LÉKAŘSKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI

Adheze ortodontických zámků

DISERTAČNÍ PRÁCE

BARTLOMIEJ PAWLUS

Olomouc 2014

Obsah:

1. Souhrn

2. Úvod

2.1. Sklovina

2.2. Adheze

2.3. Adheze materiálů na sklovinu

2.3.1. Systémy vazeb kompozitního materiálu k zubní skloviné

2.4. Kompozitní materiály

2.4.1. Složení kompozitních materiálů

2.4.2. Rozdělení kompozitních materiálů

2.5. Polymerační lampy

2.6. Adhezivní materiály používané v ortodoncii

2.6.1. Systémy dvojitě vytvrzované

2.6.2. Systémy odolné proti vlhkosti

2.6.2.1. Akryláty

2.6.2.2. Skloionomerní cementy

2.7. Zámky

2.7.1. Kovové zámky

2.7.2. Plastové zámky

2.7.3. Keramické zámky

3. Cíl studie

4. Materiál a metodika

4.1. Zkoumané materiály

4.2. Postup přípravy vzorků

4.3. Provedení zkoušek

5. Statistika

6. Výsledky

6.1. Výsledky pro síly v tahu

6.2. Výsledky pro síly ve smyku

6.3. Výsledky pro síly v krutu

6.4. Srovnávací analýza vlivu modifikace upravy povrchu skloviny na sílu vazby spojovacích systémů v následujících zkouškách pevnosti.

6.5. Výsledky kvantitativní analýzy zbytku vazebného materiálu na povrchu skloviny

6.6. Planimetrická metoda ARPI

7. Diskuse

8. Shrnutí a závěr

9. Literatura

1. Souhrn

Cílem práce bylo porovnání a hodnocení pevnostních vlastností adheziv využívaných k připevnění ortodontických zámků na zubech. Celkem hodnoceno 11 adhesiv .
Dále bylo kvantitativně hodnoceno množství ponechaného adheziva na povrchu skloviny prostřednictvím ukazatele ARI - Adhesive Remnant Index.

Výzkum byl proveden na 330 extrahovaných premolárech rozdělených do 11 skupin podle druhu adheziva po 30 vzorcích. Pevnost vazby byla zkoumána pro každé adhezivum ve smyku, tahu a krutu. K výzkumu byly použity jen kovové zámky RMO Integra.

Střední hodnoty ve smyku měl nejvyšší Transbond XT, nejnižší získal No-Mix Dentaurum.
Střední hodnoty v tahu měl nejvyšší Medicept Light Cure, nejnižší získal Tetric flow.
Střední hodnoty ve krutu měl nejvyšší Light Bond Reliance, nejnižší získal Granitec Falcon
Byl stanoven Adhesive Remnant Index pro testovaná adheziva.

2. Úvod

Síla používaná při léčbě fixními aparáty je přenášená na zuby ortodontickými zámky, které jsou připevňovány adhezivními materiály. Díky pokroku a vývoji nových materiálů pro upevňování součástí pevného ortodontického aparátu na zubech se výrazně zvýšila adheze zámků ke sklovině [1, 2].

Častou obtíží při léčbě je odlepení zámků, způsobené mimo jiné nevhodným postupem během lepení zámků nebo strukturou skloviny, která nepodléhá leptání [3]. Při extrémně vysoké adhezi zámku může naopak nadměrná síla (nad 10 MPa) způsobit odtržení sklovinných prizmat při sejmutí zámků [4, 5]. Laboratorní zkoušky určující hodnoty síly vazby mezi ortodontickým zámkem a zubem ukázaly, že dostatečné upevnění zámků zajišťuje síla 5,8-7,8 MPa [6].

Dále bylo zjištěno, že smyková napětí v rozsahu od 1 do 3 MPa, která se mohou vyskytnout v průběhu léčby za obvyklých podmínek, by neměla způsobit odtržení ortodontických zámků [7, 8]. Je třeba si uvědomit, že napětí v sestavě sklovina – adhezivum – zámek, vyskytující se během žvýkání, může mít vyšší hodnoty.

Znalost o pevnosti jednotlivých vazebných materiálů je důležitá při výběru vhodných adheziv v určitých klinických případech. Nesmíme zapomenout, že pevnostní hodnoty spojení závisí nejen na vazebném materiálu, ale také na bázi zámku, povrchu skloviny a způsobu lepení.

Rozmanitost napětí vyskytující se při sejmutí zámků přispěla k výběru tří studií, které jsem použil pro testování materiálů. Kromě testů pro smyk, které badatelé nejčastěji provádějí, jsem použil k hodnocení pevnosti materiálu pevnostní zkoušku pro tah a krut.
K problému stanovení maximálních pevnostních napětí pro většinu materiálů dostupných na trhu jsem nezískal příliš mnoho publikací. To mne naklonilo k řešení tohoto tématu.

2.1. Sklovina

Základní konstrukční prvek skloviny tvoří prizmata (prisma enameli). Jsou to k sobě přilehlé podélné struktury, které běží vertikálně a horizontálně od povrchu korunky do dentinu. Maximální délka prizmatu, a tím tloušťka skloviny v okruhu hrbolku korunky je přibližně 2,5 mm, a minimální délka v oblasti zubního krčku je několik desítek mikrometrů. Tloušťka skloviny mléčných zubů je poloviční oproti stálým zubům [1].

Prizmata mají šířku cca 5 μm blízko zuboviny a cca 9 μm blízko povrchu korunky [2]. Lze je zviditelnit ve světelném a elektronovým mikroskopu v neodvápněné sklovině vystavené leptáním kyselinou. Prostor mezi prizmaty zaujímá interprizmatická substance. Je rovněž vysoce mineralizovaná jako sklovina, která tvoří prizmata, ale krystaly hydroxyapatitu jsou v ní uspořádány pod úhlem $40\text{-}70^0$ vůči prizmatickým krystalům, což mění optické vlastnosti skloviny. Anorganický materiál skloviny se skládá z hydroxyapatitu $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ (89 %) a uhličitanu vápenatého (4 %), fluoridu vápenatého (2 %), fosforečnanu hořečnatého (1,5 %) a jiných solí [2].
Fluoridové ionty, nahrazující hydroxylové ionty, tvoří fluoroapatit, odolnější vůči kyselinám a méně podléhající zubnímu kazu.

Kromě vápníku (37 %) a fosforu (17 %) se ve sklovině nalézají stopy hořčíku, draslíku, sodíku, chloru, fluoru, uhličitany, stroncium, dusík, zinek, olovo, železo a další prvky. Přítomnost fluoru ve sklovině vedle takových prvků jako bor, baryum, lithium, mangan, molybden, selen, stroncium, vanad – snižuje rozpustnost skloviny v kyselém prostředí, zatímco přítomnost uhličitanů, iontů kadmia, železa, olova, manganu, cínu a zinku má za následek zvýšenou možnost vzniku zubního kazu.

Hlavní organickou součástí skloviny jsou rozpustné a nerozpustné bílkoviny, zejména enameliny. Nachází se mezi sklovinnými prizmaty a tvoří tenké struktury.

2.2. Adheze

Adheze (přilnavost) je fyzikálně-chemický jev spojování povrchových vrstev dvou těles na základě přímé přitažlivosti mezi atomy a molekulami. Může to být způsobeno chemickou vazbou iontů, které se nacházejí na povrzích obou látek nebo vzájemnou fyzickou přitažlivostí okrajových molekul sílami Van der Vaalsa [3].
Chemická vazba, zvaná primární, je nejsilnější typ vazby, označované také jako chemisorpce. To je možné při sblížení obou povrchů ve vzdálenosti ne více než 0.0007 μm. Adheze je také způsobená sekundárními chemickými vazbami, jako jsou vodíkové vazby, nebo fyzikální síly Van der Vaalsovy, vznikající pohybem elektronů v atomu.
Na rozdíl od primární chemické vazby (iontové a kovalentní), fyzikální vazba, zvaná sekundární, je slabší [4, 5, 6, 7, 8]. Koheze se zakládá na přitahování podobných molekul [9].

Aby došlo k jevu adheze mezi povrchy tuhých těles, měla by se zavést kapalná látka, která pronikne do prohloubených míst a povrchových nerovností styčných ploch tuhých těles.

Síla adheze závisí na kontaktním úhlu (čili úhlu smáčivosti), který se používá k určení stupně smáčivosti a odpovídající viskozity. Kontaktní úhel je měřítkem schopnosti látky vniknout do prohloubených míst na povrchu, což ovlivňuje velikost adhezivních sil. Závisí na energii povrchu tuhého tělesa a povrchovém napětí tekutiny. Čím je úhel menší tím snadněji substance proniká do povrchových nerovností tuhé látky, čili tím lépe tekutina smáčí tuhou látku. [10]. Jev smáčivosti se týká schopnosti tekutiny rozlít se na povrchu tuhého tělesa [9]. Jinými slovy, smáčivost je výsledkem výskytu přitažlivých sil mezi molekulami adhezivního materiálu a adherentem [11].

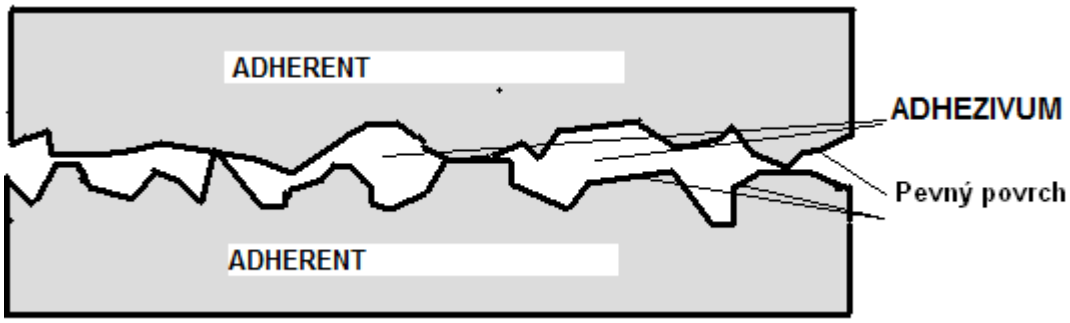
Pro velikost síly adheze se uplatňují následující faktory:

- energie povrchu tuhého tělesa – adherentu , čistota (kyslík voda, krev voda), suchost a struktura smáčeného povrchu, (existuje velká pravděpodobnost uvíznutí vzduchových bublin, což snižuje kontakt mezi adherentem a adhezivním materiálem) (Obr. 1, Obr. 3) [9].

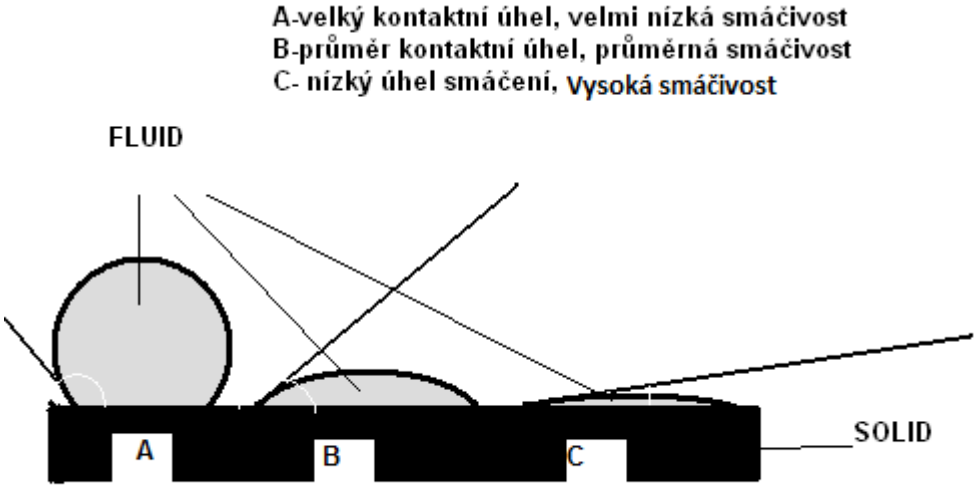
-viskozita a povrchové napětí navlhčovací substance (Obr. 5, Obr. 2).

- tloušťka adhezivní vrstvy (Obr. 4).
Zvětšováním tloušťky adhezivního materiálu se snižuje síla vazby [12, 13].

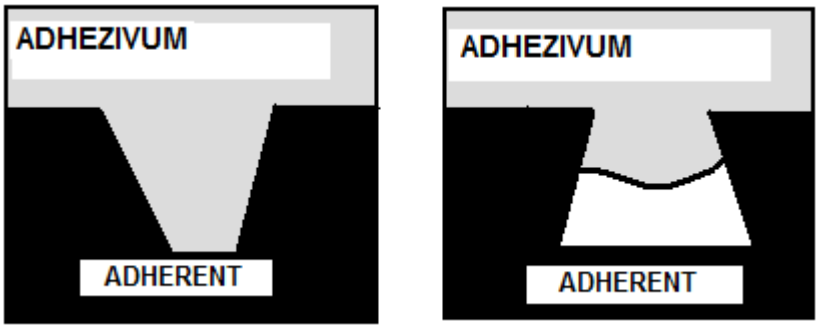
Cacciafesta dokázal, že znečištění skloviny slinou a bělení před ortodontickou léčbou, snižují vazbu adhezivum Fuji Ortho LC [14, 15]. Jiného mínění je Bishara, který dokázal, že bělení nemá žádný vliv na vazební síly kompozitních adheziv a zjistil, že znečištění leptané skloviny Chlorhexidinem, před lepením zámků, působí snížení hodnoty sil adhesiva [16, 17].



