



Université  
Internationale  
de Catalogne

**RAPPORT DE RECHERCHE SUR LA HAUSSE DE  
TEMPÉRATURE PRODUITE PAR LA LAMPE DE  
PHOTOPOLYMÉRISATION**

**Réf. A-11-MRC-06**

Directeur de recherche :

Dr. Miquel Roig Cay n

Chercheurs :

Dr. Henry Giovanni Cheesman Mazariegos

Coordination :

Mme Esmeralda V lez (evelez@csc.unica.edu)

**CLIENT :**

DVD

**LIEU DE L'ETUDE :**

Université Internationale de Catalogne

Département d'Odontologie

C/ Josep Trueta, s/n

08190 Sant Cugat del Vall s

Barcelone

## INTRODUCTION

Les traitements dentaires en odontopédiatrie, doivent être réalisés de manière rapide et efficace, afin d'être à même de contrôler aisément la conduite du patient infantile. C'est pour cette raison que les fabricants lancent sur le marché une vaste gamme de produits, parmi lesquels :

des lampes à photopolymériser de divers types et marques, des composites à propriétés physico-chimiques-mécaniques améliorées, des adhésifs dentaires de dernière génération, etc.

Dans le même temps, les lampes à photopolymériser sont modifiées et améliorées, pour donner des résultats cliniques satisfaisants. Ces avancées en matière d'équipement et de matériaux dentaires sont évaluées au moyen de protocoles de laboratoire et de recherches cliniques stricts, liés aux normes internationales ISO[1, 2].

Les hausses de température sur les tissus pulpaire dentaires [3] peuvent être occasionnées lors de la photopolymérisation des matériaux dentaires, tels que la résine composée, le verre ionomérisé, les adhésifs dentinaires et autres. En 1965, Zach et Cohen ont souligné que des hausses de température de 11,1° C produisaient une nécrose pulpaire sur 60% des 15 dents de singe examinées (Macaca Rhesus), alors que des hausses supérieures à 5,5° C produisaient des modifications histologiques irréversibles de la pulpe dentaire sur 15% de l'échantillonnage [4-6]. Il existe plusieurs études ayant démontré que les unités de photopolymérisation pouvaient causer des dommages pulpaire lors de traitements dentaires [3, 7-9]

L'augmentation de la température du tissu pulpaire peut se produire lors de la photopolymérisation de résines composées [10], en conséquence d'une réaction exothermique et en absorbant l'énergie lors de l'irradiation [11-14]. Lorsqu'il existe des épaisseurs plus importantes de la dentine entre la chambre pulpaire et le fond d'une préparation cavitaire, la hausse de température est moindre [10, 15], car la dentine possède une conductivité thermique relativement basse [16]. Par conséquent, ces préparations cavitaires dont l'épaisseur de dentine entre le fond cavitaire et la surface pulpaire est moindre, présentent un facteur potentiel de dommage pulpaire [17]. Cela peut être observé plus souvent sur les tissus dentaires temporaires durs, puisqu'ils sont de moindre épaisseur et que la pulpe dentaire se trouve plus proche de la surface externe des dents [18] ; de plus, ils possèdent des cornes pulpaire plus hautes ou proéminentes [19].

On pense que les lampes halogènes conventionnelles produisent des hausses de température sur la pulpe dentaire, car elles nécessitent des temps d'exposition supérieurs pour photopolymériser les matériaux dentaires, par rapport aux lampes LED de deuxième génération [9, 20, 21]. De plus, les lampes de type halogène connaissent des déficiences sur les filtres servant à transformer la lumière blanche en lumière bleue, et laissent passer de la lumière à longueur d'onde infrarouge, produisant une altération de la température d'irradiation [9]

