

Istraživanje vezne čvrstoće AD veznog sustava

Investigation of the Bonding Strength of the AD Bonding System

Denis Vojvodić¹
Vjekoslav Jerolimov¹
Asja Čelebić³
Janez Indof⁴
Adnan Čatović²
Šubreta Husić⁴

¹Klinički zavod za
stomatološku protetiku KB
"Dubrava", Zagreb
²Zavod za fiksnu protetiku
³Zavod za mobilnu protetiku
Stomatološkog fakulteta
Sveučilišta u Zagrebu
⁴Fakultet strojarstva i
brodogradnje Sveučilišta u
Zagrebu

Sažetak

Nastanak granične pukotine između metalne površine i polimerne fasete može prouzročiti odvajanje fasete ili njezine egzogene promjene boje kao posljedice uvlačenja raspadnih produkata hrane u novostvorenu pukotinu.

Uzroci nastanka granične pukotine jesu polimerizacijska kontrakcija, različiti koeficijenti termičkog rastezanja dvaju materijala, te različiti koeficijenti povećanja njihova volumena u vodi.

Uporaba nekog od sustava suvremenih veznih posrednika treba onemogućiti nastanak granične pukotine i ujedno ojačati veznu čvrstoću polimerne fasete s metalnom podlogom.

Svrha je ovoga rada odrediti vezne vrijednosti postignute uporabom AD veznog sustava na dvjema dentalnim slitinama (Ag-Pd, Co-Cr) i usporediti ih s rezultatima kontrolne skupine koja simulira svakodnevni rad u zubotehničkom laboratoriju.

Šesdeset uzoraka testirano je testom na smik nakon polimerizacije i provedenih postupaka umjetnog ostarivanja (imerzija u vodi temperature 37°C i termocikliranje).

AD vezni posrednik postigao je poboljšanje veznih vrijednosti na Ag-Pd slitini, a na Co-Cr slitini postigao je poboljšanje niže veznih vrijednosti od kontrolne skupine uzoraka.

Ključne riječi: *vezna čvrstoća, vezni sustav, granična pukotina*

Acta Stomatol Croat
1996; 267—274

IZVORNI ZNANSTVENI
RAD

Primljeno: 21. studenoga 1996.
Received: November, 21. 1996

Uvod

Metalna osnova fiksnoprotetskih nadomjestaka može se obložiti (fasetirati) polimernim ili keramič-

kim materijalima, sa zadaćom da oblik, boja i smještaj protetskoga rada bude što sličniji prirodnim zubima. U nastojanju stomatologa da pacijentu ponudi biokompatibilan, trajan, sukladno tome i ekono-

mičan protetski rad, koji uz to zadovoljava estetske i funkcijske kriterije, ove dvije skupine materijala međusobno su konkurentne (1,2,3,4,5).

Iako nisu tako popularni kao keramika, polimerni materijali za fasetiranje ipak su široko primjenjivani u stomatološkoj praksi jer su ekonomični (laboratorijski su postupci brzi i jednostavni), moguće ih je popravljati u ustima (6), i imaju dobru prilagodbu boje spram prirodnih zuba (1,7,8). Nakon promjena propisa o doprinosu zdravstvenih osiguranika za protetske radove, pacijenti sve više razmišljaju o troškovima, pa će vjerojatno sve više pacijenata birati financijski povoljnija (jeftinija) rješenja. No propisi našega zdravstvenog osiguranja nisu jedinstveni, već je to karakteristika i bogatijih zemalja (9,10). Spomenuti materijali imaju i svoja osobita indikacijska područja u fasetiranju teleskopskih i konus krunica, odnosno mostova na skidanje, pa se čak 97% tih protetskih radova fasetira polimernim materijalima (6).