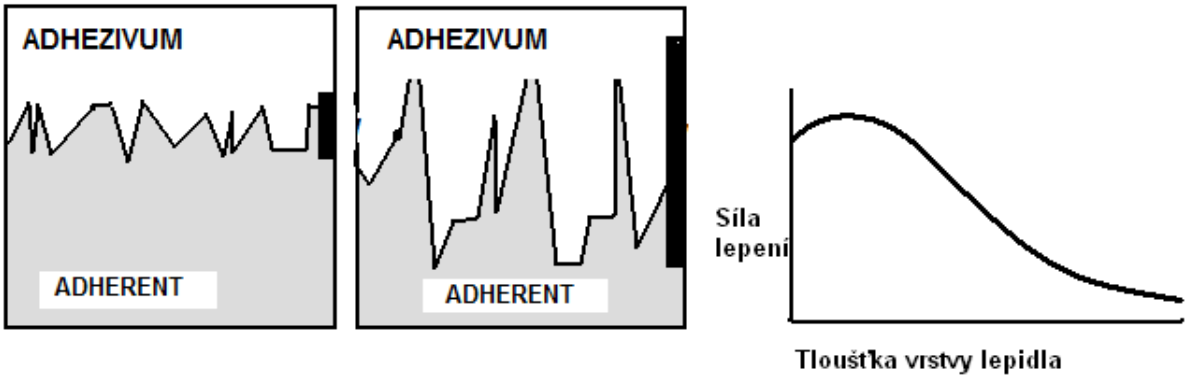
Obr. 1. Schéma ukazující dva nerovné povrchy tuhého tělesa a vazebního faktoru – adherentu. (Existuje vysoká pravděpodobnost uvíznutí vzduchových bublin snižujících kontaktní plochu mezi adherentem a adhezivním materiálem) [9].



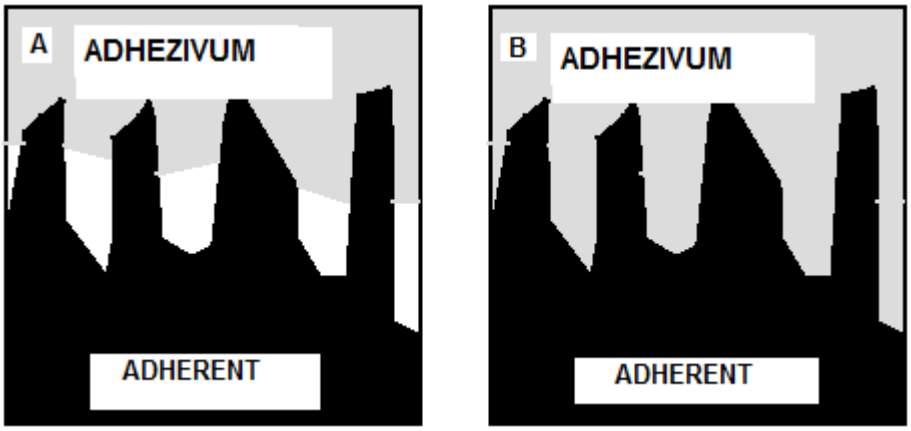
Obr. 2. Kontaktní úhly různých adhezivních materiálů na povrchu tuhého tělesa závislé na tvaru rozlité kapky.



Obr. 3 Vliv tvaru nerovnosti adherentu na smáčivost povrchu.



Obr. 4 Závislost na tloušťce adhezivního materiálu a její vliv na sílu vazby.



Obr. 5 Adhezivní materiál zvlhčující povrch adherentu. A. materiál s vysokou viskozitou B. materiál s malou viskozitou.

2.3. Adheze materiálu ke sklovině

Adheze kompozitních materiálů k připravenému povrchu zubu je jednou z nejdůležitějších vlastností těchto materiálů [18]. Jelikož povrch skloviny se těžce smáčí a nemá retenci, nemůže tvořit s pryskyřičným materiálem ani chemickou, ani mechanickou adhezi [19]. K docílení dostatečné adheze je nutné připravit povrch před aplikací adhezivního materiálu [20]. Je nutné změnit fyzikálně-chemické vlastnosti povrchu skloviny např. leptáním skloviny kyselinou. V minulosti se zkoušelo použití kyseliny mléčné, maleinové, pyrohroznové, citrónové, dusičné, šťavelové, fosforečné, EDTA a enzymy [21, 22].

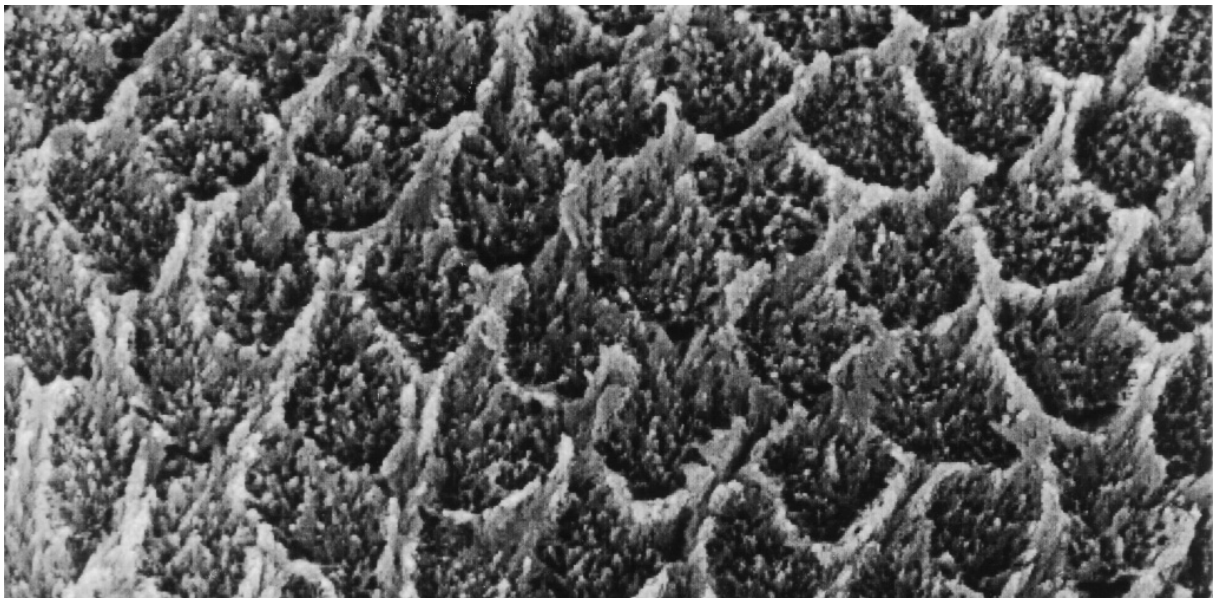
Po provedených studiích o vlivu koncentrace kyseliny na velikost rozpuštěné skloviny a přiléhání materiálu a síly adheze, bylo zaznamenáno zvýšení síly adheze kompozitního materiálu s postupným růstem koncentrace kyseliny [23, 24].
Silverston udává, že po překročení kritické koncentrace, se rozpouští méně apatitů a jako následek jejich srážení a síla adheze se snižuje. Studie ukazuje, že ortofosforečná kyselina v koncentraci 30 až 50% je nejlepší leptací preparát [25].

Naproti tomu Olsen ve studiích popsal, že zkrácení doby leptání mezi 30-10 sek. nemá vliv na sílu vazby [26].

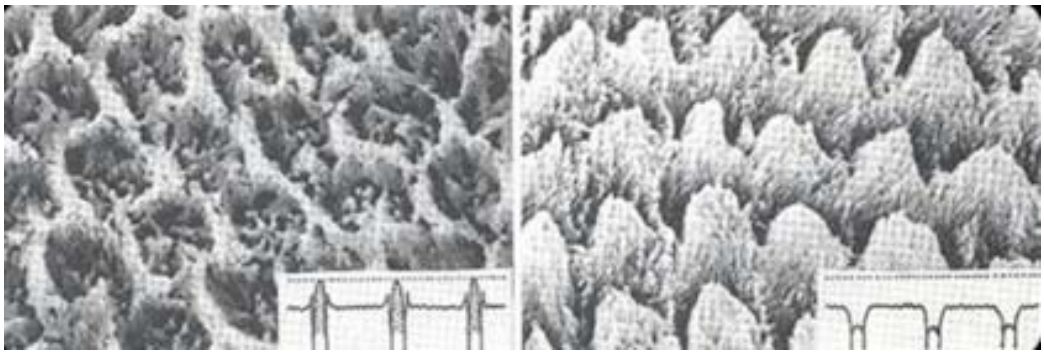
U metody AET (Acid Etch Technique) se nejčastěji používá koncentrace 37% kyseliny ortofosforečné. Leptací prostředek odstraňuje organickou vrstvu z povrchu skloviny rozkládá polysacharidy na jednoduché cukry a proniká hlouběji do skloviny a rozkládá anorganické substance [19].

Procedura leptání skloviny zvyšuje volnou povrchovou energii skloviny (snižuje povrchové napětí), čímž zvyšuje schopnost její smáčivosti přiléhajícím materiálem. Znečištění upravené skloviny iontovými substancemi jako krev, slina, tkáňový mok, vede k dalšímu snížení této energie. Z tohoto důvodu se po leptání a před umístěním vazebných systémů, nedovoluje pacientovi vyplachovat ústa [9].

Sklovina z různých oblastí stejného zubu může mít různé typy výsledků leptání [27]. Leptání skloviny probíhá na různých okrajích prizmat pronikáním kyseliny mezi krystaly [28]. Takže sklovina s prizmatickou konstrukcí se leptá v charakteristické reteční vzory „plástu medu" (Obr. 6). a tzv. "prism end" (Obr. 7).



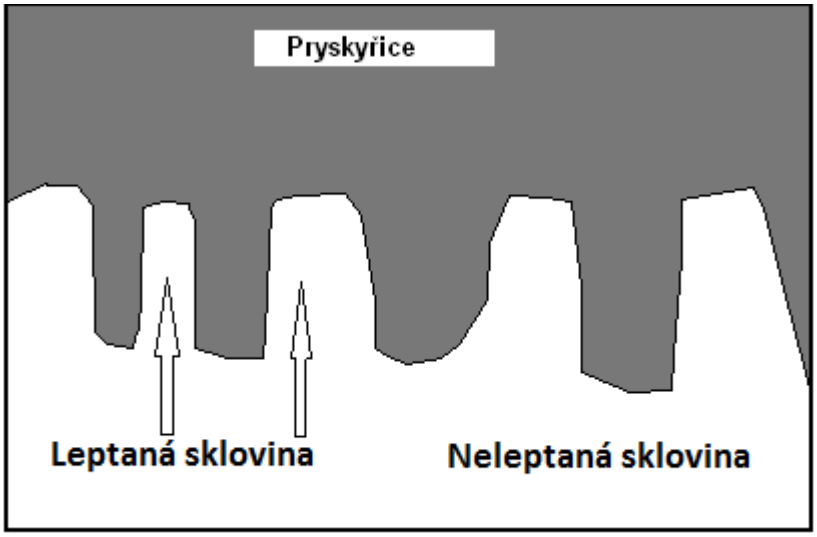
Obr. 6. Povrch skloviny leptaný ortoforečnou kyselinou. Rovnoměrné rozpouštění se povrchu prizmat tvoří charakteristický vzor „plást medu" (SEM zvětšení 1000x).



Obr.7. Reteční vzory "prism end" (Courtesy pro F T Fusayama Sensei (1997).

Kyselina proniká sklovinou do hloubky od 15 až 25 μm a tvoří mikroretence pro pryskyřici, čímž zvyšuje smáčivost skloviny. (Obr. 8). Zvětšuje se vazebný povrch (materiály a ortodontické techniky). V průběhu leptání dochází k trvalé ztrátě asi 6-10 μm vrstvy skloviny, čímž se zvětšuje pórovitost, která napomáhá usazování zubního kamene [25].

Naleptaný povrch skloviny se remineralizuje v podmínkách ústní dutiny v čase od 1 do 3 týdnů, i když tvrdost skloviny se nevrátí do výchozího stavu [29].



Obr. 8. Schéma skloviny po leptání kyselinou fosforečnou a použití pryskyřice na jejím povrchu.

Významné zlepšení smáčivosti lze dosáhnout také tryskáním brusným materiálem (pískování) [30] nebo také zpracováním yag erbium laserem [31].

Světlem upravený povrch skloviny neprokazuje tak dobré retenční vlastnosti, jako po preparaci nebo po pískování [30, 32].

Také použití k přípravě skloviny laseru CO_2 snižuje vazebnou sílu adheziva. Zatímco při snímání zámků je klinicky užitečnější, protože snižuje sílu vazby adheziva [33, 34], podobně jako při použití jagowo erbového laseru [35], Stratmann prokázal, že používání termodebondingu je bezpečnější pro sklovinu než používání mechanické tradiční metody [36].

2.3.1. Systémy vazby kompozitního materiálu na zubní sklovinu

U většiny adhezivních systémů používaných v ortodoncii to jsou alternativy adhezivních materiálů používaných v záchovné stomatologii [37]. Pro zajištění trvalé vazby skloviny s kompozitním materiálem je zavedeno několik vazebných systémů:
s použitím nepřímých pryskyřicí (enamel bonding agents , sealants) nebo nepřímých tekutin „Bond" (adhesive bonding agents, primers) a bez žádných nepřímých sloučenin.