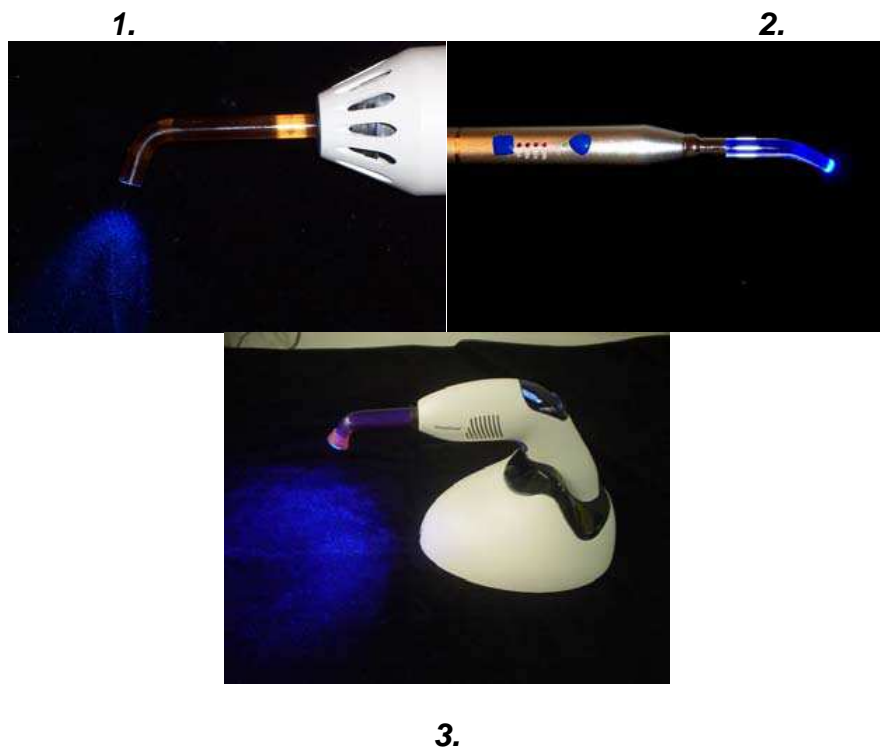
## OBJECTIF

Déterminer le comportement de la température pour la lumière produite par les lampes halogènes (ASTRALIS5®), les LED de dernière génération de type conventionnel (BLUEPHASE® ) et de haute intensité (VERY LIGHT®) directement sur la source de lumière, au fur et à mesure qu'elle traverse la résine composée fluide (TETRIC FLOW® ) et micro hybride (SUPRAFIL R&S®), le verre ionomérisé (VITRE BOND® ) et ces matériaux dentaires conjointement aux disques de dentine temporaires/permanente.

## MATERIEL ET METHODES

Comme suggéré dans d'autres études, un protocole d'évaluation de l'augmentation de la température a été respecté ; cette hausse produite par diverses lampes de photopolymérisation au travers des matériaux et des tissus dentaires a été calculée [6, 9, 11, 15, 22, 23].

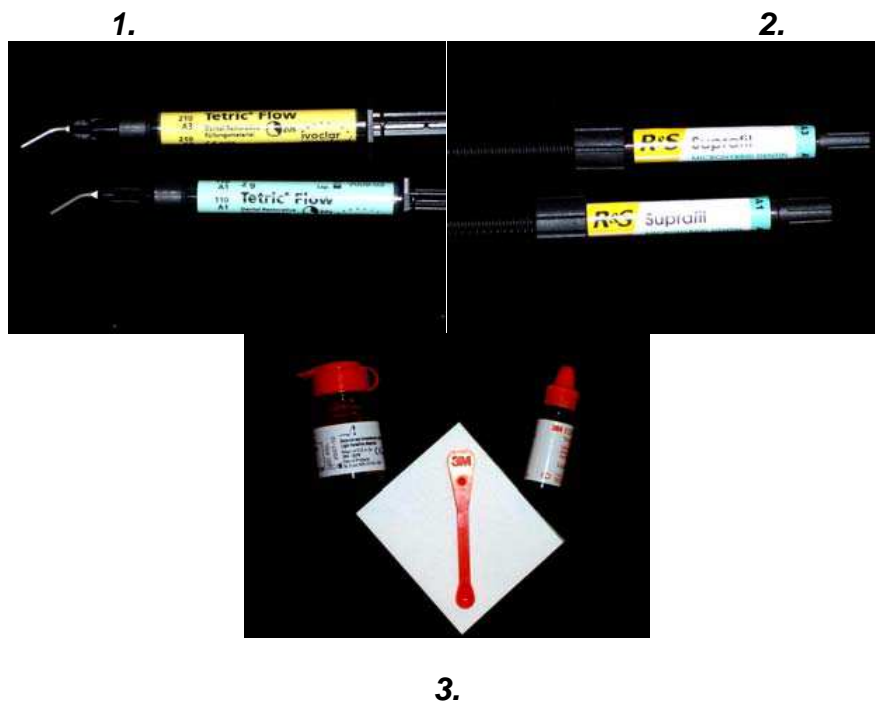
L'échantillonnage a été classé en trois groupes selon les lampes (image 1). L'augmentation de température a été établie pour chaque groupe, conformément au type, à la taille et à l'interposition matériau dentaire/disque de dentine (0,5 mm d'épaisseur), conformément au code du tableau 1.