Nastanak granične pukotine između površine metala i polimerne fasete širine od 15 mikrometara incizalno do 50-60 cervikalno (2) jedan je od najvećih prigovora polimernim materijalima za fasetiranje. Uzroci nastanka granične pukotine jesu polimerizacijska kontrakcija (11), različiti koeficijenti termičkoga rastezanja polimerne fasete i metalne podloge, te različiti koeficijenti povećanja njihova volumena u vodi. Koeficijent linearnog termičkog rastezanja polimera četiri je do pet puta veći od istoga koeficijenta slitine iz koje je izrađena metalna konstrukcija koja se fasetira (2,12). U usnoj šupljini često nastaju velike temperaturne razlike pri uživanju vrućih jela i pića. Polimer i metal različito se šire i stežu, pa je zato veza između njih izložena jakom opterećenju (13).

Zbog nastale granične pukotine odvojiti će se polimerna faseta od metalne podloge ako nema mehaničkih retencija (14). Zadrže li pak one fasetu, raspadni produkti iz detritusa uvlače se u područje pukotine, uvjetuju egzogenu promjenu boje fasete estetski diskreditirajući protetski rad. Zato je Hofmann (2,15,16), temeljem dugogodišnjeg iskustva, postavio rok od 5 godina kao kritičnu granicu izdržljivosti polimerne fasete.

U pokušaju da se uklone te negativnosti nastale razvojem granične pukotine promovirano je do danas nekoliko veznih sustava. Prvi s kliničkim uspjehom

bio je Silicoater postupak (Kulzer) (17,18), a slijedio ga je čitav niz sličnih sustava, kao što su: Opaquer-Verbundsystem - OVS (DeTrey Dentsply), Rocatec (Espe), Sebond-MKV-System (Schuetz), Bondglass (Dreve), Reparaturation and Bonding System-RBS (Iso-dent), Raspabond (Bredent), Spectralink (Ivoclar) i najnoviji Kevloc (Kulzer).

Zlatarna Celje (Slovenija) ponudila je tržištu svoj vezni sustav AD sa zadaćom veće vezne čvrstoće polimerne fasete i slitina, osobito onih koje su u proizvodnom programu toga poduzeća.

Cilj je ovoga istraživanja odrediti vrijednosti vezne čvrstoće postignute AD veznim sustavom nakon polimerizacije i provedenih postupaka umjetnog ostarivanja (imerzija pod vodom i termocikliranje), usporediti ih s kontrolnom skupinom uzoraka gdje nije primijenjen vezni posrednik, te ustanoviti opravdanost uporabe toga novog veznog posrednika u stomatološkoj praksi.

Materijal i postupci

Ovo istraživanje izvršeno je u Kliničkom zavodu za stomatološku protetiku KB "Dubrava" te u Zavodu za materijale Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Za izradbu metalnih dijelova uzoraka uporabljene su dvije dentalne slitine Auropal SE (Ag 64%, Pd 25%, Cu 8%, Au 2%, Zn<1%) i Basil S (Co 64,6%, Cr 28%, Mo 4,8%, Si<1%, Mn<1%, C<1%), obje proizvod Aurodenta (Zlatarne Celje, Slovenija).

Šesdeset polimetilmetakrilatnih objekata oblika zakovice, glatkih površina dimenzija: promjer oboda 7 mm, debljina oboda 2 mm, promjer peteljke 2,5 mm, duljina peteljke 12 mm, uloženo je u uložni materijal. Trideset modela predviđenih za izlijevanje u Auropal SE slitini uloženi su u Aurowest materijal za ulaganje (Aurodent, Zlatarne Celje, Slovenija) a trideset modela predviđenih za izlijevanje u Basil S dentalnoj slitini u Basowest (Aurodent, Zlatarne Celje, Slovenija) prema uputama proizvođača. Materijal za ulaganje zamiješan je u vakuumskoj miješalici Multivac 4 (Degussa, Frankfurt, Njemačka) i uliven u kivete na vibratoru Vibrament midi (Krupp, Essen, Njemačka).

Pošto se je uložni materijal stvrdnuo, te je obavljeno predgrijavanje i žarenje prema uputama proizvođača, uzorci su izliveni u ljevaču Globucast

(Krupp, Essen, Njemačka). Auropal SE na temperaturi likvidusa 1060 °C, a Basil S na temperaturi od 1385 °C. Nakon hlađenja do sobne temperature uzorci su izvađeni iz kivete izbijačem Dobby (Bego, Bremen, Njemačka) i ispjeskareni u pjeskari s cirkulirajućim pijeskom Dentastral automatic (Krupp, Essen, Njemačka) kako bi se odstranio uložni materijal. Tako očišćeni uzorci 30 su minuta zagrijavani na temperaturi 400 °C u peći za keramiku Programat P-90 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).

