

BADANIA MIKROPRZECIEKU WYBRANYCH KOMPOZYTÓW STOMATOLOGICZNYCH PO PROCESIE ZMĘCZENIA CIEPLNEGO

KRZYSZTOF PAŁKA^{1*}, AGATA NIEWCZAS²

¹ KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ, POLITECHNIKA LUBELSKA,
UL. NADBYSTRZYCKA 36, 20-608 LUBLIN

² KATEDRA I ZAKŁAD STOMATOLOGII ZACHOWAWCZEJ,
UNIwersytet Medyczny w Lublinie,
UL. KARMEŁICKA 7, 20-081 LUBLIN

* E-MAIL: K.PALKA@POLLUB.PL

Streszczenie

W pracy badano wpływ cyklicznych obciążeń cieplnych na rozwój szczeliny brzeżnej dla 2 nanohybrydowych i 2 mikrohybrydowych materiałów kompozytowych w wypełnieniach klasy I w ludzkich zębach trzonowych. Próbkę były oceniane na mikroskopie stereoskopowym stosując metodę penetrantu. Pomiarów długości szczeliny brzeżnej dokonano z wykorzystaniem systemu analizy obrazu. Mikroprzeciek oceniano na przekrojach wykonanych w kierunku policzkowo – językowym a następnie mezjo-dystalnym poprzez środek wypełnienia, wykorzystując 4-punktowy system oceny. Przedstawiono wyniki szczelności brzeżnej oraz ocenę punktową mikroprzecieku. Zmęczenie cieplne istotnie zwiększa mikroprzeciek w wypełnieniach klasy I, niezależnie od rodzaju kompozytu. Rodzaj kompozytu nie miał również wpływu na szczelność brzeżną.

Słowa kluczowe: zmęczenie cieplne, wypełnienia stomatologiczne, szczelność brzeżna, mikroprzeciek

[Inżynieria Biomateriałów, 106-108, (2011), 35-38]

Wprowadzenie

W ostatnich latach powstały liczne prace dotyczące kompozytowych wypełnień stomatologicznych i ich odporności na zużycie oraz skurczu polimeryzacyjnego. Materiały te charakteryzują się coraz lepszą trwałością i estetyką oraz przewidywalnym zachowaniem w czasie użytkowania. Skład kompozytów jest stale ulepszany w celu osiągnięcia wysokiej odporności na zużycie [1]. Kompozyty stomatologiczne stosowane w połączeniu z dedykowanymi systemami wiążącymi tworzą niezawodne i trwałe wiązanie do tkanek zęba [2], które zapewnia zabezpieczenie zęba przed próchnicą, przenoszenie i odpowiedni rozkład naprężeń, możliwość wzmocnienia zębów oraz zmniejsza potrzebę stosowania materiałów dodatkowych [3].

Zęby narażone są na zmiany temperatury podczas jedzenia, picia i oddychania. Posiłki gorące mają temperaturę do 85°C, natomiast lody do -12°C [4]. Zmiana temperatury zęba wywołuje naprężenia cieplne, proporcjonalne do gradientu temperatury a wynikające z różnych współczynników rozszerzalności cieplnej szkliwa, zębiny i wypełnienia. Zmiany naprężeń powodują zmęczenie cieplne tkanek i ich uszkodzenie, szczególnie narażony jest obszar granicy zęb - wypełnienie [5,6].

MICROLEAKAGE OF SELECTED THERMOCYCLED DENTAL RESTORATIONS

KRZYSZTOF PAŁKA^{1*}, AGATA NIEWCZAS²

¹ DEPARTMENT OF MATERIALS ENGINEERING,
LUBLIN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
36 NADBYSTRZYCKA ST., 20-618 LUBLIN, POLAND

² DEPARTMENT OF CONSERVATIVE DENTISTRY,
MEDICAL UNIVERSITY OF LUBLIN,
7 KARMEŁICKA ST., 20-081 LUBLIN, POLAND

* E-MAIL: K.PALKA@POLLUB.PL

Abstract

Microleakage is a major factor contributing to the occurrence of secondary carious lesions around restorations. This study investigated the effect of thermocycling on microleakage of 2 nanohybrid and 2 microhybrid composites Class I restorations in human molars. Specimens were examined by stereomicroscopy using a dye penetration test. The marginal gap was measured using image analysis software before and after thermocycling. Microleakage was evaluated on cross section in a buccolingual direction and then in a mesiodistal direction through the center of the restoration, using the 4-point scoring system. As a result the marginal integrity and microleakage scores were presented. Thermocycling significantly increased the microleakage of Class I composite restorations, independently of composite type. Composite type did not directly determine marginal integrity and microleakage as well.

