

**Université de Montréal**

**COMPARAISON *IN VITRO* DE LA TEMPÉRATURE  
RADICULAIRE LORS DU RETRAIT DE PIVOTS EN FIBRES  
DE CARBONE**

par

**Mona L. Karazivan**

Département de Dentisterie de Restauration

Faculté de Médecine Dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des Études Supérieures

en vue de l'obtention du grade de

**Maître ès Sciences (M. Sc.)**

**en Médecine Dentaire**

**option Réhabilitation Prosthodontique**

Mars, 1999

©droits réservés de Mona L. Karazivan, 1999



WU

5

U58

1999

v.001

Université de Montréal

DE CARBONE

Mona LaRocque

Département de Chimie et de Biochimie

Faculté de Médecine Dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des Études Supérieures

en vue de l'obtention du grade de

Maîtrise en Sciences de la Santé

en Médecine Dentaire

après l'obtention d'un baccalauréat

en 1998

Le directeur général de l'Université de Montréal, Montréal, 1999



**Université de Montréal**  
**Faculté des Études Supérieures**

Ce mémoire intitulé:

**COMPARAISON *IN VITRO* DE LA TEMPÉRATURE  
RADICULAIRE LORS DU RETRAIT DE PIVOTS EN FIBRES  
DE CARBONE**

présenté par:

**Mona L. Karazivan**

à été évalué par un jury composé des personnes suivantes:

Président du jury:	Dr Richard Taché
Directeur de recherche:	Dr Pierre Boudrias
Codirecteur:	Dr Salam Sakkal
Membre du jury:	Dr Denis Robert

Mémoire accepté le : 28 avril 1999

## SOMMAIRE

Le retrait des pivots en fibres de carbone par forage peut entraîner une augmentation de chaleur à la surface radiculaire externe. Ceci suggère la possibilité de dommages biologiques au niveau des structures parodontales (os alvéolaire, ligament périodontaire).

Le but de cette étude était de mesurer *in vitro* et de comparer la température atteinte à la surface externe des dents lors de du retrait des pivots en fibres de carbone. Quatre techniques différentes ont été comparées. Cinquante-six dents humaines monoradiculées ont reçu un traitement canalaire suivi par la cimentation d'un pivot Compositopost<sup>TM</sup>. Quatre groupes de quatorze dents ont été formés de façon alléatoire.

**Groupe 1:** Les pivots sont retirés des canaux en utilisant la méthode recommandée par le fabricant (Reaccess Kit)

**Groupe 2:** Les pivots sont retirés en utilisant la même technique que le groupe 1 avec une irrigation à l'eau froide

**Groupe 3:** Les pivots sont retirés avec une fraise Peeso 'non safe-tip'

**Groupe 4:** Les pivots sont retirés en utilisant la même technique que le groupe 3 avec une irrigation à l'eau froide.

L'augmentation de température à la surface externe des dents étaient mesurée à l'aide de trois thermocouples. Le visionnement et l'enregistrement des courbes se fit à l'aide d'un système d'acquisition de données et d'un ordinateur personnel. Les variations de température maximale et de l'intégrale ont été soumises à des analyses statistiques (two-way ANOVAs) pour vérifier l'hypothèse 'd'aucune différence entre les méthodes'.

Pour les deux types de technique, l'augmentation de température à la surface radiculaire était statistiquement plus basse lorsqu'un refroidissement d'eau était employé. De plus, en général la méthode recommandée par le fabricant (Reaccess Kit) était plus longue pour retirer les pivots et générait plus de chaleur à la surface radiculaire externe.

**Implication Clinique:** Afin de ne pas violer ou endommager les structures périradiculaires, l'utilisation d'un jet d'eau froide et d'une technique simple et rapide (telle la technique fraise Peeso 'non safe-tip') sont recommandées lorsque le retrait d'un pivot en fibre de carbone est nécessaire.

## TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE.....	i
TABLE DES MATIÈRES.....	iii
LISTE DES TABLEAUX.....	v
LISTE DES FIGURES.....	vi
DÉDICACE.....	vii
1. INTRODUCTION.....	1
2. REVUE DE LITTÉRATURE.....	5
2.1 Effets de la chaleur.....	5
2.2 Méthodes d'acquisition de température.....	10
2.3 Énoncé du problème et but de l'étude.....	12
3. ARTICLE:	
“ <i>IN VITRO</i> RADICULAR TEMPERATURES PRODUCED DURING REMOVAL OF CARBON-FIBER POSTS: COMPARISON OF FOUR TECHNIQUES”.....	13
3.1 Abstract .....	14
3.2 Introduction.....	16
3.3 Litterature Review .....	19
3.3.1 Effects of heat liberation.....	19
3.3.2 Measurements of heat liberation.....	22
3.3.3 Statement of the problem.....	23
3.4 Material and Methods.....	25
3.4.1 Preparation of teeth.....	25
3.4.2 Preparation of blocks.....	27
3.4.3 Acquisition system.....	29
3.4.4 Formation of four groups.....	31
3.4.5 Data acquisition.....	34

3.5 Results.....	36
3.5.1 Statistical analysis.....	36
3.5.2 Comparison of maximum temperature variations..	39
3.5.3 Comparison of integral values.....	41
3.6 Discussion.....	43
3.7 Conclusion.....	50
3.8 Acknowledgements.....	51
3.9 References.....	52
4. DISCUSSION.....	59
5. CONCLUSION.....	67
6. RÉFÉRENCES.....	69
7. REMERCIEMENTS.....	76

## **LISTE DES TABLEAUX**

Table 1: Nombre d'échantillons et temps requis pour retirer les pivots pour chaque groupe.....	37
Table 2: Résultats pour thermocouple coronaire.....	38
Table 3: Résultats pour thermocouple médian.....	38
Table 4: Résultats pour thermocouple apical.....	38



## LISTE DES FIGURES

Figure 1:	Photo d'un pivot Composipost <sup>TM</sup> et des fraises 'pre-shaping' et 'finishing'.....	26
Figure 2:	Image d'une dent encastrée dans un bloc.....	27
Figure 3:	Photo d'un thermocouple type T.....	29
Figure 4:	Image du support métallique.....	30
Figure 5:	Image du montage complet.....	30
Figure 6:	Photo des fraises du Reaccess Kit.....	32
Figure 7:	Photo des fraises de la méthode Peeso.....	33
Figure 8:	Courbe typique d'un essai Reaccess Kit.....	35
Figure 9:	Courbe typique d'un essai Reaccess Kit + eau.....	35
Figure 10:	Courbe typique d'un essai Peeso.....	35
Figure 11:	Courbe typique d'un essai Peeso + eau.....	35
Figure 12:	Graphique de variation de température maximale, vue au niveau de chaque thermocouple.....	40
Figure 13:	Graphique de variation de température maximale, vue selon la méthode.....	40
Figure 14:	Graphique de variation de l'intégrale, vue au niveau de chaque thermocouple.....	42
Figure 15:	Graphique de variation de l'intégrale, vue selon la méthode.....	42

## DÉDICACE

*...Le plaisir est un chant de liberté,  
 Mais il n'est pas la liberté.  
 Il est l'éclosion de vos désirs,  
 Mais il n'est pas leur fruit.  
 Il est une profondeur appelant un sommet,  
 Mais il n'est ni l'abîme ni le faite.  
 Il est le prisonnier prenant son essor,  
 Mais il n'est pas l'espace qui l'enveloppe.  
 Oui, en vérité, le plaisir est un chant de liberté.  
 Et volontier je vous verrais le chanter à plein coeur;  
 Mais ne voudrais point vous voir perdre vos coeurs dans ce chant...*

Khalil Gibran

À Patrick, Elias, Leila, Georges, Laura et John,  
 Ce travail est pour vous. Merci de votre amour inconditionnel et pour les encouragements incessants pendant les heures les plus difficiles.

À Docteur Richard Taché,  
 Merci pour votre bonté, votre gentillesse et le partage de vos connaissances pendant ces trois années.

À Isabelle Séguin, la petite abeille qui butine sans cesse,  
 Ton aide et ton travail si précieux ne seront jamais oubliés.

À tous mes amis,  
 L'approfondissement de l'esprit se fait durant le partage du rire et des plaisirs.  
 Dans le coeur des petites choses, mon esprit trouve son matin et sa fraîcheur.

**Mona L. Karazivan**

# **COMPARAISON *IN VITRO* DE LA TEMPÉRATURE RADICULAIRE LORS DU RETRAIT DE PIVOTS EN FIBRES DE CARBONES**

## **1. INTRODUCTION**

Lors de la restauration finale des dents traitées endodontiquement, afin de favoriser la fabrication et la rétention de la partie prothétique coronaire, la littérature scientifique supporte l'utilisation de pivots intracanaux.<sup>1-7</sup>

L'obtention d'un espace pour ces pivots se fait en enlevant la gutta-percha et en préparant la dentine radiculaire à l'aide de différents forets. La forme de cet espace varie en fonction du type de pivot qui sera utilisé pour restaurer la dent. Un pivot coulé ou préfabriqué est ensuite cimenté dans le canal.

Une grande variété de pivots préfabriqués existe maintenant sur le marché dentaire. Ceux-ci se présentent en différentes formes (côtés parallèles, coniques, vissés, lisses, rugueux etc.), en différents matériaux (métaux, zircon, fibres de carbone etc.) et en plusieurs grandeurs.

Plusieurs facteurs doivent être pris en considération lors de la préparation et du choix d'un pivot. Le canal doit être préparé de façon

conservatrice et être le plus long possible, tout en préservant un bon scellement apical.<sup>8-10</sup> De plus, il est suggéré que les parties intraradiculaire et extraradiculaire du pivots forment une entité homogène que l'on appelle monobloc. Ceci est dans le but de favoriser la rétention radiculaire et la résistance à la fracture.<sup>11-12</sup>

Les pivots coulés en métal ont l'avantage de se conformer à ce dernier critère. Depuis l'utilisation des nouvelles techniques adhésives, les restaurations des dents dévitalisées à l'aide des pivots préfabriqués en fibres de carbone se conforment aussi à ce critère. En fait, lorsqu'ils sont jumelés à une reconstruction coronaire en résine composite, les pivots en fibres de carbone démontrent une résistance aux forces similaire ou supérieure aux pivots coulés.<sup>13-16</sup>

En 1990, Duret et al.<sup>17</sup> introduisaient la fibre de carbone comme matériau pour la fabrication de pivots préfabriqués. Ces pivots semblent offrir plusieurs avantages pour la restauration des dents dévitalisées. Leurs qualités physiques et mécaniques s'avèrent intéressantes. Ils sont composés d'environ 64% de fibres de carbone renforcées unidirectionnelles de haute performance, ayant chacune 8µm de diamètre. Ces fibres sont liées entre elles par une matrice en résine époxy. Lors de la fabrication par usinage, la surface de chaque pivot est rendue rugueuse, ce qui convient particulièrement pour la cimentation avec une technique adhésive. Le pivot Compositpost™ (RTD, Meylan Cedex, France) possède les propriétés mécaniques

suivantes : résistance à la compression de 440 Mpa, résistance à la tension de 1600 Mpa, résistance au cisaillement de 170 Mpa et un modulus d'élasticité variant de 8 à 110 Gpa dépendant de l'angulation de la force appliquéesur le pivot.<sup>18-20</sup> En fait, lorsque l'angle d'incidence des forces de l'occlusion se situe entre 20 et 40 degrés, le modulus d'élasticité de ce pivot se situe entre 18 et 30 Gpa, ce qui est similaire à la dentine radiculaire. Les stress causés par les forces occlusales peuvent ainsi être mieux absorbés, et distribués de façon plus homogène à la substance dentaire restante. La dent est donc mieux protégée contre la possibilité de fracture radiculaire ou de délogement du pivot.<sup>21</sup>

Dans plusieurs situations cliniques, les pivots en fibres de carbone semblent avoir le potentiel de remplacer les autres pivots préfabriqués. Selon certains auteurs, ils sont plus rigides que les pivots en métal permettant ainsi l'utilisation de diamètres plus petits pour une force équivalente.<sup>22</sup> Ceci permet une meilleure préservation de la dentine radiculaire. De plus, ils sont très résistants à la fatigue et à la corrosion.<sup>18</sup>

Malheureusement, certaines situations cliniques requièrent l'ablation des pivots. Dans l'éventualité d'une fracture du pivot ou d'un échec endodontique (douleur, suppuration, radiolucidité à l'apex etc.), le pivot doit être retiré. Avec les pivots en métal, cette tâche est longue,

ardue et complexe. Elle peut mener à beaucoup de problèmes, dont ultimement la fracture de la dent.

Une méthode rapide et relativement facile a été décrite pour faire l'ablation des pivots en fibres de carbone.<sup>23</sup> Cette méthode, bien qu'effectivement très rapide, semble dégager beaucoup de chaleur. En effet, la technique emploie différentes fraises et forets d'abord pour évier le pivot par usure et ensuite pour nettoyer les parois canalaies. Ceci nous mène à des préoccupations quant aux dommages pouvant être causés aux structures parodontales par une libération excessive de chaleur.

