

KOMPRESNÍ A DIAMETRÁLNÍ PEVNOST V TAHU SKLOIONOMERNÍCH CEMENTŮ

Eduardo BRESCIANI¹, Terezinha de Jesus Esteves BARATA¹, Ticiane Cestari FAGUNDES²,

1-DDS, MSc, PhD, absolvent, oddělení operativní stomatologie, Bauru Dentální škola, Univerzita v Paulo, Brazílie.

2- DDS, MSc, absolvent, oddělení operativní stomatologie, Bauru Dentální škola, Univerzita v Sao Paulo, Brazílie

3- vysokoškolský student Bauru Dentální školy, Univerzita v Sao Paulo, Brazílie

4- mimořádný profesor operativní stomatologie, děkan Bauru Dentální školy, Univerzita v Sao Paulo, Brazílie

Korespondenční adresa: Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro - oddělení operativní stomatologie, Bauru Dentální škola, Univerzita v Sao Paulo, Brazílie - Alameda Dr. Octavio Pinheiro Brisolla 9-75, CEP: 17.012-101 - Bauru - Sao Paulo- Brazílie Tel.: 55-14-3224-7688 - Fax: 55 14 3223-4679 - E-mail: mflnavar@usp.br

Doručeno: 28. července, 2004 – Vráceno k úpravě: 27. srpna, 2004 - Schváleno: 28. září, 2004

Výňatek

Cílem této studie bylo porovnat v různých časových obdobích kompresní a diametrální pevnost v tahu tradičního vysoce vazkého skloionomerního cementu (dále jako GIC): Fuji IX (GC Corporation), s dvěma novými brazilskými GIC: Vitro-Molar (DFL) a Bioglass R (Biodinamica), všechny určené pro postupy minimálně invazivní výplňové terapie, pro techniku ART. Z každého GIC bylo připraveno patnáct kotoučových vzorků (v průměru 6,0 mm x 3,0 mm výška) pro zkoušku diametrální pevnosti v tahu (dále jako DTS) a dále patnáct válcových vzorků (v průměru 6,0 mm x 12,0 mm výška) pro kompresní zkoušku pevnosti v tlaku (dále jako CS). Vzorky byly uloženy v peci do deionizované vody při teplotě 37° C a 100% vlhkosti až do testování. Pět vzorků z každého GIC bylo podrobeno zkoušce CS a DTS v každém období, tedy po 1 hodině, 24 hodinách a 7 dnech. Vzorky byly testovány ve zkušební stroji (Emic) při rychlosti hlavy 1,0 mm/min pro CS a 0,5 mm/min pro DTS, dokud nedošlo k poruše. Údaje byly podrobeny dvoucestné analýze ANOVA a zkouškám Tukey ($\alpha=0.05$). Průměrné CS hodnoty se pohybovaly v rozmezí 42,03 až 155,47 MPa a průměrné DTS od 5,54 do 13,72 MPa, při zkušebním období od 1 hodiny do 7 dnů. CS a DTS zkoušky neukázaly žádné statisticky významné rozdíly mezi Fuji IX a Vitro Molar, kromě zkoušky CS s časovým obdobím 1 hodiny. Bioglass R měl nižší průměrnou hodnotu CS u testovaných cementů. Ve zkoušce DTS Bioglass R nevykázal žádné statisticky významné rozdíly při srovnání se všemi jinými testovanými GIC při období 1 hodiny a Bioglass R nevykázal žádné rozdíly při období 24 hodin až 7 dnů při srovnání s Vitro-Molar. Nyní jsou potřeba další studie pro prozkoumání dalších fyzikálních vlastností, jako jsou lomová houževnatost a odolnost proti opotřebení, a také chemického složení a biokompatibilitu, abychom lépe porozuměli vlastnostem těchto nových brazilských GIC.

Klíčová slova: skloionomerní cementy, mechanické vlastnosti; minimálně invazivní výplňové terapie; pevnost v tlaku; diametrální pevnost v tahu.

ÚVOD

Wilson & Kent²² zavedli v roce 1971 běžné skloionomerní cementy (GIC) do stomatologické profese jako materiály tvořené obvykle skleněným práškem s obsahem vápníku, hliníku a fluoru s uvolňováním iontů – který se kombinuje s polyakrylovou kyselinou nebo jejími kopolymery¹⁶. Tyto cementy mají některé unikátní vlastnosti, díky kterým jsou užitečné jako restorativní a lepicí materiály, zahrnující adhezi na vlhkou strukturu zubu a základní kovy, nekarcinogenní vlastnosti díky uvolňování fluoridu, tepelnou slučitelnost se zubní sklovinou díky nízkému koeficientu tepelné expanze podobnému s koeficientem zubní struktury, biokompatibilitu a nízkou cytotoxicitu^{7,16}. Omezení představují křehkost a nízká lomová houževnatost materiálů^{7,15}.

