

COMPARISON OF RESISTANCE TO SHEAR FORCES OF TWO PINK AESTHETIC COMPOSITES BONDED WITH TWO DIFFERENT SUBSTRATES (CR-CO AND ZIRCONE

Farah Antar* | Elie Zebouni**

Abstract

The objective of this study is to compare the resistance to shear forces of two pink composite materials (Gradia® gum shades) and (SR Nexco®) bonded to two different substrates: one being zirconia and the other a substrate metal complex represented by Cr-Co.

Forty square samples were used for this study, twenty samples of Cr-Co and twenty samples of zirconia.

Each of the 2 groups of samples was randomly subdivided into 2 subgroups (Group I and GC group), each consisting of 10 samples. Each sub-group received two types of gingival colored composite: Gradia® gum shades and SR Nexco®.

A universal test machine (YL-01), with a load of 10kN, a speed of 1 mm / min and a flat insert, was used to apply shear forces to the substrate-composite resin interface.

The shear forces at the breaking point were recorded in Newtons and then calculated in MPa.

For SR Nexco®, mean shear strength was significantly higher when the base was metal ($7,142 \pm 2.54$) compared to the Zirconia base (5.09 ± 1.44) ($p = 0.022$).

For Gradia® gum shades, no significant difference between the two bases was observed ($p = 0.348$).

Mean shear strength was higher with SR Nexco® compared to Gradia® gum shades for both groups of Cr-Co samples ($p = 0.029$) and zirconia ($p = 0.047$).

Repair or manufacture of implant protheses using composite resins, gingival colored, is a viable alternative. The prognosis is best when the pink composite is applied to the metal.

Keywords: Pink composite - zirconia - cobalt chrome - shear force - adhesive strength - pink aesthetic - smile.

IAJD 2917;8(2):58-63.

COMPARAISON DE LA RÉSISTANCE AUX FORCES DE CISAILLEMENT DE DEUX COMPOSITES ESTHÉTIQUES ROSES COLLÉS À DEUX SUBSTRATS DIFFÉRENTS (CR-CO ET ZIRCONE)

Résumé

L'objectif de cette étude est de comparer la résistance aux forces de cisaillement de deux matériaux composites roses (Gradia® gum shades) et (SR Nexco®) collés à deux substrats différents: l'un étant la zircone et l'autre un substrat métallique représenté par le Cr-Co.

Quarante échantillons de forme carrée ont été utilisés pour cette étude, vingt échantillons en Cr-Co et vingt autres en zircone.

Chacun des 2 groupes d'échantillons a été subdivisé au hasard en 2 sous-groupes (groupe I et groupe GC), chacun formé de 10 échantillons. Chaque sous-groupe a reçu deux types de composite de couleur gingivale: Gradia® gum shades et SR Nexco®.

Une machine de test universelle (YL-01), avec une charge de 10kN, une vitesse de 1 mm/min et un insert de forme plat, a été utilisée pour appliquer des forces de cisaillement à l'interface substrat- résine composite.

Les forces de cisaillement au point de rupture ont été enregistrées en Newtons, puis calculées en Mpa.

Pour le SR Nexco®, la force moyenne de cisaillement était significativement plus élevée lorsque la base était en métal (7.142 ± 2.54) comparée à la base en Zircone (5.09 ± 1.44) ($p = 0.022$).

Pour le Gradia® gum shades, aucune différence significative entre les deux bases n'a été observée ($p = 0.348$).

La force moyenne de cisaillement était plus élevée avec le SR Nexco®, comparée au Gradia® gum shades pour les deux groupes d'échantillons Cr-Co ($p = 0.029$) et zircone ($p = 0.047$).

La réparation ou la fabrication des prothèses implantaire au moyen des résines composites, de couleur gingivale, est une alternative viable. Le pronostic est le meilleur quand le composite rose est appliqué sur le métal.

Mots-clés: composite rose – zircone - chrome cobalt - force de cisaillement - force d'adhésion - esthétique rose - sourire.