Vazba pomocí nepřímých pryskyřic se základá na jejich vniknutí do prostor u rozpouštěné skloviny a hlouběji do skloviny morfologicky změněné tvořící mikroklky a směšovací zónu. (Obr.8).
Poté adhezivní materiál se chemicky spojuje s nepřímou pryskyřicí a tvoří trvalou vazbu se sklovinou [38, 39, 40].

Dalším způsobem vazby adhezivního materiálu se sklovinou je použití nepřímé sloučeniny [primer], která mění vlastnosti leptané skloviny vstupem do chemické reakce. Pryskyřice tvořící matrix kompozitu proniká do vyleptané skloviny, chemicky se spojuje s primerem a tvoří zóny klků. (Obr. 8).

Některá adheziva se spojují s leptanou sklovinou bez nepřímých pryskyřicí a primerů kvůli dobré smáčivosti zajišťující proniknutí do skloviny [41]. Jako nepřímé substance se také používají samoleptací vazebné materiály.

Podle Arhuna a kol., použití samoleptacího antibakteriálního vazebního systému, který uvolňuje fluor, působí zvýšení síly vazby ve srovnání se samoleptacími systémy, které nemají tyto vlastnosti [42]. Podle Bishary použití antibakteriálního adhezivního systému, který uvolňuje fluor, nemá vliv na sílu vazby adheziva [43].

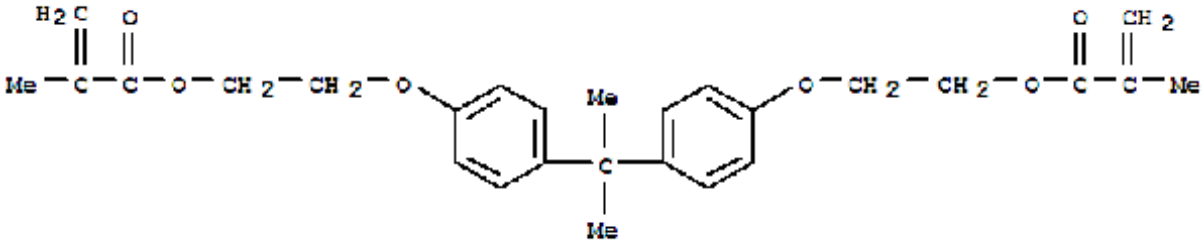
2.4. Kompozitní materiály

Historie kompozitních materiálů sahá až do devatenáctého století, kdy v roce 1843 Reitenbacher syntetizoval akrylovou kyselinu [44].
V roce 1943 Kulzer provedl chemicky iniciovanou polymerizaci a od roku 1944 se používaly vyplňové materiály na bázi akrylátů. Doplnění bylo v roce 1951 anorganickými plnivy pro polymerizaci za studena u výplňových materiálů. V roce 1955 zavedl Buoncore techniky leptání skloviny a vazby akrylu s tkáněmi zubu, což umožnilo další vývoj složených materiálů. V roce 1958 Rafael Bowen provedl syntézu umělé hmoty na základě pryskyřice Bis-GMA se silanizovaným organickým plnivem. O osm let později, v roce 1966, na trh se uvedla první kompozita. Původně tento produkt byl prodáván jako sada prášek-tekutina nebo pasta-pasta, což byla pryskyřice chemicky vytvrzená. Na počátku sedmdesátých let minulého století byly zavedeny kompozitní materiály vytvrzené ultrafialovým světlem. K dalšímu vývoji kompozitních pryskyřic přispěly výzkumy společnosti IVOCLAR , která v roce 1977 zavedla na trh kompozitní materiál s mikroplnivem o částečkách 0,05 μm, což umožnilo lepší leštění. Konec sedmdesátých let je počátek doby složených materiálů vytvrzených světlem halognvé lampy. V současné době je možná vazba kompozitních pryskyřic se sklovinou, dentinem i cementem.

2.4.1. Složení kompozitních materiálů

Kompozitní materiály jsou složené ze tří částí: organické, nazývané základní, anorganické a části vázané.

Organická část, tedy matrice, představuje 20-30% objemu materiálu. Matrice se skládá z různých pryskyřic, které jsou diakryly. Většina obsahuje aromatický monomer s vysokou viskozitou Bis-GMA [bisfenol s glycidylmetakrylátem]. Vznikají při reakci částečky bisfenolu s dvěma částečkami glycidylmetakrylátu a mělo by se spíše nazývat *oligomer* [45] .



Obr. 9. Bis-GMA- chemická struktura.

Bis-GMA

Pryskyřice obsahují také monomery s nízkou viskozitou jako : TEGMA (3- ethylenglykol-2-methakrylát), EGDMA (ethylenglykol-2-methakrylát a hemahydroxyethylenglykol-2-methakrylát). Každý monomer na konci řetězce má dvojitou vazbu C=C, která rozpojením způsobí navázání dvou sousedních monomerů v polymer.

Organická část kromě pryskyřic obsahuje sloučeniny, které regulují proces polymerizace. Iniciátory a urychlovače jsou přidávany za účelem získání volných radikálů potřebných k procesu polymerizace. U systémů chemicky vytvrzených se používá benzoyl peroxidu.
U většiny materiálů vytvrzovaných světlem se používá zdroj viditelného světla s vlnovou délkou 460-480 nm, což zaháji tvorbu volných radikálů. Aby se prodloužila trvanlivost a doba odolnosti, přidávají se inhibitory. Inhibitory jsou také přidávány, aby zabránily samovolné polymerizaci monomeru. Nejběžnější sloučeninou je hydrochinon, ale jeho nevýhodou je probarvení materiálů. V současné době je něho používán monomethyleter hydrochinonu. Přidává se jen v malých dávkách, milióntin hmotnosti kompozita.

Anorganická část obsahuje od 52 % objemu materiálu v případě mikromolekulových kompozitů, do 88 % v případě hybridních kompozitů. Materiály mohou obsahovat křemičitany hliníku, krystalický křemen nebo sklo baryum-hliník-bor-křemík. Tento poslední materiál má následující složení: SiO_2, BaO, B_2O_3 i Al_2O_3. [9]

Částice plniva jsou rozděleny do dvou hlavních skupin: makroplniva a mikroplniva.

Makroplniva jsou rozemleté, rozdrcené a proseté částice minerálů křemene a skla. Velikost částic je v rozmezí 5 až 30 μm, a v případě hybridních materiálů 0,5 až 8 μm. Skleněná plniva nepropouští rentgenové paprsky z důvodů přidávání do skla barya, stroncia, lanthanu nebo vizmutu.

Mikroplniva jsou sférické částice kysličníku křemičitého o velikosti 0,007-0,04 μm. Tvoří pryskyřice s horšími pevnostními vlastnostmi.

Spojení organické a anorganické fáze rozhoduje o fyzikální a chemické pevnosti materiálu.

Vázaná část umožňuje zesílení spojení organické a anorganické fáze. Pryskyřice a plnivo mají různé chemické vlastnosti, a tím organické částice neprojevují adhezi k anorganickým částem. Úlohu vazebního faktoru plní organokřemičité, vinylové a aminové sloučeniny.

2.4.2. Rozdělení kompozitních materiálů

Pozornost si zaslouží praktická klasifikace ve vztahu k velikosti plniva uvedená v roce 1983 Lutzem a Philipsem.

Klasifikace dle Lutze a Philipse:

Typ 1. Kompozity s makroplnivem, známé jako konvenční, mají velikost částic od 1do 30 μm. Částice v těchto materiálech objemově představují 54 % (Obr.10).

Typ 2. Kompozity z mikroplnivem:

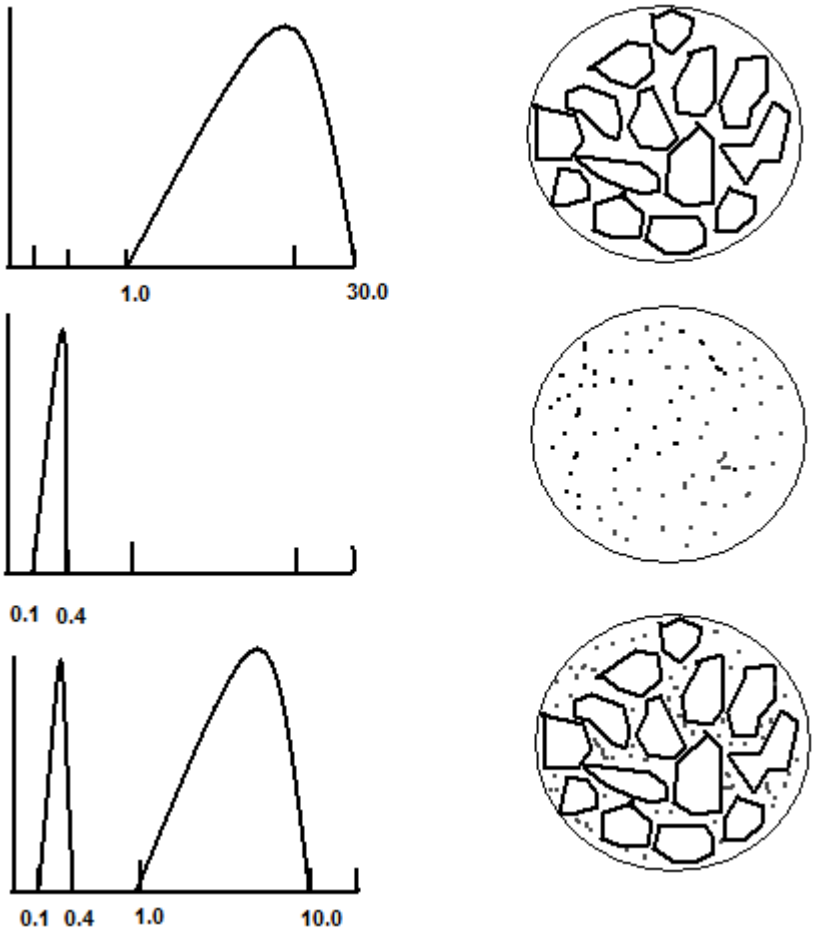
- homogenní materiály, které mají stejnorodé částice o velikosti od 0,1 do 0,04 μm.

- prepolymerizovatelné materiály složené z granulovaných komplexů o velikosti 80 μm; vznikají ve dvou etapách – mikročásticová pryskyřice se polymeruje a v druhé etapě rozdrtí a přidá se do čerstvé pryskyřice s mikroplnivem.

- prepolymerizovatelné materiály složené ze sféroidových komplexů o velikosti 20-30 μm a z aglomerátových komplexů o velikosti od 1 do 25 μm.

Částice plniva v nich objemově tvoří 25 % materiálu.

Typ 3. Hybridní kompozitní materiály jsou kombinace tradičních materiálů s materiály s mikroplnivem. Velikost částic plniva je 0,04 až 10 μm a objemově je to 74-75 %.



Obr. 10. Velikost plniva u kompozitních materiálů.

Vzhledem ke způsobu polymerizace se kompozitní materiály dělí na:

1. Vytvrzované světlem
2. Chemicky vytvrzované
3. Kombinované, vytvrzované světlem a chemicky
4. Vytvrzované UV zářením
5. Tepelně vytvrzované

Ad. 1

Aktivace polymerizace viditelným světlem se týká kompozitů ve formě jediné pasty. Aktivace viditelným světlem je možná u polymerů, které obsahují nejčastěji alfa-1,2 diketony jako je: di benzoyl nebo kafrchinon a amin, redukční činidlo methakrylát N, N-dimethyloaminoethyl (DMAEMA).
Po aktivaci světlem o vlnové délce 460-480 μm vzniká komplexní sloučenina, která se rozpadá a vytváří volné radikály [9].

Volné radikály způsobují dále rozpad vazby monomerů a zahájení procesu polymerizace. Obsah kafrchinonu se pohybuje v rozmezí 0,17- 1,03 % hmotnosti pryskyřice, a v DMAEMA redukční činidlo má hodnotu od 0,86-1,39 % hmotnosti pryskyřice. Problém může být u polymerizace adheziva při použití kovových zámků, ale Travas a Watts prokázali, že dostatečné množství světla pro zahájení polymerizace se může dodat přes korunku zubu pomocí transiluminace [46].

Ad. 2

Systém chemické aktivace se vztahuje na materiály vyrobené v podobě pasta-pasta nebo prášek-tekutina. Polymerizační reakci zahajují iniciátory, kterými mohou být peroxid benzoylový nebo sulfonová kyselina a aktivátor – terciární amin. Jako aktivátor byl používán N, N – dimethyl-p-toluidin, ale nyní byl zaveden N, N- dihydroxyethyl- p-toluidin.[9] Polymerizace iniciovaná chemicky se vyskytuje stejnoměrně v celé hmotě materiálu. Zvláštní podobou této formule je systém No-MIX, ve kterém jsou zámky a zuby pokryté doplňujícími se komponenty dvoudílného systému. Kontakt zámku a zubu s nanesenými materiály dovoluje pronikání faktorů jako peroxid benzoylu a amin z přislušných součástí systému.