Díky velkým výhodám a zlepšováním byly GIC rozsáhle indikovány pro minimálně invazivní

výplňové terapie, pro postup ART^{9,12}. ART je postup, kdy je zubní kaz odstraněn ručně pouze ručními nástroji, a obnoví se kavita a utěsní všechny praskliny a díry pomocí adhesivního restorativního materiálu, jakým jsou aktuálně používané GIC. Přístup kombinuje preventivní komponent s restorativním postupem, a má potenciál být minimálně invazivní a maximálně uchovat strukturu zubu^{9,12}.

Avšak z důvodu nevhodných fyzických vlastností skloionomerních materiálů, aby byly odolné vůči okluzním silám², bylo vynaloženo úsilí ke zlepšení některých aspektů tohoto ošetření, což zahrnovalo různé samotuhnoucí GIC, jako použití více reaktivních polykyselin (např. kopolymery akrylové a maleinové kyseliny), přípravné ošetření skleněného povrchu a upravené složení skla^{11,23}. Vedle veškerého vývoje hybridních systémů tkvěl potenciál i ve vývoji na poli konvenčních kyselino-skleněných systémů s vývojem vysoké vazkosti u GIC, jako je Fuji IX (GC Corporation)^{8,10,11}. Jednotlivé způsoby zlepšování konvenčních GIC spočívalo zejména v optimalizaci koncentrace a molekulární hmotnosti polykyseliny a také distribuce velikosti částic ve skle¹¹.

Kompresní a diametrální pevnosti v tahu jsou obvyklými zkouškami pro určení mechanických vlastností skloionomerů^{4,6,9,10,19,21,23,24}.

Jelikož brazilské GIC určené pro postup ART jsou komerčně dostupné a nebyly s těmito materiály provedeny žádné studie, je cílem této studie srovnat kompresní a diametrální pevnost v tahu tradičního skloionomerního cementu (GIC) od Fuji IX-GC Corporation s dvěma GIC prodávány v Brazílii: Vitro-Molar (DFL) a Bioglass R (Biodinamica), oběma určenými pro minimálně invazivní postup ošetření (ART).

MATERIÁLY A METODY

Tabulka 1 uvádí tři chemicky tuhnutí skloionomerní cementy (GIC) testované v této studii.

V souladu se specifikacemi ADA 66¹ bylo připraveno pět vzorků každého materiálu a pro každé z tří časových období: 1 hodina, 24 hodiny a 7 dnů, pro posouzení kompresní (CS) a diametrální pevnosti v tahu (DTS). Rozměry válce byly 6,0 mm v průměru x 12,0 mm na výšku pro zkoušku CS a 6,0 mm v průměru x 3,0 mm na výšku pro zkoušku DTS.

Poměr prášku a kapaliny byl použit podle pokynů výrobce pro každý materiál. Materiál potřebný pro jednotlivý vzorek byl vážen na přesné váze a smíchán plastovou špachtlí (GC Corporation, Tokyo, Japan) na nepropustném papíře.

Vzorky byly připraveny při pokojové teplotě 23±2°C a relativní vlhkosti vzduchu 50± 10%, dle doporučení specifikace ADA¹. Po smíchání byly materiály dány do stříkačky Centrix (Centrix, Shelton, USA) a do kovových matric, které byly předtím ošetřeny tenkou vrstvou vazelíny (Sidepal, Guarulhos, Brazílie). Vložení bylo provedeno pomalu, aby se materiál do matrice dobře vлил a nevznikaly bublinky. Matrice byly cementem GIC mírně přeplněny; na materiál se položil polyesterový pásek (Proben, Catanduva, Brazílie) pokrytý tenkou vrstvou vazelíny a nahoru na něj byly položeny krycí sklíčka. Pomocí tlaku rukou po dobu 20 sekund byl nadbývající materiál vytlačen ven z matrice určené pro zkoušku DTS. U zkoušky CS byly testovací matrice stlačeny v zařízení.