**Image 1.**

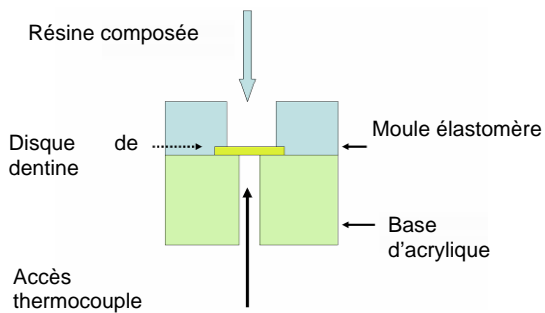
**Lampes de photopolymérisation : 1. Astralis 5® ; 2. Very Light® ; 3. Bluephase®**

La hausse de température produite par la lumière des lampes de photopolymérisation a été déterminée au moyen d'un thermocouple numérique de type K[6, 9, 11, 24-26] , (HT- 302) au travers de blocs de matériaux dentaires [11] tels que les résines composées [6, 9, 11, 21, 24] les fluides (TETRIC FLOW®), les micro hybrides (SUPRAFIL R&S®) le verre ionomérisé (VITRE BOND®) (image 2). Ainsi que par l'interposition de la dentine de dents permanentes [6, 11, 21, 25, 26] et primaires coupées (0,5 mm d'épaisseur) et préservées dans une solution saline. Ensuite, on a interposé des matériaux dentaires et/ou de la dentine permanente/primaire dans des moules en matériaux élastomères de forme cylindrique. Il n'a pas été trouvé, dans le corpus bibliographique révisé, d'étude où l'on utilise des disques de dentine de dentition primaire et permanente (image 3).



**Image 2.**

**Matériaux dentaires : 1. Résine composée fluide ; 2. Résine composée hybride ; 3. Verre ionomérisé.**



**Image 3**

**Schéma de mesure d'augmentation de température**

Code d'essai	Disque de dentine de 0,5 mm	Matériau dentaire	Épaisseur du matériau dentaire	Matériau
0	Non	Non	Non	1
I	Non	R.C. Fluide A1	0,5 mm	2
II	Non	R.C Fluide A3	0,5 mm	3
III	T.	R.C Fluide A1	0,5 mm	2
IV	P.	R.C Fluide A1	0,5 mm	2
V	T	R.C. Fluide A3	0,5 mm	3
VI	P.	R.C. Fluide A3	0,5 mm	3

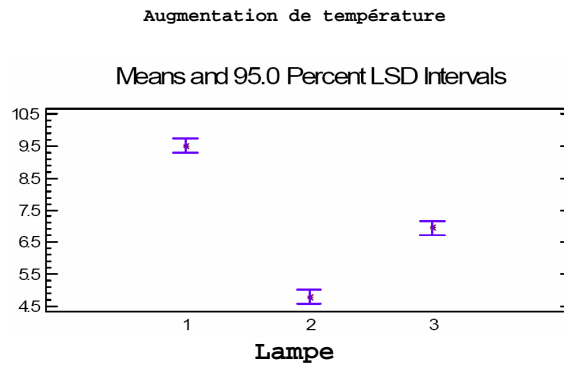
VII	Non	Io. V.	0,5 mm	4
VIII	T	Io. V.	0,5 mm	4
IX	P	Io. V.	0,5 mm	4
X	T.	Non	Non	5
XI	P.	Non	Non	6
XII	Non	Hybride A1	1 mm	7
XIII	Non	Hybride A3	1 mm	8
XIV	Non	Hybride A1	2mm	7
XV	Non	Hybride A3	2mm	8
XVI	T.	Hybride A1	1 mm	7
XVII	P.	Hybride A1	1 mm	7
XVIII	T.	Hybride A3	1 mm	8
XIX	P.	Hybride A3	1 mm	8
XX	T.	Hybride A1	2 mm	7
XXI	P.	Hybride A1	2 mm	7
XXII	T.	Hybride A3	2 mm	8
XXIII	P	Hybride A3	2 mm	8
XXIV	T.	Io. V.	2 mm	4
XXV	P.	Io. V	2 mm	4
XXVI	T.	Io. V	3 mm	4
XXVII	P.	Io. V	3 mm	4