Pošto su se ohladili od sobne temperature, metalni uzorci su rezaćim kliještima odvojeni od lijevnih kanalića i obrađeni tungsten glodalicama Ivodril (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), što je ujedno simuliralo i obradu protetskoga rada u laboratoriju. Na uzorcima iz obiju slitina primijenjen je AD vezni sustav (Aurodent, Zlatarne Celje, Slovenija) ili su metalne površine samo ispjeskarene (kontrolna skupina).

AD vezni sustav

Metalne površine predviđene za fasetiranje (uzoraka izlivenih iz obiju slitina) najprije su ispjeskarene u dvokomornoj pjeskari s jednokratnom uporabom pijeska (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) s pokretnom sapnicom oblika olovke. Udaljenost sapnice od uzorka bila je 5 mm, tlak pjeskarenja 6 bara, korund veličine zrnaca 110 mikrometara. Zatim su pjeskarene posebnim AD-P pijeskom iz druge komore pod tlakom od 4 bara. Površine uzoraka pjeskarene su dok nije opažena promjena boje u tamno sivu. Ta promjena boje bila je intenzivnija kod Ag-Pd uzoraka (Auropal SE) nego kod Co-Cr uzoraka (Basil S). Nakon pjeskarenja AD-P pijeskom svaki je uzorak uhvaćen za peteljku peanom po kojem je lupkano kako bi otpale labave čestice pijeska. Ispjeskarene površine zatim su očišćene štrcanjem AD-S sprejem i osušene na zraku 5 minuta. Nakon toga je nanesen adhezivni primer AD-L koji je sušen na zraku 5 minuta.

Metalne površine predviđene za fasetiranje kod uzoraka kontrolne skupine ispjeskarene su na isti način kako je i započeo AD vezni postupak, a zatim su očišćene jednokratnim kistom i etilnim esterom octene kiseline.

Daljnji postupak izradbe uzoraka je identičan za obje ispitivane skupine.

Miješan je Chromasit (Ivolek, Ljubljana, Slovenija) opakera (omjer tekućina:prah 1:1) plastičnom spatulom 30 sekundi i kistom za jednokratnu uporabu nanesen na tretirane metalne površine u sloju dovoljnom da spriječi prosijavanje metalne površine. Sloj opakera osušen je na zraku dok se nije izgubila sjajnost površine (5 min.), a zatim je 7 minuta polimeriziran u aparatu za tlačno-toplinsku polimerizaciju Ivomat (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) pod tlakom 6 bara pri temperaturi od 120 °C. Pošto je polimerizacija završena i izvedeni iz Ivomat aparata, uzorci su osušeni suhim, bezuljnim stlačenim zrakom i na njih su stavljene plastične cjevčice koje kemijski ne reagiraju s materijalom za fasetiranje. U tako dobiven kalup stavljena je Chromasit dentinska masa, prethodno omekšana metalnom spatulom na čistoj staklenoj pločici, i potom ravnim nabijačem pritisnuta prema metalnoj podlozi. Na taj je način dobivena faseta debljine oko 5 mm koja je premazana Chromasit fluidom i polimerizirana u Ivomat aparatu pod tlakom 6 bara, na temperaturi od 120 °C u trajanju 10 minuta.

Nakon završene polimerizacije, s uzoraka su uklonjeni plastični profili (kalupi) i dobivene polimerne fasete debljine oko 5 mm pričvršćene su uz metalnu podlogu. Višak opakera ili polimera s postraničnih dijelova oboda metalnog dijela uzorka odstranjen je karbidnim glodalom (frezom).