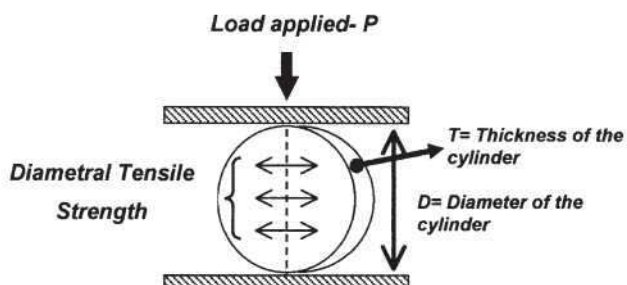
TABULKA 1- Materiály, výrobci, klasifikace GIC, poměr prášek : kapalina (P:L) ratio, a sériová čísla

Materiály	Výrobci	Klasifikace	P:L ratio	Sériová čísla – platná
Bioglass R	Biodinamica Ibipora, Brazílie	Restorativní Konvenční	3.0:1.0	157/04-03/2006
Fuji IX	GC Corporation Tokyo, Japonsko	Restorativní Konvenční Vysoká vazkost	3.6: 1.0	0309051- 09/2006
Vitro Molar	DFL Rio de Janeiro Brazílie	Restorativní Konvenční	3.0:1.0	020144-11/2006

Dvě minuty po zahájení smíchání byly matrice umístěny do pece při teplotě 37±1°C a 95±5% relativní vlhkosti na dobu 15 minut. Pak byly vzorky z matric vyjmuty a přebývající materiál odebrán nožem a byla nanesena vazelína, aby chránila GIC během počátečního tuhnutí. Poté byly vzorky uloženy v

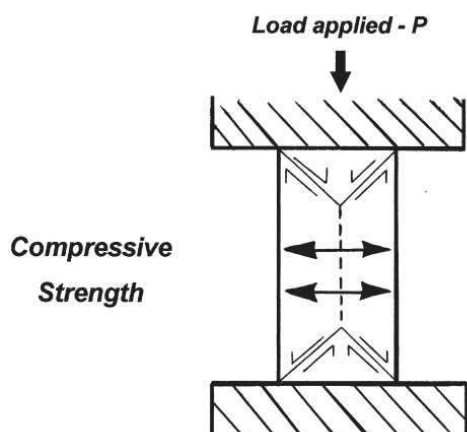
6 ml deionizované vody při teplotě $37\pm 1^\circ\text{C}$. Zkoušky byly provedeny v univerzálním testovacím stroji Emic (Emic- DL 5000/10000, Sao Jose dos Pinhais-PR-Brazílie) při rychlosti hlavy 1,0 mm/min pro CS a 0,5 mm/min pro zkoušku DTS.

U zkoušky DTS byly vzorky stlačeny diametrálně s tahovým napětím na materiál v rovině použití síly při zkoušce (obr. 1). Výpočet byl proveden podle vzorce: $2P/ = nDT$, kde: P= použité zatížení; D= průměr válce, T= tloušťka válce, n= (konstanta) 3,14. DTS hodnoty [kgf/cm²] byly převedeny na MPa následovně: DTS [MPa] = DTS [Kgf/cm²] x 0,09807. U zkoušky CS byly vzorky umístěny ve vertikální pozici, a síla použita v dlouhé ose (obr. 2).



OBRÁZEK 1- Schématické zobrazení Diametrální pevnosti v tahu převzato z Darvell⁷, 2000. Nejvhodnější je ideální napětí jemně po celém průměru, s vrcholem na středu⁷.

Použité zatížení – P
pevnost v tlaku



OBRÁZEK 2- Schématické zobrazení zkoušky v tlaku převzato z Darvell⁷, 2000. Zatížení a příčiny poruchy u válcovitého vzorku axiálně zatíženého se neliší od těch u diametrálního případu, kromě toho, že vzorec je radiálně symetrický⁷.

CS byla počítána podle následujícího vzorce: P/nr^2 . Kde: P= zatížení ve zlomu, r= poloměr válcovitého vzorku, a n= (konstanta) 3,14. Hodnoty CS [kgf/cm²] byly převedeny na MPa takto: CS [MPa]=CS[Kgf/cm²] x 0,09807.

Údaje byly podrobeny dvoucestné analýze ANOVA (GIC a čas) a zkoušce podle Tukey-Kramer pro jednotlivá srovnání s 0,05 úrovní důležitosti.

VÝSLEDKY

Výsledky zkoušek CS a DTS pro GIC jsou uvedeny v tabulkách 2 a 3.

