cependant il reste à étudier les effets sur le long terme et chez l'humain, or actuellement une seule étude a évalué à un an le taux de guérison de 82 dents monoradiculées traitées par des praticiens privés avec des protocoles différents n'ayant en commun que le matériau d'obturation. Le taux de réussite est de 90,9%, mais il est difficile d'évaluer la contribution du système Resilon® dans le succès (ou l'échec) de ces traitements endodontiques, néanmoins, compte-tenu de ce taux élevé, on peut penser que le matériau choisi n'est pas préjudiciable au succès, et donc biotoléré (28).

### 3.2.1.4 Tableau résumé :

Réf.	1h <sup>76</sup>	2h <sup>92</sup>	1j	2j	3j <sup>19</sup>	7j	30j	60j	90j
<b>Epiphany</b>	*	**	*19,38,77,153 ***92	*153 ***92	*	**153 *106	***149,153 **106	***106	***86,151
<b>Resilon</b>	***	***	***76,153 *19	***153	*	***153 *106	***153 **106	***106	***86
<b>Gutta</b>	***	***	***76			*106	**106	***106	***86
<b>AH Plus</b>		**	**19 ***38,92	***93	*		*149		**149
<b>EndoRez</b>			*38			*198,199	*149,198	***199	*148 **198
<b>Guttaflow</b>			***19,38		***				
<b>Sealapex</b>	**		*76						**87
<b>Contrôle<sup>§</sup></b>	***	***	***19,76		***	*106 ***198,199	***149,198 **106	***106,199	***149,198

\*\*\*Toxicité nulle à légère, \*\*Modérée, \*Sévère. § Les matériaux servant de contrôle négatif sont du Téflon (19, 106,149) du Silicone (198,199), du sérum physiologique (76) ou l'absence de matériau (92).

Tableau 10 - Biocompatibilité de différents matériaux d'obturation pour diverses périodes d'exposition.

Le tableau ci-dessus (Tableau 10) résume les évaluations de la biocompatibilité effectuées dans diverses études, à divers temps d'exposition, pour divers matériaux d'obturation canalair. La biocompatibilité est résumée comme sévère (\*), modérée (\*\*), ou nulle à légère (\*\*\*).

### 3.2.2 TENUE DANS LE TEMPS :

#### 3.2.2.1 Intérêts :

Connaître la façon dont va évoluer le matériau d'obturation une fois mis en contact avec les tissus vivants est indispensable pour évaluer ses capacités techniques sur le long terme, une éventuelle dégradation pouvant nuire à sa bonne étanchéité et remettre en cause l'intérêt principal de ce nouveau produit. De plus, il est intéressant de savoir quels composants du matériau pourraient être relargués afin de pouvoir évaluer par la suite leurs actions sur les tissus vivants.

#### 3.2.2.2 Tenue dans le temps de Resilon® :

La matrice du Resilon® est constituée principalement de polycaprolactone et, à plus faible dose, de diméthacrylate.

Le polycaprolactone est un polyester de synthèse dont la biodégradabilité est reconnue et utile lorsqu'il entre dans la composition de sacs de caisse mais cette caractéristique est discutable en endodontie (83, 93, 95). Cette molécule est dégradée dans la nature par des bactéries aérobies ou anaérobies pouvant sécréter des enzymes telles que des lipases, estérases etc. et utilisant les déchets comme nutriments. Ce type d'enzymes étant retrouvé dans la salive ou produit par des bactéries rencontrées en endodontie, il convient d'étudier leur impact sur le Resilon®.

Tay et Hiraishi (62, 162, 163) ont réalisé trois études sur la susceptibilité des matériaux d'obturation à la dégradation en comparant le Resilon® à la Gutta-percha et au polycaprolactone seul en contact avec une lipase (enzyme contenue dans la salive), avec une cholestérol-estérase ou dans du sérum physiologique. Les auteurs observent un gain de poids pour les trois matériaux dans le sérum dû à l'absorption hydrique, et alors que la Gutta-percha reste stable, les deux autres matériaux présentent une perte de poids pour les deux enzymes. L'analyse microscopique met en évidence l'apparition de pores superficiels à la surface de la Gutta-percha, une large dégradation du polymère, et une érosion de la surface du Resilon® exposant les particules de charge. Les courbes de perte de poids sont comparables et

expliquées par la dégradation du polymère de polyester, mais au bout de 60 heures pour la cholestérol-estérase elles vont se croiser, le Resilon® montrant une perte plus importante s'expliquant par la capacité de l'enzyme à cliver le diméthacrylate entraînant en plus une perte de charge.

En conclusion, ces études mettent en évidence la biodégradabilité du Resilon® par des enzymes capables de cliver les liaisons ester et existant dans la salive ou dans la flore bactérienne endocanalaire.

En réponse, Trope insiste sur la nécessité de conduire d'autres tests plus proches des réalités cliniques, en exposant le Resilon® à des cultures de bactéries issues de la flore endocanalaire, à la salive humaine et en évaluant l'impact de la protection par l'enduit d'Epiphany® (169). A l'heure actuelle ces études n'ont pas encore été menées.

### **3.2.2.3 Tenue dans le temps d'Epiphany® :**

L'Epiphany® est un ciment à base de Bis-GMA, UDMA et de méthacrylates hydrophiles, chargé à 70% par des cristaux de barium, de silice, d'hydroxyde de calcium et de sulfate de barium.

Les tests de solubilité et d'altération dimensionnelle menés par Versiani révèlent des valeurs (respectivement 3,41% et 8,07%) supérieures aux standards de l'ADA (3% et 1%). La perte de poids observée et illustrant la solubilité du matériau peut s'expliquer par le relargage de monomères non-polymérisés résiduels observé chez les matériaux composites lors des premiers sept jours (126), mais aussi par l'érosion des particules de charge consécutive à cette dégradation des monomères. L'analyse de l'eau distillée utilisée pour les tests de solubilité montre une libération importante d'ions calcium. Quant à l'altération dimensionnelle elle s'expliquerait par la nature hydrophile de certains polymères et de particules de charges comme l'hydroxyde de calcium, qui en absorbant l'eau entraîneraient une expansion hygroscopique (32).

Ces constatations ne suffisent pas pour juger du devenir d'Epiphany® dans son contexte clinique, aucune extrapolation sur les capacités de scellement du matériau n'est faite...

### 3.2.3 BIOACTIVITE :

Il convient d'évaluer dans quelle mesure la mise en place du matériau d'obturation va influencer sur le devenir des tissus vivants en contact direct ou proche.

En ce qui concerne le Resilon®, les différents tests ont démontré sa biocompatibilité et surtout sa bioinertie (76, 92, 153), et bien qu'aucune étude n'ait encore réfléchi sur le sujet, on peut penser que sa biodégradabilité et en particulier le relargage de ses composants n'auraient pas d'impact direct pour les tissus vivants (17, 106), mais des questions se posent sur l'impact indirect de l'utilisation des déchets de polymères comme source d'énergie par les bactéries *in situ*.

Cependant, les tests menés par Borbely et al. (18) comparant le Resilon® à d'autres matériaux composites contenant des verres de phosphate, ont conclu que le Resilon® ne relâchait que des ions sodium et calcium, avec un plateau après 2 à 4 jours, et que donc le Resilon® serait potentiellement bioactif.

Quant à Epiphany®, le rôle du relargage de monomères dans sa cytotoxicité initiale a déjà été discuté, mais le plus intéressant c'est la libération d'ions calcium qui à moyen terme jouerait un rôle positif sur la cicatrisation expliquant ainsi la réduction des lésions périapicales observée cliniquement par Leonardo et al. et la biocompatibilité intraosseuse du ciment induisant parfois même une formation osseuse (149).

### 3.2.4 CONCLUSION ET INTERROGATIONS :

La vue d'ensemble des différentes études permet d'estimer la biocompatibilité du système Epiphany/Resilon® comme bonne, le Resilon® étant comparable à la Gutta-percha et l'Epiphany®, malgré une toxicité initiale, présentant de bonnes propriétés biologiques à moyen terme. Malgré tout, l'insuffisance d'étude notamment secondaires et pré-cliniques, ainsi que l'absence de recul clinique, laissent des questions en suspens.

En effet, on connaît le potentiel cytotoxique des monomères à court terme mais qu'en est-il de leur pouvoir allergène sur le long terme ? Cette question se pose pour tous les matériaux composites y compris Epiphany®, contenant des molécules telles que Bis-GMA, UDMA et autres dont la responsabilité dans les dermatites de contact a déjà été diagnostiquée (48).

De plus, ce produit revendique des capacités de scellement et d'étanchéité exceptionnelles, mais quelles sont les conséquences de la biodégradabilité de Resilon® et la solubilité d'Epiphany® sur ces propriétés à long terme ?

L'autre interrogation à propos de la biodégradabilité de Resilon® porte sur le devenir de ses déchets qui pourraient être utilisés comme source d'énergie par des bactéries résiduelles. On peut donc supposer leur responsabilité à moyen ou long terme dans d'éventuelles résurgences infectieuses. Théorie qui reste à démontrer (62, 162, 163).

## 4 ANALYSE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE :

### 4.1 PRINCIPE DE L'ANALYSE ET METHODE D'EVALUATION :

La problématique des recherches biomédicales est qu'elles étudient des systèmes se caractérisant par une grande variabilité. Il est impossible de dire comment un résultat se rapproche de la réalité, il est simplement possible de dire qu'un résultat a été obtenu avec une méthode qui en théorie met à l'abri au maximum des biais et serait donc théoriquement fiable.

Pour juger de la qualité des études, on fait une analyse critique de la littérature médicale définie par l'HAS comme étant une méthode de standardisation d'analyse de l'objectif, de la méthode, des résultats et de la pertinence d'une étude, dans le but d'en évaluer la qualité et d'en définir le niveau de preuve.