**Tableau 1**

***Code de l'essai en laboratoire, conformément ou non à l'utilisation du matériau et/ou interposition de disque de dentine temporaire (T) et permanente (P).***

## RESULTATS

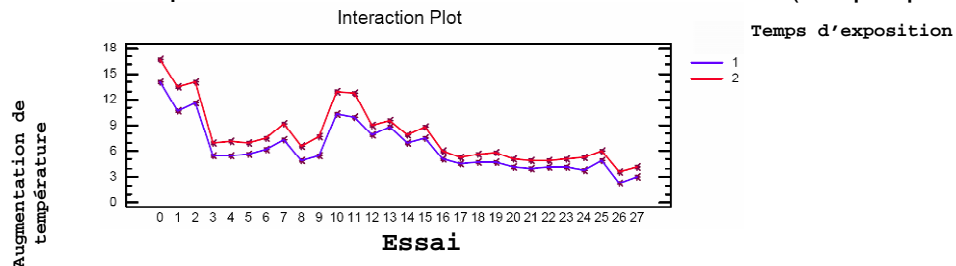
Les résultats obtenus lors de l'étude indiquent des différences significatives en ce qui concerne les hausses de température des 3 lampes de photopolymérisation ( $p < 0.0001$ ) comme indiqué sur le graphique 1.



**Graphique n. 1.**

**Lampe 1= Astrales 5®; Lampe 2= Very Light®; Lampe 3= Bluephase®**

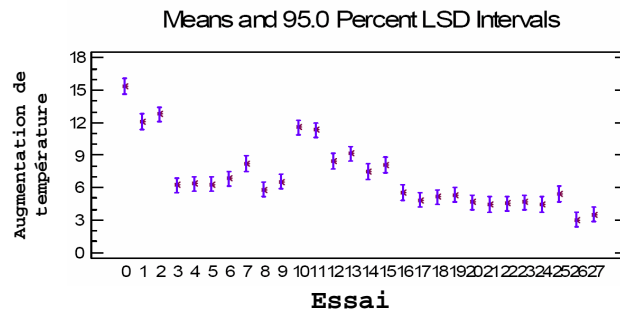
Il existe des différences significatives ( $p < 0.0001$ ) de hausse de température si l'on utilise 100% du temps, par rapport aux 150% recommandés par le fabricant pour chacune des lampes fonctionnant sur les 28 codes d'essais. (Graphique 2)



**Graphique n. 2.**

**Temps 1= 100% ; Temps 2= 150%**

Il existe des différences significatives concernant l'augmentation de la température enregistrée entre : la mesure de la hausse de température directement depuis la source lumineuse, au travers du matériau dentaire et du matériau dentaire + disque de dentine (temporaire ou permanente) (graphique 3). Il existe des différences significatives de hausse de température à travers la résine fluide conjointement à un disque de dentine (temporaire/permanente) ; elles sont liées à l'augmentation de la température du verre ionomérisé + disque de dentine et résine hybride + disque de dentine ( $p < 0.05$ ).



**Graphique n. 3.**

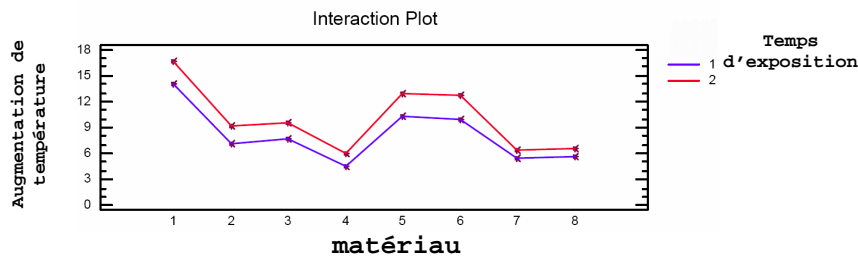
**0= augmentation de la température directement depuis la source lumineuse**

**1-2, 7, 13-15= augmentation de la température au travers de matériaux dentaires**

**10-11= au travers des disques de dentine temporaire/permanente**

**3-6, 8-9, 12, 16-27 = augmentation de la température au travers du disque de dentine (temporaire/ permanente) + matériaux dentaires.**

