

Recherche

Etude comparative de l'élévation de température dans la chambre pulpaire durant la polymérisation de quatre résines provisoires

Comparative study of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of four resins used for temporary crowns

D. Kammoun¹, S. Jaâfoura¹, S. Boukattaya², M. Trabelsi¹

1- Laboratoire de Biomateriaux, Faculté de Médecine Dentaire, Université de Monastir, Avenue Avicenne, 5019 Monastir, Tunisie

2- Département des Sciences Fondamentales, Faculté de Médecine Dentaire, Université de Monastir, Avenue Avicenne, 5019 Monastir, Tunisie.

Correspondance: Pr. Dorra Kammoun, Laboratoire de Biomateriaux, Faculté de Médecine Dentaire, Université de Monastir, Avenue Avicenne, 5019 Monastir, Tunisie; e-mail: dorra.kammoun76@gmail.com; dorra.kammoun@fmdm.rnu.tn

Résumé

Objectifs: La polymérisation des résines provisoires est associée à une réaction exothermique qui peut provoquer des traumatismes iatrogènes à la pulpe dentaire. Le but de cette étude in vitro était de comparer l'élévation de température dans la chambre pulpaire d'une molaire en contact avec diverses résines utilisées pour la fabrication directe de couronnes temporaires et en utilisant deux types de matrice.

Méthodes: Différentes résines sont utilisées: Texton (SS Blanc), Tab2000(Kerr) Dentalon[®] Plus (Heraeus Kulzer) et ProtempTM 4 (3M ESPE). Deux types de matrice sont utilisés: Diméthyl-polysiloxane et polyvinyle. Une troisième molaire était préparée pour recevoir les couronnes provisoires. La chambre pulpaire a été vidée et remplacée par un matériau conducteur connecté à une sonde thermique.

Résultats: Tous les matériaux produisent une réaction exothermique. L'augmentation de la température moyenne varie de 31,1°C pour les résines bis-acryliques à 40,6°C pour la résine PMMA. L'utilisation d'une matrice en silicone a enregistré des températures plus basses par rapport à l'utilisation d'une matrice en polyvinyle. Le PMMA produit la réaction exothermique la plus élevée ($p < 0,05$). La matrice de silicone réduit sensiblement l'élévation de température dans la chambre pulpaire par rapport à une matrice en polyvinyle.

Signification: ProtempTM 4 montre l'absence de stress thermique. Dentalon[®] Plus pourrait être utilisée sans précautions particulières sur une dent vitale. La combinaison d'une matrice est requise avec le Texton.

Mots-clés: Résines, couronne temporaire, polymérisation, température, matrice.

Key words: Resins, temporary crown, polymerization, temperature, matrices

Introduction

La fabrication de couronnes ou de bridges provisoires est une étape clé dans la réussite du traitement prothétique^[1]. Les matériaux couramment utilisés pour la réalisation de restaurations provisoires^[2] incluent les résines de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) autopolymérisables, les polyéthylènes de méthacrylate (PEMA), les méthacrylates de vinyle, les diméthacrylates d'uréthane (UDMA), les résines bis-acryliques et les résines microchargées^[3]. La polymérisation de ces matériaux résineux est associée à une réaction exothermique^[4]. Cette hausse de température peut présenter des problèmes biologiques graves

car elle peut causer un traumatisme thermique iatrogène à la pulpe^[5]. Des méthodes directes et indirectes sont utilisées pour la fabrication de ces restaurations. En raison de sa précision et pour plus de protection pulpaire, la méthode indirecte est préférable. Cependant, pour gagner du temps et s'affranchir de l'étape de laboratoire, le clinicien se trouve obligé à utiliser la technique directe. Cette technique est associée à deux problèmes majeurs^[6]: D'abord, la présence de monomère libre non durci qui peut être nocif pour la pulpe en particulier lorsqu'il est placé en contact direct avec les tubuli nouvellement coupés, en second lieu, la plupart des matériaux résineux provisoires génèrent une réaction de polymérisation exothermique, ce qui peut provoquer l'élévation de température dans la chambre pulpaire^[7]. Ainsi, des agressions de la pulpe se produisent, notamment, si l'augmentation de la température dépasse les mécanismes physiologiques du parodonte responsables de la dissipation de chaleur^[3]. Les dommages thermiques comprennent diverses modifications histopathologiques de la pulpe, entraînant une inflammation pulpaire aigue ou une nécrose pulpaire dans les cas les plus graves. Les études histologiques de Zach et Cohen^[8], suggèrent qu'une augmentation de la température de 5,6°C peut conduire à une perte de la vitalité pulpaire de 15%, et qu'une élévation de température de 11°C conduit à une perte de la vitalité d'environ 60%. Une élévation de température de 16,6°C peut provoquer une nécrose pulpaire dans 100% des cas^[1,3,9]. Ainsi, l'exothermie de durcissement des restaurations provisoires peut être un facteur augmentant le risque de la mort pulpaire. Pour réduire l'effet de la polymérisation exothermique, certains cliniciens utilisent une empreinte préopératoire réalisée en alginate ou en silicone de haute viscosité, la matrice peut également être fabriquée à partir d'un modèle d'étude, ceci permettra à la restauration provisoire d'être une copie de la conception de diagnostic permettant au patient d'essayer la prothèse avant la finalisation de la prothèse définitive. Une extension de cette technique consiste à créer une matrice transparente sur le modèle d'étude en utilisant un matériau de type polyéthylène^[2]. Moulding et Teplitsky suggèrent que l'élévation de température intrapulpaire au cours de la polymérisation des résines provisoires dépend du type de la résine et du type de la matrice utilisée pour maintenir le matériau sur la dent au cours de la polymérisation^[10].

