

ELABORATION ET CARACTERISATION D'UN COMPOSITE DENTAIRE

SMATA Lakhdar¹, LAISSANI Nacera²

(1,2) Laboratoire de Physique et de Mécanique des Matériaux Métalliques. Institut d'optique et mécanique de précision. Université Ferhat Abbas.Sétif. Algérie

E-mail: smata_lakh@yahoo.fr

Résumé

Les résines dentaires présentent une faible résistance mécanique par rapport aux autres biomatériaux dentaires. Le composite dentaire est plus résistant que la résine du fait qu'il renferme des particules inorganiques très dures. A travers ce travail, des propriétés mécaniques telles que l'usure et la dureté de la résine sont améliorées par l'ajout d'une poudre céramique à savoir l'alumine. En contre partie, la flexion a montré que le biomatériau est devenu plutôt fragile par l'adjonction des particules d'alumine. Dans cet article, l'effet du pourcentage d'alumine ajouté à la résine est discuté.

Abstract

Dental resins exhibit low strength compared to other dental materials. The dental composite is stronger than the resin because it contains very hard inorganic particles. Through this work, mechanical properties such as wear and hardness of the resin are improved by adding a ceramic powder namely alumina. In return, the bending showed that the biomaterial has become rather fragile by adding alumina particles. In this article the effect of the percentage of alumina added to the resin is discussed.

Mots clés: alumine, composite dentaire, propriétés mécaniques, résine acrylique.

1- INTRODUCTION

Les matériaux dentaires ont été le centre d'une recherche considérable et de développement durant les 50 dernières années [1]. Ils présentent des propriétés mécaniques comparables à celles de l'émail et de la dentine, en plus d'une excellente qualité esthétique [2]. Le développement de la chimie des matériaux a conduit à la production des matériaux dentaires de plus en plus performants avec des propriétés mécaniques remarquables et une bonne stabilité dans l'environnement buccal.

Deux grandes familles de matériaux sont utilisés aujourd'hui: d'une part ceux de nature organique, dérivés des matériaux polymériques (les résines acryliques et les résines composites), d'autre part de nature minérale, les dents en céramique (la porcelaine). Aussi d'autres types de matériaux existent mais actuellement, ils sont moins employés tels que les amalgames, les alliages métalliques et les ciments.

Parmi les matériaux dentaires, les résines acryliques et les résines composites sont une alternative acceptable pour beaucoup de remplacements et restaurations dentaires. Les améliorations des propriétés physiques et mécaniques ont permis aux biomatériaux de jouer un rôle plus important dans l'art dentaire.

Les résines dentaires sont couramment utilisées où elles apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation de pièces prothétiques partielle ou complètes. Ce sont des composants non métalliques produits synthétiquement à partir des composants organiques (le polyméthacrylate de méthyle) qui peuvent être moulés sous diverses formes [3]. Celles-ci sont durcies pour une utilisation commerciale. Les dents en résine sont les plus couramment choisies essentiellement pour leur plus grande facilité d'utilisation et pour leur coût plus faible mais elles présentent quelques inconvénients majeurs: la faible résistance mécanique.

Les résines composites se composent principalement de fines particules minérales inertes très dures dispersées dans une matrice organique douce (le méthacrylate glycidique de bisphenol-A (Bis-GMA) [4]. Les composites modernes sont des matériaux esthétiques montrant une très bonne résistance mécanique [5]. Le problème principal était leur rétrécissement pendant la polymérisation des matériaux. Un tel rétrécissement cause des microfissures [6]. Ceci a eu comme conséquence une fuite marginale et permet l'entrée des bactéries menant à la décoloration, à l'inflammation de la gencive et des caries récurrentes.

L'idée est d'améliorer les propriétés des résines en les mélangeant aux particules inorganiques pour former des composites de résine et de ce fait réduisant le rétrécissement de polymérisation. En plus l'ajout de ces charges a amélioré la résistance mécanique de la résine.

2- MATERIELS ET METHODES

2.1- Matériaux utilisés

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé la résine dentaire renforcée par une poudre céramique (Al_2O_3). Ce renforcement s'est effectué sous plusieurs pourcentages : 0, 20 et 50% d'alumine.

L'élaboration des échantillons a été effectuée par le mélange de la poudre polymère (le méthacrylate de méthyle) et du liquide monomère (l'acide acrylique). Après quelques minutes, on verse le contenu dans le moule. Une fois que le durcissement du matériau est fait, nous retirons les échantillons du moule.

Pour l'autre type de résine, le renforcement s'est fait par l'ajout, à la poudre du polymère, le pourcentage nécessaire (en volume) la poudre d'alumine. La réalisation des échantillons renforcés s'est effectuée par le même procédé décrit ci-dessus.

Les échantillons sont polymérisés à la lumière naturelle sous la température ambiante.

Pour l'essai d'usure (à titre comparatif), le composite employé est un matériau commercialisé sous la marque VHL hybride. Ce produit est polymérisé par une lumière ultraviolette.

2.2- Les tests mécaniques

Pour étudier l'effet du renforcement sur la résistance mécanique la résine, nous avons considéré les essais d'usure, de flexion et de dureté.