Le niveau de preuve, caractérisant la capacité d'une étude à répondre à la question posée, se juge par l'adéquation de son protocole, par l'existence de biais et l'adaptation de l'analyse statistique, et par la puissance de l'étude et particulièrement la taille de l'échantillon.

Pour juger de l'adéquation du protocole, on prendra en compte le type d'étude, le type de test et le choix d'une méthodologie ayant fait consensus auprès d'un organisme normatif national ou international.

L'analyse statistique se fait communément par le test  $t$  de Student qui permet de répondre à la question « la différence entre ces deux moyennes est-elle significative ? » en établissant un seuil de probabilité : un  $p < 0.05$  traduit une différence significative, à  $p < 0.01$  la différence est très significative.

Un biais est une cause d'erreur d'une analyse statistique liée à la méthodologie de l'expérimentation et entrave la représentativité des résultats. Il en existe quatre types : les biais d'attrition dus à une différence entre groupe initial et final, les biais de confusion liés à une erreur d'appréciation et supprimés par l'utilisation de groupe contrôle, les biais de sélection liés à une différence de composition entre les groupes et évités par la randomisation, et les biais de suivi dus à des différences de prise en charge des groupes et résolus par le double aveugle ou l'objectivité des critères d'évaluation.

Tenant compte de ces paramètres la Haute Autorité de Santé a établi des recommandations classées en grade selon le niveau de preuve scientifique fourni par l'étude évaluée (Tableau 11).

<b>Niveau de preuve scientifique fourni</b>	<b>Grade des recommandations</b>
<b>Niveau 1 :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Essais comparatifs randomisés de forte puissance</li> <li>- Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés</li> <li>- Analyse de décision basée sur des études bien menées</li> </ul>	<b>A</b> Preuve scientifique établie
<b>Niveau 2 :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Essais comparatifs randomisés de faible puissance</li> <li>- Etudes comparatives non randomisés bien menées</li> <li>- Etudes de cohorte</li> </ul>	<b>B</b> Présomption scientifique
<b>Niveau 3 :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Etudes cas-témoin</li> </ul>	<b>C</b> Faible niveau de preuve
<b>Niveau 4 :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Etudes comparatives comportant des biais importants</li> <li>- Etudes rétrospectives</li> <li>- Séries de cas</li> </ul>	<b>C</b> Faible niveau de preuve

Tableau 11 - Grade des recommandations (D'après la Haute Autorité de Santé).

## 4.2 DISCUSSION SUR L'ADHESIVITE :

L'inconvénient des tests d'adhésivité est qu'ils ne font pas consensus entre les chercheurs et qu'aucun organisme normatif ne les a validés et standardisés (37). Les tests d'arrachement sont un bon moyen pour mesurer la résistance d'un matériau au décollement donc pour mesurer l'adhésivité « pure » de ce matériau mais nous savons qu'en endodontie cela ne correspond pas à la réalité clinique. Les tests de cisaillement sont plus représentatifs des forces exercées sur le matériau d'obturation canalaire et permettent d'évaluer l'adhésivité après mise en œuvre intracanaire, ce qui est plus proche de la réalité clinique ; cependant, la méthode d'évaluation par section transversale de la racine peut être considérée comme un biais (majeur ou non ?) compte-tenu de la destruction de l'interface dentine/matériau qu'une telle manœuvre peut engendrer. Par conséquent, nous considérerons qu'aucun de ces deux types de test n'est apte à répondre au mieux à la question posée, mais ils peuvent néanmoins fournir des informations intéressantes.

Comme nous l'avons déjà vu précédemment, les études concernant le système Resilon® sont toutes basées sur des tests de cisaillement dont nous ne pouvons pas valider le protocole comme répondant au mieux à la question posée. Donc partant de ce principe, aucune des études ne pourra obtenir le grade A de preuve scientifique établie.

L'anomalie mineure liée à la façon dont la polymérisation du ciment est permise, évoquée dans les études sur le retraitement par Hassanloo (59), vaut également ici. Seul l'étude d'Ungor s'exonère de ce biais (174).

<b>Réf.</b>	<b>Adaptation du protocole</b>	<b>Biais et anomalies</b>	<b>Analyse statistique</b>	<b>Taille<sup>§</sup></b>	<b>Grade</b>
<b>174</b>	Test de cisaillement	Aucun	p<0,05	15	<b>B</b>
<b>69</b>	Test de cisaillement	Anomalie mineure	p<0,05	10	<b>B</b>
<b>144</b>	Test de cisaillement	Anomalie mineure	p<0,05	12	<b>B</b>
<b>47</b>	Test de cisaillement	Anomalie mineure	p<0,05	20	<b>B</b>
<b>145</b>	Test de cisaillement	Anomalie mineure	p<0,0001	15	<b>B</b>
<b>46</b>	Test de cisaillement	Anomalie mineure	p<0,05	5	<b>B</b>
<b>19</b>	Test de cisaillement	Anomalie mineure	p<0,05	6	<b>B</b>

*§ Nombre d'échantillon par matériau.*

**Tableau 12 - Graduation des études portant sur l'adhésivité du matériau d'obturation.**

La graduation des études (Tableau 12) sur l'adhésivité établit une présomption scientifique. Cela signifie que l'on peut tirer des informations sérieuses de ces études. Cependant, compte-tenu de l'absence de protocole réellement adapté à la question posée, d'autres études sont nécessaires afin d'apporter des réponses complémentaires aux informations déjà obtenues. La réalisation de tests d'arrachement par exemple, pourrait nous permettre de savoir si l'adhésivité « pure » du système Resilon® à la dentine est supérieure ou non à celle des ciments à base de résine époxy et si ce n'est pas juste les facteurs liés à l'anatomie canalaire qui font que les résultats espérés ne sont pas au rendez-vous. De telles informations permettraient de savoir s'il faut retravailler la composition chimique du matériau ou réfléchir à un moyen de mieux mettre en œuvre le collage intracanal.

#### 4.3 DISCUSSION SUR L'HERMETICITE :

L'inconvénient des tests d'herméticité *in vitro* est qu'ils pourraient ne pas être corrélés directement avec les résultats cliniques, mais ils peuvent se justifier en tant que simple moyen comparatif. Aucune des méthodes utilisées couramment n'a été validée d'où l'absence d'outil d'évaluation normalisé. Afin de permettre une comparaison inter-étude, les normes sont substituées par la précision du protocole utilisé et déjà décrit dans de précédentes études, bien que cela ne soit pas toujours réalisable. Cette comparaison inter-études est envisageable lorsque les méthodes d'évaluation sont basées sur le même principe mais la variété des méthodes et de leurs critères d'évaluation sont autant de raisons de désaccords (190).

Selon certains auteurs les tests de pénétration de colorant seraient moins sensibles que les tests de transport de fluide (16, 191), qui eux-mêmes seraient moins sensibles que les tests de pénétration de glucose (137, 138, 191). Shemesh considérant que dans ses tests de transport de fluide une différence statistique n'est pas établie à cause de la faible puissance de ses échantillons (n=20), mais observant une différence significative pour ses tests de pénétration de glucose avec la même taille d'échantillon ; nous pouvons avoir une exigence différente quant à la taille des échantillons selon les méthodes, en considérant que la puissance est faible à n=20 pour les tests de transport de fluide et que cette puissance est suffisante pour les tests de pénétration de glucose. Nous fixerons la même limite pour les tests de pénétration de colorant et d'infiltration bactérienne.

Les études 76, 110, 117, 138, 139, 140, 141, 143, 152 et 178 sont des études comparatives randomisées et de puissance suffisante relativement à leurs sensibilités. Les obturations canalaires étant réalisées *in vitro*, les conditions sont idéales et donc aucun biais n'est recensé et l'analyse statistique est bien menée. On peut donc considérer que dans ces études la preuve scientifique est établie.

Réf.	Type d'étude	Type de test	Norme / protocole	Analyse statistique	Biais et anomalies	Taille <sup>§</sup>	Grade
<b>116</b>	Comparative randomisée	Infiltration bact. et colorant	Torabinejad	p<0,05	Aucun	50	<b>A</b>
<b>139</b>	Comparative randomisée	Infiltration bactérienne	Torabinejad	P<0,05	Aucun	60	<b>A</b>
<b>11</b>	Comparative randomisée	Infiltration bactérienne	–	p<0,05	Aucun	15	<b>B</b>
<b>140</b>	Comparative randomisée	Infiltration bact. In vivo	–	p=0,00018	Aucun	24	<b>A</b>
<b>89</b>	Comparative randomisée	Infiltration bactérienne	–	p<0,05	Anomalie mineure	15	<b>B</b>
<b>14</b>	Comparative randomisée	Pénétration de colorant	–	p<0,001	Aucun	10	<b>B</b>
<b>15</b>	Comparative randomisée	Pénétration de colorant	–	p<0,05	Aucun	20	<b>B</b>
<b>142</b>	Comparative randomisée	Pénétration de colorant	–	p<0,05	Aucun	50	<b>A</b>
<b>177</b>	Comparative randomisée	Pénétration de colorant	–	p<0,05	Aucun	30	<b>A</b>
<b>7</b>	Comparative randomisée	Pénétration de colorant	–	–	Anomalie mineure	45	<b>B</b>
<b>67</b>	Comparative randomisée	Pénétration de colorant	–	p<0,05	Aucun	7	<b>B</b>
<b>170</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	Wu	p<0,05	Aucun	18	<b>B</b>
<b>119</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	Wu	p<0,05	Aucun	10	<b>B</b>
<b>109</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	Wu	p<0,05	Aucun	40	<b>A</b>
<b>16</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	Wu	p<0,05	Aucun	18	<b>B</b>
<b>138</b>	Comparative randomisée	Pénétration glucose et fluide	Xu/Wu	p<0,05	Aucun	20	<b>A</b>
<b>137</b>	Comparative randomisée	Pénétration glucose et fluide	Xu/Wu	p<0,05	Aucun	20	<b>A</b>

<b>105</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	Orucoglu	p<0,05	Aucun	15	<b>B</b>
<b>127</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	Orucoglu	p<0,05	Aucun	10	<b>B</b>
<b>13</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	–	p<0,05	Anomalie mineure	24	<b>B</b>
<b>151</b>	Comparative randomisée	Transport de fluide	–	p<0,05	Aucun	60	<b>A</b>
<b>75</b>	Comparative randomisée	Pénétration de glucose	Xu	p<0,05	Aucun	24	<b>A</b>
<b>160</b>	Série de cas	Marquage Ag <sup>2+</sup>	–	–	Confusion et suivi	12	<b>C</b>
<b>179</b>	Comparative randomisée	Test électrique	–	p<0,05	Aucun	10	<b>B</b>

§ Nombre d'échantillon par matériau.