Le but de cette étude était d'abord, d'évaluer l'élévation de température au cours de la polymérisation de quatre matériaux provisoires différents, auto-durcissants [PMMA, résine bis-acrylique, UDMA et n-butyle / acrylate d'uréthane / PEMA (n-BMA / UA / PEMA)] par la méthode directe sur une troisième molaire humaine préparée pour recevoir une couronne céramo-métallique. L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de différence de température pulpaire in vitro entre ces résines. Deuxièmement, le but de l'étude était d'étudier l'influence de l'utilisation d'une matrice en silicone et d'une matrice transparente en polyvinyle sur l'élévation de la température pulpaire. L'hypothèse nulle est qu'il n'y a pas de différence de température pulpaire in vitro entre les différentes matrices utilisées.

Matériel et méthodes

Protocole expérimental : Une troisième molaire mandibulaire humaine fraîchement extraite a été utilisée dans l'étude. La partie apicale a été éliminée, environ 3mm en dessous de la jonction email- ciment(JEC) et perpendiculairement à son axe longitudinal pour accéder à la chambre pulpaire de la partie apicale de la dent. Les tissus pulpaires ont été enlevés par voie rétrograde. Le canal a été instrumenté avec des limes jusqu'au diamètre 50/100^{ème} et a été irrigué avec une solution d'hypochlorite de sodium à 3%. La chambre pulpaire a été ensuite nettoyée de tous les restes organiques. Un gabarit en plexiglas a été conçu et construit pour contenir une dent. Il a été utilisé pour maintenir la dent en position. Un point de référence a été placé sur la résine acrylique comme une clé de clavetage pour la normalisation de la mise en place de la matrice. (Fig.1)

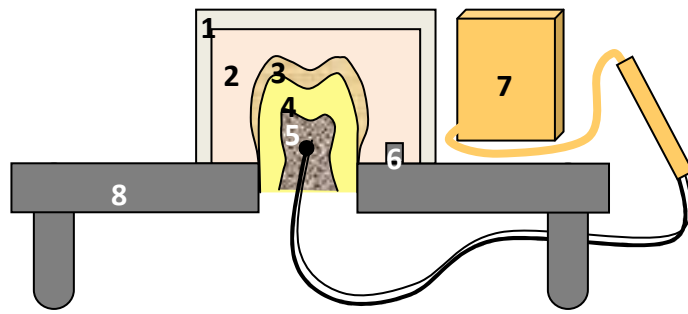


Fig. 1 : Dispositif expérimental surmonté par un porte empreinte contenant la matrice en silicone pour la fabrication de couronne temporaire. 1. porte empreinte 2. Matrice 3. Résine provisoire 4. Amalgame 5. Sonde thermique 6. Clé de clavetage 7. Thermomètre 8. Gabarit en plexiglass

La préparation de la dent a été réalisée en utilisant une turbine à air refroidie à l'eau. La conception a été effectuée pour une couronne céramo-métallique avec des préparations de 1,5 mm sur les faces axiales et de 2 mm sur la face occlusale vérifiées par comparaison de la dent préparée avec les indices préopératoires. La couronne dentaire préparée avait une hauteur de 4 mm. Une empreinte a été réalisée initialement pour faire un duplicata sur lequel a été confectionnée une matrice transparente en polyéthylène (éthylène vinyle acétate, Ultradent). Une sonde thermique reliée à un thermomètre numérique de précision (thermomètre Controlab) a été placée dans la chambre pulpaire à travers le canal radiculaire de manière à toucher le plafond de la chambre. Un amalgame (Dispersalloy; Dentsply Caulk) a ensuite été condensé dans la chambre pulpaire, entourant et stabilisant la sonde thermique en position. Toute l'énergie thermique libérée par la réaction exothermique de la polymérisation des résines a été transmise à partir des parois axiales et occlusales vers la sonde thermique par le biais de l'amalgame, ce dernier étant un bon conducteur thermique. Des radiographies ont été prises pour s'assurer que le thermocouple est en contact avec la dentine sus-jacente. (**Fig.2**).