## 2. REVUE DE LITTÉRATURE

### 2.1 EFFETS DE LA CHALEUR

Depuis plus de quarante ans, plusieurs auteurs ont étudiés les conséquences de la libération de chaleur au niveau des tissus de la cavité orale et du corps humain, causées par procédures dentaires ou chirurgicales. En 1976, Hand et coll.<sup>24</sup> examinent l'anatomie du ligament péri-dentaire à la suite de l'introduction d'instruments chauds dans les chambres canalaires. L'étude consistait en une partie *in vivo* faite chez des cochons miniatures (20 mois) et une partie *in vitro* sur une canine mandibulaire humaine. Les résultats histologiques ont été recueillis pour la partie *in vivo*. Une légère infiltration de cellules inflammatoires (leucocytes polymorphonucléaires) ainsi qu'une légère hyperémie vasculaire ont été observées dans les tissus péri-dentaires (ligaments). L'étude *in vitro*, démontrait qu'un contact pendant cinq minutes entre un l'instrument chaud et les murs dentinaires, entraînait une élévation de 4°C à la surface externe de la canine mandibulaire humaine (à la jonction dent-thermocouple).

En 1960, il était connu que la guérison suivant une chirurgie impliquant l'os pouvait être retardée ou même empêchée si les cellules osseuses étaient affectées par la chaleur générée par la friction durant la procédure.<sup>25-26</sup> Par contre on ne connaissaient pas la température critique à laquelle des dommages réversibles ou

irréversibles étaient causés à l'os. La tendance populaire estimait cette température à 56°C car c'est à cette température que la phosphatase alcaline est dénaturée.<sup>27-28</sup> Pourtant d'autres études dans lesquelles cette température ne fut ni atteinte, ni excédée, démontrent que la nécrose osseuse peut survenir en deça du point de dénaturation de la phosphatase alcaline.<sup>29-30</sup>

Grâce à l'utilisation d'une chambre thermique insérée dans la métaphyse proximale de lapins vivants, des études fiables et reproductibles ont permis d'analyser les changements des tissus *in vivo*, avant, pendant et à la suite d'un chauffage de l'os entre 47° et 50°C.<sup>31-32</sup>

Les résultats de ces études démontrent clairement que les tissus osseux étaient très susceptibles aux dommages dû à la chaleur. En effet, une application de chaleur de 50°C pendant une minute, causait une destruction tissulaire. De plus, on observait une dilatation des vaisseaux et une augmentation du flot sanguin. Cette augmentation du flot sanguin était noté dès l'atteinte de 40°C. À cette température, une certaine obstruction était observée dans les petits vaisseaux alors que les vaisseaux plus larges démontraient un flot sanguin continu. Ceci s'expliquait probablement par le fait que les vaisseaux plus larges étaient constamment refroidis par le passage de sang non-chauffé provenant des environs. Selon les auteurs, l'arrêt circulatoire noté dans les petits vaisseaux (à la suite d'un chauffage jusqu'à 50°C)



indique que la température critique pour la survie vasculaire était déjà dépassée à cette température.

Pour ce qui est des changements morphologiques, les premiers signes de dommages aux tissus conjonctifs se traduisaient par le noircissement des cellules adipeuses, deux à cinq jours suivant la période de chauffage. Par la suite, les tissus adipeux étaient toujours résorbés. Le plateau de la résorption adipeuse se produisait environ deux semaines après l'application initiale de la chaleur, indépendamment de la quantité ou du temps d'application.

Pour les groupes exposés à un chauffage de 50°C pendant une minute (A) et 47°C pendant cinq minutes (B), cette résorption adipeuse était rapide et une invasion de cellules adipeuses avait lieu. Un autre groupe, soumis à une chaleur de 47°C pendant une minute (C), démontrait une résorption adipeuse beaucoup plus lente et ne présentait pas d'indication d'invasion adipeuse. Pour les groupes A et B, les premiers signes de résorption osseuse étaient observés entre 20 et 40 jours suivant le chauffage. Trente à 40% de l'os était alors résorbé. Graduellement l'invasion des cellules adipeuses remplaçait l'os perdu. Dans le groupe C, une résorption osseuse similaire aux groupes A et B était notée seulement chez deux des cinq animaux. Par contre aucune invasion de cellules adipeuses n'était présente et le taux de résorption osseuse était beaucoup plus lent pour ce groupe.

En conclusion, cette étude démontre que de l'os chauffé pour une minute à 50°C ou pour cinq minutes à 47°C ne survit pas en tant qu'os fonctionnel, mais plutôt se résorbe et devient remplacé par des cellules adipeuses. Un chauffage de l'os atteignant 47°C pendant une minute cause des changements vasculaires et adipeux légers, mais n'occasionne aucun dommages osseux. Il semble, selon les auteurs, que 47°C soit la température limite avant l'apparition de signes morphologiques de destruction tissulaire osseuse.

Afin de déterminer les effets potentiels d'un stress thermique sur les tissus périodontaux, Atrizadeh et coll.<sup>33</sup> ont appliqué un courant électrique (qu'ils considèrent comme un stress thermique) 2.5 mm apicalement à la jonction énamo-cémentaire de dents ayant eu des traitements canaux chez les singes. Les évaluations histologiques ont été faites à partir de trois jours jusqu'à six mois après les procédures thermiques. À la période d'évaluation de trois jours, des régions de nécrose localisée étaient observées dans le ligament périodontal. Au temps six mois, une résorption bien définie et une ankylose osseuse certaine pouvaient être notées. Un début d'apposition osseuse apparaissait dans les régions résorbées, et ce autant sur la surface radiculaire que sur de l'os alvéolaire. On croit que le résultat d'ankylose serait dû à l'ossification simultanée de ces deux structures (os et dent).

En 1987, Gutmann et coll.<sup>34-35</sup> notent des changements histologiques suite à l'obturation de canaux sur les dents postérieures de chiens Mongrel. La méthode de thermoinjection était utilisée. La température moyenne de la gutta à la sortie de l'applicateur était d'environ 64°C. L'augmentation maximale de la température à la surface externe des dents (mesuré à l'aide d'une thermistance placée sur la plaque osseuse) n'était que de 1.1°C. Considérant les divers paramètres de cette étude *in vivo*, aucune destruction tissulaire n'était évidente aux divers temps d'observation (immédiatement post-obturation, 24 heures et 72 heures après l'obturation canalaire). Sur les spécimens examinés, des amas de cellules osseuses (ostéocytes, ostéoblastes), des fibroblastes et des cémentoblastes étaient observés, tous étant viables et normaux. Il n'y avait pas d'évidence de réponse inflammatoire. Par contre les auteurs suggèrent qu'une exposition prolongée ou plusieurs expositions à des hautes températures pourraient initier de réactions inflammatoires et possiblement d'un phénomène de résorption.

En réponse à un chauffage excessif d'une culture de cellules de ligaments périodentaires humains (43°C pendant trente à soixante minutes), Sauk et coll.<sup>36</sup> ont démontré la production de certaines protéines ("heat stress proteins"). Celles-ci sont synthétisées par les cellules procaryotiques et eucaryotiques qui de plus vont inhiber la post-transcription des protéines normales. Cette réaction semble être une de défense, conférant à la cellule un certain niveau de protection. L'induction de ces "heat stress proteins" joue un rôle

incertain, mais probable dans la pathologie des tissus périodontaires lorsqu'exposés à des stress externes.

## **2.2 MÉTHODES D'ACQUISITION DE TEMPÉRATURE**

Afin d'en arriver à l'acquisition des températures atteintes sur les diverses surfaces dentaires, plusieurs méthodes peuvent être utilisées. Certains auteurs ont étudié l'effet de l'application externe de chaleur sur la pulpe dentaire.<sup>37-41</sup> D'autres ont observé la transmission de chaleur à travers la dentine.<sup>42-43</sup> En fait, il est à noter que le dégagement de chaleur provoqué lors des différentes manipulations dentaires ne semble pas affecter les propriétés physiques de la dentine.

Goodman et coll.<sup>43</sup> ont plutôt quantifié la chaleur enregistrée au niveau de la surface dentinaire intracanaulaire. Les auteurs désiraient connaître le profil thermique de la gutta-percha durant la période de compaction et de condensation. Pour se faire, ils ont sectionné les dents verticalement à travers le canal radiculaire. Dans l'une des moitiés six canaux étaient creusés, allant de la surface pulpaire à la surface externe de la dent. Ces canaux, espacés de deux millimètres, permettaient la fixation de thermocouples. L'extrémité sensible touchait à la surface interne du canal radiculaire. Les deux moitiés de dent étaient ensuite collées avec de la résine époxy et chaque spécimen était encastrée dans un bloc d'acrylique. Pour cette étude les dents étaient maintenues à 37°C en tout temps. Chaque thermocouple était relié à un canal branché à un instrument qui enregistrait

simultanément, en millivolt, les données des six thermocouples ('Brush Datapoint'). Ces données étaient visualisées sur une bande graphique ayant une échelle de 0°C à 100°C.

Avec le développement des technologies informatisées, des méthodes plus sophistiquées à l'aide d'ordinateurs ont permis l'acquisition des données de façon plus efficace. En 1991, Weller et coll.<sup>44</sup> ont développé un nouveau système pour mesurer les températures intracanalaires durant l'ablation de la gutta-percha. Pour cette étude, ils ont tout d'abord encastré les dents dans une résine orthodontique. Ils ont ensuite sectionné les blocs verticalement et finalement ils ont creusé des canaux d'accès pour le positionnement des thermocouples. Ces thermocouples étaient branchés à des canaux d'acquisition de données reliés à un ordinateur personnel. La programmation informatique de cet ordinateur permettait l'enregistrement simultané de l'information provenant de seize thermocouples différents. Chaque thermocouple prenait une mesure par seconde avec une précision de 0.01°C.

D'autres études ont aussi appliqué ce nouveau modèle pour la collection des données intracanalaires.<sup>45-47</sup> En modifiant la position des thermocouples, ce modèle d'étude est aussi utilisé pour mesurer des températures à la surface externe des racines.<sup>48-54</sup> En effet, lors des diverses procédures d'obturation canalaire ou de fabrication d'espace pivot, la chaleur générée à l'intérieur du canal peut être transmise à la surface externe de la racine.<sup>48-54</sup>

### 2.3 ÉNONCÉ DU PROBLÈME ET BUT DE L'ÉTUDE

Le retrait des pivots en fibre de carbone, tout comme la préparation d'un espace pivot <sup>47,51,53</sup> est sans aucun doute une procédure qui a le potentiel de générer de la chaleur. Cette chaleur peut à son tour se transmettre à la surface radiculaire externe et endommager le parodonte de façon irréversible. Aucune étude scientifique spécifique ne rapporte avec précision le degré de sensibilité du ligament périodontaire ou de l'os alvéolaire à la chaleur générée sur la surface externe de la dent. Il n'en demeure pas moins qu'un dégagement de chaleur au dessus de 47°C peut causer des dommages biologiques sévères. <sup>31-32</sup>

En fait, deux facteurs importants détermineront l'effet de la chaleur sur les cellules du parodonte: l'amplitude de l'élévation de température et la durée de temps à laquelle les tissus ont été exposés à cette température.

Le but de cette étude consistait à mesurer *in vitro* et à comparer les températures atteintes à la surface radiculaire des dents, lors du retrait de pivots en fibres de carbone à l'aide de quatre techniques différentes.

Cette section est constituée de la version intégrale de l'article

**IN VITRO RADICULAR TEMPERATURES  
PRODUCED DURING  
REMOVAL OF CARBON-FIBER POSTS :  
COMPARISON OF FOUR TECHNIQUES**

Soumis pour publication au « JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY »

Mona L. Karazivan DMD\*,

Isabelle Séguin\*\*,

Pierre Rompré MSc\*,

Francis Boudreault MScA\*\*,

Salam Sakkal DMD, MSc\*,

L'Hocine Yahia PhD\*\*

Pierre Boudrias DMD, MSc\*.,

.

\* Faculté de Médecine Dentaire,  
Université de Montréal

\*\* Institut de Génie Biomédical,  
École Polytechnique de Montréal

### **3. IN VITRO RADICULAR TEMPERATURES PRODUCED DURING REMOVAL OF CARBON-FIBER POSTS : COMPARISON OF FOUR TECHNIQUES**

#### **3.1 ABSTRACT**

**Statement of the problem :** The removal of carbon-fiber posts seems to generate heat to the outer root surface. This suggests that thermal damage could occur in the surrounding structures (alveolar bone, periodontal ligament)

**Purpose :** The purpose of this study was to compare four techniques for removal of carbon-fiber posts as to the potential damage that could be caused to periodontal structures.

**Material and methods :** This *in vitro* study measured the temperature reached at the surface of teeth when removal of carbon-fiber posts was achieved. Four different techniques were compared. Fifty-six extracted human monoradicular teeth received root canal treatment and a Composipost™ dowel. They were divided into four groups.

**Group 1 :** The posts were removed by the method recommended by the manufacturer (Reaccess Kit)

**Group 2 :** The posts were removed in the same manner as in group 1, plus copious irrigation of ice cold water

**Group 3 :** The posts were removed with a Peeso non-safe tip bur

**Group 4 :** The posts were removed in the same manner as in group 3, plus copious irrigation of ice cold water.

**Results :** The temperature rise at the outer surface of the teeth was measured by three thermocouples and was viewed on the screen of a personal computer.

The average **maximum** temperature rise and the **integral value** were submitted to two way ANOVA statistical analysis

**Conclusions :** The manufacturer's recommended method reached higher maximum temperatures and integral values than the Peeso method (especially when no water was used). For both removal techniques, the temperature rises at root surfaces were statistically lower when water irrigation was employed. Also, the Reaccess Kit method was relatively more time consuming than the Peeso technique.



**Clinical Implication :** In order not to violate or damage the periradicular structures, when carbon-fiber posts must be removed for retreatment of the root canal, the use of cold water irrigation and a quick and simple method (such as the Peeso technique) are recommended.