Tableau 13 - Graduation des études portant sur l'herméticité du matériau classées selon leur méthodologie.

Les études 11, 14, 15, 16, 68, 106, 120, 128, 172 et 180 sont des études comparatives randomisées, réalisées *in vitro* dans des conditions idéales et donc sans biais. L'analyse statistique est bien menée mais la puissance des échantillons peut être considérée comme faible. On peut donc estimer qu'il y a présomption scientifique.

L'étude de Maltezos (89) présente une anomalie mineure car les obturations *a retro* plus dépendantes du milieu, ne sont pas réalisées dans des conditions aussi parfaites que dans cette étude *in vitro*. L'étude étant comparative randomisée et l'analyse statistique étant bien menée malgré la faible puissance, on peut estimer qu'il y a présomption scientifique.

Aptekar (7) a mené une étude comparative randomisée de bonne puissance mais ne détaille pas son analyse statistique. On ne peut donc accorder à ses résultats qu'une présomption scientifique.

En plus d'avoir une puissance limite faible, Biggs et al. (13) ne suivent pas les recommandations du fabricant en réalisant un rinçage canalaire final au NaOCl, ce qui insère une anomalie protocolaire très mineure. On peut tout de même estimer qu'il y a présomption scientifique.

Dans l'étude de Tay et al. (160), aucun critère d'évaluation n'est fixé, il n'y a pas de groupe contrôle, et l'analyse statistique n'est pas détaillée, les auteurs se contentent juste d'observer microscopiquement l'interface matériau/dentine. De plus la puissance des échantillons est faible (n=12). Il y a donc biais de confusion et de suivi. Cette étude ne pouvant être considérée que comme une série de cas, elle n'a qu'un faible niveau de preuve.

La graduation de ces 24 études (Tableau 13) établit 13 présomptions et 10 preuves scientifiques. Ces études pouvant être considérées scientifiquement, l'estimation globale de l'herméticité du système Epiphany/Resilon® comparé aux techniques habituelles, qui en a été tiré suite à leur simple lecture est donc valide. Cependant, la proportion importante d'études de grade B (54%) confirme la nécessité de mener de plus larges études mais surtout d'établir des normes d'évaluation car malgré le sérieux des tests, aucune méta-analyse valable n'est possible à l'heure actuelle.

#### 4.4 DISCUSSION SUR LA BIOCOMPATIBILITE :

L'avantage des tests réalisés sur des cultures cellulaires ou des animaux de laboratoire est qu'ils suppriment les biais d'attrition et de sélection. En effet, ils évitent les sorties d'études et rendent la randomisation dispensable, les cellules étant toutes les mêmes et les animaux recevant tous un échantillon de chaque matériau à comparer.

Les anomalies mineures soulignées dans les tests primaires sont dues aux conditions aérobies qui ne correspondent pas à la réalité clinique.

L'étude de Leonardo (86) présente un biais de confusion mineur car le matériau servant de contrôle n'a pas valeur de traitement de référence compte-tenu de son faible recul clinique, les études 19, 38, 78, 94 et 155 présentent des anomalies mineures et sont de faible puissance, on peut donc estimer qu'il y a présomption scientifique.

Les tests secondaires de Onay et Sousa (106, 149) sont conformes aux normes ISO y compris en puissance et ne présentent aucun biais, par conséquent la preuve scientifique peut être considérée comme établie.

L'article de Conner (28) n'est qu'une série de cas, sans groupe contrôle, ni protocole commun entre les sujets, ni analyse statistique, la preuve scientifique est donc faible.

<b>Réf. biblio</b>	<b>Type d'étude</b>	<b>Type de test</b>	<b>Norme</b>	<b>Analyse statistique</b>	<b>Biais et anomalies</b>	<b>Taille<sup>§</sup></b>	<b>Grade</b>
<b>19</b>	Cohorte	1aire	ISO	p<0.05	Anomalie mineure	4	<b>B</b>
<b>76</b>	Cohorte	1aire	–	p<0.0001	Anomalie mineure	3	<b>B</b>
<b>149</b>	Comparative randomisée	2ndaire	FDI ISO**	p<0.05	Aucun	60	<b>A</b>
<b>92</b>	Cohorte	1aire	ADA FDI	p<0.05	Anomalie mineure	3	<b>B</b>
<b>86</b>	Comparative randomisée	Pré-clinique	ISO	p<0.05	Confusion mineure	15	<b>B</b>
<b>153</b>	Cohorte	1aire	ISO	p<0.05	Anomalie mineure	10	<b>B</b>
<b>38</b>	Cohorte	1aire	ISO ADA	p<0.05	Anomalie mineure	8	<b>B</b>
<b>106</b>	Comparative randomisée	2ndaire	FDI* ISO**	p<0.05	Aucun	36	<b>A</b>
<b>28</b>	Série de cas	Clinique	–	–	Confusion et sélection	80	<b>C</b>

*§ Nombre d'échantillon par matériau, \* Norme d'une étude similaire (198), \*\* Conformité avec les normes décrites dans 42.*

**Tableau 14 - Graduation des études portant sur la biocompatibilité du matériau.**

La graduation de ces études (Tableau 14) établissant une présomption scientifique, cela confirme l'estimation de la biocompatibilité du système Resilon/Epiphany® faite par la simple lecture globale des articles. Cependant, cela confirme aussi la nécessité de mener de plus larges études notamment pré-cliniques et cliniques et de forte puissance afin d'établir une preuve scientifique.

#### 4.5 DISCUSSION SUR LE RETRAITEMENT :

Nous avons vu que diverses méthodes de retraitement canalaire étaient possibles et largement validées dans la littérature scientifique. Le sujet de l'analyse critique de la littérature sur la « retraitsabilité » du matériau d'obturation canalaire ne va pas être de juger l'efficacité de ces méthodes de retraitement, mais d'évaluer les méthodes d'évaluation...

Pour estimer la « retraitsabilité » du système Resilon®, ce matériau est comparé à la gutta-percha qui sert de groupe contrôle. La détectabilité des résidus de Resilon ou de gutta après retraitement canalaire a été évalué par Schirrmeister et al. (135), qui ont estimé la capacité du microscope optique et de la radiographie numérique à détecter ces restes de matériau ; les auteurs concluent que le microscope est le meilleur moyen d'évaluation de la propreté canalaire, notamment pour la gutta-percha qui radiologiquement aurait tendance à donner une impression trop optimiste de la propreté canalaire comparativement à la visualisation directe par microscopie optique. Compte-tenu des résultats de cette étude, nous pouvons estimer que le meilleur protocole pour évaluer la « retraitsabilité » d'un matériau d'obturation canalaire est de mesurer celle-ci par vision directe (photographie numérique ou microscopie) après section longitudinale de la racine retraitée. La méthode d'évaluation par radiographie entraînant un biais lié à la différence de radio-opacité entre les deux matériaux comparés, nous pouvons estimer que ce protocole n'est pas le plus adapté pour répondre le mieux à la question posée.

Comme l'ont relevé Hassanloo et al. (59), les études de leurs « concurrents » (30, 43, 103, 136) présenteraient une anomalie mineure liée au milieu aérobie dans lequel les ciments canaux finissent leur prise. Cependant, nous pouvons nous poser la question quant à l'importance de ce biais. En effet, le temps d'incubation reste suffisamment long pour permettre une prise complète du ciment (de 1 semaine à 1 mois), d'autant plus que les dents sont refermées hermétiquement au niveau coronaire après leur obturation, et qu'il n'est pas certain que le système intracanal soit aérobie quel que soit le milieu extérieur.

Les études 43, 59, 103 et 136 ont un protocole adapté à la question posée, sont réalisées sans biais majeur, ont une analyse statistique adaptée et une puissance suffisante, on peut donc estimer que la preuve scientifique est établie.

L'étude de Cunha (30) pâtit d'un protocole moins adapté et d'une faible puissance, il ne peut y avoir que présomption scientifique.

<b>Réf. Biblio</b>	<b>Méthode d'évaluation</b>	<b>Analyse statistique</b>	<b>Biais et anomalies</b>	<b>Taille<sup>§</sup></b>	<b>Grade</b>
<b>30</b>	Mesure sur radiographie numérique.	p<0,01	Anomalie mineure	15	<b>B</b>
<b>136</b>	Mesure au microscope sur section longitudinale	p<0,05	Anomalie mineure	30	<b>A</b>
<b>43</b>	Mesure au microscope sur section longitudinale	p<0,05	Anomalie mineure	30	<b>A</b>
<b>103</b>	Mesure par photographie numérique sur section longit.	p<0,05	Anomalie mineure	30	<b>A</b>
<b>59</b>	Mesure par photographie numérique sur section longit.	p<0,01	Aucun	40	<b>A</b>

*§ Nombre d'échantillon par matériau.*

**Tableau 15 - Graduation des études portant sur le retraitement de l'obturation canalair.**

La graduation de ces études (Tableau 15) établissant majoritairement une preuve scientifique, cela confirme l'estimation de la « retraitsabilité » du système Resilon/Epiphany® faite par la simple lecture globale des articles. Cependant, afin de ne pas laisser de question en suspens, d'autres études prenant mieux en compte le milieu d'incubation seront les bienvenues.