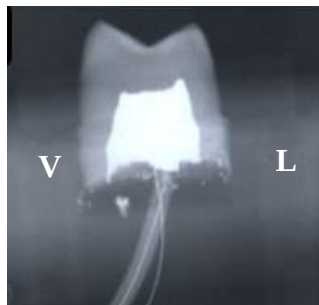


Fig. 2a :
Radiographie montrant l'épaisseur de dentine restante vestibulairement et lingualement



Fig. 2b :
Radiographie montrant l'épaisseur de dentine restante mésialement et distalement

Le dispositif expérimental (bloc de plexiglas / dent préparée / sonde thermique engagés) a ensuite été placé dans une étuve réglée à une température de 34°C afin de simuler les conditions intra-orales. L'ensemble est ensuite laissé s'équilibrer thermiquement.

Deux types de matrices ont été testés. Une matrice en polyvinyle et une autre en silicone polymérisant par condensation (polydiméthylsiloxane, Majordentaire SPA Italie). Le silicone a été préparé selon les instructions du fabricant et placé à l'intérieur d'un moule en plastique pour servir de porte-empreinte. Les empreintes ont été prises avec les deux matériaux avant que la préparation de la dent n'a été effectuée. Une autre clé en silicone a été fabriquée et coupée longitudinalement pour une réduction adaptée et idéale de la dent à la fois verticalement et axialement. La dent a ensuite été préparée pour une couronne céramo-métallique complète avec une ligne de finition épaulée de 1,5mm en utilisant une pièce à main à grande vitesse et des fraises diamantées. La clé en silicone a été utilisée pour contrôler la réduction finale adéquate de la dent préparée. Quatre résines autopolymérisables ont été testées; deux polyméthacrylates de méthyle (PMMA/MMA), un méthacrylate de n-butyle / acrylate d'uréthane/polyméthacrylate d'éthyle (n-BMA / UA /PEMA), et une résine composite Bis-acrylique (**Tableau I**).

Tableau I: Liste des matériaux et des systèmes des résines provisoires testés

Matériaux	Types de résine	Manufacturant	Lot
Texton	Résine méthacrylique: PMMA/MMA	SS White Madleaze Estate (England)	720199(p)/97007 (L)
Tab2000	Résine méthacrylique: PMMA/MMA	Kerr Scafati Salerno (Italie S.R.L.)	3444969
Dentalon[®] Plus	n-BMA/ Uréthane A /PEMA	Heraeus Kulzer Hanau (Germany)	010282(p)/010207(L)
ProtempTM 4	Résine Bis-acrylique;	3M ESPE Seefeld (Germany)	402035
Abréviations utilisées : MMA = Méthacrylate de Méthyl, PMMA = Poly Méthacrylate de Méthyl), n-BMA = n-butyl méthacrylate, Uréthane A = Acrylate d'Uréthane, PEMA = poly-éthyl-méthacrylate)			

Une comparaison a été menée concernant leurs réactions exothermiques au cours de la polymérisation. Les résines provisoires ont été préparées selon les recommandations du fabricant. Chaque résine provisoire a été utilisée en association avec chacune des matrices. Dix restaurations ont été effectuées pour chaque combinaison, et un total de 80 restaurations ont été fabriquées. Au cours de la polymérisation des résines, les changements de température de la pulpe ont été enregistrés par le thermocouple inséré. Après le retrait de chaque restauration, la dent a été nettoyée avec un solvant (Copalite solvant/diluant, Cooley&CooleyLtd., Houston, TX), et une gelée de vaseline a été appliquée. Cinq autres restaurations ont été effectuées avec chaque résine, sans matrice, selon la méthode du bloc technique, à l'exception du ProtempTM4 qui ne peut être injecté directement sur la dent préparée sans matrice (**Tableau II**).

Tableau II: Distribution des échantillons selon le matériau et la technique de réalisation des prothèses provisoires utilisées.

Matériaux	Techniques	Nombre d'échantillons (N)	Total
Texton	+ matrice silicone	10	25
	+ matrice polyéthylène	10	
	Sans matrice	5	
Tab2000	+ matrice silicone	10	25
	+ matrice polyéthylène	10	
	Sans matrice	5	
Protemp TM 4	+ matrice silicone	10	20
	+ matrice polyéthylène	10	
	Sans matrice	0	
Dentalon [®] Plus	+ matrice silicone	10	25
	+ matrice polyéthylène	10	
	Sans matrice	5	
Total			95

Le dispositif expérimental a été maintenu dans l'étuve pendant le durcissement du matériau. La fin de la polymérisation a été contrôlée par la chute de température, ensuite la matrice et la couronne polymérisée ont été retirées de la dent. Les mesures ont été effectuées pour chaque

groupe de test en calculant l'élévation de température à la différence entre la température initiale et le pic thermique.