IAJD 2917;8(2):58-63.

* Chargée d'enseignement clinique
Service de Prothèses Fixées,
Faculté de médecine dentaire,
Université Saint-Joseph, Liban
drfarahantar@hotmail.com

**Chef du service de Prothèses
Fixées et d'Occlusodontie,
Faculté de médecine dentaire,
Université Saint-Joseph, Liban



Fig. 1: SR Nexco® collée aux échantillons en Cr-Co et en Zr.



Fig. 2: Gradia® gum shades collée aux échantillons en Cr-Co et en Zr.

Introduction

Depuis l'introduction par Branemark des implants dentaires, cette discipline a suivi une évolution exponentielle dans les techniques ainsi que dans les matériaux utilisés [1]. L'un des problèmes inhérents aux restaurations implantaires est le déficit tissulaire tant sur le plan osseux que sur le plan gingival.

Les techniques chirurgicales de greffes osseuses et tissulaires peuvent remédier jusqu'à un certain point à ce manque cristallin. Malheureusement la grande majorité des patients ne peuvent se permettre, pour des raisons médicales et financières, ces techniques avancées de reconstruction [2].

Plusieurs matériaux ont été utilisés dans la fabrication des prothèses implantaires à déficit tissulaire: les céramiques roses, les résines acryliques à chaud, les résines composites ainsi que des matériaux à base de silicone [2].

Puisque les indications d'utilisation des résines composites à couleur gingivale tendent à augmenter, il est important d'évaluer les propriétés physiques de ces matériaux pour bien comprendre leur comportement clinique.

L'une des propriétés majeure est l'adhésion de cette résine composite à des substrats tels la céramique feldspathique, les métaux ainsi que la zirconie.

L'objectif de notre étude est de comparer la résistance aux forces de cisaillement de deux matériaux composites roses (Gradia® gum shades GC) et (SR Nexco®) collés à deux substrats différents, l'un étant la zirconie et l'autre métallique représenté par le Cr-Co. Ces deux substrats représentent les matériaux les plus couramment utilisés dans la confection des prothèses implantaires.

Les hypothèses émises dans cette étude sont les suivantes :

- Pas de différence significative de la force d'adhésion entre les deux matériaux composites roses (Gradia® gum shades GC) et (SR Nexco®).
- L'adhésion est meilleure quand le substrat est en métal comparé à la zirconie.

Matériels et méthodes

Quarante échantillons de forme carré ont été fabriqués selon les instructions du fabricant: vingt échantillons en Cr-Co (Ceramill Sintron,

Amann Girrbach, Germany) et vingt autres en zirconie (Ceramill Zi, Amann Girrbach, Germany). Tous les spécimens, de section 6x11mm, furent nettoyés dans un bain d'ultrason à l'eau distillée.

En premier, tous les échantillons ont été sablés durant 15 secondes à une pression de 2 bars. Les particules d'alumine étaient de 50 microns. Dans le but de nettoyer totalement les surfaces traitées après sablage, de l'acide phosphorique à 37% (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) a été appliqué pour 15 secondes sur la surface de tous les spécimens. Les spécimens ont été ensuite rincés copieusement à l'eau puis complètement séchés. Par la suite, ces échantillons ont divisés en 2 groupes : le groupe 1: groupe de métal Cr-Co et le groupe 2: groupe de zirconie.

Les 2 groupes ont été traités avec un conditionneur de métal (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan Lichtenstein) pour une durée de 180 secondes, puis complètement séchés. Après le traitement de surface, un adhésif (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) a été appliqué à tous les spécimens, suivi d'une légère soufflette d'air pour réduire l'épaisseur