Pevnost v tlaku

- Všechny testované GIC vykazovaly značný nárůst u CS v období 1 hodina a 7 dnů ($p < 0,001$).
- Bioglass R a Vitro Molar and Fuji IX vykazovaly statisticky významný rozdíl mezi období 1 hodiny a 24 hodin. U období 24 hodin a 7 dnů nebyly žádné rozdíly.
- Mezi všemi GIC byly statisticky výrazné rozdíly v období 1 hodiny.
- Bioglass R a Fuji IX vykazovaly statisticky výrazný rozdíl při období 24 hodin a 7 dnů.
- Vitro Molar a Fuji IX nevykázaly žádný statisticky významný rozdíl při období 24 hodin a 7 dnů.

- Bioglass R vykázal nižší pevnosti než jiné GIC použité v této studii při 3 testovaných obdobích.

Diametrální pevnost v tahu

- Dvoucestná analýza ukázala značné rozdíly mezi materiály, kde Bioglass R < Vitro Molar < Fuji IX ($p = 0,00$) a mezi obdobími pro hodnocení, kde 1 hodina < 1 den < 1 týden ($p = 0,00$).
- Bioglass R a Vitro Molar nevykazovaly žádné statisticky významné rozdíly mezi 3 analyzovanými obdobími (1 hodina, 24 hodin a 7 dnů)
 - Fuji IX vykázal nižší DTS při 1 hodině v porovnání s obdobími 24 hodin a 7 dnů.
 - Při 1 hodině zde nebyly mezi materiály žádné rozdíly.
 - Při 24 hodinách a 7 dnech, Bioglass R vykázal statisticky významně nižší DTS než Fuji IX
 - Při 24 hodinách a 7 dnech nevykázal Vitro Molar žádný statistický rozdíl při porovnání s Bioglass R a Fuji IX.

DISKUZE

Odolnost proti lámání u restorativních materiálů je dána lomovým napětím, které se často uvádí jako pevnost materiálu²⁴. V této studii byly použity dvě zkoušky mechanické pevnosti (kompresní a diametrální tažná síla). Zkouška v tlaku (CS) je důležitou vlastností u restorativních materiálů, zejména pro proces žvýkání.

Tato zkouška je vhodnější pro srovnávání křehkých materiálů, které vykazují relativně nízké výsledky, když jsou podrobeny zatížení^{7,17}. Při provádění zkoušky v tlaku materiálů jsou vynaloženy dvě axiální sady síly na vzorek, a to v opačném směru, aby se posoudila molekulární struktura materiálu²⁰.

Diametrální pevnost v tahu (DTS) je kritickým požadavkem, protože mnoho klinických vad je dáno působením takovým napětím¹⁵. Jelikož nelze přímo měřit pevnost v tahu křehkých materiálů, jako jsou skloionomerní cementy (GIC), přijal Britský institut pro normy zkoušku diametrální pevnosti v tahu³. U této zkoušky je použita kompresní síla na válcový vzorek napříč průměrem pomocí kompresních desek. Jelikož napětí v kontaktních oblastech nelze určit, je zde důkaz o kompresní složce, která brání vzniku kontrakční praskliny⁷. Velké smykové napětí, které se místně nachází pod kontaktní oblastí, může také vyvolat smykovou vadu před roztržením ve středu vzorku⁶⁷.

U všech cementů byly hodnoty CS mnohem vyšší než hodnoty DTS. Zkouška v tlaku byla si 8-13krát větší než DTS. To lze vysvětlit, jelikož koheze mezi materiály je stejná u obou kompresních a diametrálních zkoušek pevnosti v tahu, ale směr sil je obrácený²⁴.

Výsledky pozorované v této studii byly srovnatelné s výsledky, které uvádí literatura pro hodnoty DTS a CS pro Fuji IX^{19,23}, pravděpodobně díky standardizaci postupů, zejména těch, které se použijí na měření prášku/kapaliny a manipulaci v souladu s pokyny výrobců. Toto zjištění má velkou důležitost pro potvrzení těchto výsledků a pozorování. Existují studie s nižšími hodnotami DTS pro Fuji IX, například od Iazzetti et al¹³, z roku 2001. Je to dáno odlišnými proměnnými, jako je obsluha a měření a manipulace s materiálem. Není možné provést statistickou analýzu mezi těmito dvěma studiemi, abychom ověřili, zda nižší hodnoty jsou výrazně odlišné, ale dá se předpokládat a nižší hodnoty přiřknout odlišným proměnným studie.