### 3.2 INTRODUCTION

The fabrication of a final restoration on endodontically treated teeth often requires the use of a post and core to ensure good resistance and retention. The literature supports the utilisation of different types of intraradicular posts.<sup>1-7</sup>

Preparation for the placement of a post is done by using different reamers and long burs to remove gutta-percha and dentin until the canal acquires the adequate shape. This shape will vary in function of the type of post that will be used to restore the case. Once this is achieved, a conventional cast metal post and core or a prefabricated post and build-up may be used. Today's prefabricated posts come in a wide variety of materials (metals, zirconium, carbon-fiber etc.) shapes (parallel-sided, conical, threaded, smooth, serrated etc.) and sizes.

Many factors must be considered when preparing a canal and choosing a post. A minimal amount of dentin should be removed. The canal preparation should be conservative to prevent root fracture. Also, the post space should be as long as possible to provide good retention without disturbing the apical seal or perforating into the periodontal space.<sup>8-10</sup> Moreover in order to provide good stability and fracture resistance, it is suggested that the post and core form a homogeneous entity referred to as monoblock.<sup>11-12</sup> Cast metal posts offer an advantage in this latter aspect because of their configuration

in one piece. However, as a result of advancements made with dental adhesive techniques, prefabricated carbon-fiber posts and composite core build-ups have been shown to offer similar retention and better resistance values.<sup>13-16</sup>

In 1990 Duret et al.<sup>17</sup> introduced carbon-fiber as a material for the fabrication of posts. Carbon-fiber posts are made of long carbon unidirectional, high performance fibers equally stretched and solidly attached together by an epoxy resin matrix. These posts seem to offer some advantages compared to the traditional cast metal post and core. Their machined, rough surface is particularly suited for cementation by adhesive techniques. Their modulus of elasticity (between 18 and 30 Gpa) is similar to that of radicular dentin.<sup>18-20</sup> This provides a greater dentin support and a better stress distribution within the remaining root structure.<sup>21</sup> Some authors claim that they are more rigid than metal posts, which suggests the use of narrower posts for the same strength.<sup>22</sup> This allows a more conservative preparation of the radicular dentin. Finally, the manufacturer suggests high resistance to fatigue and corrosion.<sup>18</sup> These suggested advantages of carbon-fiber posts are related to its function once put in place.

Unfortunately, some situations require the removal of the posts. In the event of a post fracture or an endodontic failure (pain, suppuration, apical radiolucency etc.), the post must be retrieved before retreatment.

The removal of metal posts is a time consuming, risky and complex task. If complications occur it can lead to other problems, ultimately the fracture of the root. As for carbon-fiber posts, in 1996 a quick and relatively easy method was described for their removal.<sup>23</sup> The technique requires the use of different burs to hollow out the post especially by frictional wear. This friction could potentially generate enough heat to damage periradicular structures.

### 3.3 LITTERATURE REVIEW

#### 3.3.1 *Effects of heat liberation*

For more than forty years, the litterature has reported on the consequences of heat liberation from dental procedures and surgeries on the oral environnement. In 1976, Hand et al.<sup>24</sup> examined the periodontal ligament after hot instruments were inserted in the root canals of miniature pigs and in one human mandibular canine. Histologic results were considered for the *in vivo* experiment. A small number of inflammatory cells (polymorphonuclear neutrophilic leucocytes) had infiltrated the alveolar aspect of the periodontal ligament and a slight vascular hyperemia was exhibited as compared to the control specimens. At the outer surface of the human canine, an increase of 4°C was measured after the hot instrument had contacted the dentinal walls for a total of 5 minutes. The authors used a copper-constantan type T thermocouple to measure the temperature variation.

By 1960, it had been demonstrated that the healing of bone could be retarded or even stopped completely if bone cells were heated to a certain extent.<sup>25-26</sup> However, the critical temperature at which reversible or irreversible damage occurred wasn't clear. Some authors estimated this temperature at 56°C because it is the temperature at which bone alkaline phosphatase is degenerated.<sup>27-28</sup> Other studies, in

which the temperature did not reach 56°C show that osseous necrosis can occur below this point.<sup>29-30</sup>

By using thermal chambers inserted in the proximal metaphysis of live rabbits, studies were undertaken to analyse *in vivo* changes before, during and after heating of the bone in the range of 47°C to 50°C.<sup>31-32</sup> It was shown in these experiments that irreversible bone damage occurred when it was heated for either one minute at 50°C or for five minutes at 47°C. Under these conditions the osseous structure resorbes and is replaced by fatty cells. Heating of the bone at 47°C during one minute caused some vascular and fatty cell changes but it did not result in irreversible osseous damages. The authors of these publications suggested that 47°C was the critical temperature after which morphologic changes and osseous destruction occurred.

In order to determine the potential effects of a thermal stress on the periodontal tissue, Atrizadeh et al.<sup>33</sup> applied an electric current (which they considered as a thermal injury) 2.5mm apically to the cemento-enamel junction of endodontically treated teeth of live monkeys. At three days histologic evaluations showed localized necrosis in the periodontal ligament. At six months well defined root resorption and ankylosis were observed.

In 1987 Gutmann et al.<sup>34-35</sup> noticed histologic changes in the periodontal ligament of dogs after filling root canals using a thermoinjection technique. The mean temperature of the injected gutta-percha was approximately 64°C. The maximal temperature reached at the bone surface surrounding the teeth (measured by a thermistor placed to contact the osseous plate) was 1.1°C. At times of observation (immediately post-insertion, 24 hours post-insertion and 72 hours post-insertion) no tissular destruction was noted. On examined control and experimental specimens, no inflammatory response was obvious and normal cellular patterns were exhibited (viable osteocytes and osteoblasts). However, the authors suggest that prolonged high temperatures or repeated exposures to high temperature gutta-percha could initiate inflammatory reactions and possibly a resorptive phenomenon.

By applying heat (43°C during 30 to 60 minutes) to a culture of periodontal ligament cells, Sauk et al.<sup>36</sup> showed the production of “heat stress proteins”. These proteins are synthesized by procaryotic and eucaryotic cells. The induction of these proteins seems to be a defense mechanism that plays an uncertain but probable part in the pathology of periodontal tissue when exposed to external stresses.

### ***3.3.2 Measurement of heat liberation***

In the literature, different methods have been used to measure the temperature variation at different areas on teeth. Some authors studied the effect of external heat application on the dental pulp chamber.<sup>37-41</sup> Goodman et al.<sup>42</sup> measured the heat dispersion at the internal dentinal wall of teeth during compaction and condensation of gutta-percha. The teeth were sectioned vertically and six channels extending from the external surface to the internal surface of the root were created. The sensitive parts of the thermocouples (heat measuring devices) were glued flush with the internal canal surface. Then the two halves of the teeth were luted back together and the teeth were embedded in acrylic blocks. During the experiments, each thermocouple was connected to a channel of a 'Brush Datapoint' and measurements of temperature variation could be visualized on a graph from 0°C to 100°C.

With the expansion of computer assisted technologies, other methods of data cumulation have permitted more reliable results and easier manipulations. In 1991, Weller et al.<sup>43</sup> developed a new system to measure intracanal temperatures during gutta-percha removal. Instead of being connected to a paper graph that necessitates visual analysis, the thermocouples in this model were connected to the appropriate channel of a data control input model which interfaced to a personal computer. This computer program was configured to



record simultaneously the input of 16 thermocouples placed in the radicular canal. The sampling rate was set at one measurement per second. Other articles were found in the literature using the same technique for temperature measurements.<sup>44-46</sup>

By changing the position of the thermocouples on the teeth, the same technique may be used to measure the temperature produced on the outer radicular surface.<sup>47-53</sup> In fact during the different procedures of endodontic obturation and post space preparation, the heat generated inside the tooth can be dispersed to the outer surface of the root<sup>47-53</sup> and disturb the integrity of the periodontal structures.

### ***3.3.3 Statement of the problem***

Heat generated during the preparation of a post space has been documented in the literature.<sup>47,51,53</sup> The technique proposed to remove carbon-fiber posts also has the potential to generate heat. This heat may in turn affect the integrity of the periradicular structures and cause irreversible damage to the periodontium. Although there is no clear scientific evidence as to **how** susceptible the periodontal ligament or alveolar bone are to heat generated to the outer radicular surface, it remains clear that a temperature exceeding 47°C in this type of environment can possibly cause severe biologic damages.<sup>31-32</sup> To summarize, two main factors will determine the effect of heat on periodontal cells: the magnitude of temperature elevation and the

period of time during which the tissue is subjected to damaging temperatures.

Therefore, the purpose of this study was to compare the amount of heat generated to the external root surface during the removal of carbon-fiber posts using four different techniques.

### 3.4 MATERIAL AND METHODS

#### 3.4.1 *Preparation of teeth*

Fifty six extracted anterior human monoradicular teeth were selected for this study. The teeth were kept in physiologic water (0.9% sodium chloride) until procedures were undertaken. All teeth received root canal treatment. Access to the canal was achieved with a carbide fissure bur and the cleaning and shaping was done in a conventional manner. The apical part of the canals were enlarged to a #40 file and a step-back procedure was accomplished up to the coronal aspect of each tooth. During the whole procedure, there was copious irrigation.

A well adapted gutta-percha cone was selected and cemented (Tubli-Seal Root Canal Sealer, Kerr USA, Romulus, MI, USA) into each tooth. Small accessory cones were also adapted and cemented until the canal space was completely filled. Condensation was achieved using a Touch 'n Heat<sup>TM</sup> (heat carrier) and manual pluggers. About six millimeters of gutta-percha was left to maintain the apical seal. This was measured by marking the outer root surface at the desired six millimeter length and then by evaluating the quantity of gutta-percha remaining with an endodontic probe.

The post space of each endodontically treated tooth was prepared for the placement of a no 2 Composipost<sup>TM</sup> (RTD, Meylan Cedex,

France) according to the manufacturer's instructions. First, the pre-shaping drill (end-cutting only) mounted on a low speed contre-angle established the depth of the canal preparation. Then, enlargement of the canal was accomplished with the finishing drill (side cutting only) (Figure 1).



Figure 1: Compositopost™ dowel, 'pre-shaping' drill, 'finishing' drill

A no 2 Composipost<sup>TM</sup> carbon-fiber post (RTD, Meylan Cedex, France) was cemented in each canal. The canals were etched with 37% phosphoric acid gel during twenty seconds and then copiously rinsed. The teeth were dried with a gentle air flow and absorbent paper points. Adhesive resin (Ed Primer, Panavia liquids A&B, Kuraray Co Ltd., Osaka, Japan) was applied to the dentinal walls of the canals. The cement (Panavia 21, Kuraray Co Ltd., Osaka, Japan) was mixed and painted on the posts before they were seated in place. This technique provides a 30 microns cement thickness between the carbon-fiber posts and the dentinal walls.<sup>18</sup> An oxygen barrier gel (Oxyguard, Kuraray Co Ltd., Osaka, Japan) was applied to the coronal aspect of each post to insure complete cement polymerisation.

#### ***3.4.2 Preparation of blocks***

All teeth were embedded in clear bio-plastic material (Aldon Corporation, NY, USA). Blocks of 2cm x 1cm x 1cm were formed concentrically around the teeth. Before embedding, the location of the three future thermocouples were marked on the mesial surface of each root with red dots. Three access channels were drilled through the acrylic perpendicular to the long axis of the tooth and extended from the outer surface of the bioplastic material to the outer surface of the root. Drilling was stopped when red paint started to appear. These channels were located at a distance of 6mm (apical thermocouple), 10mm (medial thermocouple) and 14mm (coronal thermocouple)

from the apex of the tooth. The level of the coronal thermocouple was situated three millimeters apical to the surface of the bioplastic material. The teeth were cut flush to the surface of the blocks. (Figure 2)