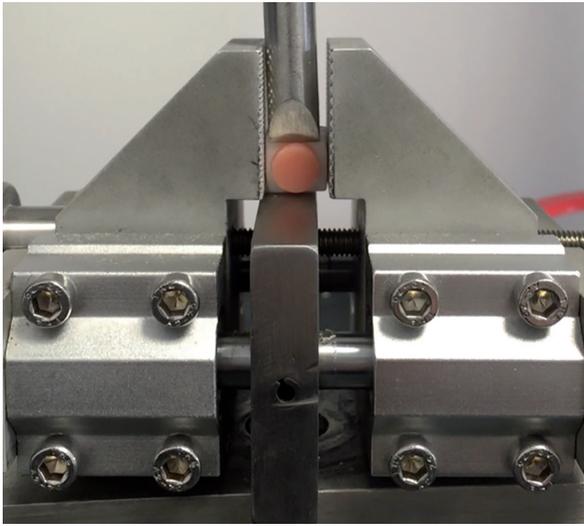


Fig. 3: application des forces de cisaillement à l'interface substrat/résine composite.

Base	Composite	N	Moyenne ± écart-type
Zircone	Composite Ivoclar	10	5.090 ± 1.440
	Composite Gradia	10	3.817 ± 1.217
Métal	Composite Ivoclar	10	7.142 ± 2.540
	Composite Gradia	10	4.633 ± 2.167

Table 1 : force moyenne de cisaillement entre les différents groupes.

de l'adhésif, puis polymérisés à l'aide d'un appareil LED de photopolymérisation (Dentamerica LITEX 695 LED curing light, California, USA) pour une durée de 20 secondes.

Les 2 groupes d'échantillons ont été subdivisés arbitrairement en 2 sous-groupes de 10 échantillons (groupe I et groupe GC).

Deux types de composite de couleur gingivale ont été utilisés : SR Nexco® paste (Ivoclar, Germany) et Gradia® gum shades (GC).

Dans le but d'obtenir une surface égale de collage, une matrice en cuivre circulaire de 6mm de diamètre interne et de 3 mm de hauteur a été utilisée.

La résine composite a été appliquée en trois couches, de 1 mm d'épaisseur chacune, au moyen d'un fouloir (LM-Arte Condensa). Un feuillet de gouttière occlusale a été appliqué sur la dernière couche de composite dans le but d'avoir une surface externe lisse. Le composite a été polymérisée durant 40 secondes. Ceci fait, la matrice a été déposée à l'aide d'une fraise diamantée jaune, et une polymérisation supplémentaire de 20 secondes a été réalisée. La surface externe du composite a été polie au moyen des disques de polissage (OptiDisc 12.6 mm, Kerr, Switzerland).

Ainsi 4 groupes d'échantillons ont été fabriqués:

-le groupe I métal (n=10) recevant SR Nexco® (Fig. 1);

-le groupe I zircone (n=10) recevant SR Nexco® (Fig. 1);

-le groupe GC métal (n=10) recevant Gradia® gum shades (Fig. 2);

-le groupe GC zircone (n=10) recevant Gradia® gum shades (Fig. 2).

Tous les spécimens ont été gardés dans de l'eau distillée pour une durée de 15 heures, ensuite exposés à un cyclage thermique (Thermocycler THE 1100/1200) variant entre 5°C et 55°C pour 1000 cycles et un temps d'immersion de 30 secondes.

Après le cyclage thermique, les échantillons ont été de nouveau stockés dans de l'eau distillée à 37°C pour 15 heures supplémentaires pour enfin être sujets au test de cisaillement.

Une machine de test universelle (YL-01) avec une charge de 10kN, une vitesse de 1 mm/min et un insert de forme plat, a été utilisée pour appliquer des forces de cisaillement à l'interface substrat résine composite (Fig. 3).

Les forces de cisaillement au point de rupture furent enregistrées en Newton, puis calculés en Mpa.

Analyse statistique

Le logiciel statistique Statistical Package Software for Social Science

(SPSS for Windows, Version 18.0, Chicago, IL, USA) a été utilisé afin d'exécuter l'analyse statistique des données.

Le test de Kolmogorov-Smirnov et le test de Shapiro-Wilk ont été utilisés pour évaluer la normalité de la distribution des variables au niveau des groupes.