Keywords: thermocycling, dental restoration, marginal integrity, microleakage

[Engineering of Biomaterials, 106-108, (2011), 35-38]

Introduction

Composite restorations have steadily improved in recent years in wear resistance and polymerization shrinkage. These materials have progressed in durability, esthetics, and predictability of clinical performance. The current formulations of composites have been improved, demonstrating better wear resistance [1]. Used in combination with the appropriate adhesive systems, composite restorations form a reliable and durable bond to tooth structure [2] which offers the advantages of tooth conservation, transmission and distribution of functional stresses, the potential for tooth reinforcement, and diminished need for the use of additional materials [3].

Teeth are subject to significant temperature changes during intake of food of various temperatures. Hot food is served up to 85°C, and ice cream as low as -12°C [4]. The temperature differences create the thermal stress due to the different thermal expansion of enamel, dentin and restoration. With sufficient cyclic repeated high and low thermal stress shrinkage leads to marginal gap formation in interface of the composite restoration and the walls of the cavity at the weakest bond [5,6].

Kolejnym źródłem naprężeń jest proces polimeryzacji, skutkującej skurczem kompozytu. Wartość skurczu polimeryzacyjnego może wywołać naprężenia, które mogą prowadzić do powstawania pęknięć w szklawie, szczególnie w warunkach interakcji z naprężeniami cieplnymi [7]. Skurcz polimeryzacyjny prowadzi również do powstawania pęknięć w strefie przejściowej zęb-system wiążący-wypełnienie [8]. Szczelina brzeżna skutkuje powstawaniem mikroprzecieku, nadwrażliwości pozabiegowej i nawrotów próchnicy, ze szczególną intensywnością w przypadku zmęczenia cieplnego. Dodatkowo powstawanie szczeliny na granicy zęb/wypełnienie może być wywołane niedostateczną adhezją wypełnienia do tkanek zęba. Ponadto nowe szczeliny mogą powstawać podczas użytkowania wypełnienia, jako wynik naprężeń cieplnych lub mechanicznych [9].

Celem pracy było określenie wpływu zmęczenia cieplnego na mikroprzeciek w wypełnieniach klasy I wykonanych z 4 materiałów kompozytowych – 2 nanohybrydowych i 2 mikrohybrydowych.

Materiał i metody

Do badań wykorzystano ludzkie zęby trzonowe, które bezpośrednio po ekstrakcji zostały oczyszczone, a następnie przechowywane w roztworze soli fizjologicznej z 3% dodatkiem podchlorynu sodu. Następnie w zębach wykonano wypełnienia klasy I (wg Blake'a) o głębokości ok. 3 mm. W wielu badaniach z zakresu oceny szczeliny brzeżnej wykonywano okrągłe wypełnienia „modelowe” [2,5], w niniejszych badaniach wykonano rzeczywiste wypełnienia, jako odwzorowanie warunków realnych. Wypełnienia zostały wykonane zgodnie z zaleceniami producentów materiałów oraz wiedzą stomatologiczną. Wykorzystano 2 materiały kompozytowe nanohybrydowe: Ceram X (Dentsply) oraz Filtek Supreme (3M ESPE) oraz 2 materiały mikrohybrydowe (TABELA 1). Po przygotowaniu zęby były przechowywane przez 24 h w wodzie destylowanej, po czym ich powierzchnię zabezpieczono lakierem w odległości ok. 1 mm do wypełnienia. Następnie zęby zamocowano w uchwytach i zanurzone część koronową na 30 min. w 1% roztworze błękitu metylenowego (POCH S.A.). Po opłukaniu zębów pod bieżącą wodą i delikatnym osuszeniu były one oceniane pod mikroskopem stereoskopowym SMZ1500 z kamerą cyfrową (Nikon) i systemem akwizycji obrazu (NIS Elements). Długość szczeliny brzeżnej mierzona była jako suma długości szczelin na obwodzie wypełnienia, przy wykorzystaniu oprogramowania ImagePro Plus (Media Cybernetics). Wykonywano po pięć pomiarów długości z dokładnością $\pm 12 \mu\text{m}$. Odchylenie standardowe w każdym z przypadków było mniejsze niż 0,15% w odniesieniu do wartości średniej. Szczelność brzeżna oceniana była jako procent obwodu wypełnienia bez obecności szczeliny brzeżnej.