A la fin de l'étude, la dent a été sectionnée et l'épaisseur de la dentine résiduelle a été déterminée. L'épaisseur de la dentine était de 1,9 mm en vestibulaire, 1,9 mm en palatin, 3 mm mésialement, 2,3 mm distalement et 2,9 en occlusal.

Les tests statistiques : L'élévation de température (ΔT) a été déterminée comme étant la différence entre la température initiale (température à la réintroduction de la dent et de la matrice de résine dans l'étuve) et la température la plus élevée enregistrée au cours de la polymérisation des différentes résines (température maximale = Max). Deux tests statistiques ont été utilisés pour déterminer des différences significatives des élévations et des pics thermiques des différentes résines provisoires: L'analyse de variance à un facteur (ANOVA) et le test de Tukey "HonestlySignificantDifference" (HSD). Notre étude a présenté 4 variables: Max (variable quantitative contenant le pic de température des matériaux étudiés); élévation (variable quantitative contenant l'élévation de température des matériaux étudié (ΔT)), Sys (variable qualitative contenant les critères reflétant le facteur de l'étude, système de résine (PMMA, n-butyle et bis-acrylique) et Type N (variable contenant des critères qualitatifs reflétant le facteur de l'étude: type de résine). Toutes les observations "Type N" ont été réparties sur 8 critères nommés comme suit: Nom du produit + initiale de la matrice en majuscule. Exemple: pour la résine provisoire Tab2000 utilisée avec une matrice en polyvinyle, la variable a été appelée Tab2000P.

Résultats

Les résultats des statistiques descriptives relatives à l'augmentation de la température des résines étudiées sont présentés dans le **Tableau III et la Figure 3**.

Tous les matériaux testés ont produit une réaction chimique exothermique. La température maximale atteinte au cours de la polymérisation de la couronne provisoire variait de 31,1° C pour la résine bis-acrylique à 40,6° C pour le PMMA (**Tableau III**).

Tableau III: Statistiques descriptives des élévations de température des résines testées

	N	Moyenne	Ecart-type	Erreur standard	Intervalle de confiance à 95%		Min	Max
					Borne inférieure	Borne supérieure		
TextonP	10	39.7800	.814	.25768	39.1971	40.3629	37.80	40.60
TextonS	10	33.8000	.066	.02108	33.7523	33.8477	33.70	33.90
Protemp4P	10	35.6200	.828	.26196	35.0274	36.2126	34.50	36.70
Protemp4S	10	30.1900	.660	.20894	29.7173	30.6627	29.00	31.10
Tab2000P	10	36.7100	1.197	.37873	35.8533	37.5667	34.70	38.00
Tab2000S	10	30.7700	.988	.31271	30.0626	31.4774	29.10	32.20
Dentalon plusP	10	33.8800	.601	.19020	33.4497	34.3103	33.00	34.80
Dentalon plusS	10	30.5100	.951	.30091	29.8293	31.1907	29.00	32.40
Total	80	33.9075	3.288	.36763	33.1758	34.6392	29.00	40.60