L'analyse de variance à deux facteurs a été utilisée pour comparer la force moyenne de cisaillement en fonction de la base et du type de composite. Cette analyse a été suivie par des analyses univariées.

Résultats

La moyenne et l'écart-type de la force de cisaillement au niveau des groupes sont présentés dans le tableau 1.

Pour le composite Ivoclar, la force moyenne de cisaillement était significativement plus élevée lorsque la base est en métal (7.142 ± 2.54) comparée à la base en zircone (5.09 ± 1.44) (p=0.022).

Pour le composite Gradia, bien que la force moyenne de cisaillement soit élevée lorsque la base est en métal (4.633 ± 2.167) comparée à la base en zircone (3.817 ± 1.217), mais la différence n'a pas été significative (p=0.348).

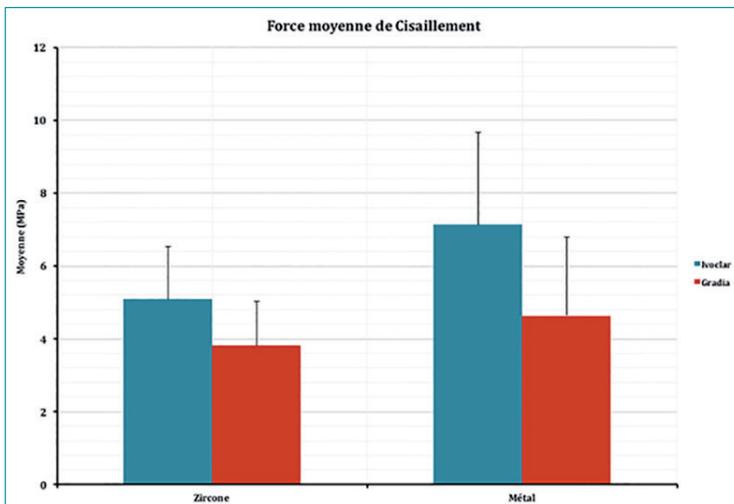


Schéma 1 : force moyenne de cisaillement entre les différents groupes.

Lorsque la base est en métal, la force moyenne de cisaillement était significativement plus élevée avec l'Ivoclar (7.142 ± 2.54) comparée au Gradia (4.633 ± 2.167) ($p=0.029$).

Lorsque la base est en Zircone, la force moyenne de cisaillement était élevée avec le composite Ivoclar (5.09 ± 1.44) comparée au composite Gradia (3.817 ± 1.217) ($p=0.047$).

Discussion

Après extractions dentaires multiples, le tissu parodontal peut rester instable et une résorption osseuse peut avoir lieu même après extraction et pose d'implants [3, 4]. Dans ce cas, malgré l'utilisation préalable de techniques chirurgicales et prothétiques dans le but de remplacer la perte tissulaire initiale, l'intégrité marginale des prothèses implantaires pourrait être compromise du fait de la résorption osseuse continue, surtout dans les secteurs édentés.

Le fait d'accompagner la résorption osseuse en rebasant progressivement les restaurations provisoires n'est pas une solution viable surtout à long terme, à cause du facteur temps, d'où l'utilité d'une prothèse hybride versatile, qui peut accompagner dans le temps, les résorptions des crêtes par le moyen de rebasage.

D'autre part, les prothèses hybrides implantaires étant considérées comme l'une des options les plus courantes pour la reconstruction des édentations partielles et totales; les échecs prothétiques ont toutefois été soulignés dans la littérature.

Les fractures de ces prothèses ont lieu le plus souvent au niveau des surfaces occlusales vu que les contraintes mécaniques sont moins importantes au niveau des fausses gencives, situées à distance des forces appliquées. Néanmoins, les fractures cervicales peuvent survenir vu que la céramique est un matériau qui ne présente aucune flexibilité; n'importe quelle flexion au niveau de l'armature, surtout chez les bruxomanes, peut entraîner des fractures à distance du point d'impact de la force appliquée [5, 6].