Ad.3

Systém zdvojené aktivace, zároveň světlem i chemicky, se týká kompozit vyráběných v podobě pasta-pasta. Světelná aktivace se používá k zahájení procesu polymerizace, chemická k pokračování reakce [47]. Dvojitě vytvrzované kompozitní pryskyřice jsou stále častěji s úspěchem používané jako ortodontické adhezivní materiály. V určité vzdálenosti od osvětlovaného povrchu lze intenzitu světla výrazně snížit, a velikost reakce pak bude záviset na účinnosti chemické fáze polymerizačního procesu.

Ad.4

U tohoto typu iniciace byly použity polymery, které obsahují benzoinéter. Po aktivaci na monomer UV zářením je světelená energie absorbována a vytváří se volné radikály, které iniciují polymerizaci. V současné době se tento systém nepoužívá pro
- omezenou hloubku průniku krátkých vln materiálem

-škodlivé účinky UV záření na oči a kůži

Ad.5

Materiály vytvrzované za horka jsou s použitím iniciátorů, jako jsou peroxidy, peroxy kyseliny, alifatické azosloučeniny a benzopinakoly. Volné radikály vznikají při vysoké teplotě. Materiály se používají u nepřímých metod.

Modifikace kompozitů polykyselinou vytvořila samostatnou skupinu, označovanou jako kompomery, která má spojovat výhody kompozitů se sklomonomerním cementem. Obsahují monomer modifikovaný skupinami polykyselin a křemíkové sklo, uvolňující fluor. Obsah plniva je 42-67 %, a průměrná velikost částic se pohybuje v rozmezí 0,8 až 5 μm. Hlavně

slouží jako výplňový materiál u kazů třídy III, V a dočasné výplně třídy I a II. Příkladem může být Dyract firmy DeTrey [48].

Další skupinou výplňových materiálů jsou ormocery. Používána u kompozitů matrix [Bis-GMA, TGMA, UDMA] se v nich nahradila matrix založená na keramickém polysiloxanu-křemíkově kyslíkatých řetězcích. Materiály, kterých zástupcem je Definite firmy Degusa, Admira Firmy Voco, slouží k vyplňování aproximálních kazů a třídy I, V. Vyznačují se nepatrným polymerizačním smrštěním do 2 %, uvolňováním fluoru, dobrou adhezí ke sklovině i dentinu [47].

2.5. Polymerační lampy

Nejčastěji používaným světelným zdrojem pro polymerizaci adhezivních materiálů je křemenně wolframový halogen nebo modré diody LED (light- emitting diode) . Rozsah délky vln emitovaných halogeny QTH (quartz- tungsten-halogen) se pohybuje mezi 450-490 nm, a síla má hodnotu od 400 do 800 mW/cm^2. Omezení vyzařovaného světla se širokým spektrem se docíluje pomocí modrého filtru. Filtr UV blokuje průchod UV záření. Některé lampy vyzařují hodně tepla, což může ovlivnit dráždění dřeně. K tomu se doporučuje test přiložením prstu ve vzdálenosti 2-3mm od koncovky na 20 sekund. Pokud teplota znemožňuje udržet prst, znamená to, že je teplota příliš vysoká.

Plazmové lampy PAC (plazma – arc) pracují na principu plazmového oblouku. Světlo pochází od elektrického proudu mezi dvěma wolframovými elektrodami v prostředí stlačeného plynu xenon. Lampa obsahuje filtry UV a infračervené. Rozsah vysílané energie se pohybuje mezi 380-500 nm [49].
Podle Cacciafesty [50] doba potřebná pro polymerizaci zámku je 2 sekundy .

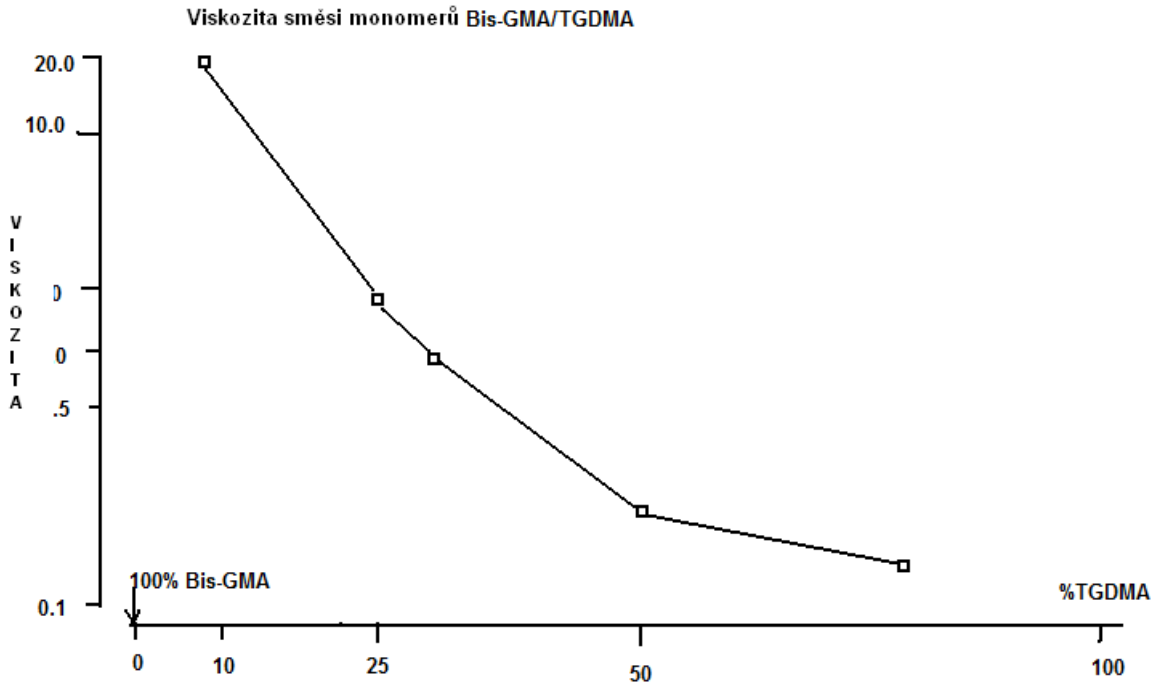
Diody emitující modré světlo se spektrem 450-490 nm využívají spojení polovodičů na základě dusičnanu galia. Lampy LED nevyžadují filtry a neprodukují tolik tepla, jako lampy QTH [51].

2.6. Adhezivní materiály používané v ortodoncii

Hlavním druhem ortodontických adhezivních materiálů jsou dnes kompozitní pryskyřice. Původně byly zpracovány jako materiály pro rekonstrukční stomatologii. Ortodontické adhezivní materiály mají mnoho společného s materiály, které slouží k výplním. Jejich součástí jsou: organický matrix a keramika v prášku, jako sklo hliníkovo-borité-baryové, křemičitany hlinitého lithia nebo krystalický křemen. Velikost částek plniva se pohybuje od 0,04 do 5 μm, a objem volné frakce může být 30-75 %. Množství plniva v ortodontických materiálech je menší než u těch, které se používají v záchovné stomatologii [37].

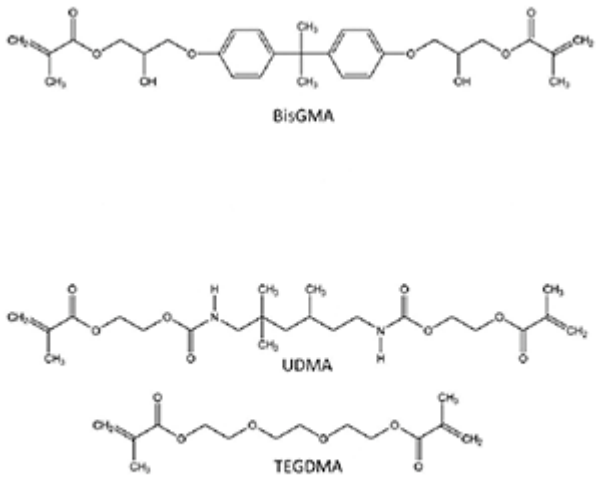
Organická matrix se tvoří výsledkem polymerizace aromatického dimetakrylátu nebo dimetakrylátu uretanu. Většina je na základě Bis GMA (monomer Bowena). V souvislosti s velkými rozměry molekul a chemickým složením, převyšují většinu monomerů s menšími

částicemi, jsou méně těkavé, s menším polymerizačním smrštěním, rychlejším tuhnutím a získává se silnější adhezivní spojení, pryskyřice projevuje větší tuhost. Pro zlepšení viskozity je Bis-GMA doplňována jinými monomery. Nejčastěji se používá di ethylenglykol dimethakrylát (DEGMA) a triethylenglykol dimethakrylát (TEGDMA). Typické složení obsahuje 75 % Bis-GMA a 25 % TEGDMA (Obr. 11).



Obr. 11. Změny viskozity směsi Bis-GMA/TGDMA.

Některé materiály obsahují alifatické nebo aromatické dimethakryláty uretanu (UDMA), které nahrazují částečně nebo úplně Bis-GMA (Obr.12).



Obr. 12. Chemické vzorce monomerů.

Mají nižší viskozitu, takže vyžadují snížený podíl TEGDMA, jsou světlem tuhnoucí, absorbují méně vody a jsou pružnější.

Další možností je syntéza Bis-EMA, která nemá ve struktuře hydroxylové skupiny a proto vzniká monomer s nízkou viskozitou, který nevyžaduje velké množství ředidla. Po vytvrzení může absorbovat malé množství vody a je méně citlivý na vlhkost, než Bis-GMA [37].

Kompozitní materiály používané v ortodoncii, které se objevily na trhu jako první, jsou materiály chemicky vytvrzované ve dvou fázích. Příkladem je Concise firmy 3M. Nesou s sebou riziko zavírání vzduchových bublin a vznik prázdných prostorů pod bazí zámku, během komplikovaného a časově náročného přípravného postupu. Důsledkem je snížení síly vazby a zvýšená úroveň vyplavování monomeru [52].

Potřeba zjednodušit postup pro přípravu kompozitních materiálů iniciovala výzkum pro zavedení jednofázových vazebných systému, které nevyžadují míchání. Příkladem výrobku je: Systém 1 firmy ORMCO, Rely-a-bond firmy Reliance nebo Unit firmy 3M.

Výhodou tohoto systému jsou menší časové nároky a účinné aplikování tekutého komponentu na povrch skloviny a zámkovou bázi, který nevyžaduje míchání. V souvislosti s omezeným procesem difúze katalyzátoru se nedoporučuje používat tyto skupiny kompozitů, když je vyžadována větší tloušťka vazebního materiálu např. při použití kanyl na molárech [53].

Světlem tuhnoucí materiály používané v ortodoncii jsou dostupné od 80. let dvacátého století. V současné době je to často a s oblibou používaná skupina kompozit pro lepení ortodontických zámků, čirých i kovových. Doporučované časy osvětlení od výrobců jsou dvakrát delší, než je aktivace polymerizační lampou na každém okraji zámku. Díky delší době lepení za účelem optimálního umístění zámku, světlem tuhnoucí materiály dobře slouží výukovým účelům.

2.6.1. Systémy dvojitě vytvrzované

V takových systémech probíhá polymerizace následkem vystavení povrchové vrstvy na viditelný zdroj světla, a polymerizace v podpovrchové vrstvě probíhá následkem chemických procesů. Materiál doporučovaný pro lepení molárových kanyl má časově náročnější proces přípravy.

Vazebné aktivní systémy s možností přístupu vlhkosti jsou systémy vyvinuté pro lepení zámků v prostředí se zvýšeným rizikem znečištění slinou nebo tekutinou z dásně např. při částečném prořezání premolárů. Materiály jsou k dispozici ve formě pasty a vyžadují smáčení povrchu skloviny před nanesením. Příkladem výrobku je Smartbond firmy Gestenko International AB, Sweden založený na kyanoakrylátu s jednoduchou aplikací bez potřeby leptání povrchu skloviny. Reakce probíhá ve dvou etapách. V první etapě izokyanátové skupiny reagují s vodou a tvoří karbamovou kyselinu, která přechází v CO_2 a amin. V další etapě amin reaguje se stávajícími izokyanátovými skupinami a síťuje vazebné substance vznikem močovinových skupin. Problémem, který může nevýhodně ovlivnit sílu vazby

materiálu, je uvolňující se CO_2 . Plyn, který se nemůže dostat ven je uvězněn a tvoří prázdné prostory uvnitř spojovacího materiálu. Dalším problémem při aplikování je přebytek vody, který přispívá ke vzniku pouze první etapy polymerizační reakce a působí vznik křehké polymerní vrstvy.

2.6.2. Systémy odolné proti vlhkosti

Hlavní účinnou součástí toho přípravku je methakrylát, kopolymer polyalkenové kyseliny. Primer je hydrofilní . Voda ionizuje karboxylové skupiny a tvoří dimery spojené vodíkovými skupinami. Příkladem je Transbond MIP firmy 3M.

2.6.2.1. Akryláty

Materiály používané při výrobě ortodontických aparátů a retainerů a pro upevňování fixních retainerů jsou dodávány převážně ve formě prášek-tekutina. Prášek je ve většině Poly (methyl-methakrylát) PMMA [54], stejně jako iniciátor (benzoyl peroxid), který zahajuje polymerizaci kapalného monomeru po smíšení s práškem.