Abréviations utilisées: P = Matrice en Polyvinyl, S = Matrice en Silicone

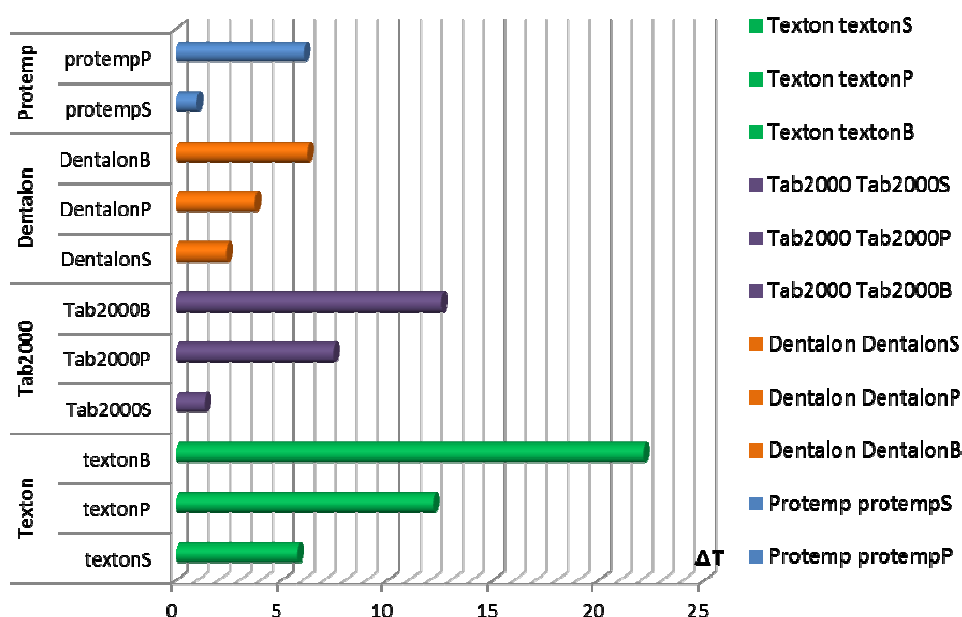


Fig. 3: Moyennes des élévations de température (ΔT) enregistrées avec les résines étudiées selon la technique utilisée.

L'analyse de variance ANOVA à un facteur a révélé des différences significatives des élévations des températures pour les résines provisoires testées ($F = 168,153$, $p < 0,0001$) (Tableau IV).

Tableau IV: Analyse statistique (Tableau ANOVA) des pics thermiques et des élévations (ΔT) de température enregistrées.

ANOVA						
		Somme des carrés	Ddl	Moyenne des carrés	F	Signification
Pics	Inter-group	152.466	2	76.233	8.365	.001
	Intra-group	701.690	77	9.113		
	Total	854.155	79			
Elévations	Inter-group	231.822	2	115.911	11.395	.000
	Intra-group	783.273	77	10.172		
	Total	1015.096	79			

Le test de Tukey a permis d'abord de comparer les différents types de résines utilisés avec la même matrice, puis de comparer l'effet des deux matrices utilisées avec le même type de résine. Pour toutes les résines testées, la différence était significative entre les deux types de matrices utilisées ($p < 0,05$). Lors de l'utilisation de la matrice en silicone, les différences entre les pics de température sont significatives pour la plupart des matériaux ($p < 0,05$), à l'exception du ProtempTM4 et Tab2000, ProtempTM4 et Dentalon[®] plus, et Tab2000 et Dentalon[®] Plus (pns). Pour la matrice en polyvinyle, la différence des pics thermiques entre les matériaux était significative ($p < 0,05$), à l'exception de Tab2000 et ProtempTM4. La réalisation de couronnes provisoires par la méthode du bloc technique (sans matrice) a permis d'enregistrer des pics thermiques supérieurs à ceux enregistrés avec l'utilisation de la matrice.

Les différences entre les pics thermiques enregistrés, pour tous les types de résine, ont varié de 1,6°C à 10,2°C avec l'utilisation d'une matrice de polyvinyle et de 4°C à 16,9°C avec l'utilisation d'une matrice en silicone. Des comparaisons multiples des élévations de température (ΔT) ont également été réalisées entre les différentes résines. Pour toutes les résines testées, la différence était significative entre les trois techniques utilisées, à savoir avec la matrice de silicone, la matrice de polyvinyle ou avec le procédé de bloc technique ($p < 0,05$), à l'exception du Dentalon® Plus (pns). Ces valeurs étaient plus importantes avec le bloc technique pour tous les matériaux.

En comparant les valeurs de température enregistrées avec les différentes résines provisoires testées, l'ordre croissant d'élévation était: Protemp™4, Dentalon® plus, Tab2000 et Texton (**Tableau III**) (**Fig.4**). En comparant les trois systèmes de résine, la différence entre la résine de PMMA et bis-acrylique a été significative ($p < 0,05$). Elle était aussi significative entre la résine PMMA et n-BMA / UA / PEMA ($p < 0,05$), mais non significative entre la résine Bis-acrylique et la résine n-BMA / UA / PEMA.