## CONCLUSION

L'innovation dans le domaine endodontique est synonyme de progrès lorsqu'elle assure au patient la qualité des soins qui lui est due et lorsqu'elle améliore l'ergonomie pour l'omnipraticien. Le but de cette thèse est d'évaluer si, aujourd'hui, un matériau d'obturation canalair collé est à même d'apporter de telles améliorations.

Côté pratique, hormis l'adjonction d'une étape, celle du *primer*, l'ergonomie n'est pas modifiée pour le praticien. Ce qui en soit, est déjà un progrès compte-tenu des inconvénients des matériaux adhésifs testés précédemment en endodontie (84, 122, 197).

Côté technique, l'adhésion sensée apporter herméticité et consolidation ne faisant pas preuve d'une grande efficacité, le Resilon® ne va fournir que de faibles améliorations techniques sans grande preuve scientifique.

Enfin, côté biologique, même si le niveau de preuve n'est pas élevé, la biocompatibilité à court terme serait bonne, il n'y aurait *a priori* pas de risque biologique puisque l'Epiphany® permettrait même à moyen terme la création de tissus durs (86). Cependant, il reste des incertitudes quant au devenir à long terme d'un matériau connu pour sa biodégradabilité, ce qui soulève des questions quant à la qualité à long terme du scellement canalair.

Nous pouvons donc conclure que le système Resilon® ne matérialise que les balbutiements du collage praticable en endodontie! Mais, compte-tenu de ses lacunes, de ses incertitudes, de son coût et du niveau de preuve insuffisamment élevé des études à son sujet, l'intérêt pour l'omnipraticien d'utiliser un tel matériau aujourd'hui reste encore discutable. Comme toute technique récente, le système Epiphany-Resilon® n'échappe pas au manque de recul clinique à court, moyen et long terme. Par conséquent, seul le temps décidera de l'intérêt clinique ou non de ce nouveau matériau.

Bien que les techniques adhésives appliquées à l'endodontie soient prometteuses pour le futur, de nombreux obstacles techniques doivent encore être surpassés pour maximiser les bénéfices potentiels de tels matériaux d'obturations canalaires adhésifs. D'ores et déjà, un Resilon® de deuxième génération incorporant des polyesters aux différents points de fusion selon qu'ils sont au cœur du cône ou à la surface, permettrait de mieux dissiper les contraintes de polymérisation du ciment méthacrylique et ainsi d'améliorer l'adhésion (120). D'autres

améliorations telles que le développement d'adhésifs non-rétractants qui permettraient de s'exonérer des contraintes anatomiques du canal seraient déjà prêtes et pourraient être commercialisées dans 5 – 10 ans (161), de même qu'une réflexion sur d'éventuelles méthodes d'obturation par stratification est en cours (161). Enfin, des techniques d'obturation adhésives à partir de gutta-percha modifiée par adjonction de résine existent déjà telle qu'Activ GP® (Brasseler, Savannah, GA) mais très peu de littérature existe à ce sujet (46,159). Cependant, toutes ces techniques utiliseraient le même type de ciment adhésif à base de résine méthacrylique dont on ignore la qualité à long terme compte-tenu de sa solubilité !

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. **ABOUT I, CAMPS J, BURGER AS et coll.**  
Polymerized bonding agents and the differentiation in vitro of human pulp cells into odontoblast-like cells.  
Dent Mater 2005 Feb;**21**(2):156-163.
2. **AHLGREN FK, JOHANNESSEN AC et HELLEM S.**  
Displaced calcium hydroxide paste causing inferior alveolar nerve paresthesia: report of case.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;**96**:734-737.
3. **ALMEIDA JF, GOMES BP, FERRAZ CC, SOUZA-FILHO FJ et coll.**  
Filling of artificial lateral canals and microleakage and flow of five endodontic sealers.  
Int Endod J 2007 Sep;**40**(9):692-699.
4. **ALSTER D, FEILZER AJ, DE GEE AJ et DAVIDSON CL.**  
Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness.  
Dent Mater 1997 May;**13**(3):146-150.
5. **AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE / AMERICAN DENTAL ASSOCIATION**  
Specification No. 57 Endodontic Sealing Material.  
Chicago : ANSI/ADA, 2000.
6. **ANDREASEN JO, MUNKSGAARD EC, FREDEBO L et coll.**  
Periodontal tissue regeneration including cementogenesis adjacent to dentin-bonded retrograde composite fillings in humans.  
J Endod 1993 Mar;**19**(3):151-153.

7. **APTEKAR A et GINNAN K.**  
Comparative analysis of microleakage and seal for 2 obturation materials: Resilon/Epiphany and gutta-percha.  
J Can Dent Assoc 2006 Apr;**72**(3):245.
8. **ARI H, YAŞAR E et BELLI S.**  
Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin.  
J Endod 2003 Apr;**29**(4):248-251.
9. **ASSIF D et GORFIL C.**  
Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth.  
J Prosthet Dent 1994 Jun;**71**(6):565-567.
10. **BATCHELOR RF et WILSON AD.**  
Zinc oxide-eugenol cements. I: The effects of atmospheric conditions on rheological properties.  
J Dent Res 1969;**55**:730-732.
11. **BAUMGARTNER G, ZEHNDER M et PAQUÉ F.**  
Enterococcus faecalis type strain leakage through root canals filled with Gutta-percha/AH plus or Resilon/Epiphany.  
J Endod 2007 Jan;**33**(1):45-47.
12. **BEZWADA RS, JAMIOLKOWSKI DD, LEE IY et coll.**  
Monocryl suture, a new ultra-pliable absorbable monofilament suture.  
Biomaterials 1995 Oct;**16**(15):1141-1148.
13. **BIGGS SG, KNOWLES KI, IBARROLA JL et coll.**  
An in vitro assessment of the sealing ability of resilon/epiphany using fluid filtration.  
J Endod 2006 Aug;**32**(8):759-761.
14. **BODRUMLU E et TUNGA U.**  
Apical leakage of Resilon obturation material.  
J Contemp Dent Pract 2006 Sep 1;**7**(4):45-52.

15. **BODRUMLU E et TUNGA U.**  
Coronal sealing ability of a new root canal filling material.  
J Can Dent Assoc 2007a Sep;**73**(7):623.
16. **BODRUMLU E et TUNGA U.**  
The apical sealing ability of a new root canal filling material.  
Am J Dent 2007b Oct;**20**(5):295-298.
17. **BODRUMLU E, MUGLALI M, SUMER M et coll.**  
The response of subcutaneous connective tissue to a new endodontic filling material.  
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2008 Feb;**84**(2):463-467.
18. **BORBELY P, GULABILAVA K et KNOWLES JC.**  
Degradation properties and ion release characteristics of Resilon and phosphate glass/polycaprolactone composites.  
Int Endod J 2006;**39**: 738-741.
19. **BOUILLAGUET S, WATAHA JC, TAY FR et coll.**  
Initial in vitro biological response to contemporary endodontic sealers.  
J Endod 2006 Oct;**32**(10):989-992.
20. **BOUILLAGUET S, BERTOSSA B, KREJCI I et coll.**  
Alternative adhesive strategies to optimize bonding to radicular dentin.  
J Endod 2007 Oct; **33**(10):1227-1230.
21. **BRITTO LR, BORER RE, VERTUCCI FJ et coll.**  
Comparison of the apical seal obtained by a dual-cure resin based cement or an epoxy resin sealer with or without the use of an acidic primer.  
J Endod 2002 Oct;**28**(10):721-723.
22. **CAICEDO R et VON FRAUNHOFER JA.**  
The properties of endodontic sealer cements.  
J Endod 1988 Nov; **14**(11):527-534.

23. **CARDOSO CL, REDMERSKI R, BITTENCOURT NLR et coll.**  
Effectiveness of different chemical agents in rapid decontamination of gutta-percha cones.  
Braz J Microbiol 2000;**31**: 67-71.
24. **CARVALHO-JUNIOR JR, CORRER-SOBRINHO L, CORRER AB et coll.**  
Radiopacity of root filling materials using digital radiography.  
Int Endod J 2007 Jul;**40**(7):514-520.
25. **CHANG HH, GUO MK, KASTEN FH et coll.**  
Stimulation of glutathione depletion, ROS production and cell cycle arrest of dental pulp cells and gingival epithelial cells by HEMA.  
Biomaterials 2005 Mar;**26**(7):745-753.
26. **CIUCCHI B, BOUILLAGUET S, HOLZ J et coll.**  
Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo.  
J Endod 1995 Apr;**21**(4):191-194.
27. **CLARK-HOLKE D, DRAKE D, WALTON R et coll.**  
Bacterial penetration through canals of endodontically treated teeth in the presence or absence of the smear layer.  
J Dent 2003 May;**31**(4):275-281.
28. **CONNER DA, CAPLAN DJ, TEIXEIRA FB et TROPE M.**  
Clinical outcome of teeth treated endodontically with a nonstandardized protocol and root filled with Resilon.  
J Endod 2007 Nov;**33**(11):1290-1292.
29. **COSTA CA, TEIXEIRA HM, DO NASCIMENTO AB et HEBLING J.**  
Biocompatibility of two current adhesive resins.  
J Endod 2000 Sep;**26**(9):512-516.