Sve četiri kombinacije uzoraka: Auropal SE + AD sustav (n=15), Auropal SE + kontrola (n=15); Basil S + AD sustav (n=15), Basil S + kontrola (n=15) dodatno su prije testiranja podijeljene u tri brojevano jednake skupine (n=5):

1. skupina uzoraka testirana je 24 sata nakon polimerizacije,

2. skupina uzoraka je 24 sata nakon polimerizacije potopljena u destiliranu vodu temperature 37 °C i 28 dana pohranjena u termostatu (Btuj, Poznan, Poljska), a zatim testirana,

3. skupina uzoraka je 24 sata nakon polimerizacije podvrgnuta postupku termocikliranja, tj. uzorak je naizmjenice uranjan u toplu i hladnu vodu i pohranjen na hladnome zraku. Za taj postupak termocikliranja uprabrana je Hanssonova metoda (19) prema kojoj se uzorci potapaju u kipuću vodu 25 minuta, zatim 5 minuta u vodu temperature 10 °C. Taj se postupak ponavlja 10 puta. Nakon toga uzorci se ostavljaju jedan sat na zraku temperature

-22 °C i ponovno se 5 minuta potapaju u kipuću vodu. Nakon provedenog postupka termocikliranja uzorci su testirani.

Vezna čvrstoća između metala i materijala za fasetiranje testirana je na smik Smitz-Schulmeyerovim testom (20).

Uzorci su pričvršćeni u držač, koji je za ovakvo ispitivanje posebno izrađen, i on je zatim zajedno s uzorkom postavljen u univerzalnu kidalicu za polimerne materijale WPM (VEB, Rauenstein, Njemačka).

Oštrica kidalice postavljena je na materijal za fasetiranje na 1 mm udaljenosti od njegove spoja s metalom, brzina pokretanja oštrice bila je 7 mm/min. i bilježena je sila koja odvaja materijal za fasetiranje od metalne podloge.

Brojčani rezultati veznih vrijednosti dobiveni u ovom ispitivanju obrađeni su računalom IBM PC 486 programom SPSS, Microsoft Co. U statističkoj obradi provedena je deskriptivna raščlamba istraživanih varijabla, a za određivanje statistički značajne razlike upotrebljen je Studentov t-test.

Rezultati

Sve vrijednosti vezne čvrstoće između metala i materijala za fasetiranje preračunate su u odnosu prema površini uzoraka ($S=38,5 \text{ mm}^2$) i izrađene u N/mm^2 , tj. u megapascalima (MPa).

U Tablici 1. iznesene su aritmetičke sredine, standardne devijacije i standardne pogreške za svaku skupinu uzoraka, a zbog bolje preglednosti rezultata napravljen je Grafikon 1.

Najviše vezne vrijednosti dobivene su testiranjem nakon 28 dana umerzije uzoraka u vodi temperature 37 °C, osim u skupini auropalskih uzoraka s primjenjenim AD-sustavom gdje je najviša vrijednost ostvarena 24 sata nakon polimerizacije uzoraka. U sve četiri testirane skupine uzoraka najniže vezne vrijednosti dobivene su nakon provedenog postupka termocikliranja.

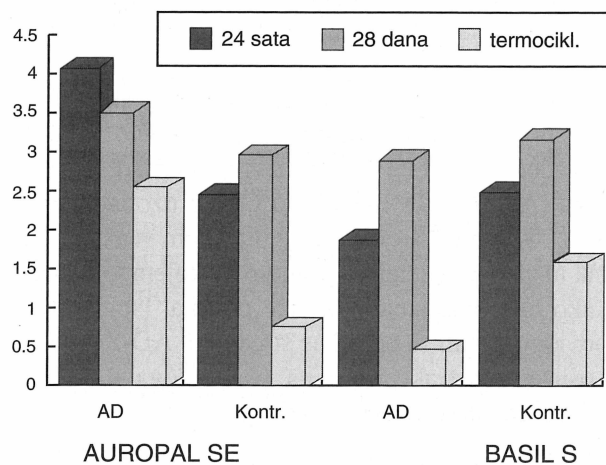
Prikaz razlika veznih vrijednosti između AD-sustava i kontrolne skupine, te njihova statistička značajnost izneseni su u Tablici 2.