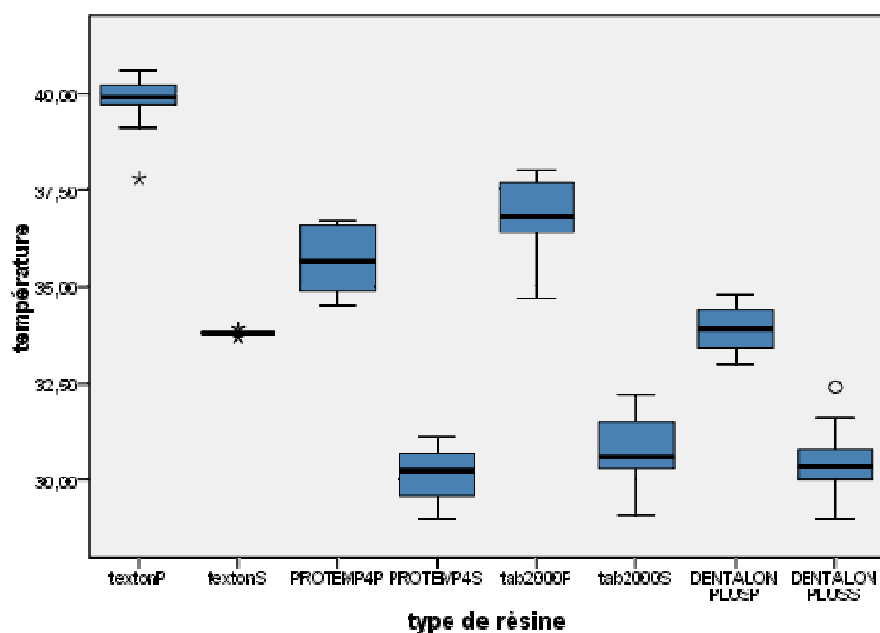


Figure 4:
Diagramme en moustache
des variations de
température
enregistrées avec les
différentes résines étudiées

Discussion

L'effet thermique au cours de la polymérisation des résines provisoires est bien connu. De nombreuses études ont décrit la capacité de production de chaleur des matériaux résineux couramment utilisés pour la fabrication des restaurations provisoires [2, 3, 11-13].

Dans cette étude in vitro, la chaleur générée lors de la fabrication des couronnes provisoires par la méthode directe en utilisant différentes résines provisoires et des matrices différentes a été mesurée. Trois systèmes de résine provisoires, les plus couramment utilisées dans notre département de prothèse ont été étudiés. Les systèmes de résines testés dans cette étude ont présenté des élévations de température qui varient avec chaque matériau. Les élévations de température, allant de 1,36°C à 12,13°C ont dépassé dans 50% des échantillons le niveau qui peut causer des dommages de la pulpe dentaire. Zach et Cohen. ont montré que la pulpe dentaire est sensible à l'élévation de la température et une augmentation de 5,5°C peut attaquer et donc endommager la dent et affecter les canaux radiculaires [8]. Baldissara et al. [14] ont montré que le même effet a été évalué pour une augmentation de température de 8,9 à 14,7°C. Il est possible qu'une élévation de température à court terme soit moins nocive qu'une chaleur prolongée [2], mais cela n'a pas été vérifié dans cette étude. Selon Chiodera et al. Cette élévation de température n'est pas susceptible d'être cliniquement significative parce que l'approvisionnement en sang de la pulpe réduit cet effet. Cependant, si de grandes quantités de résine ont été durcies, la chaleur peut être cliniquement significative [2]. Dans cette étude, la

comparaison de trois systèmes de résine PMMA a révélé que l'augmentation de température est beaucoup plus importante que les deux autres systèmes de résines: Résine bis-acrylique (esters méthacryliques multifonctionnels) et résine n-BMA / UA / PEMA.