- Les essais d'usure sur les échantillons ont été effectués en utilisant un dispositif d'usure qui fonctionne comme suit: le système pion sur plan où une dent humaine frotte sur le matériau dentaire selon une surface de contact connu. L'échantillon et l'antagoniste (dent humaine) sont placés exactement l'un contre l'autre avant l'expérience. La charge verticale est induite par un arbre support en utilisant différents poids. L'usure (perte de masse) est mesurée par une balance de précision. A chaque 5 minutes, nous mesurons la perte de masse.

La balance utilisée est de marque Starorius. Sa précision de mesure est de 1 mg.

Les paramètres d'étude d'usure sont comme suit: la vitesse de rotation: 128 tr/min et la charge normale : 1600g.

Les expériences de l'usure ont été entreprises à l'air et à la température ambiante.

- Les essais de la flexion sont réalisés par la machine Zwick/Roell Z050 sur des échantillons de dimensions $30 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$. Chaque échantillon est testé, avec une vitesse de chargement de l'ordre de 1mm/min, jusqu'à la rupture définitive du matériau. Dans cette mesure, on a considéré la flexion 3 points avec une distance entre les appuis de 20 mm. Dans ce cas, on a considéré la contrainte de flexion et le module de flexion. A partir de la force de flexion maximale de rupture du matériau, on calcule la contrainte de flexion par la formule (1). Le module de flexion est déterminé par la formule (2).

$$\sigma = 3FL/2BH^2 \quad (1) \quad E = Fe L^3/4BH^3D \quad (2)$$

où

F: force maximale [N],

L: distance entre les appuis [mm],

B: largeur [mm],

H: hauteur de l'échantillon [mm],

Fe:force correspondante à l'extrémité de la linéarité de la courbe de flexion [N],

D: flèche donnée par Fe [mm].

- Un autre essai a été aussi effectué dans ce travail, c'est la dureté.

Cet essai a été réalisé par le duromètre Zwick/Roell ZHU 2,5. Celui-ci permet de réaliser des indentations avec différentes charges. Dans notre cas, on a considéré seulement la charge 10 N pour chaque taux de renforcement d'alumine.

3- RESULTATS ET DISCUSSIONS

3.1- Renforcement de la résine

On sait que la résine présente une usure faible par rapport aux autres matériaux dentaires. Pour relever sa résistance à l'usure, on a ajouté de la poudre d'alumine à la résine. A titre comparatif, on a mesuré la perte d'usure cumulée en poids de la résine initiale, de la résine renforcée et du composite Hybride. Les résultats sont reportés dans la figure 1. On voit qu'il y a une nette amélioration de la résistance à l'usure par rapport à la résine primitive mais sans atteindre celle du composite.

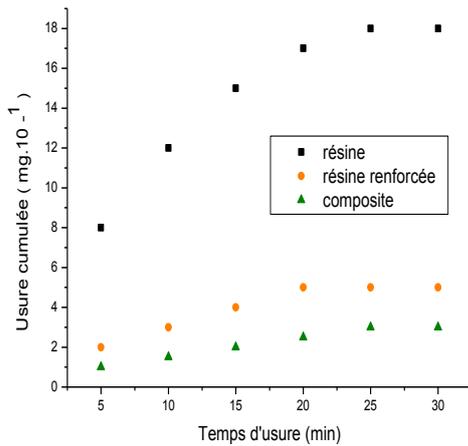


Fig.1: Variation de la perte en masse en fonction du temps de la résine dentaire (sans et avec renforcement) et du composite dentaire.

Cette mesure a montré que le composite est plus résistant à l'usure que la résine dentaire. Ceci est vrai vu la composition des deux matériaux. Les matériaux dentaires sont formulés avec une variété de compositions chimiques et structurales qui peuvent être liées à leurs applications spécifiques. La matière de la résine est purement un polymère. Tandis que le composite est essentiellement composé d'une matrice de résine (phase organique), de l'agent d'accouplement de matrice de remplisseur (interface ou silane), des particules de remplisseur (dispersées phase) et d'autres additifs mineurs comprenant des initiateurs de polymérisation, des stabilisateurs et des colorants [7]. La force de chargement appliquée à une restauration composite est complètement transférée à partir de la matrice aux particules les plus dures du composé [8]. Au cours de l'usure du composite dentaire, le premier matériau qui va être enlevé est celui de la matrice, car c'est la substance la moins dure du corps. Ce sont ces particules qui vont s'opposer à l'effet destructeur de l'antagoniste réduisant ainsi l'enlèvement de matières. Après quelques cycles de mouvement, une partie du corps des particules va être émergée de la matrice vue que le pourtour de quelques particules sera dégarni. Donc, plus la matrice du composite est renforcée par les particules et plus le matériau devient résistant à l'usure. Ceci montre le rôle important de ces charges sur la résistance à l'usure d'un composite dentaire [9]. Ceci est clairement observable sur la figure précédente où le matériau ayant le plus de particules de chargement est le plus résistant à l'usure. Cela prouve que les

particules de chargement ont un grand effet sur l'usure des matériaux dentaires.