Skupina AD uzoraka na auropalskoj podlozi imala je statistički značajno više vezne vrijednosti

Tablica 1. Deskriptivna statistika za vrijednosti vezne čvrstoće (test na smik) na dvije slitine nakon različitih tretmana uzoraka; T = tretman uzoraka, uzorci testirani: 1 = 24 sata nakon polimerizacije, 2 = nakon 28 dana umerzije u destiliranoj vodi temperature 37 °C, 3 = nakon termocikliranja; n = broj uzoraka; x = aritmetička sredina veznih čvrstoća (izražena u megapascalima); SD = standardna devijacija; SE = standardna pogreška

Table 1. Descriptive statistics for bond strengths values (shear test) on two alloys after different specimen treatments; T=specimen treatment, specimens tested: 1=24 hours after polymerization, 2=after 28 days immersion in distilled water temperature 37 °C, 3=after thermocycling, n=number of specimens; x=arithmetic mean of the bond strengths (in megapascals); SD=standard deviation; SE=standard error

Vez. sus.	Kontrolna skupina					AD-sustav		
	Slitina:	T	n	x	SD	SE	x	SD
Auropal SE	1	5	2,472	0,245	0,109	4,064	0,465	0,208
	2	5	2,964	0,524	0,234	3,512	1,115	0,499
	3	5	0,776	0,563	0,252	2,540	1,233	0,552
Basil S	1	5	2,524	0,236	0,106	1,888	0,899	0,402
	2	5	3,220	0,306	0,137	2,936	1,560	0,698
	3	5	1,612	0,543	0,243	0,476	0,868	0,388



Grafikon 1. Aritmetičke sredine veznih vrijednosti veznog sustava i kontrolne skupine na dvije slitine nakon različitih postupaka umjetnog ostarivanja (izražene u megapascalima)

Graph 1. Arithmetic mean of the bond strength values of the investigated bonding system and control group applied on two alloys after different ageing procedures (in megapascals)

od kontrolne skupine 24 sata nakon polimerizacije ($P < 0,01$) i nakon termocikliranja ($p < 0,05$). AD uzor-

Tablica 2. Razlika vezih čvrstoća uzoraka AD-sustava i kontrolne skupine na istim metalnim podlogama, jednako tretiranih; T = tretman uzoraka, uzorci testirani nakon: 1 = 24 sata od polimerizacije, 2 = 28 dana imerzije u vodi temperature 37 °C, 3 = termocikliranja. Razlika (x-y) izražena u megapascalima; t-vrijednost; p = statistička značajnost pri vjerojatnosti od 95% ili 99%

Table 2. Difference of the bond strengths between the specimens of the AD-system and the control group on the same metal surface after equal specimen treatment; T = specimen treatment, specimens treated after: 1 = 24 hours from polymerization, 2 = 28 days immersion in water temperature 37 °C, 3 = thermocycling. Difference (x-y) in megapascals; t-value, p=statistical significance at the level of 95% or 99%

Slitina	Auropal SE				Basil S		
	Vež. sus.	T	Razlika (x-y)	t	p	Razlika (x-y)	t
AD (x)	1	1,592	6,77	<0,01	-0,636	1,53	>0,05
Kontr. (y)	2	0,548	0,99	>0,05	-0,284	0,40	>0,05
	3	1,764	2,91	<0,05	-1,136	2,48	<0,05

Tablica 3. Razlika veznih čvrstoća uzoraka izrađenih iz Auro-pala SE i Basila S slitina kod primjene istoga veznog sustava, jednako tretiranih; T = tretman uzoraka, uzorci testirani nakon: 1=24 sata od polimerizacije, 2=28 dana imerzije u vodi temperature 37 °C, 3=termocikliranja. Razlika (A-B) izražena u megapascalima. t-vrijednost; p=statistička značajnost pri vjerojatnosti od 95% ili 99%

Table 3. Difference of the bond strengths between the specimens made of Auropal SE and Basil S alloys after application of the same bonding system and equal specimen treatment; T = specimen treatment, specimens treated after: 1 = 24 hours from polymerization, 2 = 28 days immersion in water temperature 37 °C, 3 = thermocycling. Difference (A-B) in megapascals; t-value, p= statistical significance at the level of 95% or 99%