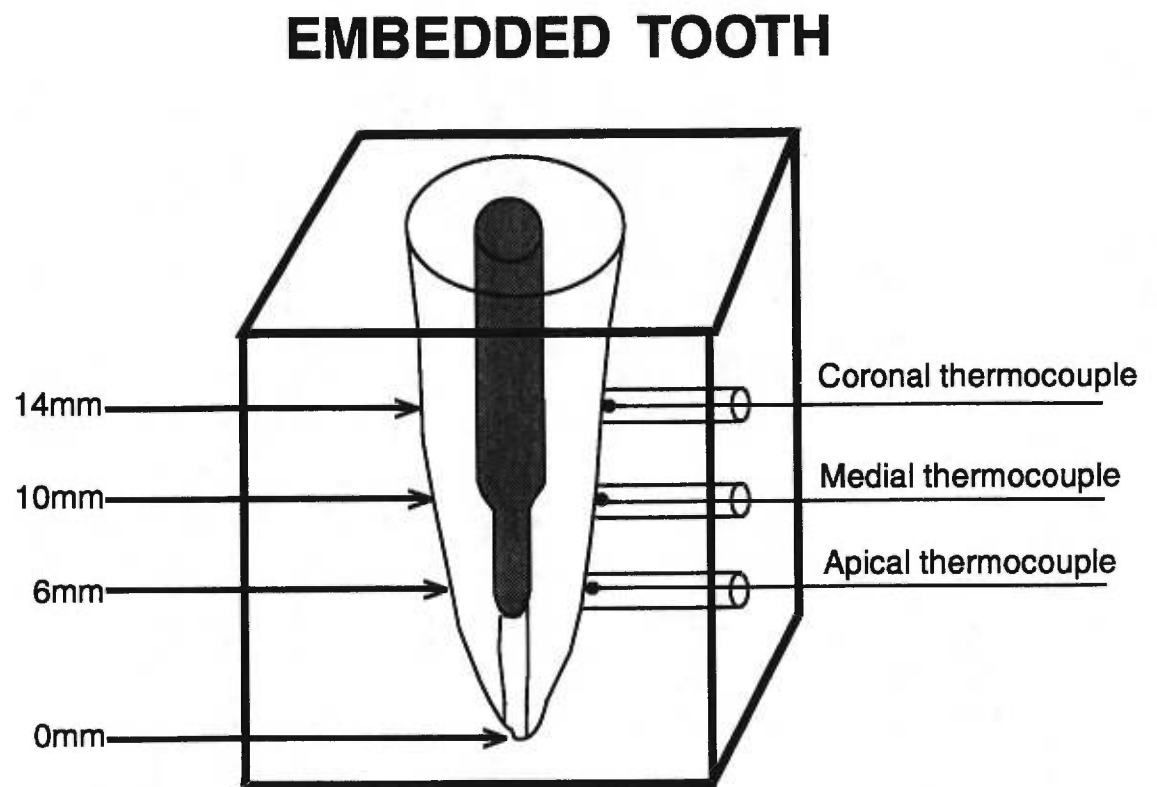


Figure 2: Embedded tooth in bioplastic block

### 3.4.3 Acquisition system

Type T copper-constantan thermocouples (0.5mm diameter, Omega Engineering Inc., Stamford, CT, USA) (Figure 3) were inserted into each channel with the sensitive extremity touching the external root surface. To facilitate heat conduction, a special paste (Omegatherm “201”, Omega Engineering Inc., Stamford, CT, USA) was applied to the tooth-thermocouple junction. While the operator proceeded with the drilling, a metal support was used to hold the blocks at one end and to stabilise the thermocouples at the other (Figure 4). At the other extremity, the two wire leads of each thermocouple were connected to a high precision amplification system (OP-27EP, Precision Monolithic Inc.) which interfaced with an input model and a personal computer (type 386 with Logiciel Labtech Notebook). (Figure 5)

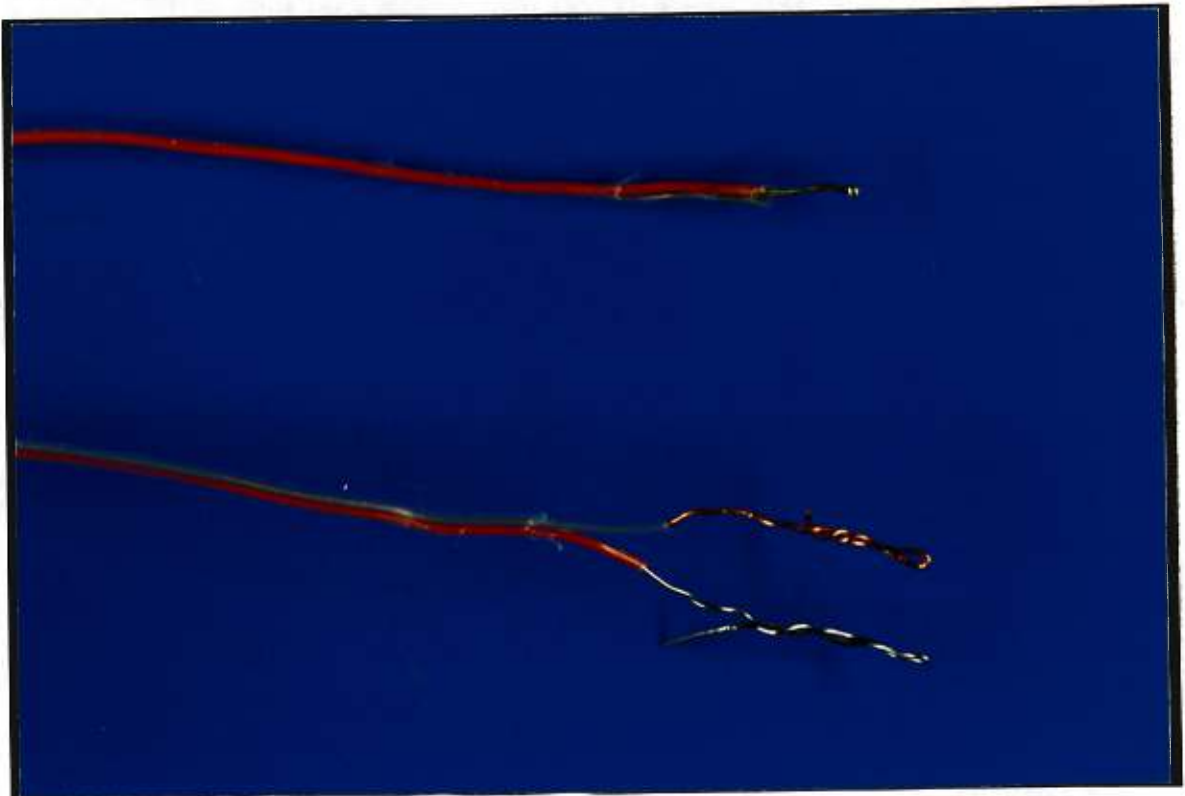
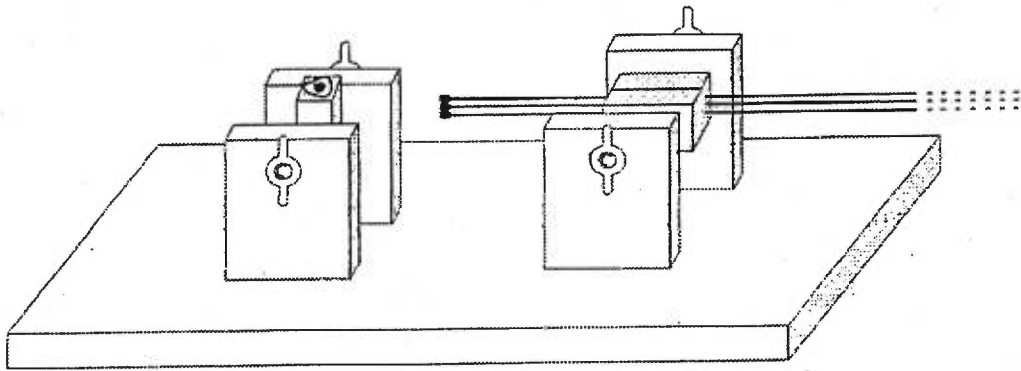
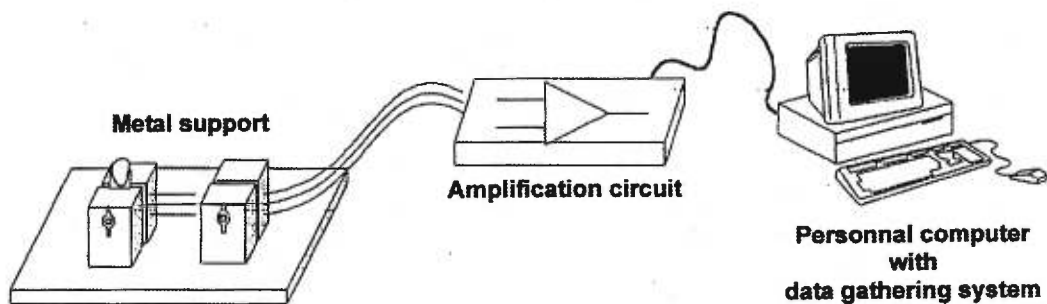


Figure 3: Type T copper-constantan thermocouple

**Metal support holding each sample and thermocouples**



**Figure 4: Metal support holding blocks and thermocouples**



**Figure 5: Complete setting**



During the drilling and removal of the Composiposts<sup>TM</sup>, the computer program was configured to simultaneously record input from the three thermocouples (apical, medial, coronal) on the radicular surface of each samples. These thermocouples were recalibrated before each new test and the computerized temperature system was started five seconds before each trial in order to record the baseline temperature.

#### ***3.4.4 Formation of four groups***

The teeth were uniformly divided into four groups of fourteen teeth using systematic randomization. Each group was subjected to a different post removal technique. The four techniques are described as follow:

##### ***Group 1: Reaccess Kit***

The posts were removed by using the technique<sup>10</sup> and instruments recommended by the manufacturer (Reaccess Kit, RTD, Meylan Cedex, France). (Figure 6)

- a) A pilot hole was drilled in the center of the coronal surface of the post using a pin placement drill.
- b) Then a non-cutting size 50 Gutta-Percha Remover drill (GPX, Brasseler, Savannah, GA, USA) was used to hollowed out the post longitudinally. This drill was used at 30 000 RPM with non standardized hand pressure (similar to clinical conditions) until the apex of the post was reached.

- c) A Peeso reamer no 2 safe-tip drill (#182010, Brasseler, Savannah,GA, USA) was used to enlarge the space. Pressure was applied peripherally. Drilling was stopped when the white luting cement was reached.
- d) The Composipost™ pre-shaping and finishing drills were used to clean the dentinal walls of the canals.

**Group 2: Reaccess Kit + H<sub>2</sub>O**

The same drilling sequence as in group 1 was performed with the addition of water coolant (4°C). The stream of water was directed toward the coronal aspect of each block during the procedure. A dental rubber dam was placed over the coronal part of the blocks and a suction was used to prevent water from interfering with the temperature recordings at the radicular level.



Figure 6: Complete set of drills of the Reaccess Kit

**Group 3: Peeso**

- a) A pilot hole was drilled in the center of the coronal surface of the post using a pin placement drill.
- b) A Peeso no 2 non safe-tip drill (#183012, Brasseler, Savannah,GA, USA) was then used for post removal and dentinal wall cleaning.(Figure 7)

**Group 4: Peeso + H<sub>2</sub>O**

The same drilling sequence as in group 3 was performed with the addition of a rubber dam and water coolant (4°C) .

The same operator did all the manipulations. For all groups, new burs were used for each sample.<sup>26</sup>



Figure 7 : Drills used for the Peeso method

### 3.4.5 Data acquisition

All values were recorded in the form of variation of temperature compared to baseline ( $\Delta t$  = temperature at measurement – temperature at baseline). The sampling rate of the  $\Delta t$  was set at three measurements per second. The accuracy of the data was  $\pm 0.05^\circ\text{C}$ . Typical curves of the temperature variation ( $\Delta t$ ) in function of time are shown in Figures 8 to 11.

Two outcome measurements were considered in this study.

- the maximum  $\Delta t$
- the integral value

In order to enable us to compare our results with the published literature, the maximum  $\Delta t$  for each sample was recorded. As it was mentioned previously, the length of time a tooth is exposed to high temperatures is paramount. A second measurement was therefore computed from the  $\Delta t$  and the time the tooth was exposed to such a  $\Delta t$ . We called this second measure ‘integral value’ and it was computed by the summation over time of all  $\Delta t$  points recorded for each tooth (integral or area under the curve for each trial). Since the sampling rate was set at three measurements per second, the computation of the integral value was obtained as follow :

$$Integral = \sum_{i=1}^n (\Delta t/3)_i , \text{ where } n \text{ is the number of measures taken.}$$

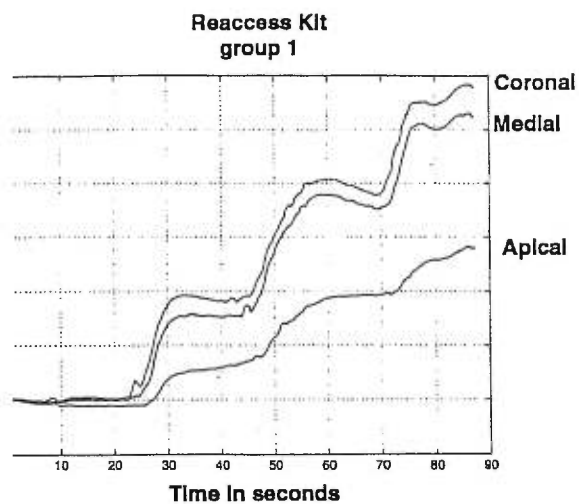


Figure 8

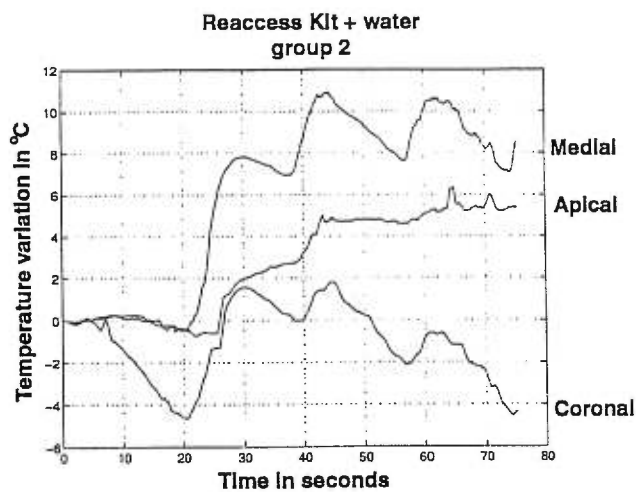


Figure 9

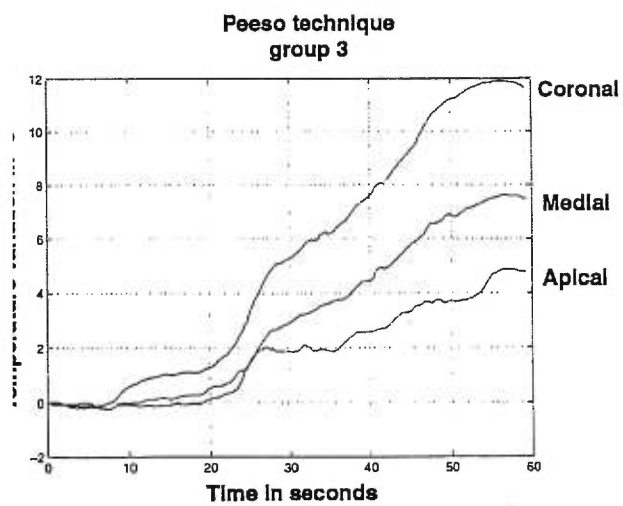


Figure 10

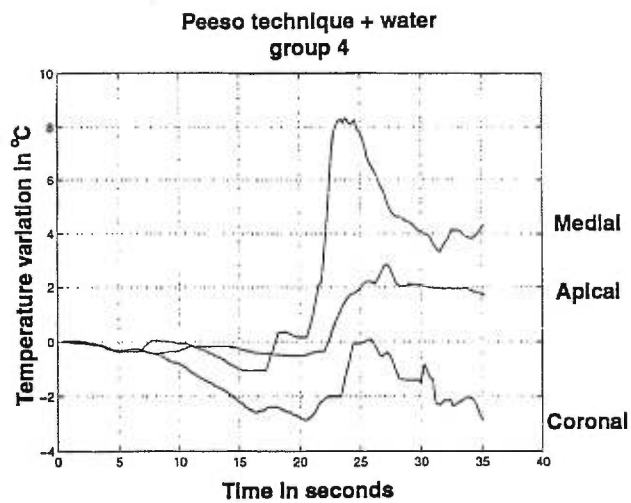


Figure 11

Figures 8-9-10-11 : Examples of typical and representative curves obtained for each group