Polymery v čistém stavu jsou transparentní a můžou být pigmentovány. Tekutina je methyl-methakrylát a kvůli modifikaci může obsahovat jiné monomery. Do monomerů se přidávají inhibitory, aby vlivem např. světla, nebo teploty se nepolymerizovaly. Typickým inhibitorem je hydrochinon. Podle specifikace ANSI/ADA Nr 12 (ISO 1567) existují rozdíly mezi akryláty polymerizovanými za horka a polymerizovanými za studena. Odolnost vůči ohybu je vyšší pro polymery vytvrzovany tepelně 65 MPa v poměru k modulu 60 MPa pro hmoty vytvrzovány chemicky. Zbytkový methakrylový monomer po procesu polymerizace má 4,5 % hmotnostního maxima pro akryláty polymerizované za studena, a 2,2 % hmotnostního maxima pro akryláty polymerizované za horka [55].

2.6.2.2. Skloionomerní cementy

Základy a použití

Skloionomerní cementy byly vytvořeny Wilsonem a Kentem počátkem 70. let dvacátého století a byly zpracovány tak, aby spojily v sobě sílu a potenciál uvolňování fluoridu křemičitanových cementů s adhezivními schopnostmi zinkovo – polykarboxylátových cementů [37].

Skloionomerní cementy jsou používány v celé řadě indikací, jako jsou: rekonstrukce korunek zubů, materiály na pečetění zubních rýh, linery, a také materiály pro cementování inlejí a korunek. V ortodoncii se staly populární během pozdních 80. let.

Vyšší koeficient odolnosti vůči podmínkám ústní dutiny pro skloionomerní cementy ve srovnání s zinkovo-fosfátovými cementy, ve spojení s uvolňováním fluoridu, dělá je atraktními pro cementování ordontických kroužků. Kromě toho některé skloionomerní cementy jsou doporučovány jako alternativa k adhezivním pryskyřicím, pro přímé lepení zámků fixního ortodontického aparátu [37].

V případě lepení zámků skloionomerními cementy není nutné leptání skloviny, což vede k eliminaci ztrát tvrdých tkání při sejmutí fixního aparátu, než lepeného pomocí adhezivní pryskyřice.

V poslední době byl zaveden skloionomerní cement modifikovaný pryskyřicí vytvrzovanou světlem k použití jako podkladový a vyplňovací materiál. Problém neúplné polymerizace v místech nepřístupných světlu přispěl ke tvorbě samotuhnoucích modifikovaných pryskyřic ve složení cementů. Rychlejší reakce vazby, lepší fyzické a mechanické vlastnosti a větší síla vazby na sklovinu u skloionomerních cementů modifikovaných pryskyřicí, ve srovnání s konvenčními materiály, je dělá atraktivními pro ortodontické potřeby [37].

Složení

Prášek se skládá s částic skla vápenato – fluoro – hlinito - křemičitého, obsah fluoridu je velmi vysoký (10-23 % hmotnostních). Skleněné částice jsou částečně rozpustné během reakce vazby a uvolňují sodík, vápník, hliník a iony křemičitanu do roztoku tekutiny.

Tekutinou původně zavedeného skloinomerního cementu, byl vodní roztok polyakrylátové kyseliny. Roztok byl považován za nestabilní, s želatinováním vyskytujícím se při dlouhodobém skladování. Další komponenty tekutiny tvořily polyakrylátové kyseliny, maleinové nebo jiné polykarboxylové kopolymery kyselin, a přibližně 5 % itakonové kyseliny.

Významné změny byly provedeny ve složení tekutiny skloionomerních cementů modifikovaných pryskyřicí světlem tuhnoucí. Největší z nich jsou: nahrazení vody vodní směsí HEMA (hydroxymethylmetakrylát) a zapojení fotoiniciátorů a/nebo chemických iniciátorů pro tvorbu radikálové polymerizace. U některých výrobků monomery na bázi methakrylátu, např. Bis-GMA, TEGDMA i UDMA , jsou přidávány do roztoku polyakrylátové kyseliny. Jsou popsány změny koncentrace vody a kyselosti tekutiny pro skloionomerní cementy, modifikované pryskyřicí, které mají vliv na kyselinovo-zásaditou reakci vazby.

Reakce vazby a struktura

Reakci vazby konvečních skloionomerních cementů lze představit jako reakci kyselinovo (tekutina) - zásaditou (prášek), která vede ke vzniku polykarboxylových solí, které jsou matrixem cementu. Reakce probíhá ve třech fázích: rozpouštění, želatinování a konečně vytvrzení.

Skloionomerní cementy modifikované pryskyřicí světlem tuhnoucí, jsou vázány dvojitou reakcí. Po smíchání prášku a tekutiny následuje kyselinovo-zásaditá reakce, která doprovází

mechanismus polymerizace volných radikálů, podobně, jako u kompozitních pryskyřic. Skloionomerní cementy modifikované pryskyřicí mají delší pracovní dobu a rychle se vážou po vytvrzení světlem.

Před nanesením skloionomerního cementu se doporučuje povrch skloviny leptat vodním roztokem polyakrylátové kyseliny, která má koncentraci v rozmezi 10-40 %.

Schopnost skloionomerních cementů vázat se se slitinami kovů, je důležitá vlastnost těchto materiálů. Vazba mezi cementy se sklovinou je lepší, než vazba mezi cementy a kroužky a zámky z nerezavé oceli.

Léčba fixními ortodontickými aparáty tvoří vysoké a stálé riziko vzniku zubního kazu. Mnohokrát byl popisován vznik demineralizace skloviny a bílých skvrn v oblasti přilehlé ke kroužkům nebo zámkům. Skloionomerní cementy fungují jako rezervoár fluoridů a pomáhají minimalizovat riziko podpovrchové demineralizace skloviny. V různých studiích v podmínkách in vitro, byla prokázána schopnost všech skloionomerních cementů - a zejména cementů používaných k cementování – uvolňovat ionty fluoridu.

2.7. Zámky

Ortodontické zámky jsou součástí ortodontického fixního aparátu, který umožňuje přenos sil na zuby během ortodontické léčby.

Původně byly v ortodontické léčbě používány kovové kroužky s príbodovaným zámkem, cementované na zub. V sedmdesátých letech dvacátého století byla přijata technika přímého lepení zámků na sklovinu. Dalším krokem ve vývoji ortodontických zámků bylo upravení zámkové báze za účelem dosažení větší adheze. Vyplývá to z hlavních mechanismů vazby: mechanické retence, která využívá proměnné struktury povrchu báze zámku získanou např. frézováním (jednoduché, dvojité nebo trojité), síťováním, laserováním, mikromechanickou retencí získanou pískováním, leptáním získanou mikroporozitou.
Retence báze plastových zámků může mít; proužky, otvory, zářezy nebo může být modifikována chemicky, za použití primeru nebo acetonu.

Další výzkumy byly zaměřeny na zlepšení estetiky a zavádění nových materiálů.

2.7.1. Kovové zámky

Zámky vyrobené z nerezavějící oceli byly používany po desetiletí s velkým klinickým úspěchem. Mezi výhody patří vysoká mechanická pevnost, přesnost a dobrá vazba s lepidly. Mezi nevýhody patří špatná estetika. Rozdíly jsou v závislosti na výrobci ve velikostech, tvarech, způsobu výroby a použitém materiálu.

Rozlišujeme slitiny z nerezavějící oceli, které se liší složením a množstvím jednotlivých substrátů. Po odlití mohou být vystavené frezování, nebo mohou být vyrobeny z prášku v technologii vstřikování tekutého kovu sintrováním MIM (metal injection moulded) [56].

Existují znepokojivé zprávy o korozi austenitické slitiny nerezové oceli AISI typu 316L, v současné době používané při výrobě zámků. Tato slitina obsahuje 16-18% Cr, 10-14% Ni, 2-3% Mo a maximálně 0,03% C (všechny hodnoty jsou ve hmotnostních procentech). Označení „L" informuje o snížení obsahu uhlíku v porovnání s typem 316 nerezové oceli, která obsahuje nominální maximální množství uhlíku 0,08% hmotnostních. Nerezová ocel 316L obsahuje trochu více niklu, méně chromu a výrazně méně uhlíku než slitiny nerezové oceli AISI typu 302 i 304. I když slitina 326L nerezové oceli se osvědčila v klinické praxi, jsou známky koroze ve styku s vazebním materiálem [37].

Chromovo-kobaltové slitiny – určené pro pacienty s alergií na nikl jsou s nízkým obsahem niklu.

Zámky ze slitiny obsahující titan – rovněž pro osoby s alergií, jsou bez niklu.

Zámky s galvanicky naneseným zlatem nebo nitridem.

Retence zámků k vazebnímu materiálu může být zvýšena pomocí síťování [jednoduché, dvojité nebo trojité], frezováním, laserováním, leptáním, pískováním.

2.7.2. Plastové zámky

První plastový zámek (z umělé hmoty) byl vyroben z polykarbonátu, bez plnidel na začátku 70. let dvacátého století. Bohužel tyto zámky prokazují tendenci k pomalé deformaci během přenášení zatížení hranatých oblouků na zuby. Aby se minimalizovaly tyto problémy, byly zdokonaleny zámky
z polykarbonátu kovovou drážkou. Snadno praskají a ulamují se jim křídelka. Plastická hmota se deformuje a nepřenáší přesně síly oblouku na zuby [57].

Retence báze plastových zámků může mít; proužky, otvory, zářezy nebo může být modiifikována chemicky, za použití primeru nebo acetonu.

2.7.3. Keramické zámky

Většina keramických zámků je vyrobena z čistého kysličníku hlinitého. Zámky jsou dostupné ve dvou formách: polykrystalické a monokrystalické (safír). V počáteční fázi výroby zámků z polykrystalického kysličníku hlinitého bylo spojení s vhodným pojivem tak, že byla vytvořena směs, kterou bylo možné tvarovat do příslušného modelu zámku. Připravená směs se zahřívá (vypaluje) při teplotách vyšších než 1800 ^{0}C s cílem vypálení pojiva i získání spojení částí. Pomocí diamantových nástrojů se tvaruje drážka zámku, následně se opět vypaluje, aby se odstranila oblast napětí a povrchové nedokonalosti, způsobené mechanickou úpravou. Slinování tvoří polykrystalickou mikrostrukturu kysličníku hlinitého a vytváří průsvitné vlastnosti. V případě výroby zámků z monokrystalického materiálu v první fázi je pomalé ochlazování. Tímto vytvořená hmota monokrystalického kysličníku hlinitého ve

formě tyčí nebo destiček je tvarována do podoby zámků pomocí diamantových nástrojů, granátových neodymovo – yttrium – hliníkových laserů nebo ultrazvukových nástrojů.

Monokrystalické zámky jsou pak tepelně zpracovány pro odstranění povrchových nedokonalostí a oblastí napětí, které vznikly během úpravy.

Pevnost zámků z monokrystalického a polykrystylického kysličníku hlinitého lze zvýšit tím, že se vyloučí poškrábání povrchu, které je místem koncentrace napětí a inicializace zlomenin [37]. Chaconas ve studiích prokázal, že polykrystalické zámky se vyznačují vyšší odolností proti rozlomeni, než monokrystalické zámky [58].

Ze získaných výsledků studií Samruajbenjakul vyplývá, že u keramického zámku retence báze ve formě keramických kuliček vytváří největší retenci pro adhezivum**.** Chaconas a kol. ve studiích prokázali, že polykrystalické zámky se vyznačují zvýšenou odolností. Nejslabší retencí se vyznačuje mřížka u kovových zámků [59].

Ve studiích Haydar a kol. srovnávací analýza ukázala větší napětí v testech pevnosti při použití keramických zámků, než u kovových zámků [60]. Může to být způsobeno trojitým mechanismem vazby zámku s adhezivem: chemickým, mechanickým a kombinací obou [61] . Vzhledem k vysoké křehkosti keramiky stačí nevelká síla působící do jednoho bodu, aby zapříčinila prasknutí zámku [62].

Zprávy o poškození skloviny během debondingu znepokojily ortodontisty a přiměly je k dalším studiím [63]. Kitahara-Céia a kol. prokázali zvýšené riziko prasknutí skloviny u keramických zámků během debondingu [64].

3. Cíl studie

Cílem této studie bylo:

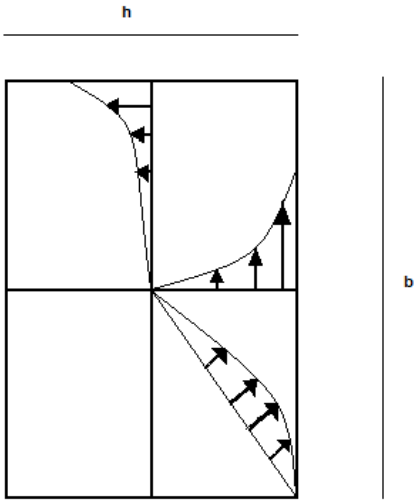
a) porovnat a vyhodnotit pevnostní vlastnosti různých ortodontických adheziv používaných k upevňování ortodontických zámků na zubní sklovině. V testech prováděných na speciálním zařízení zjistit, jaký vliv má úprava povrchu skloviny na sílu vazby náhodně vybraných adheziv k zubní sklovině.

b) provést kvantitativní a kvalitativní hodnocení adheziva, které zůstalo na povrchu skloviny a na bázi zámku pomocí indexu ARI - Adhesive Remnant Index [65].