Vež. sustav	AD-sustav				Kontrolna skupina		
	Slitina	T	Razlika (A-B)	t	p	Razlika (A-B)	t
Auropal (A)	1	2,176	4,81	<0,01	-0,052	0,34	>0,05
Basil (B)	2	0,576	0,67	>0,05	-0,256	0,94	>0,05
	3	2,064	3,06	<0,05	-0,836	1,39	>0,05

ci izrađeni na Basilu S imali su slabije vezne vrijednosti od kontrolne skupine uzoraka nakon svih provedenih testova, no samo je u skupini termocikliranih uzoraka ta razlika bila statistički značajna ($p < 0,05$).

Razlike veznih vrijednosti AD veznog sustava te kontrolne skupine uzoraka, ovisno o metalnoj podlozi prikazane su u Tablici 3.

Vežne su vrijednosti u kontrolnoj skupini uzoraka nakon sva tri testiranja bile statistički značajno više kada je Basil S podloga, dok su uzorci AD sustava ostvarili više vezne vrijednosti na auropalnoj podlozi, a samo kod podskupine testirane nakon 28 dana imerzije u vodi ta razlika nije bila statistički značajna.

Rasprava

U ovom ispitivanju uporabljeni su materijali koji su u nas najčešća kombinacija za izradbu fiksno-protetskih nadomjestaka, a to su Auropal SE (Ag-Pd) slitina i Chromasit (prije Isosit N) materijal za fasetiranje. Co-Cr slitina Basil S uporabljena je zbog potrebe da se dijelovi metalnih baza djelomične proteze izravno fasetiraju na mjestima gdje su ugrađeni estetski pričvrstci (attachment). Glatke metalne površine predviđene za fasetiranje izabrane su kako mehaničke retencije (perlice) ne bi zamaskirale stvarne rezultate postignute uporabom veznoga posrednika.

Budući da je uporaba veznih posrednika nužnost kako bi se spriječio nastanak granične pukotine sa svim u uvodu opisanim negativnostima, tvrtka Aurodent (Zlatarne Celje, Slovenija) prezentirala je vlastiti vezni posrednik. Radi se zapravo o modifikaciji već poznatog i priznatog Rocatec postupka (Espe), no ne rabi se skupa aparatura (npr. Rocatec aparat) već obična dvokomorna pjeskara s jednokratnom uporabom pijeska.

Kod izbora testa za ispitivanje vezne čvrstoće vođeni smo činjenicom da su protetske konstrukcije u usnoj šupljini pretežno izložene silama smika (21), a ujedno smični testovi imaju manji rasap rezultata u usporedbi s vlačnim testovima (22).

Vežne vrijednosti postignute uporabom AD-sustava bile su znatno više na Auropal SE nego na Basil S slitini. Ti rezultati odgovaraju namjeni vez-

noga posrednika, jer prema navodu proizvođača upravo je i namijenjen za uporabu na plemenitim slitinama. Objašnjenje za takve rezultate jest u činjenici da je površina slitine prekrivena silicijevim slojem (AD-P), aktivnim za povezivanje sa silanskim adhezivnim primerom (AD-L). Naime, zbog jednaka tlaka pjeskarenja silicijevim pijeskom (AD-P), odnosno kod jednake kinetičke energije zrnaca pijeska, te se čestice slabije sidre na površinu tvrde Co-Cr slitine nego na mekše Ag-Pd slitine. Zato površina Co-Cr slitine nije posve prekrivena silicijem, nego u ostvarivanju veze sudjeluju i oksidi nepokrivene metalne površine koji nisu djelotvorni kao silicij. Vezna čvrstoća AD-sustava na Co-Cr slitini porasla je nakon imerzije uzoraka u vodi identično uzorcima kontrolne skupine na objema ispitivanim slitinama. To govori u prilog tvrdnji da AD-sustav nije djelotvoran na Co-Cr slitini, a povećanje veznih vrijednosti nakon imerzije uzoraka pod vodom nastalo je upravo zbog upijanja vode i posljedične relaksacije, tj oporavka stresa u materijalu, nastalog polimerizacijskom kontrakcijom.