## 3.5 RESULTS

### 3.5.1 *Statistical analysis*

A two way repeated measures ANOVA was selected to test the hypothesis of no difference between the removal methods. The two ‘between factors’ were the different techniques (2 levels) and the use of water coolant (2 levels). The ‘within factor’ was the thermocouples (3 levels). The significance level was set at 0.05.

The first two-way repeated measures ANOVA revealed a significant interaction between the thermocouples and the methods of post removal. It was therefore decided to perform three different two-way ANOVAs corresponding to each one of the three different thermocouples. For most analysis, a significant interaction between the post removal method and the water coolant was found. For that reason, it was decided to perform four contrast tests (comparing couples of the four methods) for each of the dependant variable (maximum  $\Delta t$  and integral values) by using the « A matrix » method. To diminish the risk of type I error, it was decided to lower the significance level to 0.01.

Fifty-six teeth were used for the experiment. From these, five had to be eliminated. In each one of the Reaccess Kit groups (groups 1 and 2), one sample had to be eliminated because the pre-shaping drill

broke in the canal. In the Peeso groups, three samples had to be eliminated. One sample (in group 3) was discarded because the thermocouples became disconnected from the the tooth and readings became suddenly all constant. The other two trials (one in group 3 and one in group 4), were eliminated because static noise from the functioning hand-piece interfered with the temperature readings of the thermocouples, creating non-smooth curves that could not be filtered. This particular problem was solved by isolating the thermocouple wires from the working field.

The sample size and average time taken to remove the posts with each technique are shown in Table 1. For both techniques, the addition of water coolant did not seem to increase the removal time. The Peeso technique demonstrated lower post removal time compared to the Reaccess Kit technique.

The means and standard errors for the **maximum**  $\Delta t$  and **integral values** are shown in Tables 2 through 5 for each method and at each thermocouple.

**TABLE 1 : Elapsed time to complete post removal**

	<b>group 1</b> Reaccess Kit	<b>group 2</b> Reaccess Kit + H <sub>2</sub> O	<b>group 3</b> Peeso	<b>group 4</b> Peeso + H <sub>2</sub> O
<b>Mean time ± SE</b> (seconds)	92.85±3.21	82.52±4.47	54.93±2.26	50.57±4.40
<b>Sample size</b>	13	13	12	13

**TABLE 2 : Results for coronal thermocouple (mean  $\pm$  standard error)**

	<b>group 1</b> Reaccess Kit	<b>group 2</b> Reaccess Kit + H <sub>2</sub> O	<b>group 3</b> Peeso	<b>group 4</b> Peeso + H <sub>2</sub> O
<b>Maximum <math>\Delta t</math></b> (°C)	29.79 $\pm$ 2.55	4.92 $\pm$ 1.11	13.95 $\pm$ 1.04	3.60 $\pm$ 1.05
<b>Integral values</b> (°C)	1248.09 $\pm$ 126.44	51.54 $\pm$ 64.80	339.48 $\pm$ 29.49	-21.58 $\pm$ 27.48

**TABLE 3 : Results for medial thermocouple (mean  $\pm$  standard error)**

	<b>group 1</b> Reaccess Kit	<b>group 2</b> Reaccess Kit + H <sub>2</sub> O	<b>group 3</b> Peeso	<b>group 4</b> Peeso + H <sub>2</sub> O
<b>Maximum <math>\Delta t</math></b> (°C)	25.32 $\pm$ 2.63	10.61 $\pm$ 1.62	11.22 $\pm$ 1.18	5.14 $\pm$ 0.83
<b>Integral values</b> (°C)	1010.79 $\pm$ 131.43	357.77 $\pm$ 74.16	253.79 $\pm$ 33.06	43.92 $\pm$ 21.98

**TABLE 4 : Results for apical thermocouple (mean  $\pm$  standard error)**

	<b>group 1</b> Reaccess Kit	<b>group 2</b> Reaccess Kit + H <sub>2</sub> O	<b>group 3</b> Peeso	<b>group 4</b> Peeso + H <sub>2</sub> O
<b>Maximum <math>\Delta t</math></b> (°C)	12.96 $\pm$ 1.37	5.62 $\pm$ 0.90	6.01 $\pm$ 0.85	2.14 $\pm$ 0.47
<b>Integral values</b> (°C)	437.27 $\pm$ 54.14	190.65 $\pm$ 43.17	116.04 $\pm$ 20.90	21.24 $\pm$ 12.82



### ***3.5.2 Comparison of maximum temperature variations (Figures 12-13)***

When considering the maximum  $\Delta t$ , there was a significant difference at all thermocouples between the two methods when no water was used ( $p < 0.0001$ ). The Reaccess Kit technique (group 1) always reached higher temperatures than the Peeso technique (group 3).

When water was used, the Peeso technique (group 4) had slightly lower values than the Reaccess Kit technique (group 2) at all three thermocouples, but the difference was not statistically significant.

When comparing the methods with or without the use of water, lower  $\Delta t$  were measured with the use of water for all but one thermocouple ( $0.0001 < p < 0.01$ ). The medial thermocouple for the Peeso method did not show statistical significance when comparing the technique with and without water ( $p = 0.017$ ).

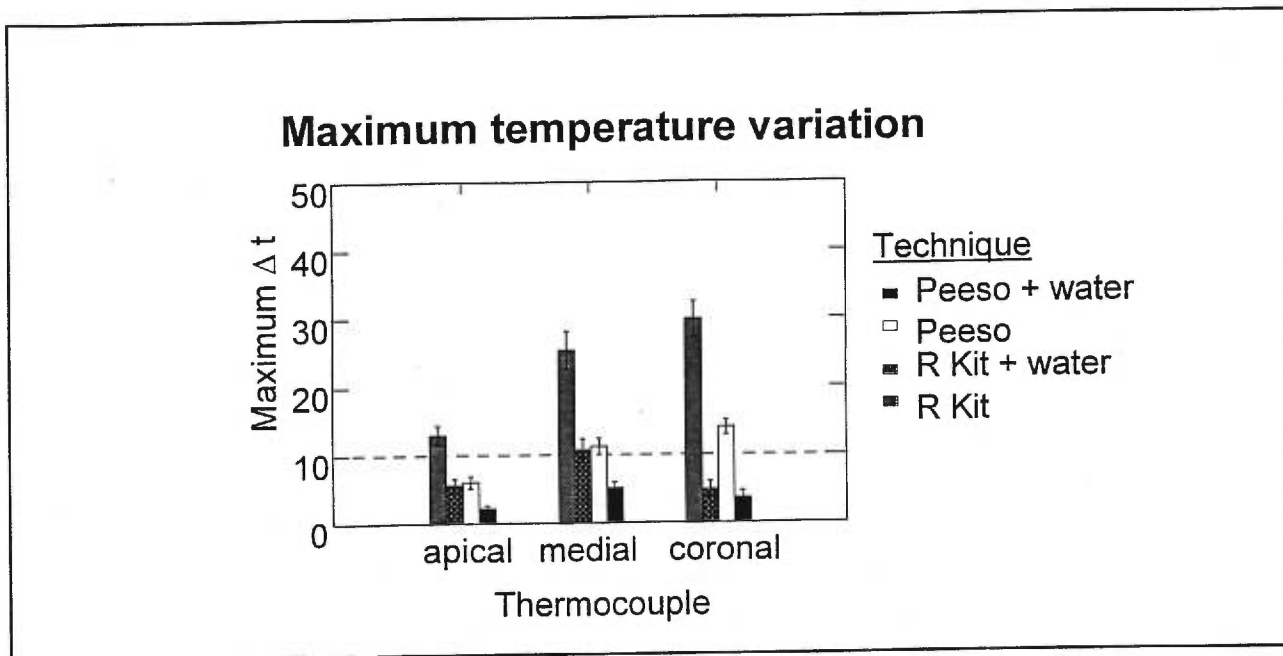


Figure12 : Maximum temperature variation seen at each thermocouple

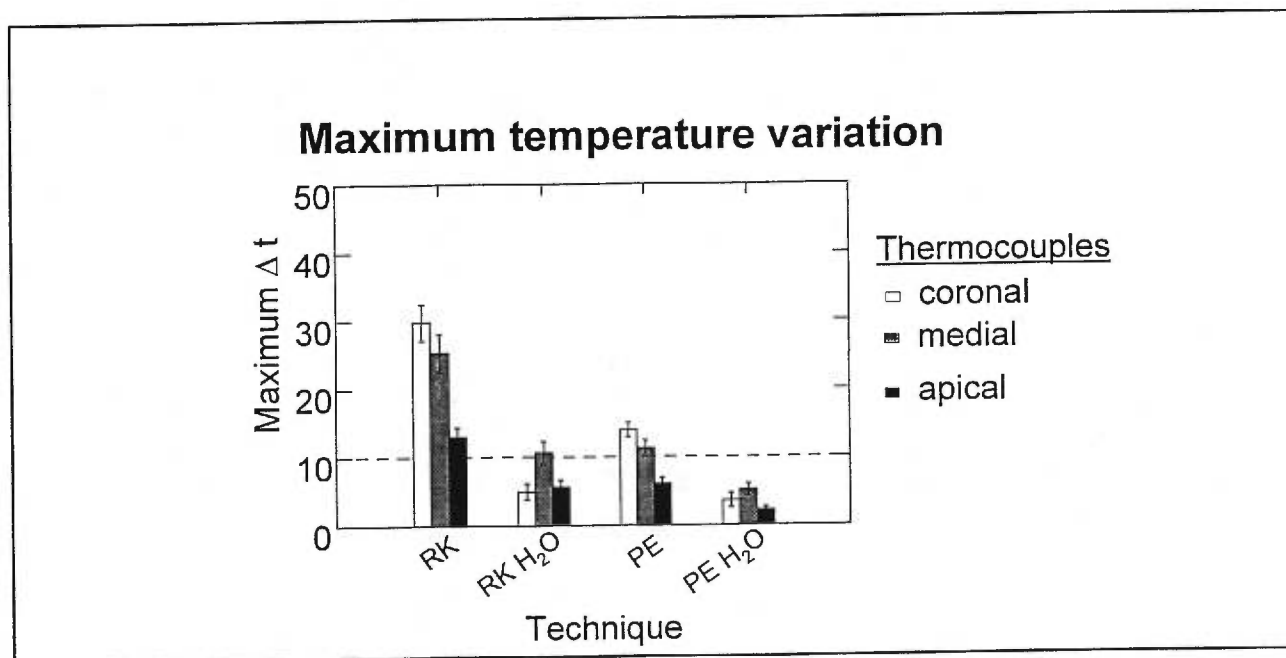


Figure13 : Maximum temperature variation seen for each group

### ***3.5.3 Comparison of integral values***

***(Figures 14-15)***

When considering the integral values, there was a significant difference at all thermocouples between the Peeso and the Reaccess Kit technique when no water was used ( $p < 0.0001$ ). The Reaccess Kit (group 1) always reached higher temperatures and thus integral values.

When water was used for both techniques, the Peeso method had slightly lower energy values at all three thermocouples but the difference was statistically significant for the medial and apical thermocouples only ( $p < 0.01$ ). The small difference observed at the coronal thermocouple did not reach statistical significance ( $p = 0.49$ ).

When comparing the post removal techniques with or without water, lower integral values were measured with the use of water for all but two thermocouples ( $0.0001 < p < 0.01$ ). The medial and apical thermocouples of the Peeso method showed no significant difference when this technique was used with and without water.