4. Materiál a metoda

Jedním ze způsobů, jak zjistit pevnost zkoušeného materiálu, je podrobit ho zkoušce zatížení. Napětí vzniklé v průběhu testů se vztahuje k vnitřnímu stavu zkoušeného materiálu a je definováno jako poměr síly F(N) k obsahu plochy, na kterou působí (m2). Podle toho může být napětí definováno, jako velikost působící síly, nebo také, jako velikost vnitřní síly odporu, která působí proti vnějším silám. V mezinárodním metrickém systému [SI- Systeme International], je základní jednotkou napětí megapascal (MPa), kde 1 MPa = 10^6 N/m^2 = 1 N/mm^2, a 1 Pa (Pascal) = 1 N/m^2. Analýza mechaniky adhezivního materiálu pro kroutící deformace je matematicky komplikovaná, protože se plošné průřezy adheziva kolmé k ose kroucení deformují. Rozložení smykového napětí pro pojivový materiál pod zámkem s obdélníkovým průřezem je znázorněno na obrázku 13 (Obr. 13) , kde je vidět, že kroutící napětí je nulové v rozích a maximální v prostředních bodech dlouhých stěn [66]. Maximální smykové napětí τ μ, vytvořené pod bází obdélníkového zámku v závislostí na kroutícím momentu M_x lze si představit jako :

$$\tau^{max} = \frac{M_x}{\alpha h b^2}$$



Obr.13. Rozložení smykového napětí pro pojivový materiál pod zámkem s obdélníkovým průřezem

Kde stany h a b jsou krátká a dlouhá strana zámkové báze a α je koeficient, který závisí na poměru (h/b) [67]. V našem výzkumu je vyznačen maximální kroutící moment, ve kterém došlo k přetržení vazebního materiálu. Hodnoty jsou uvedeny v cN*m.

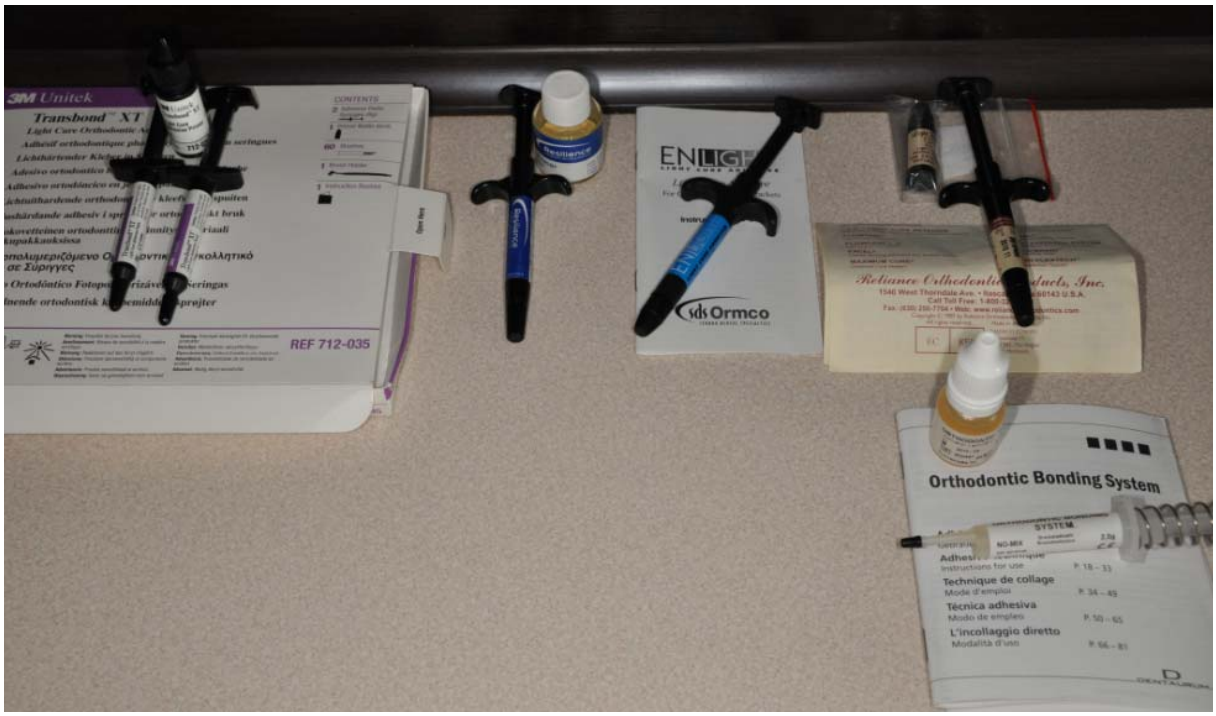
V případě nalepeného zámku máme tří roviny -báze zámku –adhezivum –sklovina. Použitím vnější síly, která vede k přetržení spojení, lze vypočíst maximální mezní napětí pro sílu při daném směru působení, což je poměrl mezní hodnoty síly (F) a obsah plochy zámkové báze. Síla tahu (tensile force) působí prodloužení adhezivního materiálu směrem k povrchu zatížení, zatímco síla smyku (shear force) působí klouzavé přemístění vrstev adheziva k sobě. Kroutivá síla – rotací kolem osy vzorku.

4.1. Zkoumané materiály

Analýze v testech byly podrobeny následující vazební materiály:

Transbond XT 3M, Medicept Light Cure Medicept Dental, Spofacryl Spofa Dental, Resilience Ortho Technology, Light Bond Reliance, Enlight Ormco, No-Mix Dentaurum, Tetric flow Vivadent, GC Fuji ORTHO LC, ConTec Prime Dentaurum a Granitec Falcon (Obr. 14, 15, 16).

Obr. 14. ConTec Prime Dentaurum, GC Fuji ORTHO LC, Granitec Falcon.



Obr. 15. Transbond XT 3M, , Resilience Ortho Technology, Enlight Ormco, Light Bond Reliance, No-Mix Dentaurum

Obr. 16. Medicept Light Cure, Tetric flow Vivadent, Spofacryl Spofa Dental,

4.2. Postup přípravy vzorků

Obecný postup přípravy vzorků pro srovnávací zkoušky byl následující:

Bylo připraveno 330 vzorků z extrahovanými lidskými premoláry po předchozí dezinfekci přípravkem Incidin liquid s propanolem. Zuby po extrakci byly uchovávány v roztoku 0,9 % NaCl a teplotě 37 stupňů C po dobu do dvou týdnů. Poté byly umístěny do krychliček s rozměry 2 cm x 2 cm x 2 cm vytvořených z polyesterové pryskyřice Plus 710 firmy Novol (Obr.1). Náhodně bylo vytvořeno 11 skupin po 30 vzorků. Každá skupina byla podrobena odpovídajícím testům (krut, smyk, tah) a zkoušenému lepidlu (Obr. 2).

Povrch skloviny, ke které přímo přiléhala báze zámku, byl bez výplní, kazu a neprojevoval žádné odchylky od normálního stavu skloviny. To bylo ověřeno pomocí digitálního mikroskopu s 2.0 megapixelovým snímačem CMOS se softwarem MicroCapture a rozhraní PC USB 2.0.

Po vyčištění skloviny vyšetřovaných zubů pastou s pemzou, leptáno 37% ortofosforečnou kyselinou, opláchnuto vodou a osušeno. Báze zámku byla odmaštěna lihem a následně byl povrch osušen stlačeným vzduchem. Polymerizace každého adheziva bylo provedena v souladu s pokyny výrobce.

K polymerizaci byla používana lampa s monochromatickou diodou s výkonem 1000mW/cm2 firmy Heraeus Kulzer, Translux Power Blue (Obr.17).

Ryc. 17. Vytvrzovací lampa.

Ke zkouškám byly použity zámky firmy RMO Integra .022”.

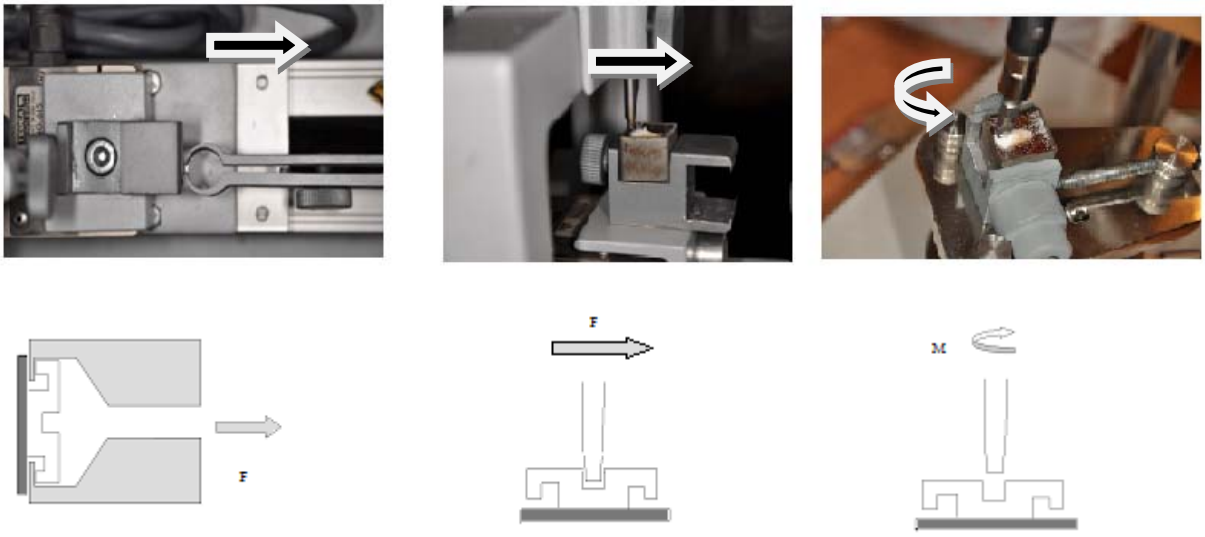
a b c

Obr. 18. Zámky Integra firmy RMO .022”.

4.3. Provedení zkoušek

Zkoušky byly provedeny in vitro při teplotě 24 stupňů C, hodinu po připevnění zámku. V úvahu se nebral vliv podmínek prostředí ústní dutiny na vlastnosti zkoumaných polymerů. Výzkumy byly provedeny na stroji pro pevnostní zkoušky s odporovým tensometrem firmy Vishay model 615 Tedea Huntleigh, měřidlem hmotnosti VT 100 a se servomechanismem firmy Eisel, umožňující provedení statických pevnostních zkoušek (smyk, tah) (Obr.19, Obr.20).

Obr. 19. Stroj pro smyk, tah.



a b c

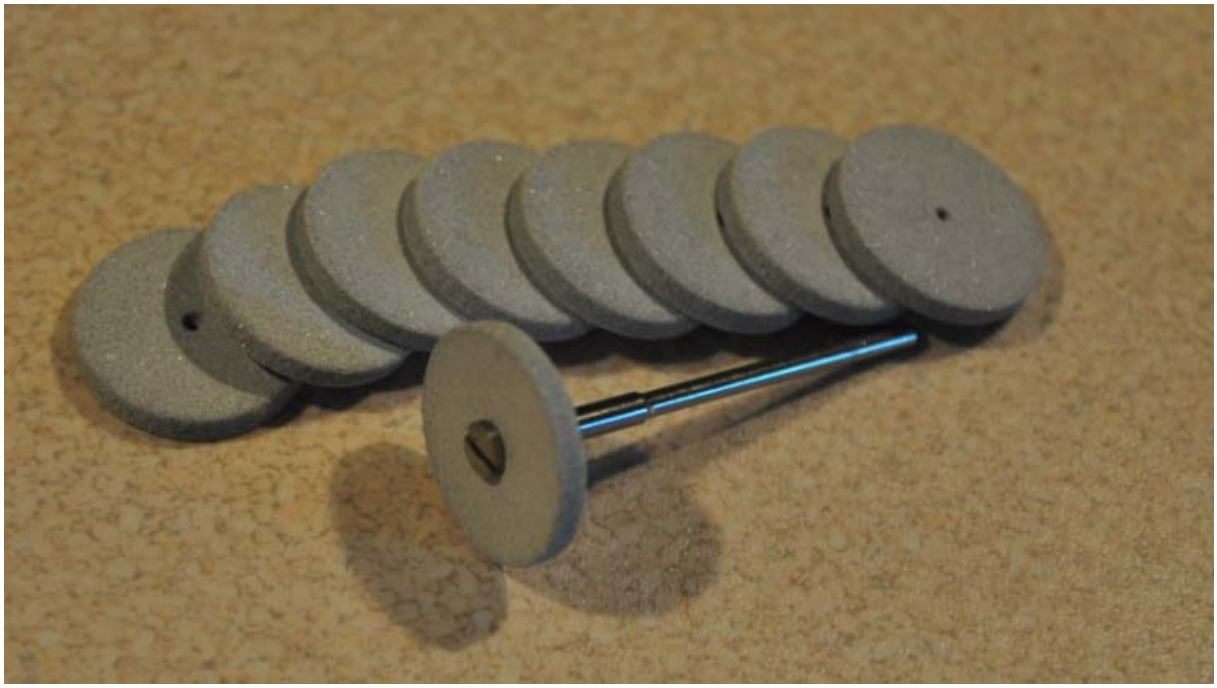
Obr. 20. Zkoušky pevnosti vazby; zleva- tah, smyk, krut,.