Više vezne vrijednosti AD-sustava od kontrolne skupine uzoraka dobivene na Auropalu SE ipak se ne mogu mjeriti s rezultatima originalnog Rocatec postupka koji su podjednaki na plemenitim i neplemenitim slitinama (23,24). Na tome se veznom posredniku može dati prigovor koji vrijedi i za Rocatec postupak: dvostruko pjeskarenjem. Kern i Thompson (25) u svojem su radu na titanu gravimetrijski izmjerili težinski gubitak metala pjeskarenjem i izračunali da se jednim pjeskarenjem gubi 4-5 mikrometara debljine metalne površine, što se kod spomenutih veznih posrednika udvostručuje. Ako se po-

stupak mora ponoviti npr. zbog kontaminacije površine, taj gubitak već može predstavljati značajnu dimenzionalu promjenu kod osobito preciznih radova, npr. krila Maryland mostova (25,26). Takvo što se ne bi smjelo zanemariti ni kod pjeskarenja rubova krunica, a zaglađuje i makroretencije (perlice) koje su ipak prijeko potrebne kod uporabe AD veznog sustava.

Rezultati dobiveni u ovom istraživanju donekle se mogu usporediti s rezultatima Sedeja i Novaka (27) koji su ispitivali veznu čvrstoću toga veznog sustava na vlak, također na Auropalu SE, ali samo testom nakon polimerizacije. Dobili su podjednake rezultate spram kontrolne skupine kao i u ovome radu, a vezna čvrstoća dobivena uporabom AD-sustava bila je oko 65% veća od rezultata kontrolne skupine.

Temeljem iznesenoga može se zaključiti da AD-sustav daje bolje vezne vrijednosti na Auropalu SE (Ag-Pd) slitini.

On je neuporabiv na Co-Cr slitinama zbog veznih vrijednosti koje su čak niže od kontrolne skupine, pa se zapravo ovdje ponaša kao izolator, a ne kao vezni posrednik.

Iako su dobivene vrijednosti niže od rezultata ostalih veznih posrednika (28), AD-sustav sigurno će naći svoju primjenu zbog pozitivnog omjera minimalnog ekonomskog ulaganja spram dobivenih rezultata.

I ovom prigodom želimo zahvaliti gospodinu Cimermanu i tvrtki "Aurodent", Zlatarne Celje, koji su donirali materijal za ovo ispitivanje.

INVESTIGATION OF THE BONDING STRENGTH OF THE AD BONDING SYSTEM

Adresa za dopisivanje:
Address for correspondence:

Summary

An increase the marginal gap between the metal surface and polymer veneer could lead to its detachment and/or egsogene discoloration as a consequence of detritus food remaining in the newly formed gap.

The causes of marginal gap formation are polymerization contraction, different coefficients of thermal expansion and different coefficients of volume expansion in water.

Increase of the marginal gap should be prevented by application of a modern bonding system, thus also causing reinforcement of the bond strength between the polymer veneer and the metal surface.

The aim of this study was to determine bond strengths obtained after application of the AD bonding system on two dental alloys (Ag-Pd, Co-Cr) and to compare them with the results of a control group simulating common procedure in a dental laboratory.

Sixty specimens were tested with shear test after polymerization and ageing treatments (immersion in water temperature 37 °C and thermocycling).

The AD bonding system improved bond strength values on Ag-Pd alloy. However, the results obtained on Co-Cr alloy were even lower than those in the control group.

Key words: bonding strength, bonding system, marginal gap

Denis Vojvodić
Klinički zavod za stomatološku
protetiku
KB "Dubrava"
Avenija izviđača 6
10000 Zagreb