D'où la nécessité de développer un matériau qui reproduit la couleur de la gencive, qui permet une réparation intra-orale au besoin, et qui présente à la fois une bonne adhésion aux infrastructures métalliques implantaires. Les matériaux utilisés dans cette étude (Gradia® gum shades et SR Nexco®) ont l'avantage d'être utilisés directement en bouche et d'être polymérisés par la lumière conventionnelle, sans la nécessité d'une étape au laboratoire.

La méthode la plus commune pour évaluer les propriétés adhésives

des matériaux de restaurations est l'évaluation de la force d'adhésion. La mesure de la résistance aux forces de cisaillement est le test mécanique le plus fréquemment utilisé pour évaluer les valeurs d'adhésion des différents matériaux, vu que ses forces s'exercent à l'interface tissu dentaire/matériau de restauration des reconstitutions collées [7]. C'est pour cette raison que la résistance aux forces de cisaillement a été utilisée dans cette étude pour évaluer les propriétés adhésives des résines testées.

Cette étude a été réalisée pour comparer la force d'adhésion entre 2 résines composites gingivales collées à deux bases différentes, la zircone et le Cr-Co. Ces deux derniers sont les plus utilisés comme armature des prothèses hybrides, et ceci dans le but de décider si cette force est cliniquement viable.

Dans notre étude, tous les échantillons ont été sablés durant 15 secondes à une pression de 2 bars. Les particules d'alumine étant de 50 microns. Par la suite, les échantillons en métal et en zircone ont tous été traités par le même primer qui est le « Monobond Plus » dans le but de limiter le nombre de variables.

Le sablage et le choix du primer ont été faits en se référant à une étude effectuée par Koizuka et coll. [8] qui ont trouvé que le sablage crée des rugosités en éliminant les oxydes métalliques de surface, augmentant ainsi la force d'adhésion chimique et mécanique entre les différents substrats matériaux composites. De plus, ils ont conclu que l'utilisation d'un agent de surface contenant un groupe ester phosphorique améliorerait l'adhésion aux infrastructures en titane et en zircone.

L'une des difficultés rencontrées lors des tests in vitro est la reproduction de l'environnement buccal qui affecterait directement la performance des matériaux testés. Le cyclage thermique est l'une des méthodes les plus utilisées pour reproduire le vieillissement des matériaux [9]. Il a été défini

qu'un régime de cyclage thermique comprenant un minimum de 500 cycles immergé dans l'eau serait un test approprié de vieillissement. Dans notre étude, tous les spécimens ont subi 1000 cycles thermiques (Thermocycler THE 1100/1200) variant entre 5°C et 55°C et un temps d'immersion de 30 secondes. Cependant l'effet du cyclage thermique sur la force d'adhésion est un sujet controversé dans la littérature. D'une part, Titley et coll. [10] ont montré que la résistance aux forces de cisaillement n'était pas affectée d'une façon significative par le cyclage thermique. D'autre part, Davidson et coll. [11] ont observé une diminution significative de la force d'adhésion après cyclage thermique dépendamment des systèmes testés, en examinant la durabilité des systèmes adhésifs à la dentine humaine suite à un cyclage thermique de leurs spécimens à 300 cycles. De même, Blatz et coll. [12] ont montré que le cyclage thermique affecte d'une façon négative l'adhésion à la zircone. De plus, Price et coll. [13] ont aussi rapporté que le cyclage thermique allant jusqu'à 5000 cycles avait un effet significativement négatif sur les forces d'adhésion à la dentine humaine.

Le test de résistance aux forces de cisaillement a été effectué à l'aide d'une machine de test universelle (YL-01). La force a été transmise à l'aide d'un insert plat permettant l'application de la charge au niveau de l'interface composite rose-substrat.

Les forces de cisaillement ont été enregistrées en Newtons sur un ordinateur relié à la machine, au moment de la rupture entre le composite rose et les différentes bases de support.