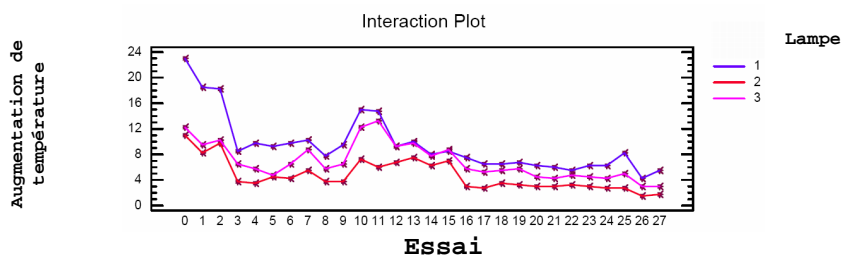
Il n'existe pas de différences significatives de hausse de température par comparaison des tests de disque de dentine + matériau dentaire, lors de l'utilisation de diverses teintes de matériau dentaire, résine composée hybride et fluide ( $p < 0.05$ ). Il existe en revanche des différences significatives entre divers matériaux dentaires ( $p < 0.001$ ) par photopolymérisation à 100% et 150% du temps d'exposition recommandé par le fabricant. Graphique 4.



**Graphique n. 4.**

**Au travers de matériaux : 1. Directement au travers de la lampe ; 2. de composite fluide A1 ; 3. de composite fluide coloré A3 ; 4. verre ionomérisé ; 5. dentine primaire ; 6. dentine permanente ; 7. composite hybride A1 ; 8. C. hybride A3**

On peut observer une différence significative ( $p < 0,001$ ) de réaction entre les trois lampes de photopolymérisation, en les faisant fonctionner conformément aux 28 codes d'essais, graphique 5.



**Graphique 5**

**Réaction des trois lampes, par rapport aux 28 codes d'essai :**

**1. Astralis 5® ; 2. Very Light® ; 3. Bluephase®**

## DISCUSSION

Les résultats obtenus lors de cette étude suggèrent que la lampe de photopolymérisation Astrales 5 de type halogène, produit des hausses de température supérieures à celles des lampes de type Led de dernière ou deuxième génération Very Light et bluephase, présentant des différences significatives dans l'augmentation de la température  $p < 0.0001$ .

En 2006, Schneider et al se sont rendu compte que la lampe halogène QTH XL2500 (3M-ESPE) produisait elle aussi statistiquement des valeurs supérieures de hausse de température par rapport aux deux lampes Led Freelight (3M/ESPE) et Ultrablue (DMC Sao Paulo, Brésil). En 2005, Assmussen et al ont constaté que les lampes de type Led produisaient une moindre hausse de température que celles de type halogène, mais ils utilisaient des lampes d'intensité lumineuse inférieure à  $800 \text{ mW/cm}^2$ .

Les hausses de température obtenues par les lampes Astralis 5, Very Light et Bluephases étaient significativement supérieures lorsque l'on utilisait 150% du temps recommandé par le fabricant lors de la polymérisation à 150%  $p < 0.0001$ .

Il n'existait pas de différences significatives,  $p > 0,05$ , concernant la hausse de température en variant les teintes entre les mêmes matériaux dentaires, c'est à dire en réalisant les essais à l'aide des codes 16-23 (résine hybride suprafil (A1/A3)+ disque de dentine, 3-6 (résine fluide tetric flor (A2/A3)). Cependant Uhl et al en 2003, recommandent d'utiliser une seule teinte de matériau dentaire, puisque les teintes obscures (A4) peuvent produire des hausses de température supérieures aux teintes claires (A2) lorsqu'elles sont activées par des lampes halogènes conventionnelles, et vice-versa lorsque l'on utilise des unités de photopolymérisation de type Led. Dans cette étude, deux lampes halogènes ont été utilisées, Translux® (heraeus Kulzer, Germany) et Elipar Trilight® (3M-Espe), Germany) à des intensités de  $1144 \text{ mW/cm}$  et  $660 \text{ mW/cm}$  chacune ; et deux lampes de type Led, LED63® (University of Bristol) et Freelight® (3M-ESPE). Par conséquent, la transmission élevée de lumière à une longueur d'onde de  $470 \text{ nm}$  se produit généralement lors de l'absorption maximale de camphoroquinone [27, 28]

Il existe des différences significatives lorsque nous utilisons différentes épaisseurs de matériau dentaire hybride, Suprafil Rs (1mm/2 mm) + disques de

dentine, de même que Suprafil Rs (1mm/2 mm) + disques de dentine  $p > 0,05$  comme l'a observé Schneider en 2006.