Literatura

- GUBBE H, JUNG A. Verblendmaterialen der neuen Generation Aesthetik in der Kunststoffverblendtechnik. Dent Lab 1988;36:427-432.
- HOFMAN M, Aesthetische Langzeitwirkung von Kunststoffverblendetem Zahnersatz. Dtsch Zahnarzt Z 1980;35:849-858.
- HOHMAN W. Zusammenhaege zwischen Werkstoffeigenschaften und Spaltbildung bei Kunststoffverblendetem Zahnersatz. Dtsch Zahnarzt Z 1983;38:1056-1059.
- SCHWICKERATH H. Die Haftung der Deckstoffe. Dtsch Zahnarzt Z 1963;19:77-81.
- TRUMM W, TRUMM D. Indikation der Frontzahnkonuskronen und die aesthetischen und werkstoffkundlichen Probleme der Kunststoffverblendung. Quintessenz 1986;37:859-872 i 1029-1040
- HUSER M. Erfahrungen mit einem Kunststoff der Bowen-Generation. Dent Lab 1986;34:1123-1129.
- BELZ D. Kunststoff-Verblendung: Non-Plus-Ultra oder Kopromis. Dental Magazin 1988;1:15-18.
- GUBBE H. Lichtpolymerisation. Dent Lab 1986; 34:1925-1926.
- THOMSEN P. Entwicklung der Kunststoffverblendmethode. Dent Lab 1987;35:171-179.
- WIRZ J, SCHMIDLI F, JAEGER K. Silanhaftung von Verbledkunststoffen auf verschiedenen Metalloberflaechen. Quintessenz 1989;40:1901-1908.
- SKOWRON J, MOSER J B, GREENER E H, JAMESON L. Bond strength of ceramics and resin using silane coupling on dental alloys. Northwest Dent Res 1989;Fall:22-23.
- DeTrey/Dentspy. Zahnersatz-Materialien. Dreieich: Firmeniforation, 1988.
- MARXKORS R, MEINERS H, VERHEYEN W. Vorschlaege zur Verbesserung von Verblendeten Kronen und Bruecken durch die mechanisch-geometrische Form. Dtsch Zahnarzt Z 1980;35:842-848.

14. KAPPERT H F. Der Einfluss zweier Haftvermittler-Systeme auf den Kunststoff-Metal-Verbund. ZWR 1989;98:129-130.
15. HOFMANN M. Metallverblendung durch Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z 1974;29:455-458.
16. HOFMANN M. Untersuchungen ueber den aestetischen Effekt von Frontzahnbruecken. Dtsch Zahnärztl Z 1969;24:758-764.
17. MUSIL R, TILLER H J. Die Haftung vod Dentalkunststoffen auf Metalloberflaechen - das Kulzer-Silicoater-Verfahren. Wehrheim: Eigenverlag Fa. Kulzer&Co., 1984.
18. MUSIL R, TILLER H J. Molekulare Kopplung der Kunststoffverblendung an die Legierungsoberflaeche. Dent Lab 1984;32:1155-1161.
19. HANSSON O. Strength of bond with Comspan Opaque to three silicoated alloys and titanium. Scand J Dent Res 1990;98:248-256.
20. SMITZ K, SCHULMEYER H. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkermaischer Verbundsysteme. Dent Lab 1975;23:1416:1420.
21. LAUFER B Z, NICHOLLS J I, TOWNSEND J D. SiOx-C Coating: A composite-to-metal-bonding mechanism. J Prosthet Dent 1988;60:320-327
22. MATHEY Y, DUBIED P, GEERING A H. Vergleich der haftfestigkeiten von ungealterten und gealterten Metal-Kuststoff-Verbundsystemen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:401-407.
23. SCHNEIDER W, POWERS J M, PIERPONT H P. Bond strength of composites to etched and silica-coated porcelan fusing alloys. Dent Mater 1992;8:211-215.
24. HANSSON O, MOBERG LE. Evaluation of three silicoating methods for resin-bonded prostheses. Scand J Dent Res 1993;101:243-251.
25. KERN M, THOMPSON V P. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. J Dent 1994;22:300-306.
26. PROEBSTER L, KOURTIS S. Zur Oberflaechenmorphologie von mit dem Rocatec-System behandelten Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:135-139.
27. SEDEJ R, NOVAK A. Raziskava trdnosti vezave fase-tirnih plastičnih mas na Auropal SE ZC. Zobozdrav Vestn 1994;49:67-71.
28. VOJVODIĆ D. Ispitivanje primjenjivosti različitih sustava veznih posrednika u fiksnoj protetici. Disertacija. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 1996