Údaje byly zaslány analogovo digitálním převodníkem do počítače třídy PC a výsledek byl zobrazen na grafu s maximální hodnotou, při které docházelo k přetržení materiálu. Přístroj kalibrovaný v Newtonech, certifikovaný PCA, měřil rychlost posunutí 5 mm/min. Zkouška maximálního kroutivého momentu byla provedena při použití analogového dynamometru japonské firmy Tohnichi FTD50CN2-S kalibrovaného v cN*m v rozsahu od 1-50, s chybou měření 0.01cN*m (Obr.21).

Obr. 21. Stroj pro krut.

Bylo provedeno 30 pevnostních testů (krut, tah, smyk) pro každé adhezivum a metodu měření. V první fázi byly provedeny testy měření maximální pevnosti materiálu na intaktní sklovině, pak na stejném vzorku, po očištění povrchu ode zbytku adheziva frézou firmy Ormco (Obr.22) a silikonovým kotoučem s vrstvou diamantu nasazeným na násadec s mikromotorem (Obr.23). Poté byl nalepen nový zámek při zachování stejného postupu jako v prvním případě a byla provedena druhá zkouška pevnosti u všech testů. Po ukončení druhé zkoušky všech testů, byl povrch skloviny opět upraven stejným způsobem, jako předtím a byla provedena třetí zkouška pevnosti.

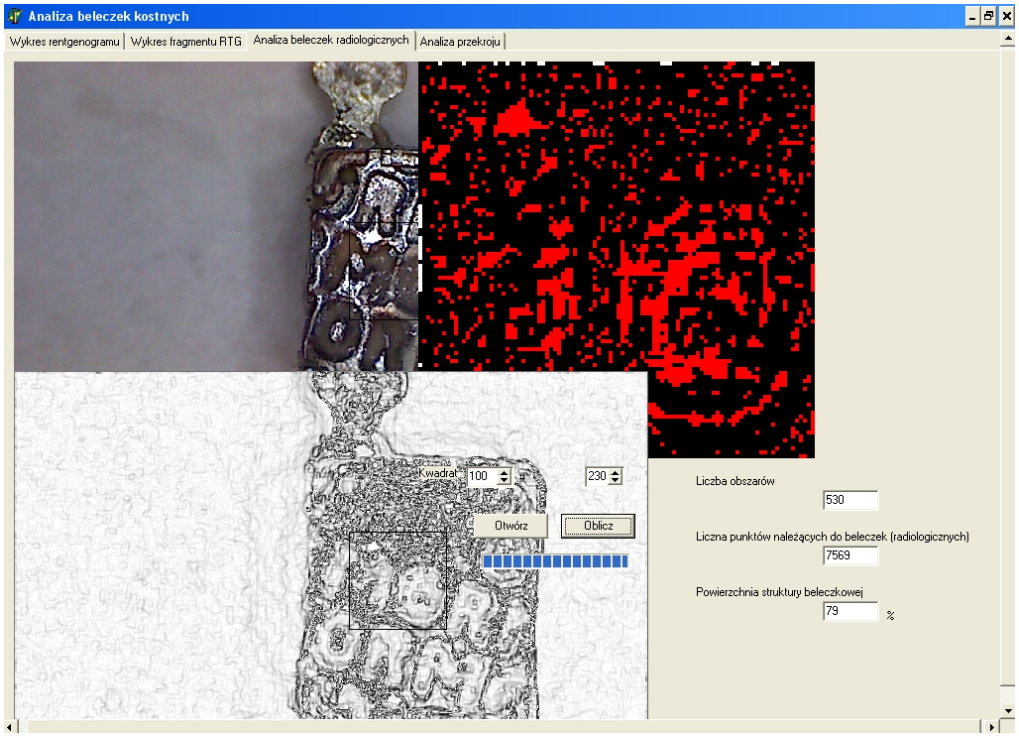
Obr. 22. Frézy k odstranění adheziva.



Obr. 23. Leštící kotouče.

Po provedených testech byly vzorky zubů vždy vyhodnoceny v optickém mikroskopu s kamerou a digitálním převodníkem obrazu se zvětšením 20x s cílem kvantitativního a kvalitativního vyhodnocení lomové plochy, zejména množství zanechaného adhezivum na povrchu zubní skloviny dle ukazovatele ARI (Adhesive Remnant Index) (Obr.24). Vyhodnocení ukazovatele ARI bylo provedeno dle kritérií:

(0) bez adheziva na sklovině zubu
(1) méně než 50 % na zubu
(2) více než 50 % na zubu
(3) – celé adhezivum na zubu s výrazným otlakem struktury báze kovového zámku.



Obr. 24 Dialogové okno program ARPI - Adhesive Remnant Planimetric Index

Obr.25. Optický mikroskop.

5. Statistická analýza

Ke kvantitativnímu vyhodnocení zanechaného materiálu byl použit planimetrický modul spojeného systému měřící symetrie (MP-PP-SSSP), který určuje podíl součtu ploch adheziva na sklovině k ploše povrchu zámku, který byl přilepen k zubu PI (Planimetric Index).

Výsledky všech měření byly shromážděny v tabulce. Po vstupní analýze kvality údajů byl analyzovaný materiál přenesen do počítače za účelem příslušné analýzy.

Soulad rozptylu zkoumaných proměnných s normálním rozptylem byl zkoumán pomocí testu Shapiro-Wilka.

Souhrny výsledků jsou uvedeny v tabulkách, které obsahují průměr (mean), směrodatnou odchylku (SD), hodnoty minimální (min) a maximální (max) a součinitele variability (V) pro každé adhezivum. Vybrané parametry jsou také uvedeny v grafech.

Pro srovnání výsledků zkoušek pevnosti byla použíta jednofaktorová analýza rozptylu (ANOVA) , včetně testů post-hoc Tukey'a.

Pomocí testů post-hoc Tukey'a byly označeny homogenní skupiny výsledků. Značkami "****" umístěnými v příslušných řádcích byly označeny homogenní průměrné skupiny (jsou to ty průměry, které významně se neliší mezi sebou). Všechny průměry, které nejsou označeny, ale patří do stejné homogenní skupiny, mají statistickou významnost při $p<0,05$.

Pro usnadnění interpretace dosažených výsledků, byla adheziva seřazena podle průměrné hodnoty analýzovaného parametru.

Vliv modifikace (úpravy) povrchu skloviny na sílu vazby spojovacích systémů v následujících zkouškách pevnosti byl testován pomocí Studentora t-testu pro související vzorky, zároveň při výpočtu průměrného rozdílu a směrodatné odchylky rozdílů mezi následnými zkouškami. Údaje jsou představeny v tabulkách a grafech. Měřítka na grafech týkajících se jednotlivých lepidel byly sjednoceny, aby to usnadnilo jejich srovnání mezi sebou.

Pro účely statistické významnosti v celé analýze je přijato $p<0,05$.

Všechny výpočty byly provedeny v softwaru Statistica 10.0 firmy Statsoft.

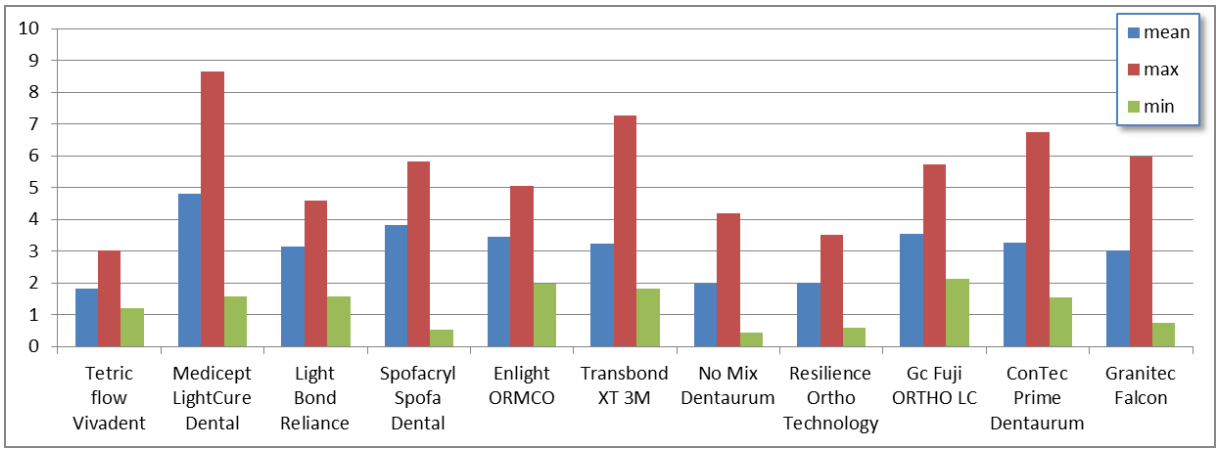
6. Výsledky

Výsledky maximálního průměrného napětí při kterém docházelo k přetržení materiálu obsahují tabulky (tab.1-9) a grafy (obr. 26-28). Sloupce představují N počet pokusů, průměry (mean), maximální (max) a minimální (min) hodnoty napětí, při kterých se trhaly vzorky a standardní odchylky (SD). Hodnoty pro smykové a tahové zkoušky jsou uvedeny v MPa, hodnoty určující krouticí moment jsou uvedeny v cN*m.

6.1. Výsledky pro síly v tahu [S]

Tab. 1 Průměrné hodnoty trhacích napětí v tahových testech pro jednotlivá adheziva (MPa)

Adhezivum	n	mean	SD	min	max	V
Tetric flow Vivadent	30	1,84	0,43	1,22	3,03	23 %
Medicept LightCure Dental	30	4,80	1,91	1,58	8,64	40 %
Light Bond Reliance	30	3,15	0,77	1,58	4,61	24 %
Spofacryl Spofa Dental	30	3,82	1,37	0,54	5,83	36 %
Enlight ORMCO	30	3,45	0,85	1,97	5,05	25 %
Transbond XT 3M	30	3,23	1,18	1,84	7,27	37 %
No Mix Dentaurum	30	1,97	1,10	0,46	4,21	56 %
Resilience Ortho Technology	30	2,00	0,83	0,61	3,53	42 %
Gc Fuji ORTHO LC	30	3,53	0,91	2,13	5,74	26 %
ConTec Prime Dentaurum	30	3,27	1,30	1,55	6,75	40 %
Granitec Falcon	30	3,04	1,33	0,77	5,97	44 %



Obr. 26 Rozložení napětí v testech v tahu pro jednotlivá adheziva (MPa).

Tab.2 Statistické významnosti trhacích sil v testech pro tah mezi jednotlivými adhezivy (test post-hoc Tukey'a)

Adhezivum	Tetric flow Vivadent	Medicept LightCure Dental	Light Bond Reliance	Spofacryl Spofa Dental	Enlight ORMCO	Transbond XT 3M	No Mix Dentaurum	Resilience Ortho Technology	Gc Fuji ORTHO LC	ConTec Prime Dentaurum	Granitec Falcon
Tetric flow Vivadent		<0,001	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	1,000	1,000	<0,001	<0,001	0,003
Medicept LightCure Dental	<0,001		<0,001	0,041	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001
LightBondReliance	0,001	<0,001		0,470	0,995	1,000	0,003	0,005	0,971	1,000	1,000
Spofacryl Spofa Dental	<0,001	0,041	0,470		0,978	0,657	<0,001	<0,001	0,997	0,744	0,240
Enlight ORMCO	<0,001	<0,001	0,995	0,978		1,000	<0,001	<0,001	1,000	1,000	0,954
Transbond XT 3M	<0,001	<0,001	1,000	0,657	1,000		0,001	0,002	0,995	1,000	1,000
No Mix Dentaurum	1,000	<0,001	0,003	<0,001	<0,001	0,001		1,000	<0,001	0,001	0,014
Resilience Ortho Technology	1,000	<0,001	0,005	<0,001	<0,001	0,002	1,000		<0,001	0,001	0,019
Gc Fuji ORTHO LC	<0,001	0,001	0,971	0,997	1,000	0,995	<0,001	<0,001		0,998	0,857
ConTec Prime Dentaurum	<0,001	<0,001	1,000	0,744	1,000	1,000	0,001	0,001	0,998		1,000
Granitec Falcon	0,003	<0,001	1,000	0,240	0,954	1,000	0,014	0,019	0,857	1,000	

Tab.3 Homogenost skupin výsledků v testech pro tah.

Značkami "****" jsou označeny skupiny průměrů, které se významně neliší mezi sebou, jiné se významně liší při $p<0,05$.