30. **CUNHA RS, DEMARTIN AS, BARROS PP et coll.**  
In vitro evaluation of the cleansing working time and analysis of the amount of gutta-percha or Resilon remnants in the root canal walls after instrumentation for endodontic retreatment.  
J Endod 2007 Dec;**33**(12):1426-1428.
31. **DARNEY PD, MONROE SE, KLAISLE CM et ALVARADO A.**  
Clinical evaluation of the Capronor contraceptive implant: preliminary report.  
Am J Obstet Gynecol 1989 May;**160**(5 Pt 2):1292-1295.
32. **DONNELLY A, SWORD J, NISHITANI Y et coll.**  
Water sorption and solubility of methacrylate resin-based root canal sealers.  
J Endod 2007 Aug;**33**(8):990-994.
33. **DORIN RUSE N.**  
Quels sont les principaux facteurs dont il faut tenir compte au moment de choisir entre les différents systèmes de liaison?  
J Assoc Dent Can 2007 May ;**73**(4):314-315.
34. **DULAC KA, NIELSEN CJ, TOMAZIC TJ et coll.**  
Comparison of the obturation of lateral canals by six techniques.  
J Endod 1999 May;**25**(5):376-380.
35. **DUMANI A, YOLDAS O, ISCI AS et coll.**  
Disinfection of artificially contaminated Resilon cones with chlorhexidine and sodium hypochlorite at different time exposures.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007 Mar;**103**(3):e82-85.
36. **ECONOMIDES N, LIOLIOS E, KOLOKURIS I et BELTES P.**  
Long-term evaluation of the influence of smear layer removal on the sealing ability of different sealers.  
J Endod 1999 Feb;**25**(2):123-125.

37. **ELDENIZ AU, ERDEMIR A et BELLI S.**  
Shear bond strength of three resin based sealers to dentin with and without the smear layer.  
J Endod 2005 Apr;**31**(4):293-296.
38. **ELDENIZ AU, MUSTAFA K, ØRSTAVIK D et DAHL JE.**  
Cytotoxicity of new resin-, calcium hydroxide- and silicone-based root canal sealers on fibroblasts derived from human gingiva and L929 cell lines.  
Int Endod J 2007 May;**40**(5):329-337.
39. **ELZUBAIR A, ELIAS CN, SUAREZ JC et coll.**  
The physical characterization of a thermoplastic polymer for endodontic obturation.  
J Dent 2006 Nov;**34**(10):784-789.
40. **EPIPHANY ®**  
Soft Resin Endodontic Obturation System.  
<http://www.dentalpharma.be/FR/epiphany.htm>
41. **EPLEY SR, FLEISCHMAN J, HARTWELL G et CICALESE C.**  
Completeness of root canal obturations: Epiphany techniques versus gutta-percha techniques.  
J Endod 2006 Jun;**32**(6):541-544.
42. **EXBRAYAT P.**  
Question de CES : Biocompatibilité des matériaux dentaires.  
J Biomat Dent 1998;**13**:177-202.
43. **EZZIE E, FLEURY A, SOLOMON E et coll.**  
Efficacy of retreatment techniques for a resin-based root canal obturation material.  
J Endod 2006 Apr;**32**(4):341-344.
44. **FERRACANE JL.**  
Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization.  
Dent Mater 2005 Jan;**21**(1):36-42.

45. **FIGDOR D.**  
Apical periodontitis: a very prevalent problem.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2002 Dec;**94**(6):651-652.
46. **FISHER MA, BERZINS DW et BAHCALL JK.**  
An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design.  
J Endod 2007 Jul; **33**(7):856-858.
47. **GESI A, RAFFAELLI O, GORACCI C et coll.**  
Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin.  
J Endod 2005 Nov;**31**(11):809-813.
48. **GEURTSEN W.**  
Biocompatibility of resin-modified filling materials.  
Crit Rev Oral Biol Med 2000;**11**(3):333-355.
49. **GEURTSEN W.**  
Biocompatibility of root canal filling materials.  
Aust Endod J 2001;**27**:12-21.
50. **GHARIB SR, TORDIK PA, IMAMURA GM et coll.**  
A confocal laser scanning microscope investigation of the epiphany obturation system.  
J Endod 2007 Aug;**33**(8):957-961.
51. **GOMES BP, BERBER VB, MONTAGNER F et coll.**  
Residual effects and surface alterations in disinfected gutta-percha and Resilon cones.  
J Endod 2007 Aug;**33**(8):948-951.
52. **GOMES BP, FERRAZ CC, VIANNA ME et coll.**  
In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*.  
Int Endod J 2001 Sep;**34**(6):424-428.

53. **GRANDE NM, PLOTINO G, LAVORGNA L et coll.**  
Influence of different root canal-filling materials on the mechanical properties of root canal dentin.  
J Endod 2007 Jul;**33**(7):859-863.
54. **GROSSMAN LI.**  
Physical properties of root canal cements.  
J Endod 1976 Jun; **2**(6):166-175.
55. **GROSSMAN L, OLIET S et DEL RIO C.**  
Endodontic practice, 11<sup>th</sup> ed.  
Philadelphia: Lea & Feibiger, 1988:242.
56. **GULSAHI K, CEHRELI ZC, ONAY EO et coll.**  
Comparison of the area of resin-based sealer and voids in roots obturated with Resilon and gutta-percha.  
J Endod 2007 Nov;**33**(11):1338-1341.
57. **HAMMAD M, QUALTROUGH A et SILIKAS N.**  
Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth.  
J Endod 2007 Jun;**33**(6):732-736.
58. **HANKS CT, STRAWN SE, WATAHA JC et CRAIG RG.**  
Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts.  
J Dent Res 1991 Nov;**70**(11):1450-1455.
59. **HASSANLOO A, WATSON P, FINER Y et FRIEDMAN S.**  
Retreatment efficacy of the Epiphany soft resin obturation system.  
Int Endod J 2007 Aug;**40**(8):633-643.
60. **HIKAGE S, SATO A, SUZUKI S et coll.**  
Cytotoxicity of dental resin monomers in the presence of S9 mix enzymes.  
Dent Mater J 1999 Mar;**18**(1):76-86.

61. **HIRAISHI N, PAPACCHINI F, LOUSHINE RJ et coll.**  
Shear bond strength of Resilon to a methacrylate-based root canal sealer.  
Int Endod J 2005 Oct;**38**(10):753-763.
62. **HIRAISHI N, YAU JY, LOUSHINE RJ et coll.**  
Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal-filling material to degradation. III.  
Turbidimetric evaluation of enzymatic hydrolysis.  
J Endod 2007 Aug;**33**(8):952-956.
63. **HOLLAND R et DE SOUZA V.**  
Ability of a new calcium hydroxide root canal filling material to induce hard tissue formation.  
J Endod 1985 Dec;**11**(12):535-543.
64. **INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH OF CANCER.**  
IARC monographs on the evaluation of carcinogenic risk to humans.  
IARC 1987;**7**:152-154.
65. **INTERNATIONAL ORGANIZATION OF STANDARDIZATION.**  
ISO 6876:2001. Produits dentaires pour le scellement de canaux radiculaires.  
Edition: 2; Stade: 90.92; TC 106/SC 1
66. **ISCI S, YOLDAS O et DUMANI A.**  
Effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine solutions on Resilon (synthetic polymer based root canal filling material) cones: an atomic force microscopy study.  
J Endod 2006 Oct;**32**(10):967-969.
67. **ISHIMURA H, YOSHIOKA T et SUDA H.**  
Sealing ability of new adhesive root canal filling materials measured by new dye penetration method.  
Dent Mater J 2007 Mar;**26**(2):290-295.

68. **JAGADISH S et YOGESH BG.**  
Fracture resistance of teeth with Class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass CERMET restorations.  
Oper Dent 1990 Mar-Apr;**15**(2):42-47.
69. **JAINAEN A, PALAMARA JE et MESSER HH.**  
Push-out bond strengths of the dentine-sealer interface with and without a main cone.  
Int Endod J 2007 Nov; **40**(11):882-890.
70. **JAMES BL, BROWN CE, LEGAN JJ et coll.**  
An in vitro evaluation of the contents of root canals obturated with gutta percha and AH-26 sealer or Resilon and Epiphany sealer.  
J Endod 2007 Nov;**33**(11):1359-1363.
71. **JIA WT.**  
Dental Filling Material.  
United States Patent & trademark Office, United States Patent Application 20050066854, March 31, 2005.
72. **JONTELL M, HANKS CT, BRATEL J et BERGENHOLTZ G.**  
Effects of unpolymerized resin components on the function of accessory cells derived from the rat incisor pulp.  
J Dent Res 1995 May;**74**(5):1162-1167.
73. **KARR ALICIA N, BAUMGARTNER JC et MARSHALL JG.**  
A comparison of gutta-percha and Resilon in the obturation of lateral grooves and depressions.  
J Endod 2007 Jun;**33**(6):749-752.
74. **KATAOKA H, YOSHIOKA T, SUDA H et IMAI Y.**  
Dentin bonding and sealing ability of a new root canal resin sealer.  
J Endod 2000 Apr;**26**(4):230-235.

75. **KAYA BU, KECECI AD et BELLI S.**  
Evaluation of the sealing ability of gutta-percha and thermoplastic synthetic polymer-based systems along the root canals through the glucose penetration model.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007 Dec;**104**(6):e66-73.
76. **KEY JE, RAHEMTULLA FG et ELEAZER PD.**  
Cytotoxicity of a new root canal filling material on human gingival fibroblasts.  
J Endod 2006 Aug;**32**(8):756-768.
77. **KHOR HL, NG KW, HTAY AS et coll.**  
Preliminary study of a polycaprolactone membrane utilized as epidermal substrate.  
J Mater Sci Mater Med 2003 Feb;**14**(2):113-120.
78. **KINOMOTO Y, CARNES DL JR et EBISU S.**  
Cytotoxicity of dentin conditioners and primers on human periodontal ligament cells in vitro.  
Am J Dent 2003 Apr;**16**(2):125-128.
79. **LABOUX O, ARMENGOL V et HAMEL H.**  
Herméticité des obturations canalaires.  
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-063-20, 1998, **6**.
80. **LALH MS, TITLEY K, TORNECK CD et FRIEDMAN S.**  
The shear bond strength of glass ionomer cement sealers to bovine dentine conditioned with common endodontic irrigants.  
Int Endod J 1999 Nov;**32**(6):430-435.
81. **LAM PP, PALAMARA JE et MESSER HH.**  
Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation.  
J Endod 2005 Jul;**31**(7):529-532.
82. **LEE KW, WILLIAMS MC, CAMPS JJ et PASHLEY DH.**  
Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha.  
J Endod 2002 Oct; **28**(10):684-688.