V této studii Bioglass R a Vitro Molar vykázaly navýšení u CS mezi 1 hodinou a 7 dny a mezi 1 hodinou a 24 hodinami, ale nebyl zjištěn výrazný rozdíl v pevnosti mezi 24 hodinami a 7 dny. Toto navýšení u CS lze analyzovat podle tuhnutí GIC. Po smíchání v prvních 5-7 minutách vzniká polykarbonát vápenatý. Polykarbonát hlinitý, který je stabilnější a zlepšuje mechanické vlastnosti cementu, potřebuje ke vzniku v průměru 24 hodin. Tuhnutí probíhá přinejmenším 24 hodin a pravděpodobně i déle^{18,21}. Naopak Fuji IX nevykazuje statisticky výrazné rozdíly pro posuzování CS (1 hodina, 24 hodin a 7 dnů). To lze vysvětlit rychlejším tuhnutím vysoce vazkého GIC (Fuji IX). Podle výrobce je relativně vyšší vazkost výsledkem přidání poly (akrylové kyseliny) do prášku a použití jemnější zrnitosti^{8,11} zlepšilo mechanické vlastnosti těchto cementů zejména v prvních hodinách¹¹. Nebyly pozorovány žádné význačné rozdíly v pevnosti mezi Fuji IX a Vitro Molar po 24 hodinách a 7 dnech.

Co se týká DTS, měl by být teoreticky Fuji IX také pevnější ve všech časových obdobích, jelikož zrání cementu probíhá rychleji. Použití menších částic pro urychlení tuhnutí může mít nicméně omezující účinek na pevnost. Použití menší nepravidelně tvarované částice by mohly zvýšit riziko lokální koncentrace zatížení a výsledkem by mohly být lokální praskliny a menší pevnost. Nelze to přiřknout žádnému výraznému rozdílu pozorovanému u DTS mezi třemi GIC testovanými po 1 hodině.

TABULKA 2 - Průměrná zkouška v tlaku (CS) u GIC v MPa a standardní odchyly (SD)

GIC	1 hodina	24 hodin	7 dnů
Glass-Ionomer Cements	1 hour	24 hours	7 days
Bioglass R	42.03 (6.83) ^{A 1}	83.39 (16.60) ^{A 2}	95.67(15.27) ^{A 2}
Vitro Molar	70.26(6.05) ^{B 1}	125.67(6.95) ^{B 2}	148.03(17.80) ^{B 2}
Fuji IX	99.51(7.91) ^{C 1}	147.93(18.18) ^{B 2}	155.47(9.02) ^{B 2}

Výsledky označené stejným horním indexem nejsou statisticky odlišné ($p < 0,05$).

Písmena jsou pro srovnání mezi GIC; čísla jsou pro srovnání mezi časy u stejného materiálu.

TABULKA 3 – Průměrná diametrální Pevnost v tahu (DTS) u GIC v MPa a standardní odchyly (SD)

GIC	1 hodina	24 hodin	7 dnů
Bioglass R	5.54(0.529) ^{A 1}	6.58(0.808) ^{B 1}	8.74(1.396) ^{D 123}
Vitro Molar	8.27(0.475) ^{A 2}	9.43(0.822) ^{BC 2}	10.76(3.072) ^{DE 24}
Fuji IX	7.24(0.699) ^{A 3}	11.96(1.514) ^{C 4}	13.72(2.834) ^{E 4}

Výsledky označené stejným horním indexem nejsou statisticky odlišné ($p < 0,05$).

Písmena jsou pro srovnání mezi GIC; čísla jsou pro srovnání mezi časy u stejného materiálu.

V období 24 hodin a 7 dnů Bioglass R vykazoval statisticky nižší DTS než Fuji IX, ale Vitro Molar nevykazoval žádný statistický rozdíl při srovnání s Bioglass R a Fuji IX. To lze částečně vysvětlit stavem nízké koheze²⁰. DTS měří kohezní pevnost materiálu, a čím křehčí je materiál, tím rychleji dojde k prasknutí. Kohezní vlastnosti materiálu ovlivní zatížení nutné pro prasknutí, nezávisle na hodnotách deformace.