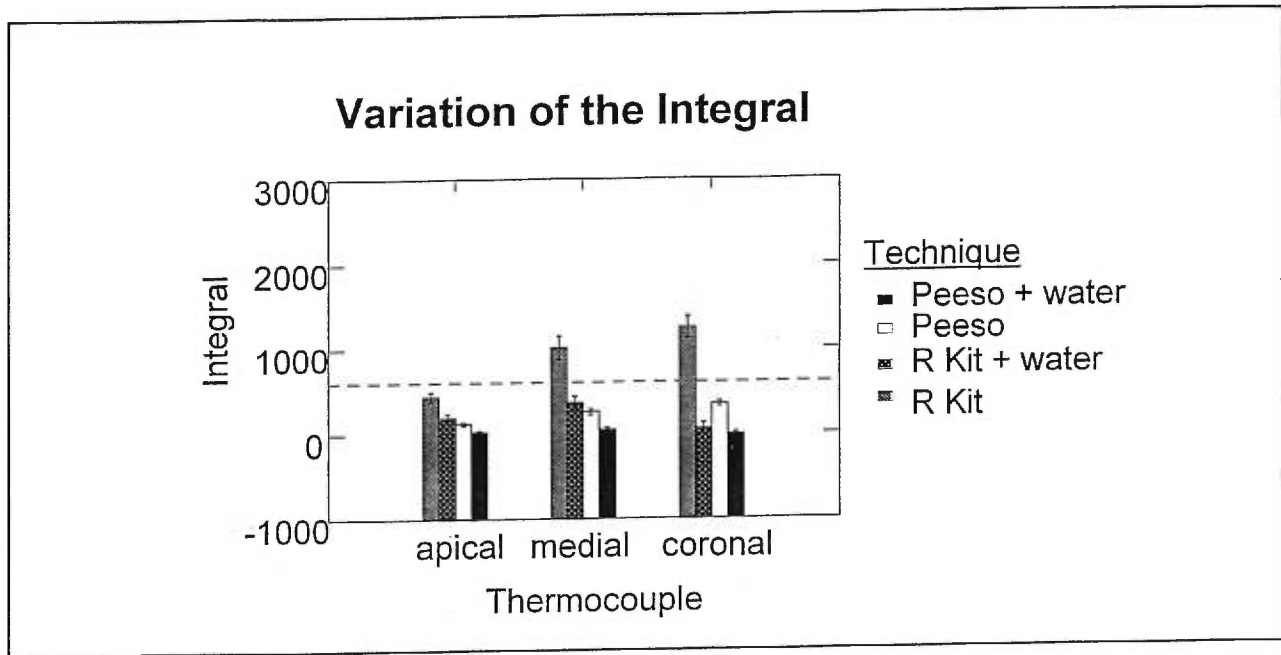


Figure 14: Integral values seen for each thermocouple

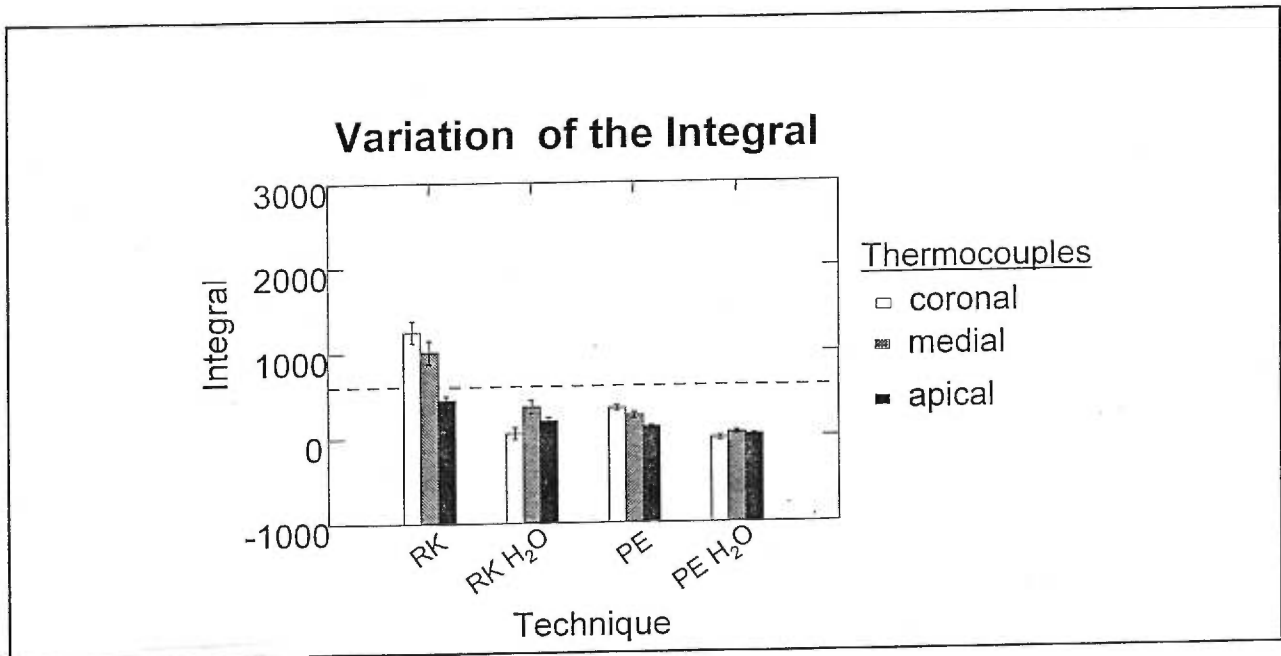


Figure 15: Integral values seen for each group

### 3.6 DISCUSSION

Heat conduction within the range of temperatures encountered in this study is an entirely linear process.<sup>48</sup> The temperature rise observed *in vitro* should be the same as if the starting temperature had been 37°C. Therefore, to facilitate extrapolation to conditions *in vivo*, the results in this investigation were reported as temperature elevations and not as peak temperatures.

All carbon-fiber post removal techniques performed in this study produced a temperature change at the surface of the root. The mean maximum  $\Delta t$  varied from 2.14 to 29.79°C. It is generally accepted that a 10°C increase is the critical temperature when permanent damage to the supporting tooth structure may occur *in vivo*.<sup>31-32</sup> The Reaccess Kit used as prescribed (without water) has shown maximum temperatures up to 29.79°C at the coronal thermocouple, which could be detrimental to the periodontal structures. The removal of Compositos<sup>TM</sup> using the Peeso drills without water also demonstrated maximum values occasionally exceeding the 10°C limit. For both removal techniques the use of water coolant controlled the maximum temperature elevation and thus it rarely exceeded this limit.

Temperature variation is not the only variable to consider in potential damage to the periradicular structures. The amount of time the tooth is exposed to the heat is another important factor. Bone tissue heated to

47°C for **one minute** causes fat cell injury and inconsistent bone injury.<sup>31-32</sup> The integral (approximate energy value) calculated from an augmentation of 10 degrees Celcius for 60 seconds is 600(°C). It can be hypothesized that an integral value superior to 600(°C) could be harmful to the surrounding tissues. This theoretical limit was seldom reached when post removal techniques were performed with water.

These integral values are not direct measures of the potential damage to cells. It is hard to imagine that an augmentation of 500 degrees applied for one second (integral value of 500(°C)) would not be harmful. Since we don't have a direct measure of potential damage, it can be thought that the quicker the technique **and** the lower the energy produced, the less chances of harming the tissues. In this study, the Peeso method with water demonstrated the lowest integral values and was also the most rapid post removal technique.

The lowest  $\Delta t$  and integral values were recorded for both methods (Peeso and Reaccess Kit) when water was used. Water significantly lowered the temperature generated at the external root surface. It was shown that the cooling effect of the water was most efficient closest to the source. In fact the use of water with the Peeso method contributed so much in lowering the temperature at the coronal thermocouple that the tooth became colder than the base line temperature. That explains why the summation of all  $\Delta t$  points at that level computed into a negative integral value (Table 2). When water was not used, the

hottest thermocouple was also the coronal one. This emphasizes how important the cooling procedure can be.

In this investigation, the water used to prevent high temperature elevations on teeth was at 4°C. It is not likely that dental units will provide such cold water. However it can be extrapolated that water dispensed by dental units will probably have a certain cooling effect. Ice water was chosen in this experiment because of its probable cooling effect and its easy temperature monitoring.

As discussed previously, the amount of time to perform each procedure is of capital importance because the duration of a temperature rise *in vivo* has a significant effect. In fact, prolonged temperature augmentation or many exposures to high temperatures in the root canal could initiate inflammatory reaction and possibly a resorptive phenomenon.<sup>33-35,48</sup> In this investigation the mean durations for the different procedures varied from 29.80 to 78.80 seconds for the two Peeso groups (with means of 50.57 and 54.93 seconds) and from 44.80 to 109.80 seconds for the Reaccess Kit groups (with means of 82.52 to 92.85 seconds).

Since more burs had to be used with the Reaccess Kit, it is logical that this method took more time to perform. If the temperature rise reaches 10°C or more during 80 to 90 seconds there is a risk of causing damage. Even if the  $\Delta t$  of 10°C is not reached in the first few seconds,

it will take some time to eliminate the energy already accumulated. In fact, once the maximum temperature is reached stopping the procedure will not cause a sudden decrease at the radicular surface. It will take time before the temperature comes back to the initial value. Also, if the temperature exceeds by far the 10°C limit, it will take more time to come back to its initial value. However a temperature rise slightly over 10°C will be less critical. According to this study, it is obvious that the carbon-fiber post removal technique generating the less amount of heat and performed the quickest should be chosen.

Energy and temperature variation are not the only important factors when considering the removal of posts. In fact, ease of manipulation is a clinical aspect that needs to be seriously evaluated. When analysing the graphics obtained with the Reaccess Kit method (Figures 8 and 9, see second peaks), it can be noted that the maximum amount of energy generated occurred with the second instrument (GPX drill). The guiding drill caused hardly any temperature changes. The GPX being a non cutting drill will hollow out the post on its total length by frictional wear. This creates a high amount of heat which can then be transferred to the tooth.

When water was used with the Reaccess Kit, the operator noticed a resistance to advance with the GPX drill, especially in the most coronal portion. This suggests that a lack of heat prevents the proper 'melting' of the epoxy matrix and thus makes it more difficult to



hollow out the carbon-fiber post. The GPX drill was incorporated in the Composipost<sup>TM</sup> Reaccess Kit because of its non-cutting end. This aspect makes it more difficult to deviate during the drilling procedure and cause a radicular perforation .

Depending on the incidence of the bur either on the fibers, either on the matrix of the posts, it was noticed that sometimes the GPX drill went in very easily. In other occasions, a substantial resistance was offered at the beginning of the procedure. At those latter times, the bur would **suddenly** descend apically. This was particularly disturbing because either more time was spent waiting for the bur to finally find it's way into the post, either more pressure was applied to the hand piece. Both alternatives were detrimental by augmenting the potential to generate more energy (more time, more heat). Furthermore, when a greater pressure was applied to the drill and it then found its way apically into the post, the descending action was surprising and jerky. This sudden and rapid motion could cause a deeper penetration of the drill and disturb the gutta-percha apical seal.

After initial hollowing out of the post with the GPX drill, a Peeso reamer no 2 safe tip drill was used. The pre-shaping drill was then reintroduced to finalize the removal of the post. Unfortunately, this drill (end-cutting only), had a tendency to bind onto the remaining carbon-fiber left on the dentinal walls. Because of the created

resistance, in two instances this drill broke inside the canal, at the neck of the shank. This led to the elimination of two samples.

Compared to the Reaccess Kit, the technique employing the non safe-tip Peeso drill was much more convenient as to ease of manipulation. First, the tip of these drills has a fine and cutting end which makes it easy to descend into the canal and clean the dentinal walls. Second, the manipulation of only two types of instruments (guiding and Peeso drills) instead of five (guiding, GPX, Peeso safe-tip, pre-shaping and finishing drills) facilitates the manoeuvre by eliminating the many changes at the hand piece extension. And third, the time to perform the post removal was quicker because of better efficiency of the blades and less bur changing. The strongest draw-back of this instrument is its non safe-tip end. In the hands of the inexperienced clinician, this could lead to errors of angulation and possibly perforations.

When transposing the results of this study to *in vivo* conditions, we readily realize that there are many variables encountered in the biological entity that could make a difference as to the results obtained. For example, teeth of different diameter have different amounts of residual dentin thickness which varies over the length of the root. This remaining dentin will insulate the tissues from potential heat damage.<sup>54</sup> The *in vitro* model used in this study did not take into consideration the dentin thickness variation.

An intact vascular system will also tend to monitor heat rises along with heat dissipation due to the thermal conductivity of the periodontal membrane and alveolar bone.<sup>48</sup> *In vivo*, it is likely that the temperature rise on the radicular surface would be buffered by the periradicular tissues, thus reducing the augmentation of temperature.

### 3.7 CONCLUSION

During this investigation, the amount of heat transferred to the external root surface during the removal of Composipost™ dowels varied depending on the technique employed.

1. Invariably of the method, the use of water considerably diminished the quantity of energy transmitted through the dentinal structure to the outer radicular surface.
2. Generally, when the Composipost™ Reaccess Kit was used, more heat was generated compared to the Peeso method.

Although conclusions cannot be drawn from this *in vitro* study without *in vivo* testing, some of the temperatures reached in this investigation would seem to be sufficient to cause thermal damage to the human periodontium. Further studies are required to measure the true temperature elevations at the root surface and to evaluate the long term periodontal damage after carbon-fiber post removal *in vivo*. Until then, the experimental model of this study suggests the utilisation of a Peeso bur to facilitate the removal of a carbon-fiber post and the addition of copious cold water irrigation to prevent overheating of the periradicular structures.