3.2- Influence du pourcentage d'alumine sur la résistance à la flexion de la résine

Dans le milieu buccal, la flexion est considérée comme le mode de chargement le plus rencontré qui engendre l'endommagement des matériaux dentaires [10]. Dans le tableau 1 sont donnés la contrainte de flexion et le module de flexion de la résine avec et sans dispersoïdes d'alumine (renforcement). Dans ce cas, trois pourcentages d'alumine sont considérés: 0, 20 et 50%. Nous remarquons que plus le taux d'alumine augmente plus la contrainte à la rupture diminue. Alors que le module d'élasticité en flexion augmente, il reflète la rigidité du matériau [11].

Tableau 1 : Résistance à la flexion de la résine.

% Al ₂ O ₃	0%	20%	50%
σ [MPa]	83	61	48
E [MPa]	2470	2770	2940

On voit que plus le pourcentage d'alumine augmente et plus le matériau devient fragile. L'alumine étant une céramique, donc la résine aura un comportement plus ductile. Lorsque le taux d'alumine augmente, le comportement devient fragile avec l'augmentation de l'alumine. La source de la rupture d'un matériau est la présence de défauts de fabrication (inclusions, microfissures, porosités lors de l'élaboration) et des défauts de surface (différence de contraction entre les phases lors du refroidissement) [12]. Dans ce travail, les échantillons sont élaborés dans les mêmes conditions et la polymérisation du biomatériau est faite à froid. Donc la seule source de défaut reste la porosité. Plus la poudre d'alumine est grande et plus la probabilité de présence de porosités est importante.

Les valeurs de la contrainte de flexion trouvées ne diffèrent pas de celles mentionnées dans la bibliographie où les valeurs, pour quatre types de résines dentaires (sans renforcement), varient de 65 à 83 MPa [11]. La même remarque est à considérer pour le module de flexion où seulement la résine naturelle correspond aux valeurs de la bibliographie (2070 à 2350 MPa) [11].

3.3- Influence du pourcentage d'alumine sur la dureté de la résine

Pour étudier l'effet de l'alumine sur la dureté de la résine, nous avons considéré une charge d'indentation 10N. Les résultats sont reportés dans le tableau 2

Tableau 2: Dureté de la résine

% Al ₂ O ₃	Dureté (GPa)
0	16.46
20	16.91
50	18.93

La dureté du biomatériau est de même grandeur où l'ajout de la céramique n'a pas un grand effet sur les résultats. Avec 50% d'alumine, la dureté de la résine n'a pas assez évolué. On note que chaque résultat représente la moyenne de trois mesures. De ce fait, on suppose que la distribution de la poudre d'alumine n'est pas homogène à l'intérieur du biomatériau puisque la valeur de la dureté est fonction du type et de la quantité des particules de chargement [13].

4- CONCLUSION

A travers ce travail, on a essayé d'améliorer les propriétés mécaniques d'une résine dentaire par l'ajout d'une poudre de céramique. D'après les résultats obtenues, on peut conclure que :

- L'usure du biomatériau est améliorée sans atteindre celle du composite.
- La dureté s'est légèrement améliorée en fonction de la quantité de la poudre d'alumine.
- Par la détermination de la contrainte de flexion et du module de flexion, le biomatériau a donné un comportement plutôt fragile avec l'incorporation des particules d'alumine.

De ce fait, il faut trouver un compromis entre les trois caractéristiques mécaniques où une optimisation entre ces grandeurs est nécessaire

REFERENCES

[1] L.A.Hussain, S.H.Dickens, R.L.Bowen. Properties of eight methacrylated beta-cyclodextrin composite formulations. *Dental Materials* 21(2005), p.210–216.

[2] S.G. Pereira, R.Osoriob, M.Toledanob, T.G.Nunes. Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins, *Dental Materials* 21(2005), p. 823–830.

[3] R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry. Cahiers de biomatériaux dentaires. 2. Editions Masson, Paris. (1992), p. 30–4.

[4] I.Sideridou, V.Tserki. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 23(2002), p.1819–1829.

[5] G. Burdairon. Abrégé de matériaux dentaires. Editions Masson, 1981.

[6] J.E. Elliott, L.G. Lovell, C.N. Bowman. Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dental Materials* 17(2001), p. 221-229.

[7] Yap A, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *Operative Dentistry* 29-3 (2004), p. 269-274.

[8] Heintze S.D, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials* 22(2006), p. 166–175.

[9] B.S.Lim and J.L. Ferracane. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composite. *Dental Materials* 18 (2002), p. 1-11.

[10] P. Chitchumnong, S.C. Brooks, G.D. Stafford. Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dental Materials* 51(1989), p. 2-5.

[11] P. Pfeiffer, C. Rolleke, and L. Sheri. Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 93(2005), p. 372-7

[12] J.M. Poujade C. Zerbib, D. Serre. Céramiques dentaires. EMC-Dentisterie 1(2004), p.101–117.

[13] M. Atai, M. Nekoomanesh, S.A. Hashemi, S. Amani. Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based. *Dental Materials* 20(2004), p. 663–668.