Po wykonaniu pomiarów „zerowych” zęby poddane zostały cyklicznym obciążeniom cieplnym w zakresie temperatur $5\div 55^\circ\text{C}$ z czasem zanurzenia 30 s. Po 20 000 cykli zęby były oczyszczone, zanurzone w roztworze błękitu metylenowego (30 min), opłukane i osuszone, po czym dokonano pomiaru długości szczeliny brzeżnej. Następnie każdy ząb przecięto w kierunku policzkowo – językowym a następnie między – dystalnym poprzez środek wypełnienia wykorzystując tarczę R/Sic o grubości 0,76 mm (Buehler). Po przecięciu każda część próbki była oceniana pod mikroskopem stereoskopowym pod kątem głębokości przecieku. Mikroprzeciek oceniano skalą punktową [2,3] przedstawioną w TABELI 2. Wyniki analizowano statystycznie stosując ANOVA z testem Tukey'a post hoc HSD (Statistica, StatSoft Inc.).

The other source of stresses is the polymerization process results in shrinkage or contraction of the composite. The level of shrinkage could generate contractile forces [7], which may lead to cracking at the enamel margins, especially when synergistic interactions with thermal stresses occur. Polymerization shrinkage also leads to gap formation between the composite restoration and the tooth tissue [8]. Marginal breakdown may result in microleakage, postoperative sensitivity, and recurrent dental caries, more intense when thermocycled. In addition to polymerization shrinkage, gap formation at the tooth/restoration interface may be caused by inadequate wetting of the tooth surface by the restorative material along the preparation walls during placement. Furthermore, new marginal gaps may develop during the service life of the restoration as a result of thermally or mechanically induced stresses [9].

The aim of this study was to investigate the effect of thermocycling on microleakage of Class I restorations made of 4 composite materials: 2 of nanohybrid type, 2 others of microhybrid one.

Materials and methods

Human molars immediately after extraction were gently cleaned and stored in physiological saline and 3% sodium hypochlorite. A Class I preparation of about 3 mm depth was prepared in each tooth using a high-speed handpiece with water coolant. In many studies there were prepared modelled restorations [2,5] most often in circular shape. In present study the authors prepared a “real” restoration simulating in vivo conditions. Restorations were placed according to manufacturer's instructions and dental knowledge. There were used 2 nanohybrid and 2 microhybrid universal composite materials with its dedicated adhesive systems, which characteristics were presented in TABLE 1. After preparation teeth were stored in distilled water for 24 h, thereafter specimens were coated with nail polish to within 1 mm of the restoration margin prior to being thermocycled. This has been shown to effectively limit microleakage to that possible at the marginal interface of the tooth and restoration. After this the teeth were mounted in specimen holders. All teeth were subjected to exposure in 1% methylene blue solution (POCH S.A.) by 30 min immersing the crown part of the tooth. Thereafter the samples were washed in tap water, gently dried by paper tissue and examined using stereomicroscope SMZ1500 (Nikon) with image acquisition system (NIS Elements). The length of marginal gap, which is the sum of lengths of cracks in the interface zone, was then measured using ImagePro Plus software (Media Cybernetics). Five measuring were taken for each restoration (accuracy $\pm 12 \mu\text{m}$). Consider the differences between restoration's perimeters as a result there was presented the marginal integrity calculated as percentage of restoration's perimeter without a marginal gap.

Thereafter the teeth in holders were thermocycled with temperature range from 5°C to 55°C and dwell time of 30 s. After 20 000 thermocycles specimens were cleaned, immersed in methylene blue solution (30 min), rinsed, dried and the length of marginal gap was measured. After this each tooth was sectioned in a buccolingual direction and then in a mesiodistal direction through the center of the restoration with an abrasive cut-off wheel R/SiC 0.76 mm width (Buehler). After sectioning, each specimen was examined under a stereomicroscope to evaluate the extent of dye penetration. The extent of dye penetration was scored according to the scoring system [2,3] presented in TABLE 2. Both sections of each restoration were scored and the mean microleakage score was recorded as the score for that restoration. The results were statistically analyzed by means of ANOVA test with Tukey's post hoc HSD (Statistica, StatSoft Inc.).