83. **LEFÈVRE C, TIDJANI A, VANDER WAUVEN C et DAVID C.**  
The interaction between microorganisms and substrate in the biodegradation of polycaprolactone.  
J Appl Polym Sci 2002;**83**:1334-1340.
84. **LEONARD JE, GUTMANN JL et GUO IY.**  
Apical and coronal seal of roots obturated with a dentine bonding agent and resin.  
Int Endod J 1996 Mar;**29**(2):76-83.
85. **LEONARDO MR, SILVA LA, UTRILLA LS et coll.**  
Calcium hydroxide root canal sealers - histopathologic evaluation of apical and periapical repair after endodontic treatment.  
J Endod 1997 Jul;**23**(7):428-432.
86. **LEONARDO MR, BARNETT F, DEBELIAN GJ et coll.**  
Root canal adhesive filling in dogs' teeth with or without coronal restoration: a histopathological evaluation.  
J Endod 2007 Nov;**33**(11):1299-1303.
87. **LINKE HA et CHOHA YEB AA.**  
Effective surface sterilization of gutta-percha points.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1983 Jan;**55**(1):73-77.
88. **MCMICHEN FRS, PEARSON G, RAHBARAN S et GULABIVALA K.**  
A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers.  
Int Endod J 2003;**29**:76-83.
89. **MALTEZOS C, GLICKMAN GN, EZZO P et HE J.**  
Comparison of the sealing of Resilon, Pro Root MTA, and Super-EBA as root-end filling materials: a bacterial leakage study.  
J Endod 2006 Apr;**32**(4):324-327.

90. **MANNOCCI F et FERRARI M.**  
Apical seal of roots obturated with laterally condensed gutta-percha, epoxy resin cement, and dentin bonding agent.  
J Endod 1998 Jan;**24**(1):41-44.
91. **MELLO I.**  
Pourquoi et comment devrais-je enlever la boue dentinaire après l'exploration instrumentale du canal radiculaire ?  
J Assoc Dent Can 2006, Oct;**72**(8):717-718
92. **MERDAD K, PASCON AE, KULKARNI G et coll.**  
Short-term cytotoxicity assessment of components of the epiphany resin-percha obturating system by indirect and direct contact millipore filter assays.  
J Endod 2007 Jan;**33**(1):24-27.
93. **MERGAERT J, RUFFIEUX K, BOURBAN C et coll.**  
In vitro biodegradation of polyester-based plastic materials by selected bacterial cultures.  
J Polym Environ 2000;**8**:17-27.
94. **MINER MR, BERZINS DW et BAHCALL JK.**  
A comparison of thermal properties between gutta-percha and a synthetic polymer based root canal filling material (Resilon).  
J Endod 2006 Jul;**32**(7):683-686.
95. **MOCHIZUKI M, HAYASHI T, NAKAYAMA K et MASUDA T.**  
Studies on biodegradable poly (hexano-6-lactone) fibers. Part 2: Environmental degradation.  
Pure Appl Chem 1999;**71**:2177-2188.
96. **MOLANDER A, REIT C, DAHLÉN G et KVIST T.**  
Microbiological status of root-filled teeth with apical periodontitis.  
Int Endod J 1998 Jan;**31**(1):1-7.

97. **MORRIS MD, LEE KW, AGEE KA et coll.**  
Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces.  
J Endod 2001 Dec;**27**(12):753-757.
98. **MORSE DR.**  
Infection-related mental and inferior alveolar nerve paresthesia: literature review and presentation of two cases.  
J Endod 1997;**23**:457-460.
99. **DA MOTTA PG, DE FIGUEIREDO CB, MALTOS SM et coll.**  
Efficacy of chemical sterilization and storage conditions of gutta-percha cones.  
Int Endod J 2001 Sep;**34**(6):435-439.
100. **MOUNCE R et GLASSMAN G.**  
Bonded endodontic obturation: another quantum leap forward for endodontics.  
Oral Health 2004;**94**(7):13-16, 19-22.
101. **NAIR PNR.**  
Pathogenesis of apical periodontitis and the causes of endodontic failures.  
Crit Rev Oral Biol Med 2004;**15**:348-381.
102. **NIELSEN BA, BEELER WJ, VY C et BAUMGARTNER JC.**  
Setting times of Resilon and other sealers in aerobic and anaerobic environments.  
J Endod 2006 Feb;**32**(2):130-132.
103. **DE OLIVEIRA DP, BARBIZAM JV, TROPE M et TEIXEIRA FB.**  
Comparison between gutta-percha and Resilon removal using two different techniques in endodontic retreatment.  
J Endod 2006 Apr;**32**(4):362-364.
104. **OLSSON B, SLIWKOWSKI A et LANGELAND K.**  
Subcutaneous implantation for the biological evaluation of endodontic materials.  
J Endod 1981 Aug;**7**(8):355-367.

105. **ONAY EO, UNGOR M et ORUCOGLU H.**  
An in vitro evaluation of the apical sealing ability of a new resin-based root canal obturation system.  
J Endod 2006 Oct;**32**(10):976-968.
106. **ONAY EO, UNGOR M et OZDEMIR BH.**  
In vivo evaluation of the biocompatibility of a new resin-based obturation system.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007 Sep;**104**(3):e60-66.
107. **ØRSTAVIK D et BEYER-OLSEN E.**  
Radiopacity of root canal sealers.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1981 Mar;**51**(3):320-328.
108. **ORUÇOĞLU H, SENGUN A et YILMAZ N.**  
Apical leakage of resin based root canal sealers with a new computerized fluid filtration meter.  
J Endod 2005 Dec;**31**(12):886-890.
109. **PAQUÉ F et SIRTES G.**  
Apical sealing ability of Resilon/Epiphany versus gutta-percha/AH Plus: immediate and 16-months leakage.  
Int Endod J 2007 Sep;**40**(9):722-729.
110. **PASCON EA et SPANGBERG LS.**  
In vitro cytotoxicity of root canal filling materials: 1. Gutta-percha.  
J Endod 1990;**16**:429-433.
111. **PASHLEY DH, MICHELICH V et KEHL T.**  
Dentin permeability: effects of smear layer removal.  
J Prosthet Dent 1981 Nov;**46**(5):531-537.

112. **PATEL DV, SHERRIFF M, FORD TR et coll.**  
The penetration of RealSeal primer and Tubliseal into root canal dentinal tubules: a confocal microscopic study.  
Int Endod J 2007 Jan;**40**(1):67-71.
113. **PAYNE MS et HORBETT TA.**  
Complement activation by hydroxyethylmethacrylate-ethylmethacrylate copolymers.  
J Biomed Mater Res 1987 Jul; **21**(7):843-859.
114. **PERDIGÃO J, LOPES MM et GOMES G.**  
Interfacial adaptation of adhesive materials to root canal dentin.  
J Endod 2007 Mar;**33**(3):259-263.
115. **PEUTZFELDT A.**  
Resin composites in dentistry: the monomer systems.  
Eur J Oral Sci 1997 Apr;**105**(2):97-116.
116. **PITOUT E, OBERHOLZER TG, BLIGNAUT E et MOLEPO J.**  
Coronal leakage of teeth root-filled with gutta-percha or Resilon root canal filling material.  
J Endod 2006 Sep;**32**(9):879-881.
117. **PITT CG, CHASALOW FI, HIBIONADA YM et coll.**  
Aliphatic polyesters I: the degradation of poly(epsilon-caprolactone) in vivo.  
J Appl Polym Sci 1981;**26**:3779-3787.
118. **PLOTINO G, GRANDE NM, BEDINI R et coll.**  
Flexural properties of endodontic posts and human root dentin.  
Dent Mater 2007 Sep;**23**(9):1129-1135.
119. **RAINA R, LOUSHINE RJ, WELLER RN et coll.**  
Evaluation of the quality of the apical seal in Resilon/Epiphany and Gutta-Percha/AH Plus-filled root canals by using a fluid filtration approach.  
J Endod 2007 Aug;**33**(8):944-947.

120. **RAKICH DR, WATAHA JC, LEFEBVRE CA et WELLER RN.**  
Effects of dentin bonding agents on macrophage mitochondrial activity.  
J Endod 1998 Aug;**24**(8):528-533.
121. **RAKICH DR, WATAHA JC, LEFEBVRE CA et WELLER RN.**  
Effect of dentin bonding agents on the secretion of inflammatory mediators from macrophages.  
J Endod 1999 Feb;**25**(2):114-117.
122. **RAWLINSON A.**  
Sealing root canals with low-viscosity resins in vitro: a scanning electron microscopy study of canal cleansing and resin adaption.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1989 Sep;**68**(3):330-338.
123. **TDI TECHNICAL REPORT N°9.**  
Recommended standard practices for biological evaluation of dental materials. Fédération Dentaire Internationale, Commission of Dental Materials, Instruments, Equipment and Therapeutics.  
Int Dent J 1980 Jun;**30**(2):140-188.
124. **REAL SEAL, SYBRONENDO (LABORATOIRE)**  
Soft resin endodontic obturation system instructions for use.  
Glendora: SybronEndo REF 077-0143 Rev. A.
125. **ROYAL MJ, WILLIAMSON AE et DRAKE DR.**  
Comparison of 5.25% sodium hypochlorite, MTAD, and 2% chlorhexidine in the rapid disinfection of polycaprolactone-based root canal filling material.  
J Endod 2007 Jan;**33**(1):42-44.
126. **RUYTER IE.**  
Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in aqueous environment.  
Adv Dent Res 1995;**9**:344-347.