Le PMMA présente une température de polymérisation maximale de 38 °C pour le Tab2000 et de 40,6 °C pour le Texton. Cependant, pour les autres systèmes de résine, les pics thermiques s'échelonnent entre 34,8 °C et 36,7 °C ($p < 0,05$). Ces résultats sont en accord avec des études antérieures qui ont montré que les pics thermiques peuvent atteindre 40,5 °C avec le PMMA^[14]. L'élévation moyenne de température (ΔT) enregistrée avec le PMMA varie de 7,42 à 12,13 °C. Kim et al.^[15] ont enregistré l'augmentation de la température pulpaire lors de la polymérisation de quatre résines provisoires et ont rapporté que la marge d'élévation de la température se situait entre 5,1 et 12,7°C, ce qui est en accord avec la présente étude. Les valeurs les plus faibles des pics thermiques sont enregistrées avec le système de résine bis-acrylique (31,1°C) avec une élévation moyenne $\Delta T = 0,95^\circ\text{C}$. La différence entre les températures maximales enregistrées avec la résine à base de PEMA-n-butyl méthacrylate et la résine bis-acrylique est non significative. Ce résultat est également en accord avec des études antérieures qui ont trouvé que l'élévation de température intrapulpaire dépend du type de résine acrylique^[1,3,16]. En outre, il a été confirmé par d'autres études^[13,17-19] que les résines bis-acryliques offrent une faible exothermie de prise. Braden et Combe^[11,18] présentent des valeurs comparatives de l'augmentation de température pendant la polymérisation des résines auto-polymérisantes pour des restaurations provisoires, à savoir les résines acryliques à base de n-butyl-méthacrylate (PEMA / n-BMA et PEMA / iso-BMA) et de PMMA. Ces valeurs étaient de 46°C pour le PMMA et de 20°C pour le n-BMA / UA / PEMA. Ainsi, le système PMMA/MMA libère plus de chaleur pendant la polymérisation. Akova et al.^[1,10] ont également confirmé que le type de résine utilisée est un facteur de variation de l'élévation de la température générée lors de la polymérisation du matériau temporaire. Young et al. ont montré que les matériaux composites à base de résine bis-acrylique ont procuré moins de retrait de polymérisation et de réaction exothermique que le PMMA^[9,20]. La chaleur transférée à la dent est également influencée par le choix de la matrice utilisée pour contenir le matériau provisoire vu que la matrice agit, dans une certaine mesure, en tant que dissipateur de chaleur^[6]. L'utilisation d'un matériau en polyvinyle en tant que matrice, dans ce modèle in vitro, a montré que l'augmentation de température moyenne est supérieure à celle de la matrice de silicone pour tous les types de résines testées: 3,72 °C à 12,13 °C (avec la matrice de vinyle). Cependant, il était de 1,36 °C à 5,74 °C pour la matrice de silicone ($p < 0,05$). Cela peut être attribué à l'absence de l'effet de dissipation de chaleur de la matrice de polyvinyle mince par rapport à l'épaisseur de la matrice de silicone. Cette élévation de température était la plus importante lorsque la couronne provisoire a été effectuée sans aucune matrice, jusqu'à 22,1°C avec le Texton et 12,54°C avec le Tab2000. Ainsi, les effets cliniques pourraient devenir pertinents. Chiodera et al.^[12] ont étudié l'effet de l'élévation de température sur la dent de trois résines différentes, et ont montré que cette augmentation ne dépasse pas 5,5 °C en utilisant une matrice de silicone et varie de 4 à 8,2 °C quand une matrice de polyvinyle a été utilisée. Les différences entre les deux études pourraient être attribuées à l'épaisseur de la matrice et également aux différents types de résines testées. Les résultats de la présente étude sont également en accord avec les résultats de Grajower et al.^[12,21], qui ont démontré qu'une matrice en silicone réduit l'augmentation de la température dans la chambre pulpaire. Cependant, ces résultats ne sont pas une représentation exacte de la situation in vivo et sont limités au modèle de la dent. Ceci peut être expliqué par le fait que la matrice, à la température ambiante au moment de l'insertion, absorbe une grande partie de la chaleur relarguée par la résine pendant la polymérisation, et donc réduit la quantité de chaleur transmise à la chambre pulpaire. Ce fait est bien illustré par la conception de Akova et al.^[1] montrant que le type de matrice de silicone utilisée (addition ou condensation) et l'utilisation

d'agent désensibilisant n'affectent pas la production de chaleur à l'intérieur de la pulpe lors de la polymérisation des résines provisoires avec la technique directe. Il a été démontré dans cette étude que les pics thermiques se produisent après une période de temps variable en fonction du type de résine. Ces pics ne varient pas en fonction de la matrice utilisée pour le ProtempTM 4 et le Dentalon[®] Plus. Cependant, avec les résines de PMMA (Tab2000 et Texton), la température maximale a été atteinte plus tardivement en utilisant la matrice en silicone par rapport à l'utilisation de la matrice en polyvinyle, en particulier pour le Tab2000. Il convient de noter que la plupart des fabricants recommandent le retrait des couronnes temporaires pendant la phase élastique du matériau. Ainsi, la fin de polymérisation aurait lieu en dehors de la cavité orale. L'expérience actuelle se révèle plus agressive vu que la couronne temporaire a été conservée sur la dent durant toute la période de durcissement, surtout quand elle est réalisée sans l'utilisation de matrice. Ensuite, nous devons vérifier si nous respectons vraiment les instructions du fabricant en enlevant la couronne avant que le pic thermique ne soit atteint. Si la restauration provisoire par la technique directe est préférée, des mesures de précaution doivent être prises pour minimiser l'augmentation de la température de la dent causée par la réaction exothermique des résines. La montée en température peut être réduite en utilisant de l'air ou un liquide de refroidissement, ou en irrigant les préparations avec de l'eau fraîche et en utilisant une matrice qui peut rapidement dissiper la chaleur. Les restaurations provisoires peuvent aussi être retirées, refroidies dans de l'eau, puis réintroduites sur la préparation de la dent^[12]. L'utilisation de la technique directe peut causer une inflammation pulpaire potentielle lorsque l'épaisseur de la dentine est réduite ou si la dent est sévèrement endommagée par la carie^[21]. La moyenne de la dentine restante, dans nos échantillons, a été de 2,35 mm sur la périphérie et environ 3 mm en occlusal.