Cette étude a montré que la force moyenne de cisaillement était significativement plus élevée avec le SR Nexco (7.142 ± 2.54) et (5.09 ± 1.44) comparée au Gradia gum shades (4.633 ± 2.167) et (3.817 ± 1.217), quand les substrats sont en métal et en zircone, respectivement. Donc la première hypothèse est rejetée du fait de la présence d'une différence significative de la force d'adhésion entre les deux types de composites.

D'autre part, en comparant les deux substrats, les résultats ont montré que pour le SR Nexco, la force moyenne de cisaillement était significativement plus élevée lorsque la base était en métal (7.142 ± 2.54) comparée à la base en zircone (5.09 ± 1.44).

Par contre, pour le Gradia gum shades, bien que la force moyenne de cisaillement soit élevée lorsque la base est en métal (4.633 ± 2.167) comparée à la base en zircone (3.817 ± 1.217), la différence n'était pas significative. Donc la deuxième hypothèse est acceptée pour le groupe SR Nexco, et rejetée pour le groupe Gradia gum shades.

Afin d'interpréter les résultats obtenus, une force d'adhésion nécessaire pour supporter les charges masticatoires doit être définie au préalable.

Cependant, la définition de cette valeur n'est pas évidente vu qu'aucune étude qui définit la force minimale au niveau de l'interface n'est réalisée pour le moment.

Selon Behr et coll. [14], les forces masticatoires maximales au niveau antérieur s'étendent entre 150N et 200N. Une force d'adhésion supérieure ou égale à 10 MPa est considérée comme suffisante. Si cette valeur est prise comme référence, les 2 composites utilisés dans cette étude (le SR Nexco et le Gradia gum shades) n'auraient pas une force d'adhésion suffisante au niveau du métal et de la zircone. Cependant, cette référence n'est pas correcte pour plusieurs raisons. En fait, le composite rose ne reçoit pas de forces de mastication de façon directe vu qu'il est appliqué uniquement à la région cervicale. Le test mécanique dans notre étude a été effectué directement au niveau de l'interface composite rose-substrat. Par conséquent, la contrainte mécanique qui est appliquée sur la surface collée doit être calculée suivant une autre méthode.

D'autre part, dans une étude effectuée par Hong-Seok An et coll. [15], une comparaison de la résistance aux forces de cisaillement d'une résine composite rose collée à 3 substrats différents (feldspathique, zircone et

métal) a été effectuée. Les échantillons de céramique feldspathique ont montré la plus grande force d'adhésion par rapport aux 2 autres matériaux.

Dans notre étude, la céramique feldspathique n'a pas été prise en considération parce que l'objectif était de tester les forces d'adhésion sur le métal et la zircone qui constituent les principaux matériaux utilisés dans la fabrication des prothèses hybrides implantaires.

En clinique, il est possible d'obtenir une force d'adhésion supplémentaire à partir de la surface de la céramique feldspathique parce que la surface fracturée peut comprendre non seulement le métal ou la zircone mais aussi une partie de la céramique dans la plupart des cas.

Dans cette même étude de Hong-Seok An et coll. [15], la moyenne des forces d'adhésion obtenue étaient de 13.42 Mpa, 7.98 Mpa et 3.74 Mpa pour la céramique feldspathique, le métal et la zircone, respectivement.

Dans notre étude, les valeurs étaient 7.142Mpa, 5.090 Mpa, 4.633 Mpa et 3.817 Mpa pour les groupes I sur métal, I sur zircone, GC sur métal et GC sur zircone, respectivement.

Ces valeurs sont donc comparables aux valeurs décrites dans la littérature.

Néanmoins, la présente étude a plusieurs limitations. Tout d'abord, les échantillons utilisés étaient sous forme de carré pour faciliter la réalisation du test, et ne représentent donc pas la forme réelle des dents en bouche. De plus, la force a été appliquée directement à l'interface, ce qui ne reflète pas la réalité clinique. Il serait utile dans l'avenir de réaliser des tests sur des dents anatomiques en appliquant les forces aux niveaux occlusal et incisal simulant les charges masticatoires, et permettant ainsi d'étudier l'influence de ces dernières sur l'adhésion du matériau gingival collé à des substrats différents.