### **3.8 ACKNOWLEDGEMENTS**

**The authors wish to thank :**

André Bérard for graphic conception, Daniel Ménard from Biodent for providing the Composipost<sup>TM</sup> dowels and Reaccess Kits and Larry Chapdelaine from Brasseler Canada for providing the Peeso burs.

### **3.9 REFERENCES**

- 1. Kantor ME, Pines MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. J Prosthet Dent 1977; 38:405-12.**
  
- 2. Guzy GE, Nicholls JJ. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent 1979;42: 39-44.**
  
- 3. Sorenson JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage : A study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1984;51: 780-4.**
  
- 4. Sorenson JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 1984;52 : 28-34.**
  
- 5. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. J Prosthet Dent 1993; 70: 11-6.**
  
- 6. Bergman B, Lundquist P, Sjogren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. J Prosthet Dent 1989;61 :10-5.**
  
- 7. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth : A literature review. Part 1. Success and failure data, treatment concepts. J Prosthodont 1994;3 :243-50.**

8. Gutmann JL. The dentin-root complex : Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1992;67 :458-67.
9. Lloyd PM, Palik JF, The philosophies of dowel diameter preparation :A literature review. *J Prosthet Dent* 1993;69 :32-6.
10. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69 :36-40.
11. Hoag EP, Dwyer TG. A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent* 1982;47 :177-81.
12. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24 :882-7.
13. Isodor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 1992; 5:257- 61.
14. Isodor F, Ödman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 131-6.
15. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998;80 :151-7.

16. Martinez-Insua A, Da Salva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80 :527-32.
17. Duret B, Reynaud M, Duret F. New concept of corono-radicular reconstruction : the Composipost (in French) . *Chir Dent France*, 1990;60 :131-41.
18. Duret B. Long-life physical property preservation and post-endodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Suppl* 1996;17: 50-6.
19. Malquarti G, Berruet RG, Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1990;63 :251-7.
20. Viguie G, Malquarti G, Vincent B, Bourgeois D. Epoxy/carbon composite resins in dentistry : Mechanical properties related to fiber reinforcements. *J Prosthet Dent* 1994;72 :245-9.
21. Dallari A, Rovatti L. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost<sup>TM</sup>. *Compend Suppl* 1996;17 :57-63.
22. Purton DG, Payne JA. Comparaison of carbon fiber and stainless steel root canal post. *Quintessence Int* 1996; 27:93-7.
23. Sakkal S. Carbon-fiber post removal technique. *Compend Suppl* 1996; 17:86.



24. Hand RE, Huget EF, Tsaknis PJ. Effects of a warm gutta-percha technique on the lateral periodontium. *Oral Surg Oral med Oral pathol* 1976; 43:395-401.
25. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg* 1958; 16 :22-30.
26. Mazorow HB. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg* 1960; 18 : 107-15.
27. Matthews LS, Hirsh C. Temperatures mesured in human cortical bone when drilling. *Jl Bone Joint Surg* 1972; 54:297-308.
28. Rhineland FW, Nelson CL, Stewart RD, Stewart CL. Experimental reaming of the proximal femur and acrylic cement implantation. Vascular and histologic effects. *Clin Orthop* 1979;141 :74-89.
29. Kenzora JE, Steele RE, Yosipovitch ZH, Boyd RJ, Glimcher MJ. Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. *Clin Orthop*, 1978; 130 :8-46.
30. Albreksson T, Bränemark PI, Eriksson A, Lindström J. The preformed autogenous bone graft. An experimental study in rabbits. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1978;12 :215-23.
31. Eriksson A, Albreksson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone; A vital microscopic description of heat effects. *Int Jof Oral Surg* 1982; 11 :115-21.

32. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone injury : A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50 :101-7.
33. Atrizadeh F, Kennedy J, Zander H. Ankylosis of teeth following thermal injury. *J Periodontol Res* 1971;6 :159-67.
34. Gutmann JL, Creel DC, Bowles WH. Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part I. In vitro heat levels during extrusion. *J Endod* 1987; 13:378-83.
35. Gutmann JL, Rakusin H, Powe R, Bowles WH. Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part II. In vivo response to heat levels generated. *J Endod* 1987; 13: 441-8.
36. Sauk JJ, Norris K, Foster R, Moehring J, Somerman MJ. Expression of heat stress proteins by human periodontal ligament cells. *J Oral Pathol* 1988; 17 : 496-8.
37. Pohto M, Scheinin A. Microscopic observations on living dental pulp : II. Effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontol Scand*, 1958;16 :315- 27.
38. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral surg Oral med Oral pathol* 1965; 19: 515-30.
39. Nyborg H, Brännström M. Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent* 1968; 19:605-12.

40. Grajower R, Shahar bani S, Kaufman E. Temperature rise in pulp chamber during fabrication of temporary self-curing resin crowns. *J Prosthet Dent* 1979;41:535-40.
41. Seale NS, McIntosh JE, Taylor AN. Pulpal reaction to bleaching of teeth in dogs. *J Dent Res* 1981;60:948-53.
42. Goodman A, Schilder H, Aldrich W. The thermomechanical properties of gutta-percha. Part IV. A thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure. *Oral surg Oral med Oral pathol* 1981; 51:544-51.
43. Weller RN, Jurcak JJ, Donley DL, Kulid JC. A new model system for measuring intracanal temperatures. *J Endod* 1991; 17: 491-4.
44. Donley DL, Weller RN, Kulid JC, Jurcak JJ. In vitro intracanal temperatures produced by low and high temperature thermoplasticized injectable gutta-percha. *J Endod* 1991;17 :307-9.
45. Jurcak JJ, Weller RN, Kulid JC, Donley DL. In vitro intracanal temperatures produced during warm lateral condensation of gutta-percha. *J Endod* 1992;18: 1-3.
46. Weller RN, Koch KA. In vitro radicular temperatures produced by injectable thermoplasticized gutta-percha. *Int Endod J* 1995;28 :86-90.
47. Weller RN, Kimbrough WF, Anderson RW. Root surface temperatures produced during post space preparation. *J Endod* 1996;22:304-7.

48. Fors U, Jonasson E, Bergquist A, Berg J-O. Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro. *Int Endod J* 1985;18 :199-202.

49. Hardie EM. Heat transmission to the outer surface of the tooth during the thermo-mechanical compaction technique of root canal obturation. *Int Endod J* 1986;19 :73-7.

50. Hardie EM. Further studies on heat generation during obturation techniques involving thermally softened gutta-percha. *Int Endod J* 1987;20 :122-7.

51. Saunders EM, Saunders WP. The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1989;22 :169-73.

52. Barkhordar RA, Goodis HE, Watanabe L, Koumddjian J. Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques. *Quintessence Int* 1990; 21:585-8.

53. Tjan AHL, Abbate MF. Temperature rise at root surface during post-space preparation. *J Prosthet Dent* 1993;69 :41-5.

54. Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res* 1970;49 :752-5.

#### 4. DISCUSSION

Lorsque des écarts de température se situent autour des mêmes limites que celles enregistrées au cours de cette étude, le phénomène de conduction de chaleur demeure un processus entièrement linéaire.<sup>50</sup> En effet, des augmentations de température observées durant des tests *in vitro* sont comparables à des augmentations de température *in vivo* même si la température initiale est différente (*in vitro* = 21°C vs *in vivo* = 37°C). Les résultats de cette étude ont donc été rapportés en terme d'augmentation de température plutôt qu'en températures maximales afin de pouvoir faciliter l'extrapolation des données *in vitro* aux conditions *in vivo* et ainsi pouvoir comparer plus aisément les résultats de cette étude au reste de la littérature sur le sujet. Il est à noter que certaines valeurs d'erreur standard sont grandes par rapport à leurs moyennes respectives, ceci est caractéristique d'une situation clinique.

Au cours de cette analyse, toutes les techniques utilisées pour faire le retrait des pivots en fibre de carbone produisirent un changement de température à la surface externe des racines. La moyenne des maximums de variation de température ( $\Delta t$ ) se situait entre 2.14 et 29.79°C. *In vivo*, il est généralement accepté qu'une augmentation de 10°C est l'élévation de température critique à laquelle des dommages permanents affectent les structures périodentaires.<sup>31-32</sup> Pour faire le retrait des pivots Composipost<sup>TM</sup>, la méthode employant les instruments du Reaccess Kit tels que prescrit (groupe 1, sans eau),

produisait une augmentation de température pouvant atteindre 29.79°C au niveau du thermocouple coronaire. Malheureusement, cette température élevée a un potentiel nocif pour les structures périradiculaires. L'ablation des Composiposts<sup>TM</sup> à l'aide de la méthode utilisant la fraise Peeso sans eau (groupe 3) permettait aussi de constater une augmentation de température occasionnellement dépassant la limite de 10°C. Pour les deux techniques, l'utilisation d'un système de refroidissement (jet d'eau très froide, groupes 2 et 4) permettait de contrôler l'augmentation de température et donc celle-ci excédait rarement la limite critique.

La variation de température n'est pas la seule variable en ce qui a trait au dommage potentiel des structures biologiques. Un autre facteur d'importance est le temps d'exposition à cette chaleur. Lorsqu'exposé à une température de 47°C pendant seulement une minute, le tissu osseux subit déjà des traumatismes et une certaine invasion de cellules adipeuses.<sup>31-32</sup> L'intégrale découlant d'une augmentation de 10°C pendant 60 secondes est de 600(°C). Nous pouvons donc supposer qu'une valeur de l'intégrale supérieure à 600(°C) pourrait être dommageable pour les tissus environnants. Au cours de ce projet, les techniques d'ablation de pivot avec irrigation à l'eau glacée ont permis d'obtenir des valeurs d'intégrales en deça des limites critiques.

Il faut noter que ces valeurs d'intégrales ne sont pas des mesures représentatives du potentiel de dommage aux cellules. En effet, il serait difficile d'imaginer qu'une augmentation de 500°C appliquée

pendant une seconde (valeur d'intégrale de 500(°C)) ne soit pas néfaste pour les tissus. Puisque nous n'avons pas encore de mesure directe d'interprétation du potentiel de dommage, il est prudent d'assumer que plus la technique est rapide et plus l'énergie produite est basse, moins il y a de possibilité d'endommager les tissus. Dans cette étude, la technique de retrait de pivot employant la fraise Peeso avec refroidissement à l'eau (groupe 4) était la plus rapide et démontrait les plus basses valeurs d'intégrales.

Pour les deux méthodes (Reaccess Kit groupe 1 vs groupe 2 et Peeso groupe 3 vs groupe 4) les données les plus basses de  $\Delta t$  et de valeur d'intégrale étaient enregistrées avec la technique Peeso et pour la technique Reaccess Kit lorsqu'un refroidissement à l'eau était employé. L'eau permettait de diminuer significativement la température générée à la surface externe de la dent. Il a été noté que l'effet de refroidissement par l'eau s'avérait le plus efficace au niveau coronaire de la racine. D'ailleurs l'utilisation d'eau glacée pour la technique Peeso contribua tellement à l'abaissement de la température que certains enregistrements de température démontraient une valeur inférieure à la température de départ. Ceci explique la valeur d'intégrale négative pour ce groupe au niveau du thermocouple coronaire. Lorsqu'aucun jet d'eau n'était employé, le thermocouple le plus coronaire était aussi le plus chaud. Ces deux situations nous indiquent à quel point la procédure de refroidissement est importante.

Durant les expérimentations, la température de l'eau utilisée pour irriguer était à 4°C. Nous convenons qu'il est peu probable que l'eau fournie par les unités dentaires conventionnelles puisse être aussi froide. Par contre, tout comme les procédures de dentisterie de restauration ou de prothèse partielle fixée, il peut tout de même être extrapolé que l'eau des unités dentaires permettra un certain effet de refroidissement lors des procédures d'ablation de pivots. Le contrôle de la température de l'eau d'irrigation et sa capacité quasi assurée de refroidissement ont motivé le choix de l'eau glacée.

Le temps nécessaire pour effectuer chaque procédure de retrait de pivot est d'une importance capitale car la durée de l'augmentation de température *in vivo* a un effet significatif sur les structures parodontales. En effet, une exposition prolongée ou plusieurs expositions à des hautes températures peuvent initier des réactions inflammatoires et possiblement un phénomène de résorption osseuse ou radiculaire.<sup>33-35,50</sup> Au cours de cette étude, la durée moyenne des différentes procédures varia entre 29.80 et 78.80 secondes pour les groupes Peeso (moyennes: 50.57secondes et 54.93 secondes) et entre 44.80 et 109.80 secondes pour les groupes du Reaccess Kit (moyennes: 82.52 secondes et 92.85 secondes).

Puisque plus d'instruments devaient être utilisés pour les groupes employant le Reaccess Kit, il est normal que cette technique prenait plus de temps à être effectuée. Si la hausse de température atteint 10°C ou plus et se maintient pendant 80 à 90 secondes, un risque de



causer des dommages biologiques aux structures environnantes est présent. Même si un  $\Delta t$  de  $10^{\circ}\text{C}$  n'est pas atteint dans les quelques premières secondes, un certain temps sera nécessaire pour éliminer la chaleur déjà accumulée. En effet, une fois la température maximale atteinte, l'arrêt de la procédure ne permettra pas une diminution dramatique de la chaleur à la surface radiculaire. Une période de temps sera requise afin que la chaleur se dissipe et que la température revienne à sa valeur initiale. De plus si le  $\Delta t$  excède de loin la limite de  $10^{\circ}\text{C}$ , plus de temps sera requis pour retrouver la température initiale. Par contre, une élévation légèrement au dessus du  $10^{\circ}\text{C}$  sera évidemment moins critique et la température initiale sera rétablie plus rapidement. Selon cette investigation, il semble clair que la technique la plus rapide et celle créant le moins de chaleur devrait être choisie pour faire l'ablation des pivots en fibres de carbone.