D'un point de vue clinique, la dissipation de la chaleur induite par la polymérisation à l'interface entre la dentine et la résine est plus importante que les températures maximales pendant la polymérisation. Ainsi, les résultats des études in vitro sur les pics de température ne correspondent pas exactement avec les résultats in vivo parce que les réactions biologiques ne peuvent pas être mesurées avec un thermocouple ou par thermographie. Par conséquent, les dommages aux cellules vitales peuvent se produire même si le thermocouple ne montre aucune augmentation significative de la température^[2,22-25]. En outre, dans les situations cliniques, la dentine est généralement vivante et contient des projections odontoblastiques. La différence des propriétés entre la structure organique dans les tubuli des dents vitales et non vitales et l'effet de l'écoulement du fluide dentinaire doivent être également considérés.

Conclusion

Dans cette étude, on n'a pas réussi à rejeter l'hypothèse nulle selon laquelle il n'y a pas de différence dans la réaction exothermique entre les résines à base de polyméthacrylate, la résine à base d'acrylate d'uréthane et de n-butyl méthacrylate et la résine bis-acrylique en termes de pic thermique. L'hypothèse nulle qu'il n'y a aucune différence entre l'utilisation d'une matrice de silicone ou de polyvinyle en termes de dissipation de chaleur a été aussi rejetée.

Références

1. Akova T, Ozkomur A, Dundar C et al. Intrapulpal heat generation during provisionalization: effect of desensitizer and matrix type. J Prosthodont 2008, 17, 97-101.
2. Chiodera G, Gastaldi G, Millar BJ. Temperature change in pulp cavity in vitro during the polymerization of provisional resins. Dent Mater 2009, 25, 321-325.
3. Altintas SH, Yondem I, Tak O et al. Temperature rise during polymerization of three different provisional materials. Clin Oral Investig 2008, 12, 283-286.
4. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil 1997, 24, 791-801.

5. Al-Khreisat AS. Early endodontic complications following fixed prosthodontic restorations. *J Royal Med Serv* 2010, 17, 36-41.
6. Manak E, Arora A. Comparative evaluation of temperature changes in the pulpal chamber during direct fabrication of provisional restorations: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2011, 11, 149-155.
7. Chao X, Zhongyi W, Huiming H et al. In vitro pulp chamber temperature rise during fabrication of provisional restorations on different types of teeth. *Int Chin J Dent*. 2007, 7, 69-74
8. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983, 19, 515-530.
9. Nejatidanesh F, Lotfi HR, Savabi O. Marginal accuracy of interim restorations fabricated from four interim autopolymerizing resins. *J Prosthet Dent* 2006, 95, 364-367.
10. Moulding MB, Teplitsky PE. Intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *Int J Prosthodont* 1990, 3, 299-304.
11. Schiavetti R, De vico G, Covello AF et al. Control and reduction of peak temperature in self-curing resins. *Oral Implantol (Rome)*. 2010, 2(3), 21-26.
12. Ko MJ, Pae A, Kim SH. In vitro study on exothermic reaction of polymer-based provisional crown and fixed partial denture materials measured by differential scanning calorimetry. *J Korean Acad Prosthodont* 2006, 44, 690-698.
13. Lieu C, Nguyen TM, Payant L. In Vitro comparison of peak polymerization temperatures of 5 provisional restoration resins. *J Can Dent Assoc* 2001, 67, 36-39.
14. Michalakakis K, Pissiotis A, Hirayama H et al. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. *J Prosthet Dent* 2006, 96, 418-423.
15. Kim S, Watts DC. Exotherm behaviour of the polymer-based provisional crown and bridge partial denture materials. *Dent Mater* 2004, 20, 383-387.
16. Barlattani A, Cardelli P, Cioccolanti F et al. Polymerization exothermal reaction of dental prosthetic resin for temporary crowns. A comparative evaluation. *Minerva Stomatol* 2002, 51, 11-20.
17. Meyer JM, Belser U. Les matériaux pour couronnes et ponts provisoires. *Real Clin* 1994, 5, 14-24
18. Braden M, Clarke RL, Pearson GJ et al. A new temporary crown and bridge resin. *Br Dent J* 1976, 141, 269-272.
19. Rice CA, Riehl J, Broman K et al. Comparing the degree of exothermic polymerization in commonly used acrylic and provisional composite resins for intraoral appliances. *J Vet Dent* 2012, 29, 78-83
20. Young HM, Smith CT, Morton D. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2001, 85, 129-132
21. Tjan AH, Grant BE, Godfrey MF 3rd. Temperature rise in the pulp chamber during fabrication of provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1989, 62, 622-626.
22. Bevilacqua L, Biasotto M, Cadenaro M et al. Reaction exothermia of 2 relining resins for temporary crowns. *Minerva Stomatol* 2005, 54, 35-41
23. Seelbach P, Finger WJ, Ferger P et al. Temperature rise on dentin caused by temporary crown and fixed partial denture materials: Influencing factors. *J Dent* 2010, 38, 964-973.
24. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA et al. Thermographic investigation of contemporary. *J Dent* 2005, 33, 593-602.
25. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003,90,474-497