D'autre part, dans cette étude, les échantillons ont subi 1000 cycles thermiques. Cette durée de vieillissement est assez limitée et ne simule pas la vraie situation en bouche; un nombre

plus élevé de cycle, ou la réalisation d'une étude in-vivo à long terme pourraient être bénéfiques pour étudier les propriétés mécaniques des composites gingivaux.

Une autre limitation de cette étude est l'utilisation d'un seul agent primer, qui représente l'un des facteurs de plus grande influence sur les forces d'adhésion. L'utilisation d'autres types de primer contenant différents monomères fonctionnels, pourrait avoir d'autres répercussions sur la force d'adhésion des composites de couleur gingivale.

Une dernière limitation est l'absence de comparaison de la force d'adhésion avec d'autre matériau notamment la céramique, qui reste le matériau le plus utilisé dans les cas de prothèses implantaires.

Conclusion et perspectives

La réparation ou la fabrication des prothèses implantaires au moyen des résines composites de couleur gingivale est une alternative viable à l'utilisation de la céramique rose.

L'adhésion de ces composites roses aux substrats, que ce soit le métal ou la zircone, a montré des valeurs cliniquement acceptables, surtout dans les régions cervicales.

Le composite se comporterait mieux lorsqu'il est collé au métal comparé à la zircone.

Il reste encore à analyser, de façon plus approfondie, la nature des délaminations pour pouvoir dissocier les fractures cohésives des fractures adhésives. Une étude par analyse au microscope optique serait utile dans ce sens, tout en prolongeant les cycles thermiques associés à des contraintes mécaniques cycliques, se rapprochant ainsi le plus possible de la réalité clinique.

Une autre variante de ce test comprendrait une comparaison des traitements de surface, incorporant des rétentions microscopiques réalisées par sablage contre des rétentions mécaniques macroscopiques.

Références

1. Lesmes D, Laster Z. Innovations in dental implant design for current therapy. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2011;23:193-200.
2. Barzilay I, Irene T. Gingival prostheses—a review. *J Can Dent Assoc* 2003;69:74-78.
3. Evans CD, Chen ST. Esthetic outcomes of immediate implant placements. *Clin Oral Implant Res* 2008;19:73-80.
4. De Rouck T, Collys K, Cosyn J. Immediate single-tooth implants in the anterior maxilla: a 1-year case cohort study on hard and soft tissue response. *J Clin Periodontol* 2008;35:649-57.
5. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003;30:265-9.
6. Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, de Oliveira OB Junior, Santos-Filho PC, Salazar-Marcho SM. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: A finite element and fractography analysis. *J Prosthodont* 2011;20:447-55.
7. Sakaguchi R, Powers JM. Craig's restorative dental materials, testing of dental Materials and Biomechanics 2012;83-107.
8. Koizuka M, Komine F, Blatz MB, et al. The effect of different surface treatments on the bond strength of a gingiva-colored indirect composite veneering material to three implant framework materials. *Clin Oral Impl Res* 2013;24:977-984.
9. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids, 1992. *J Prosthet Dent* 67: 325-327.
10. Titley K, Caldwell R, Kulkarni G. Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dentistry* 2003;16(2):120-124.
11. Davidson CL, Abdalla AI, DE Gee AJ. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehab* 1993;20 (3):291-300.
12. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shearbond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconiumoxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356 62.
13. Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials* 2003;24(6):1013-21.
14. Behr M, Proff P, Kolbeck C, Langrieger S, Kunze J, Handel G, Rosentritt M. The bond strength of the resin to zirconia interface using different bonding concepts. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011;4:2-8.
15. An HS, Park Ji-M, Park E-J. Evaluation of shear bond strengths of gingiva-colored composite resin to porcelain, metal and zirconia substrates. *J Adv Prosthodont* 2011;3:166-171.