TABELA 1. Materiały użyte do badań.
TABLE 1. Materials used in the study.

Materiał (Producent) / Material (Manufacturer)	Rodzaj kompozytu i zastosowanie / Type of composites and application	Rodzaj i wielkość wypełniacza / Type of fillers and size	Udział wypełniacza / Fraction of fillers [% wag., wt%]	Skurcz polimerizacyjny / Polymerization shrinkage [%]
Filtek Supreme (3M ESPE)	nanohybrydowy uniwersalny / nano-hybrid, universal	tlenki cyrkonu i krzemu, konwencjonalny wypełniacz szklany (~1 µm), nanowypełniacze (~10 nm), nanocząsteczki ceramiczne modyfikowane organicznie (2-3 nm) / zirconia/silica filler, conventional glass fillers (~1 µm), nanofillers (~10 nm), organically modified ceramic nanoparticles (2-3 nm)	79	1.8
Ceram X (Dentsply)		nieorganiczny wypełniacz ze szkła barowego, trójfluorek iterbu, szkło fluorosilikatowe z dodatkami Ba i Al, tlenek krzemu o wysokiej dyspersji, mieszanina sferoidalnych tlenków o wielkości cząstek 0,04-3,0 µm / inorganic fillers of barium glass, ytterbium trifluoride, Ba-Al-fluorosilicate glass, highly dispersed silicon dioxide and spheroid mixed oxide, particle size of 0.04-3.0 µm	76	1.9
ELS (Saremco)	mikrohybrydowy, uniwersalny / microhybrid, universal	wypełniacz nieorganiczny / inorganic filler	72.6	2.1
Z250 (3M ESPE)		cyrkonowo-krzemianowy / zirconia-silica 0.01-3.5 µm	66	2.1

TABELA 2. System oceny punktowej mikroprecieku w teście penetracyjnym.
TABLE 2. Scoring system of microleakage in the dye-penetration test.

Ocena / score	Opis / description
0	brak penetracji no dye penetration
1	penetracja pomiędzy wypełnieniem a tkankami zęba do połowy długości ściany wypełnienia dye penetration between the restoration and the tooth up to half the length of the restoration wall
2	penetracja wzdłuż całej długości ściany wypełnienia, ale bez osiągnięcia dna ubytku penetration of dye along the entire length of the restoration wall but not reaching the axial wall
3	penetracja wzdłuż całej długości ścian wypełnienia oraz w dnie ubytku penetration of dye along the entire length of the restoration wall and reaching the axial wall

Wyniki i dyskusja

Wyniki pomiarów przedstawiono w TABELI 3. Zaobserwowano istotne zwiększenie szczeliny brzeżnej wraz z ilością termocykli. Brak było korelacji między szczelnością brzeżną i rodzajem zastosowanego materiału (nano- czy mikrohybrydowy). Podobnie, nie zaobserwowano zależności pomiędzy rodzajem materiału i głębokością przecieku. Różnice istotne statystycznie zaobserwowano tylko w materiałach nanohybrydowych dla początkowej szczelności brzeżnej oraz dla mikroprecieku. Szczelność brzeżna oraz trwałość powierzchni rozdziału wypełnienia zależne są od wielu czynników, m.in. od składu materiału wypełnienia i jego właściwości oraz od właściwości systemu wiążącego, od oddziaływań między materiałami, od właściwości tkanek zęba i od wpływu środowiska jamy ustnej.

Obydwie grupy zastosowanych materiałów reprezentują dwa różne typy kompozytów (nano- i mikrohybrydowe) jednakże z podobną ilością wypełniacza ceramicznego w osnowie o zbliżonym składzie. Proporcje składników wpływają na wartość współczynnika rozszerzalności cieplnej [10], który w przypadku badanych materiałów nie powinien wykazywać dużych rozbieżności ze względu na podobną zawartość wypełniacza. Rozszerzalność cieplna jest głównym czynnikiem indukującym naprężenia cieplne, których skutkiem jest mikropreciek [10]. Wartości skurczu polimerizacyjnego również były zbliżone. Różnice obserwowane były w wartości naprężeń skurczowych powstających w wypełnieniach po procesie utwardzania [11]. Jednakże zarówno naprężenia skurczowe jak i naprężenia cieplne przenoszone są głównie przez system wiążący.