Dans la présente étude de recherche, il a été déterminé qu'en augmentant le temps d'exposition recommandé par les fabricants de lampes de photopolymérisation, on constate une augmentation significative de la température finale  $p < 0.001$ . De même, Hannig a constaté en 1999 que la détérioration pulpaire potentielle dépendait du temps d'exposition des unités de photopolymérisation sur les matériaux dentaires et/ou les tissus dentaires. En plus des lampes de photopolymérisation à plus grande intensité lumineuse, ils produisent des hausses de température supérieures sur les tissus dentaires. En 1999, Hannig a déterminé que la lampe de photopolymérisation Astrales 5® (IVOCLAR VIVADENT) a fait augmenter la température de 4,66 °C, lors de la photopolymérisation de la résine composée 40 sg. Mais dans cette étude, l'extrémité de la sonde de type K du thermocouple, a été positionnée à l'intérieur de la chambre pulpaire à 1 mm par rapport au mur pulpaire de la préparation cavitaire de classe II dans les troisièmes molaires extraites. Il a de plus été placée une couche de 2 mm de résine composée (Ecusit ®) et une couche d'adhésif (solist®). La différence des hausses de la température finale entre notre étude et celle de Hannig en 1999, réside dans l'épaisseur de la couche de dentine. Ils ont utilisé des épaisseurs de dentine de 1 mm contre 0,5 mm pour nous, simulant des préparations cavitaires à murs pulpaires plus profonds, comme celles pouvant exister sur une dentition temporaire.

Nous avons constaté des augmentations de la température moyenne, avec des différences significatives ( $p < 0.001$ ) de 9,5 °C pour la lampe Astralis5®, 7,5 pour la bluephase® et 4,7 pour la Very Light®. Des hausses de température de 11°C, ont également été constatées, en utilisant 150% du temps recommandé par le fabricant lors de tests avec résine fluide. En 1965, Zach et Cohen ont constaté que des hausses de température de 11,1° C produisaient une nécrose pulpaire sur 60% des 15 dents de singe examinées (Macaca Rhesus), alors que des hausses supérieures à 5,5° C produisaient des modifications histologiques irréversibles de la pulpe dentaire sur 15% de l'échantillonnage [4-6]. On peut donc supposer que si l'on ne respecte pas les instructions du fabricant, des modifications histologiques de la pulpe dentaire peuvent se produire.

## **CONCLUSIONS**

- 1) Il a été confirmé que la lampe de photopolymérisation de type halogène (Astrales 5) a engendré des hausses plus importantes de la température finale que celles de type Led de deuxième ou dernière génération (de type conventionnel Bluephase et de haute intensité Very Light).
- 2) Il existe des différences significatives lors de la mesure de l'augmentation de la température émise directement depuis la source lumineuse, et au travers des matériaux dentaires conjointement aux disques de dentine de 0,5 mm d'épaisseur. Il a été déterminé qu'en interposant des matériaux dentaires et/ou de la

dentine permanente/primaire, les hausses de température se sont avérées moindres.

- 3) Il est important de suivre les instructions du fabricant concernant les temps d'exposition sur des matériaux dentaires distincts, puisque, en allongeant ces temps de photopolymérisation les hausses de température sont significativement plus importantes.
- 4) La lampe Led à haute intensité Very Light® a produit des hausses de température significativement moindres par rapport à Bluephase®, et cette dernière par rapport à l'halogène classique Astrales 5®. Il est important d'évaluer le caractère effectif de ces 3 mêmes lampes sur la microdureté finale des matériaux dentaires, afin de pouvoir recommander l'une d'entre elles.
- 5) Sur une préparation cavitaire profonde très proche du complexe dentino-pulpaire, il est possible qu'en photopolymérisant des adhésifs dentinaires ou des résines fluides, nous puissions produire une modification histologique, en utilisant des lampes halogènes conventionnelles. Cela est d'autant plus vrai si les instructions du fabricant concernant les temps d'exposition de chaque matériau dentaire ne sont pas respectées.
- 6) Il est important de déterminer le comportement de ces mêmes lampes de photopolymérisation sur la microdureté finale de la résine composée, afin de pouvoir établir leur efficacité.

# BIBLIOGRAPHIE

Le 26 juin 2006