CS amalgámu je v rozpětí 300-450 MPa, zatímco u kompozitní pryskyřice je mezi 210-340 MPa⁶. Dále, DTS amalgámu a kompozitní pryskyřice se uvádí mezi 43-58 MPa a 40-70 MPa respektive⁶. V této studii průměr CS a DTS při 24 hodinách u testovaných GIC byl stále nižší než u amalgámu a kompozitní pryskyřice, mezi 83,39 -147,93 MPa a 6,58 – 11,96 MPa, respektive. Je nutné znovu uvést, že z testovaných GIC pouze Bioglass R vykázal CS pod minimální pevností při období 24 hodin při 125 MPa, jak požadují Britské normy³. Průměr u CS pro Bioglass R pro období 1 hodiny, 24 hodin a 7 dnů byl velmi nízký, a to 42,03 – 83,39 – 95,67MPa, respektive.

ZÁVĚRY

Testy CS a DTS nevykázaly žádné výrazné rozdíly mezi Fuji IX a Vitro Molar, kromě zkoušky CS v období 1 hodiny. Bioglass R měl nejnižší průměrnou hodnotu u CS z testovaných cementů. U zkoušky DTS nevykázal Bioglass R žádný statisticky významný rozdíl v porovnání se všemi ostatními testovanými GIC v období 1 hodiny a Bioglass R nevykázal žádný rozdíl v období 24 hodin a 7 dnů při srovnání s Vitro-Molar. Nyní jsou potřeba další studie pro posouzení dalších fyzikálních vlastností, jako je lomová houževnatost a odolnost proti opotřebení, a také chemického složení a biokompatibility, abychom lépe porozuměli vlastnostem těchto nových brazilských GIC.

PODĚKOVÁNÍ

Tato studie byla částečně podpořena ze strany CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior). Autoři by rádi poděkovali výrobcům (Biodinamica, DFL, GC Corporation) za jejich laskavé poskytnutí dentálních materiálů.

REFERENCE

- 1- American Dental Association, Specification n 66 for dental glass ionomer cements. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. J Am Dent Assoc 1989; 119:205.
- 2- Anusavice KJ. Does ART have a place in preservative dentistry? Community Dent Oral Epidemiol 1999;27: 442-8.
- 3- British Standards Institution, British Standards Specification for Dental SKLOIONOMERNÍ CEMENTBS 6039, 1981:4
- 4- Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. Dent Mater 1994;10:37-44.

- 5- Cefaly DFG, Franco EB, Mondelli RFL, Francisconi PAS, Navarro MFL. Diametral pevnost v tahu and water sorption of glass-ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. *J Appl Oral Sci* 2003;11:96-101.
- 6- Craig RG. Mechanical properties. In: . Restorative dental materials. 10th. St. Louis: Mosby; c1997. p. 56-103.
- 7- Darvell BW. Mechanical testing. In: . Materials Science for Dentistry. 6th ed. Hong Kong : University of Hong Kong;2000. p.1- 18.34.
- 8- Frankenberger R.; Sindel J.; Kramer N. Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int* 1997; 28: 667-76.
- 9- Frencken JE, Holmgren CJ. How effective is ART in the management of dental caries? *Community Dent Oral Epidemiol* 1999; 27(6): 423-30.
- 10- Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* 1997;76:883-94.
- 11- Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials* 1998;19: 479-83.
- 12- Horowitz AM. Introduction to the symposium on minimal intervention techniques for caries. *J Public Hlth Dent* 1996; 56(sp. Issue):133-4.
- 13- Iazzetti G, Burgess JO, Gardiner D. Selected mechanical properties of fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent* 2001;26:21-6.
- 14- Kerby RE, Knobloch L. Strength characteristics of glass-ionomer cements. *Oper Dent* 1992; 17:170-4.
- 15- McKinney JE, Antonucci JM, Rupp NW. Wear and microhardness of glass-ionomer cements. *J Dent. Res.* 1987;66:1134-39.
- 16- McLean JW. Glass-ionomer cement. *Br Dent J* 1988;164:293-300.
- 17- Naasan MA; Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1998;11:36-45.
- 18- Pearson GJ, Atkinson AS. Long-term flexural strength of glass ionomer cements. *Biomaterials* 1991;12:658-60.
- 19- Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent* 2002;4:73-80.
- 20- Wang L, D'Alpino PHP, Lopes GL, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci* 2003;11:162-7.
- 21- Williams JA, Billington RW. Changes in zkouška v tlaku of glass ionomer restorative materials with respect to time periods of 24 h to 4 months. *J Oral Rehabil* 1991;18:163-8.
- 22- Wilson AD, Kent BE. The glass ionomer cement. A new translucent cement for dentistry. *J Appl Chem Biotechnol* 1971;21:313.
- 23- Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000;16:129-38.
- 24- Yap AUJ, Pek YS, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil* 2003;30:1-8.