Początkowa długość szczeliny brzeżnej wynosiła od 1,69 mm dla materiału Ceram X (szczelność 84,79%) aż do 15,18 mm dla materiału Filtek Supreme (szczelność 54,99%). W przypadku tych dwóch materiałów zaobserwowano różnice istotne statystycznie w szczelności brzeżnej oraz w ocenie mikroprecieku.

Results and Discussions

Results of measurements are presented in TABLE 3. It was noticed considerable increasing of marginal gap with the number of cycles. There was no correlation observed between marginal integrity and the type of material used (nano- or microhybrid). Similarly, there was no dependence noticed between type of material and penetration depth. Significant differences were noticed only for nanohybrid composites Filtek Supreme and Ceram X in initial marginal integrity and in microleakage. The marginal integrity and durability of restoration interface is dependent upon several factors, for example of restorative material composition, the physical properties of the material and adhesive system, interactions between materials, physical properties of the tissue interface, and the interaction of the oral environment. Both groups represent two different types of composite (nanohybrid and microhybrid) with similar volume of fillers.

Materials used in this research contained similar amounts of fillers and had similar resin matrix. Based on this there were expected only slight differences in thermal expansion coefficient values which is the main factor involving thermal stresses effecting in microleakage [10]. The values of volumetric polymerization shrinkage were also very similar. The main differences are noticed in shrinkage stresses involved in restoration after curing process [11]. However, the shrinkage stresses and thermal stresses as well affect on bonding system.

The initial length of marginal gap observed had the value from 1.69 mm for Ceram X composite (84.79% of marginal integrity) till 15.18 mm for Filtek Supreme composite (54.99%). These two materials showed significant differences in initial marginal integrity and in microleakage.

TABELA 3. Szczelność brzeżna oraz ocena mikroprzecieku.
TABLE 3. Marginal integrity and evaluation of microleakage.

Materiał (Producent) / Material (Manufacturer)	Szczelność brzeżna [%] (odch.std.) / Marginal integrity [%] (SD)		Mikroprzeciek / Microleakage punkty (odch.std.) / score (SD)
	0 termocykli / thermocycles	20 000 termocykli / thermocycles	
Filtek Supreme (3M ESPE)	54.99 (14.55)*	18.41 (23.52)	2.46 (0.88)*
Ceram X (Dentsply)	84.79 (3.09)*	21.43 (10.44)	1.57 (0.79)*
ELS (Saremco)	74.98 (15.14)	5.74 (4.89)	1.75 (1.04)
Z250 (3M ESPE)	53.65 (38.95)	24.47 (20.12)	2.0 (0.87)

* - różnice istotne statystycznie (w kolumnach) / * - significant differences (in columns)

Rossomado i in. [2] wykazał, że średnie wartości oceny mikroprzecieku zębów przed zmęczeniem cieplnym wynosiły 2,40, natomiast po zmęczeniu cieplnym 3,0. Podobne wyniki uzyskali Wahab i in. [3], których rezultaty mówiły o powstawaniu początkowej szczeliny brzeżnej (tuż po polimeryzacji) w 40% zębów. Wielkość początkowej szczeliny brzeżnej wypełnień kompozytowych może być przypisana efektowi skurczu materiału wypełnienia. Różnice w początkowej szczelności brzeżnej mogą wynikać z wytrzymałości systemu wiążącego i jego adhezji do przylegających materiałów oraz ze skurczu polimeryzacyjnego i wielkości naprężeń skurczu [2].

Wszystkie materiały charakteryzowały się podobną ilością wypełniacza nieorganicznego, stąd oczekiwana podobna wartość współczynnika rozszerzalności cieplnej [10], co świadczy o tym, że szczelina brzeżna powstaje wskutek zbyt niskiej adhezji systemu wiążącego do tkanek zęba i materiału wypełnienia oraz kohezji systemu wiążącego. System wiążący jest więc najistotniejszym czynnikiem w trwałości wypełnień, podobnie jak doświadczenie stomatologa. Żywiec stosowane jako osnowa kompozytów jak i kompozyty posiadają relatywnie wyższą wartość współczynnika rozszerzalności cieplnej w stosunku do tkanek zęba, są one jednak bardzo dobrymi izolatorami, a ograniczony przepływ ciepła ma złożony wpływ na rozszerzalność cieplną.