Lorsqu'un pivot doit être retiré, la variation de température et la valeur d'intégrale ne sont pas les seuls aspects à considérer. En effet, la facilité de manipulation est un aspect très important qui doit être sérieusement évalué cliniquement.

#### Technique Reaccess Kit:

Sur les courbes de données obtenues lors du fraisage avec la technique du Reaccess Kit (Figures 8 et 9, 2<sup>e</sup> 'peak'), il peut être noté que la quantité maximale de libération d'énergie se produisait lorsque le second instrument (fraise GPX) était inséré et mené apicalement. En effet la fraise de guidage ne cause pratiquement pas de changement de

température. La fraise GPX à bout non coupant, réussira à évider le pivot sur toute sa longueur grâce à une usure par friction. Ceci libère une grande quantité de chaleur qui est ensuite transmise à la racine de la dent.

Lorsque l'eau était employée avec le Reaccess Kit, l'opérateur notait une grande résistance à la pénétration de la fraise GPX dans le pivot. Ceci était particulièrement vrai dans la portion la plus coronaire. Cette observation suggère que l'action de la fraise GPX est obtenue grâce à une augmentation de la température qui cause une destruction de la matrice en époxy et l'évidage des pivots. Le seul avantage de la fraise GPX et la raison même pour son incorporation au Reaccess Kit est le fait qu'elle est non coupante à son extrémité. En effet dans l'éventualité d'une mauvaise angulation lors du fraisage, ceci réduit les possibilités de perforation radiculaire.

Aussi, dépendant de l'incidence de cette fraise sur les fibres de carbone ou sur la matrice des pivots, parfois la fraise GPX avançait facilement dans le canal et d'autres fois une résistance substantielle était offerte au début de la procédure. Dans ces derniers cas, la fraise descendait très **soudainement** vers la partie apicale. Cette pénétration rapide et soudaine est défavorable pour deux raisons: plus de temps devait être alloué pour la descente de la fraise ou plus de force était appliquée sur la pièce à main. Ces deux alternatives pouvaient être néfastes soit en augmentant le potentiel de générer plus d'énergie (plus de temps, plus de chaleur), soit en perdant le contrôle de

l'instrument et en allant trop profondément dans le canal. De plus, lorsqu'une grande pression était appliquée sur la fraise et qu'elle trouvait enfin son chemin apicalement, l'action de descente était très soudaine et difficile à contrôler. Cette descente rapide pourrait causer une pénétration trop apicale de la fraise et déranger le scellement apical de la gutta-percha.

Après l'évidage initial du pivot par la fraise GPX, une fraise Peeso no 2 'safe-tip' était employée pour poursuivre le nettoyage. Ensuite, la fraise de mise en forme ('pre-shaping') était réintroduite dans le canal pour finaliser l'ablation du pivot. Malheureusement, cette dernière ne coupant que du bout, avait tendance à se coincer latéralement contre la matrice résiduelle du pivot en fibres de carbone. À deux reprises, cette résistance occasionna le bris de cette fraise dans le canal. Ces deux échantillons dûrent être éliminés.

Technique Peeso 'non safe-tip':

Comparativement au Reaccess Kit, la technique employant la fraise Peeso 'non safe-tip' était beaucoup plus simple quant à la manipulation. Cette fraise possède un bout pointu et des lames coupantes qui rendent plus facile le forage du pivot et le nettoyage des murs dentinaires. Ensuite la mise en oeuvre de deux instruments (fraise guide et fraise Peeso 'non safe-tip') plutôt que de cinq (fraises du Reaccess Kit) était beaucoup plus aisé et éliminait la nécessité de faire plusieurs changements de fraises sur le contre-angle. Finalement, le temps requis pour accomplir la tâche d'ablation de pivot et de

nettoyage canalaire était plus court avec cette technique. L'inconvénient majeur de cette méthode réside dans le fait que le bout de la fraise Peeso 'non safe-tip' est très coupant et augmente le risque de perforation radiculaire.

Bref, l'application des observations de cette étude aux conditions *in vivo*, doit tenir compte de plusieurs variables. Par exemple, des dents de différents diamètres ont des épaisseurs différentes de dentine résiduelle. Cette dentine agit comme un isolant et protège les tissus contre les dommages causés par la chaleur.<sup>56</sup> Le modèle expérimental utilisé pour cette étude *in vitro* ne tenait pas compte de la variation de l'épaisseur dentinaire.

Un système vasculaire intact contribue aussi à contrôler les hausses de température, il aide à dissiper la chaleur grâce à la conductivité thermique de la membrane périodentaire et de l'os alvéolaire.<sup>50</sup> *In vivo*, l'augmentation de température sur les surfaces radiculaires serait théoriquement un peu plus basse dû à l'effet tampon du système sanguin périradiculaire.

## 5. CONCLUSION

Au cours de cette étude, la quantité de chaleur transmise à la surface externe des racines varia selon la méthode employée pour retirer les pivots Composit<sup>TM</sup>.

1. Indépendamment de la méthode employée, l'usage d'un jet d'eau glacée sur le bout des forets diminuait considérablement la quantité d'énergie transmise à travers les structures dentinaires et à la surface externe de la racine dentaire.
2. Généralement, le système recommandé par le fabricant pour enlever les pivots Composit<sup>TM</sup> (Reaccess Kit), génère plus de chaleur comparativement à la technique employant la fraise Peeso seulement.

Bien que des conclusions définitives ne peuvent être tirées de cette étude *in vitro*, il semble que certaines températures atteintes lors du retrait des pivots en fibres de carbone seraient suffisantes pour causer des dommages thermiques au parodonte (nécrose osseuse, résorption radiculaire).

Des études *in vivo* seraient requises pour mesurer les augmentations de température sur les surfaces radiculaires. Ainsi, il serait possible d'évaluer les dommages périodontaux qui surviennent à long terme, suite à l'ablation de pivots en fibres de carbone.

Présentement, le modèle expérimental de cette étude suggère l'utilisation de la technique à l'aide de la fraise Peeso 'non safe-tip' avec l'irrigation à l'eau froide pour prévenir le surchauffage de la dent et des structures périradicaux lors du retrait des pivots en fibres de carbone.

## **6. RÉFÉRENCES**

- 1. Kantor ME, Pines MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. J Prosthet Dent 1977; 38:405-12.**
- 2. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent 1979;42: 39-44.**
- 3. Sorenson JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage : A study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1984;51: 780-4.**
- 4. Sorenson JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 1984;52 : 28-34.**
- 5. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. J Prosthet Dent 1993; 70: 11-6.**
- 6. Bergman B, Lundquist P, Sjogren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. J Prosthet Dent 1989;61 :10-5.**
- 7. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth : A litterature review. Part 1. Success and failure data, treatment concepts. J Prosthodont 1994;3 :243-50.**
- 8. Gutmann JL. The dentin-root complex : Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1992;67 :458-67.**

9. Lloyd PM, Palik JF, The philosophies of dowel diameter preparation :A litterature review. *J Prosthet Dent* 1993;69 :32-6.
10. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69 :36-40.
11. Hoag EP, Dwyer TG. A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent* 1982;47 :177-81.
12. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24 :882-7.
13. Isodor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 1992; 5:257- 61.
14. Isodor F, Ödman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 131-6.
15. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998;80 :151-7.
16. Martinez-Insua A, Da Salva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80 :527-32.



17. Duret B, Reynaud M, Duret F. New concept of corono-radicular reconstruction : the Composipost (in French) . Chir Dent France, 1990;60 :131-41.
18. Duret B. Long-life physical property preservation and post-endodontic rehabilitation with the Composipost. Compend Suppl 1996;17: 50-6.
19. Malquarti G, Berruet RG, Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1990;63 :251-7.
20. Viguie G, Malquarti G, Vincent B, Bourgeois D. Epoxy/carbon composite resins in dentistry : Mechanical properties related to fiber reinforcements. J Prosthet Dent 1994;72 :245-9.
21. Dallari A, Rovatti L. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost<sup>TM</sup>. Compend Suppl 1996;17 :57-63.
22. Purton DG, Payne JA. Comparaison of carbon fiber and stainless steel root canal post. Quintessence Int 1996; 27:93-7.
23. Sakkal S. Carbon-fiber post removal technique. Compend Suppl 1996; 17:86.
24. Hand RE, Huget EF, Tsaknis PJ. Effects of a warm gutta-percha technique on the lateral periodontium. Oral Surg Oral med Oral pathol 1976; 43:395-401.
25. Thompson HC. Effect of drilling into bone. J Oral Surg 1958; 16 :22-30.

26. Mazorow HB. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg* 1960; 18 : 107-15.
27. Matthews LS, Hirsh C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg* 1972; 54:297-308.
28. Rhineland FW, Nelson CL, Stewart RD, Stewart CL. Experimental reaming of the proximal femur and acrylic cement implantation. Vascular and histologic effects. *Clin Orthop* 1979;141 :74-89.
29. Kenzora JE, Steele RE, Yosipovitch ZH, Boyd RJ, Glimcher MJ. Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. *Clin Orthop*, 1978; 130 :8-46.
30. Albrektsson T, Bränemark PI, Eriksson A, Lindström J. The preformed autogenous bone graft. An experimental study in rabbits. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1978;12 :215-23.
31. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone; A vital microscopic description of heat effects. *Int Jof Oral Surg* 1982; 11 :115-21.
32. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone injury : A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50 :101-7.
33. Atrizadeh F, Kennedy J, Zander H. Ankylosis of teeth following thermal injury. *J Periodontol Res* 1971;6 :159-67.

34. Gutmann JL, Creel DC, Bowles WH. Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part I. In vitro heat levels during extrusion. *J Endod* 1987; 13:378-83.
35. Gutmann JL, Rakusin H, Powe R, Bowles WH. Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part II. In vivo response to heat levels generated. *J Endod* 1987; 13: 441-8.
36. Sauk JJ, Norris K, Foster R, Moehring J, Somerman MJ. Expression of heat stress proteins by human periodontal ligament cells. *J Oral Pathol* 1988; 17 : 496-8.
37. Pohto M, Scheinin A. Microscopic observations on living dental pulp : II. Effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontol Scand*, 1958;16 :315- 27.
38. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral surg Oral med Oral pathol* 1965; 19: 515-30.
39. Nyborg H, Brännström M. Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent* 1968; 19:605-12.
40. Grajower R, Shaharhani S, Kaufman E. Temperature rise in pulp chamber during fabrication of temporary self-curing resin crowns. *J Prosthet Dent* 1979;41:535-40.
41. Seale NS, McIntosh JE, Taylor AN. Pulpal reaction to bleaching of teeth in dogs. *J Dent Res* 1981;60:948-53.

42. Brännström M. Dental and pulpal response.VI. Some experiments with heat and pressure illustrating the movement of odontoblasts into the dentinal tubules. *Oral surg Oral med Oral pathol* 1962; 15:203-12.
43. Heithersay GS, Brännström M. Observations on heat transmission experiments with dentin. 1. Laboratory study. *J Dent Res* 1963;42 :1140-5.
44. Goodman A, Schilder H, Aldrich W. The thermomechanical properties of gutta-percha. Part IV. A thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure. *Oral surg Oral med Oral pathol* 1981; 51:544-51.
45. Weller RN, Jurcak JJ, Donley DL, Kulid JC. A new model system for measuring intracanal temperatures. *J Endod* 1991; 17: 491-4.
46. Donley DL, Weller RN, Kulid JC, Jurcak JJ. In vitro intracanal temperatures produced by low and high temperature thermoplasticized injectable gutta-percha. *J Endod* 1991;17 :307-9.
47. Jurcak JJ, Weller RN, Kulid JC, Donley DL. In vitro intracanal temperatures produced during warm lateral condensation of gutta-percha. *J Endod* 1992;18: 1-3.
48. Weller RN, Koch KA. In vitro radicular temperatures produced by injectable thermoplasticized gutta-percha. *Int Endod J* 1995;28 :86-90.
49. Weller RN, Kimbrough WF, Anderson RW. Root surface temperatures produced during post space preparation. *J Endod* 1996;22:304-7.

50. Fors U, Jonasson E, Bergquist A, Berg J-O. Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro. *Int Endod J* 1985;18 :199-202.
51. Hardie EM. Heat transmission to the outer surface of the tooth during the thermo-mechanical compaction technique of root canal obturation. *Int Endod J* 1986;19 :73-7.
52. Hardie EM. Further studies on heat generation during obturation techniques involving thermally softened gutta-percha. *Int Endod J* 1987;20 :122-7.
53. Saunders EM, Saunders WP. The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1989;22 :169-73.
54. Barkhordar RA, Goodis HE, Watanabe L, Koumddjian J. Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques. *Quintessence Int* 1990; 21:585-8.
55. Tjan AHL, Abbate MF. Temperature rise at root surface during post-space preparation. *J Prosthet Dent* 1993;69 :41-5.
56. Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res* 1970;49 :752-5.

## **7. REMERCIEMENTS**

Je voudrais remercier André Bérard pour la conception des graphiques, Daniel Ménard de Biodent pour avoir fourni les pivots et les fraises Composipost<sup>TM</sup> et Larry Chapdelaine de Brasseler Canada pour avoir fourni les fraises Peeso.