127. **SAGSEN B, ER O, KAHRAMAN Y et AKDOGAN G.**  
Resistance to fracture of roots filled with three different techniques.  
Int Endod J 2007 Jan;**40**(1):31-35.
128. **SAGSEN B, ER O, KAHRAMAN Y et ORUCOGLU H.**  
Evaluation of microleakage of roots filled with different techniques with a computerized fluid filtration technique.  
J Endod 2006 Dec;**32**(12):1168-1170.
129. **SAKOUT M et CHRAIBI B.**  
La reprise de traitement canalaire: protocole opératoire.  
Web J Dent 2005, Juin;**1**(2).  
<http://www.fmdrabat.ac.ma/wjd/N2V1/Sakout.htm>
130. **SAKOUT M et CHRAIBI B.**  
La reprise de traitement canalaire: quand et quel pronostic ?  
Web J Dent 2005,Fév;**1**(1).  
[http://www.fmdrabat.ac.ma/wjd/N1/odontologie\\_N1.pdf](http://www.fmdrabat.ac.ma/wjd/N1/odontologie_N1.pdf)
131. **SALEH IM, RUYTER IE, HAAPASALO M et ØRSTAVIK D.**  
The effects of dentine pretreatment on the adhesion of root-canal sealers.  
Int Endod J 2002 Oct;**35**(10):859-866.
132. **SAUNDERS WP et SAUNDERS EM.**  
Assessment of leakage in the restored pulp chamber of endodontically treated multirooted teeth.  
Int Endod J 1990 Jan;**23**(1):28-33.
133. **SCELZA MF, DANIEL RL, SANTOS EM et JAEGER MM.**  
Cytotoxic effects of 10% citric acid and EDTA-T used as root canal irrigants: an in vitro analysis.  
J Endod 2001 Dec; **27**(12):741-743.

134. **SCHÄFER E, ZANDBIGLARI T et SCHÄFER J.**  
Influence of resin-based adhesive root canal fillings on the resistance to fracture of endodontically treated roots: an in vitro preliminary study.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007 Feb;**103**(2):274-279.
135. **SCHIRRMEISTER JF, HERMANN S P, MEYER KM et coll.**  
Detectability of residual Epiphany and gutta-percha after root canal retreatment using a dental operating microscope and radiographs--an ex vivo study.  
Int Endod J 2006 Jul;**39**(7):558-565.
136. **SCHIRRMEISTER JF, MEYER KM, HERMANN S P et coll.**  
Effectiveness of hand and rotary instrumentation for removing a new synthetic polymer-based root canal obturation material (Epiphany) during retreatment.  
Int Endod J 2006 Feb;**39**(2):150-156.
137. **SHEMESH H, WU MK et WESSELINK PR.**  
Leakage along apical root fillings with and without smear layer using two different leakage models: a two-month longitudinal ex vivo study.  
Int Endod J 2006 Dec;**39**(12):968-976.
138. **SHEMESH H, VAN DEN BOS M, WU MK et WESSELINK PR.**  
Glucose penetration and fluid transport through coronal root structure and filled root canals.  
Int Endod J 2007 Nov;**40**(11):866-872.
139. **SHIPPER G, ØRSTAVIK D, TEIXEIRA FB et TROPE M.**  
An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon).  
J Endod 2004 May;**30**(5):342-347.
140. **SHIPPER G, TEIXEIRA FB, ARNOLD RR et TROPE M.**  
Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or Resilon.  
J Endod 2005 Feb;**31**(2):91-96.

141. **SILVA LA, LEONARDO MR, FACCIOLI LH et FIGUEIREDO F.**  
Inflammatory response to calcium hydroxide based root canal sealers.  
J Endod 1997 Feb;**23**(2):86-90.
142. **SILVEIRA FF, SOARES JA, NUNES E et MORDENTE VL.**  
Negative influence of continuous wave technique on apical sealing of the root canal system with Resilon.  
J Oral Sci 2007 Jun;**49**(2):121-128.
143. **SIQUEIRA JF JR, RÔÇAS IN, FAVIERI A et coll.**  
Bacterial leakage in coronally unsealed root canals obturated with 3 different techniques.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000 Nov;**90**(5):647-650.
144. **SKIDMORE LJ, BERZINS DW et BAHCALL JK.**  
An in vitro comparison of the intraradicular dentin bond strength of Resilon and gutta-percha.  
J Endod 2006 Oct;**32**(10):963-966.
145. **SLY MM, MOORE BK, PLATT JA et BROWN CE.**  
Push-out bond strength of a new endodontic obturation system (Resilon/Epiphany).  
J Endod 2007 Feb;**33**(2):160-162.
146. **SMITH RS, WELLER RN, LOUSHINE RJ et KIMBROUGH WF.**  
Effect of varying the depth of heat application on the adaptability of gutta-percha during warm vertical compaction.  
J Endod 2000 Nov;**26**(11):668-672.
147. **SORNKUL E et STANNARD JG.**  
Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration.  
J Endod 1992 Sep;**18**(9):440-443.
148. **SOUSA CJ, LOYOLA AM, VERSIANI MA et coll.**  
A comparative histological evaluation of the biocompatibility of materials used in apical surgery.  
Int Endod J 2004;**37**:738-748.

149. **SOUSA CJ, MONTES CR, PASCON EA et coll.**  
Comparison of the intraosseous biocompatibility of AH Plus, EndoREZ, and Epiphany root canal sealers.  
J Endod. 2006 Jul; **32**(7):656-662.
150. **SPÅNGBERG L.**  
Biological effects of root canal filling materials. 7. Reaction of bony tissue to implanted root canal filling material in guinea pigs.  
Odontol Tidskr 1969 Apr 15; **77**(2):133-159.
151. **STRATTON RK, APICELLA MJ et MINES P.**  
A fluid filtration comparison of gutta-percha versus Resilon, a new soft resin endodontic obturation system.  
J Endod 2006 Jul; **32**(7):642-645.
152. **STUART CH, SCHWARTZ SA et BEESON TJ.**  
Reinforcement of immature roots with a new resin filling material.  
J Endod 2006 Apr; **32**(4):350-353.
153. **SUSINI G, ABOUT I, TRAN-HUNG L et CAMPS J.**  
Cytotoxicity of Epiphany and Resilon with a root model.  
Int Endod J 2006 Dec; **39**(12):940-944.
154. **TAGGER M, TAGGER E, TJAN AH et BAKLAND LK.**  
Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin.  
J Endod 2002 May; **28**(5):351-354.
155. **TAMSE A.**  
Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth.  
Endod Dent Traumatol 1988 Oct; **4**(5):190-196.
156. **TAMSE A, UNGER U, METZGER Z et ROSENBERG M.**  
Gutta-percha solvents: a comparative study.  
J Endod 1986 Aug; **12**(8):337-339.

157. **TANOMARU-FILHO M, JORGE EG, GUERREIRO TANOMARU JM et coll.**  
Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images.  
J Endod 2007 Mar;**33**(3):249-251.
158. **TANOMARU-FILHO M, SILVEIRA GF, TANOMARU JM et BIER CA.**  
Evaluation of the thermoplasticity of different gutta-percha cones and Resilon.  
Aust Endod J 2007 Apr;**33**(1):23-26.
159. **TAY FR, HIRAIISHI N, PASHLEY DH et coll.**  
Bondability of Resilon to a methacrylate-based root canal sealer.  
J Endod 2006 Feb;**32**(2):133-137.
160. **TAY FR, LOUSHINE RJ, WELLER RN et coll.**  
Ultrastructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material.  
J Endod 2005 Jul;**31**(7):514-519.
161. **TAY FR, LOUSHINE RJ, LAMBRECHTS P et coll.**  
Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach.  
J Endod 2005 Aug;**31**(8):584-589.
162. **TAY FR, PASHLEY DH, WILLIAMS MC et coll.**  
Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. I.  
Alkaline hydrolysis.  
J Endod 2005 Aug;**31**(8):593-598.
163. **TAY FR, PASHLEY DH, YIU CK et coll.**  
Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. II.  
Gravimetric evaluation of enzymatic hydrolysis.  
J Endod 2005 Oct;**31**(10):737-741.

164. **TEIXEIRA FB, TEIXEIRA EC, THOMPSON J et coll.**  
Dentinal bonding reaches the root canal system.  
J Esthet Restor Dent 2004;**16**(6):348-354; discussion 354.
165. **TEIXEIRA FB, TEIXEIRA EC, THOMPSON JY et TROPE M.**  
Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material.  
J Am Dent Assoc 2004 May;**135**(5):646-652.
166. **TEPEL J, DARWISH EL SAWAF M et HOPPE W.**  
Reaction of inflamed periapical tissue of intracanal medicaments and root canal sealers.  
Endod Dent Traumatol 1994;**10**:233-238.
167. **TORABINEJAD M, UNG B et KETTERING JD.**  
In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth.  
J Endod 1990 Dec;**16**(12):566-569.
168. **TRABERT KC, CAPUT AA et ABOU-RASS M.**  
Tooth fracture: a comparison of endodontic and restorative treatments.  
J Endod 1978 Nov;**4**(11):341-345.
169. **TROPE M.**  
Resilon will biodegrade from lipases released by bacteria or by bacterial or salivary enzymes.  
J Endod 2006 Feb;**32**(2):85; reply 85-86.
170. **TROPE M, CHOW E et NISSAN R.**  
In vitro endotoxin penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth.  
Endod Dent Traumatol 1995 Apr;**11**(2):90-94.
171. **TUNGA U et BODRUMLU E.**  
Assessment of the sealing ability of a new root canal obturation material.  
J Endod 2006 Sep;**32**(9):876-878.