Wnioski

Na obecnym etapie badań sformułowano następujące wnioski:

1. Zmęczenie cieplne istotnie zwiększa mikroprzeciek wypełnień kompozytowych klasy I, niezależnie od rodzaju materiału wypełnienia.

2. Rodzaj wypełnienia nie wpływa bezpośrednio na szczelność brzeżną oraz mikroprzeciek, wpływ na nie mają adhezja i kohezja systemu wiążącego oraz charakterystyka rozszerzalności cieplnej wypełnienia.

Podziękowania

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2008-20011 jako projekt badawczy, nr 3260/B/T02/2008/35.

Piśmiennictwo

- [1] Curtis R.V., Watson T.F. (ed.): Dental biomaterials. Imaging, testing and modeling. Woodhead Publishing Ltd, Cambridge, England, 2008.
- [2] Rossomando K.J., Wendt S.L. Jr.: Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. Dent. Mater. 11 (1995), 47-51.
- [3] Wahab F.K., Shaini F.J., Morgano S.M.: The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro. The Journal Of Prosthetic Dentistry (2003) Vol. 90, No 2, 168-174.
- [4] Ernst C.P., Canbek K., Euler T., Willershausen B.: In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. Clin Oral Invest 8 (2004), 130-138
- [5] Brown W.S., Jacobs H.R., Thompson R.E.: Thermal fatigue in teeth. J Dent Res 51 (1972), 461-467.
- [6] Gräf W.: Thermal exposure of teeth during the consumption of extremely hot and cold food. Dtsch Zahnärztl 15 (1960), 30-34.
- [7] Mayer T., Eickholz P.: Microleakage of temporary restorations after thermocycling and mechanical loading. Journal of Endodontics, Vol. 23, No. 5, pp. 320-322, 1997.

Rossomado et al. [2] showed means values of microleakage scores for non-thermocycled specimens of 2.40 when thermocycled has the value of 3.0. Similar results were obtained by Wahab et al. [3]. The research showed marginal gap formed in 40% of non-thermocycled restoration materials. The extent of marginal gap in the composite restoration can be attributed to the effects of polymerization shrinkage of the composite restoration. The differences of marginal integrity for the non-thermocycled composite specimens can be due to the quality of bonds of the different bonding resin systems and to the polymerization shrinkage and shrinkage stress characteristics [2].

All materials had similar filler volume fraction and should have almost the same value of coefficient of thermal expansion [10], which points, that marginal gap formation is the result of bonding material properties and its adhesion to composite restoration and tooth tissues. So the adhesive system is the most important thing as well as dentist's experience. While unfilled resins and resin composite restorative materials have relatively high linear coefficients of thermal expansion compared to tooth structures, they are extremely good thermal insulators. This insulating characteristic complicates the influence of thermal expansion.

Conclusions

In the present experimental conditions, it can be concluded that:

1. Thermocycling significantly increased the microleakage of Class I composite restorations, independently of composite type;

2. Composite type did not directly determine marginal integrity and microleakage as well; these factors are influenced by adhesion and strength of bonding system assisted with thermal expansion characteristic of restoration.

Acknowledgements

The authors acknowledge to the support of the Ministry of Science and Higher Education, grant No 3260/B/T02/2008/35.

References

- [8] Stappert C.F.J., Chitmongkolsuk S., Silva N., Att W., Strub J.R.: Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. Dental materials 24:1248-1257, 2008.
- [9] Ehrenberg D., Weiner G.I., Weiner S.: Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: A pilot study. The Journal Of Prosthetic Dentistry Vol. 95, No. 3, pp. 230-236, 2006.
- [10] Versluis A., Douglas W.H., Sakaguchi R.L.: Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dental Materials vol. 12, pp. 290-294, 1996 Ernst C.P., Canbek K., Euler T., Willershausen B.: In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. Clin Oral Invest 8 (2004), 130-138.
- [11] Kleverlaan C.J., Feilzer A.J.: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dental Materials (2005) 21, 1150-1157.