172. **ULRICH JM, MOSER JB et HEUER MA.**  
The rheology of selected root canal sealer cements.  
J Endod 1978 Dec;**4**(12):373-379.
173. **ULUSOY OI, GENÇ O, ARSLAN S et coll.**  
Fracture resistance of roots obturated with three different materials.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007 Nov;**104**(5):705-708.
174. **UNGOR M, ONAY EO et ORUCOGLU H.**  
Push-out bond strengths: the Epiphany-Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha.  
Int Endod J 2006 Aug;**39**(8):643-647.
175. **VALOIS CR, SILVA LP et AZEVEDO RB.**  
Effects of 2% chlorhexidine and 5.25% sodium hypochlorite on gutta-percha cones studied by atomic force microscopy.  
Int Endod J 2005 Jul;**38**(7):425-429.
176. **VENTURI M et BRESCHI L.**  
Evaluation of apical filling after warm vertical gutta-percha compaction using different procedures.  
J Endod 2004 Jun;**30**(6):436-440.
177. **VERÍSSIMO DM, DO VALE et MS MONTEIRO AJ.**  
Comparison of apical leakage between canals filled with gutta-percha/AH-Plus and the Resilon/Epiphany System, when submitted to two filling techniques.  
J Endod 2007 Mar;**33**(3):291-294.
178. **VERSIANI MA, CARVALHO-JUNIOR JR, PADILHA MI et coll.**  
A comparative study of physicochemical properties of AH Plus and Epiphany root canal sealants.  
Int Endod J 2006 Jun;**39**(6):464-471.

179. **VON FRAUNHOFER JA, KURTZMAN GM et NORBY CE.**  
Resin-based sealing of root canals in endodontic therapy.  
Gen Dent 2006 Jul-Aug;**54**(4):243-246.
180. **WACHLAROWICZ AJ, JOYCE AP, ROBERTS S et PASHLEY DH.**  
Effect of endodontic irrigants on the shear bond strength of epiphany sealer to dentin.  
J Endod 2007 Feb;**33**(2):152-155.
181. **WHITE RR, GOLDMAN M et LIN PS.**  
The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials.  
J Endod 1984 Dec;**10**(12):558-562.
182. **WHITE RR, GOLDMAN M et LIN PS.**  
The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials. Part II.  
J Endod 1987 Aug;**13**(8):369-374.
183. **WILCOX LR.**  
Endodontic retreatment: ultrasonics and chloroform as the final step in reinstrumentation.  
J Endod 1989 Mar;**15**(3):125-128.
184. **WILCOX LR, ROSKELLEY C et SUTTON T.**  
The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture.  
J Endod 1997 Aug;**23**(8):533-534.
185. **WILKINSON KL, BEESON TJ et KIRKPATRICK TC.**  
Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Resilon, gutta-percha, or composite.  
J Endod 2007 Apr;**33**(4):480-483.
186. **WILLIAMS DF.**  
Techniques of biocompatibility testing. Volumes 1 et 2.  
Boca Raton: CRC Press, 1986.

187. **WILLIAMS C, LOUSHINE RJ, WELLER RN et coll.**  
A comparison of cohesive strength and stiffness of Resilon and gutta-percha.  
J Endod 2006 Jun;**32**(6):553-555.
188. **WOLFSON EM et SELTZER S.**  
Reaction of rat connective tissue to some gutta-percha formulations.  
J Endod 1975 Dec;**1**(12):395-402.
189. **WOODWARD SC, BREWER PS, MOATAMED F et coll.**  
The intracellular degradation of poly(epsilon-caprolactone).  
J Biomed Mater Res 1985 Apr;**19**(4):437-444.
190. **WU MK et WESSELINK PR.**  
Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance.  
Int Endod J 1993 Jan;**26**(1):37-43.
191. **WU MK, DE GEE AJ et WESSELINK PR.**  
Fluid transport and dye penetration along root canal fillings.  
Int Endod J 1994 Sep;**27**(5):233-238.
192. **WU MK, DE GEE AJ, WESSELINK PR et MOORER WR.**  
Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings.  
Int Endod J 1993 Jul;**26**(4):203-208.
193. **WU MK, KAST'ÁKOVÁ A et WESSELINK PR.**  
Quality of cold and warm gutta-percha fillings in oval canals in mandibular premolars.  
Int Endod J 2001 Sep;**34**(6):485-491.
194. **XU Q, FAN MW, FAN B et coll.**  
A new quantitative method using glucose for analysis of endodontic leakage.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005 Jan;**99**(1):107-111.

195. **YARED GM et BOU DAGHER FE.**

Influence of plugger penetration on the sealing ability of vertical condensation.

J Endod 1995 Mar;**21**(3):152-153.

196. **YATABE M, SEKI H, SHIRASU N et SONE M.**

Effect of the reducing agent on the oxygen-inhibited layer of the cross-linked reline material.

J Oral Rehabil 2001 Feb;**28**(2):180-185.

197. **ZIDAN O et ELDEEB ME.**

The use of a dentinal bonding agent as a root canal sealer.

J Endod 1985 Apr;**11**(4):176-178.

198. **ZMENER O.**

Tissue response to a new methacrylate-based root canal sealer: preliminary observations in the subcutaneous connective tissue of rats.

J Endod 2004 May;**30**(5):348-351.

199. **ZMENER O, BANEGAS G et PAMEIJER CH.**

Bone tissue response to a methacrylate-based endodontic sealer: a histological and histometric study.

J Endod 2005 Jun;**31**(6):457-459.

## TABLES DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 - Hydroxyéthylméthacrylate.....	10
Figure 2 - Force de cisaillement.....	13
Figure 3 - Force d'arrachement. ....	13
Figure 4 - Représentation schématique du système de test de cisaillement. ....	15
Figure 5 - Représentation schématique du système de test d'arrachement.....	16
Figure 6 - Bilan des études comparatives gutta/Resilon® ne tenant compte que des différences statistiquement significatives. ....	38
Figure 7 - Bilan des études comparatives gutta/Resilon® tenant compte des différences non statistiquement prouvées.....	39
Figure 8 - Bilan des études sur l'étanchéité coronaire comparant gutta et Resilon® ne tenant compte que des différences statistiquement significatives. ....	39
Figure 9 - Bilan des études sur l'étanchéité coronaire comparant gutta et Resilon® tenant compte des différences non statistiquement prouvées.....	40
Figure 10 - Bilan des études sur l'étanchéité apicale ne tenant compte que des différences statistiquement significatives. ....	40
Figure 11 - Bilan des études sur l'étanchéité apicale tenant compte des différences non statistiquement prouvées.....	40
Figure 12 - Représentation schématique du système de test de résistance aux fractures verticales. ....	48

## TABLES DES TABLEAUX

Tableau 1 - Résultats des tests d'adhésion. ....	20
Tableau 2 - Résultats des tests d'infiltration bactérienne. ....	28
Tableau 3 - Résultats des tests de pénétration de colorants. ....	31
Tableau 4 - Résultats des tests de filtration de fluide. ....	35
Tableau 5 - Résultats des tests de pénétration de glucose. ....	36
Tableau 6 - Résultats des tests de fracture verticales. ....	51
Tableau 7 - Résumé des tests de désinfection des matériaux d'obturation canalaires. ....	60
Tableau 8 - Résumé des tests de "retraitabilité". ....	77
Tableau 9 - Temps de retraitement des différents matériaux selon les études. ....	78
Tableau 10 - Biocompatibilité de différents matériaux d'obturation pour diverses périodes d'exposition. ....	94
Tableau 11 - Grade des recommandations (D'après la Haute Autorité de Santé). ....	100
Tableau 12 - Graduation des études portant sur l'adhésivité du matériau d'obturation. ....	102
Tableau 13 - Graduation des études portant sur l'herméticité du matériau classées selon leur méthodologie. ....	105
Tableau 14 - Graduation des études portant sur la biocompatibilité du matériau. ....	108
Tableau 15 - Graduation des études portant sur le retraitement de l'obturation canalaires. ....	110

THÈSE N°
<b>ROLOT Morgan – Quid du collage en endodontie ? Le point en 2007.</b>
<p><u>Résumé de la thèse :</u></p> <p>Le but de tout traitement endodontique est de conserver sur l'arcade la dent dépulpée dans un état sain et fonctionnel. Pour cela, après la préparation canalaire, il faut obturer de façon tridimensionnelle et étanche le système canalaire. Afin d'améliorer cette étanchéité par rapport aux techniques d'obturation à la gutta-percha, un nouveau matériau adhésif, le système Epiphany - Resilon®, basé sur le même principe de collage dentinaire qu'en odontologie conservatrice, a été développé.</p> <p>Le but de ce travail est d'évaluer les capacités techniques (adhésivité, herméticité, consolidation), ergonomiques (désinfection, retraitement, thermoplasticité, radio-opacité, temps de prise et coût), et biologiques (biocompatibilité, bioactivité et tenue dans le temps), de ce nouveau matériau. Pour ce faire, une compilation exhaustive de toutes les études parues à ce sujet jusqu'en 2007 ainsi qu'une analyse critique de cette littérature, ont été effectués.</p>
<u>Rubrique de classement :</u> ODONTOLOGIE - ENDODONTIE
<u>Domaine Bibliodent :</u> ODONTOLOGIE CONSERVATRICE - ENDODONTIE
<u>Mots clés Bibliodent :</u> Collage – Endodontie – Matériau obturation canalaire – Herméticité – Biocompatibilité.
<u>MeSH :</u> Matériau obturation canalaire, <i>root canal filling materials</i> – collage dentaire, <i>bonding, dental</i> – adhésivité, <i>adhesiveness</i> – endodontie, <i>endodontics</i> – matériaux biocompatibles, <i>biocompatible materials</i> .
<p><u>Jury :</u></p> <p>Président : Monsieur le Professeur LABOUX Olivier</p> <p>Assesseurs : Monsieur le Docteur MARION Dominique Mademoiselle le Docteur ARMENGOL Valérie Mademoiselle le Docteur DUPAS Cécile</p> <p>Directeur de thèse : <u>Monsieur le Professeur LABOUX Olivier</u></p>
<p><u>Adresse de l'auteur :</u> <a href="mailto:morganrolot@hotmail.com">morganrolot@hotmail.com</a></p>