Adhezivum	Mean	Group		
		1	2	3
Tetric flow Vivadent	1,84		****	
No Mix Dentaurum	1,97		****	
Resilience Ortho Technology	2,00		****	
Granitec Falcon	3,04	****		
Light Bond Reliance	3,15	****		
Transbond XT 3M	3,23	****		
ConTec Prime Dentaurum	3,27	****		
Enlight ORMCO	3,45	****		
Gc Fuji ORTHO LC	3,53	****		
Spofacryl Spofa Dental	3,82	****		
Medicept LightCure Dental	4,80			****

Group 1 – průměrné Group 2 – nejslabší Group 3 - nejsilnější

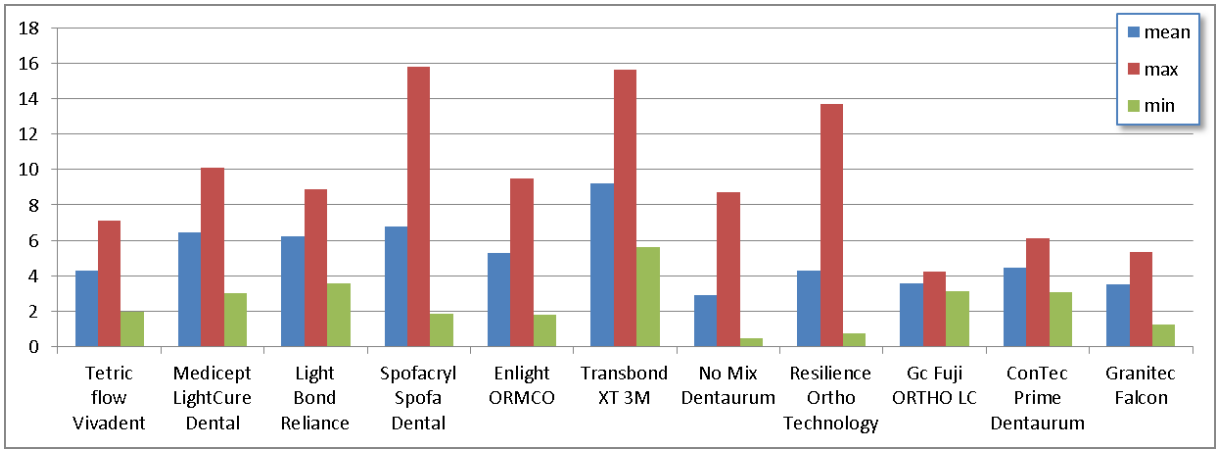
Nejnižší průměrná hodnota byla pozorována pro Tetric flow Vivadent, ale statisticky se nelišila od No Mix Dentaurum a Resilience Ortho Technology, takže skupinu těch tří adheziv je třeba považovat za nejslabší. Nejvyšší průměr byl pozorován pro adhezivum Medicept LightCure Dental a zároveň je to hodnota, která se významně liší od všech ostatních, proto toto adhezivum lze považovat za nejsilnější.

Během analyzování tabulky 1 a obrázku 8 je třeba vzít v úvahu rozptyl hodnot jednotlivých adheziv, například Tetric flow Vivadent má nejnižší pevnost (1,84MPa), ale také nejmenší rozptyl výsledků (SD=0,43; rozsah od 1,22 do 3,03; koeficient variability je 23 %). Na druhou stranu máme nejsilnější Medicept LightCure Dental (4,80 MPa), který zároveň má největší absolutní rozptyl výsledků (SD=1,91; rozsah od 1,58 do 8,64; koeficient variability je 40 %). Největší relativní rozptyl má No Mix Dentaurum (1,97 MPa; SD=1,10; rozsah od 0,46 do 4,21; součinitel variabity je 56 %).

6.2. Výsledky pro síly ve smyku (C)

Tab. 4. Průměrné hodnoty trhacích napětí v testech pro smyk pro jednotlivá adheziva (MPa)

Adhezivum	n	mean	SD	min	max	V
Tetric flow Vivadent	30	4,30	1,47	1,99	7,13	34 %
Medicept LightCure Dental	30	6,44	1,73	3,01	10,10	27 %
Light Bond Reliance	30	6,24	1,42	3,58	8,90	23 %
Spofacryl Spofa Dental	30	6,76	3,20	1,84	15,80	47 %
Enlight ORMCO	30	5,27	1,63	1,81	9,50	31 %
Transbond XT 3M	30	9,23	2,28	5,60	15,62	25 %
No Mix Dentaurum	30	2,89	1,79	0,46	8,69	62 %
Resilience Ortho Technology	30	4,31	2,51	0,77	13,68	58 %
Gc Fuji ORTHO LC	30	3,58	0,30	3,11	4,22	8 %
ConTec Prime Dentaurum	30	4,45	0,73	3,06	6,09	16 %
Granitec Falcon	30	3,49	0,95	1,22	5,36	27 %



Obr. 27. Rozložení napětí v testech pro smyk pro jednotlivá adheziva (MPa)

Tab.5 Statistické významnosti pro trhací síly v testech pro smyk mezi jednotlivými adhezivy (test post-hoc Tukey'a)

Adhezivum	Tetric flow Vivadent	Medicept LightCure Dental	Light Bond Reliance	Spofacryl Spofa Dental	Enlight ORMCO	Transbond XT 3M	No Mix Dentaurum	Resilience Ortho Technology	Gc Fuji ORTHO LC	ConTec Prime Dentaurum	Granitec Falcon
Tetric flow Vivadent		<0,001	0,002	<0,001	0,603	<0,001	0,092	1,000	0,911	1,000	0,828
Medicept LightCure Dental	<0,001		1,000	1,000	0,308	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001
LightBondReliance	0,002	1,000		0,992	0,588	<0,001	<0,001	0,002	<0,001	0,006	<0,001
Spofacryl Spofa Dental	<0,001	1,000	0,992		0,057	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Enlight ORMCO	0,603	0,308	0,588	0,057		<0,001	<0,001	0,620	0,015	0,818	0,007
Transbond XT 3M	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
No Mix Dentaurum	0,092	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		0,087	0,926	0,035	0,970
Resilience Ortho Technology	1,000	<0,001	0,002	<0,001	0,620	<0,001	0,087		0,903	1,000	0,816
Gc Fuji ORTHO LC	0,911	<0,001	<0,001	<0,001	0,015	<0,001	0,926	0,903		0,747	1,000
ConTec Prime Dentaurum	1,000	0,001	0,006	<0,001	0,818	<0,001	0,035	1,000	0,747		0,617
Granitec Falcon	0,828	<0,001	<0,001	<0,001	0,007	<0,001	0,970	0,816	1,000	0,617	

Tab.6 Homogeita skupin výsledků v testech pro smyk.

Značkami "****" jsou označeny skupiny průměrů, které se významně mezi sebou neliší, jiné se významně liší při p<0,05.

Adhezivum	Mean	Group				
		1	2	3	4	5
No Mix Dentaurum	2,89	****				
Granitec Falcon	3,49	****	****			
Gc Fuji ORTHO LC	3,58	****	****			
Tetric flow Vivadent	4,30	****	****	****		
Resilience Ortho Technology	4,31	****	****	****		
ConTec Prime Dentaurum	4,45		****	****		
Enlight ORMCO	5,27			****	****	
Light Bond Reliance	6,24				****	
Medicept LightCure Dental	6,44				****	
Spofacryl Spofa Dental	6,76				****	
Transbond XT 3M	9,23					****

Pro zkoušky ve smyku prokázal nejvyšší hodnoty průměrných mezních napětí Transbond XT, který se významně statisticky lišil pokud jde o pevnost od dalšího materiálu Spofacryl Spofa Dental.

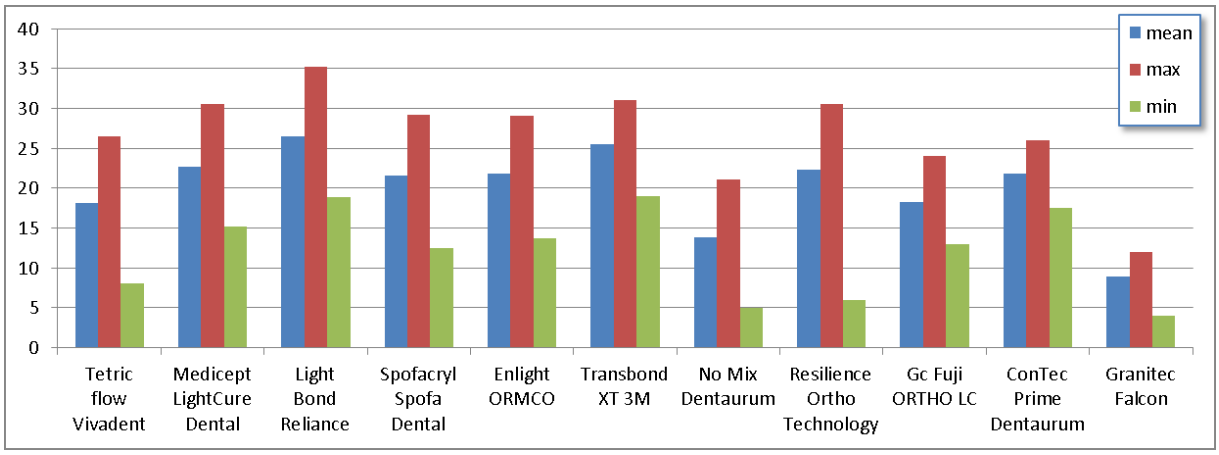
Nejnižší průměrná hodnota byla zaznamenána u materiálu No Mix Dentaurum. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi ním a dalšími nejslabšími v tomto testu pevnosti adhezivy Granitec Falcon a Gc Fuji ORTHO LC.

Analýza rozdělení do homogenních skupin (stejnorodých) prokázala nejnižší hodnoty pevnosti pro skupinu 1, ve které se neukázaly statisticky významné rozdíly pro adheziva No Mix Dentaurum, Granitec Falcon, Gc Fuji ORTHO LC, Tetric flow Vivadent a Resilience Ortho Technology.

6.3. Výsledky pro síly v krutu (T)

Tab. 7. Průměrné hodnoty trhacích sil v testech v krutu pro jednotlivá adheziva (cN*m)

Adhezivum	n	mean	SD	min	max	V
Tetric flow Vivadent	30	18,17	4,90	8,10	26,50	27 %
Medicept LightCure Dental	30	22,65	3,36	15,20	30,50	15 %
Light Bond Reliance	30	26,54	5,24	18,90	35,20	20 %
Spofacryl Spofa Dental	30	21,60	4,46	12,50	29,20	21 %
Enlight ORMCO	30	21,82	4,26	13,70	29,10	20 %
Transbond XT 3M	30	25,48	2,88	19,00	31,10	11 %
No Mix Dentaurum	30	13,86	4,27	5,00	21,10	31 %
Resilience Ortho Technology	30	22,36	6,73	6,00	30,50	30 %
Gc Fuji ORTHO LC	30	18,32	3,04	13,00	24,00	17 %
ConTec Prime Dentaurum	30	21,83	2,37	17,50	26,00	11 %
Granitec Falcon	30	8,90	2,14	4,00	12,00	24 %



Obr. 28 Rozložení napětí krouticího momentu pro jednotlivá adheziva (cN*m)

Tab. 8 Statistické významnosti pro trhací síly v testech v krutu mezi jednotlivými adhezivy (test post-hoc Tukey'a)

Adhezivum	Tetric flow Vivadent	Medicept LightCure Dental	Light Bond Reliance	Spofacryl Spofa Dental	Enlight ORMCO	Transbond XT 3M	No Mix Dentaurum	Resilience Ortho Technology	Gc Fuji ORTHO LC	ConTec Prime Dentaurum	Granitec Falcon
Tetric flow Vivadent		0,002	<0,001	0,057	0,030	<0,001	0,003	0,005	1,000	0,029	<0,001
Medicept LightCure Dental	0,002		0,014	0,997	1,000	0,237	<0,001	1,000	0,003	1,000	<0,001
LightBondReliance	<0,001	0,014		<0,001	0,001	0,996	<0,001	0,005	<0,001	0,001	<0,001
Spofacryl Spofa Dental	0,057	0,997	<0,001		1,000	0,014	<0,001	1,000	0,084	1,000	<0,001
Enlight ORMCO	0,030	1,000	0,001	1,000		0,028	<0,001	1,000	0,046	1,000	<0,001
Transbond XT 3M	<0,001	0,237	0,996	0,014	0,028		<0,001	0,125	<0,001	0,030	<0,001
No Mix Dentaurum	0,003	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001	0,002	<0,001	<0,001
Resilience Ortho Technology	0,005	1,000	0,005	1,000	1,000	0,125	<0,001		0,008	1,000	<0,001
Gc Fuji ORTHO LC	1,000	0,003	<0,001	0,084	0,046	<0,001	0,002	0,008		0,044	<0,001
ConTec Prime Dentaurum	0,029	1,000	0,001	1,000	1,000	0,030	<0,001	1,000	0,044		<0,001
Granitec Falcon	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

Tab.9 Homogenita skupin výsledků v testech pro krouticí moment.

Značkami "****" jsou označeny skupiny průměrů, které se významně mezi sebou neliší, jiné se významně liší při $p<0,05$.

Adhezivum	Mean	Group					
		1	2	3	4	5	6
Granitec Falcon	8,90					****	
No Mix Dentaurum	13,86						****
Tetric flow Vivadent	18,17		****				
Gc Fuji ORTHO LC	18,32		****				
Spofacryl Spofa Dental	21,60	****	****				
Enlight ORMCO	21,82	****					
ConTec Prime Dentaurum	21,83	****					
Resilience Ortho Technology	22,36	****		****			
Medicept LightCure Dental	22,65	****		****			
Transbond XT 3M	25,48			****	****		
Light Bond Reliance	26,54				****		

Pro zkoušky ve smyku prokázal nejvyšší hodnoty průměrných mezních napětí Transbond XT. Nejnižší průměrné hodnoty byly dosaženy u No-Mix Dentaurum. Výsledky jsou uvedeny v tabulkách 4-6 a na obrázku 27.

Pro zkoušky v tahu nejvyšší hodnoty průměrných mezních napětí vykázal Medicept LightCure. Nejnižší hodnoty byly zjištěny u Tetric flow. Výsledky jsou uvedeny v tabulkách 1-3 a na obrázku 26.

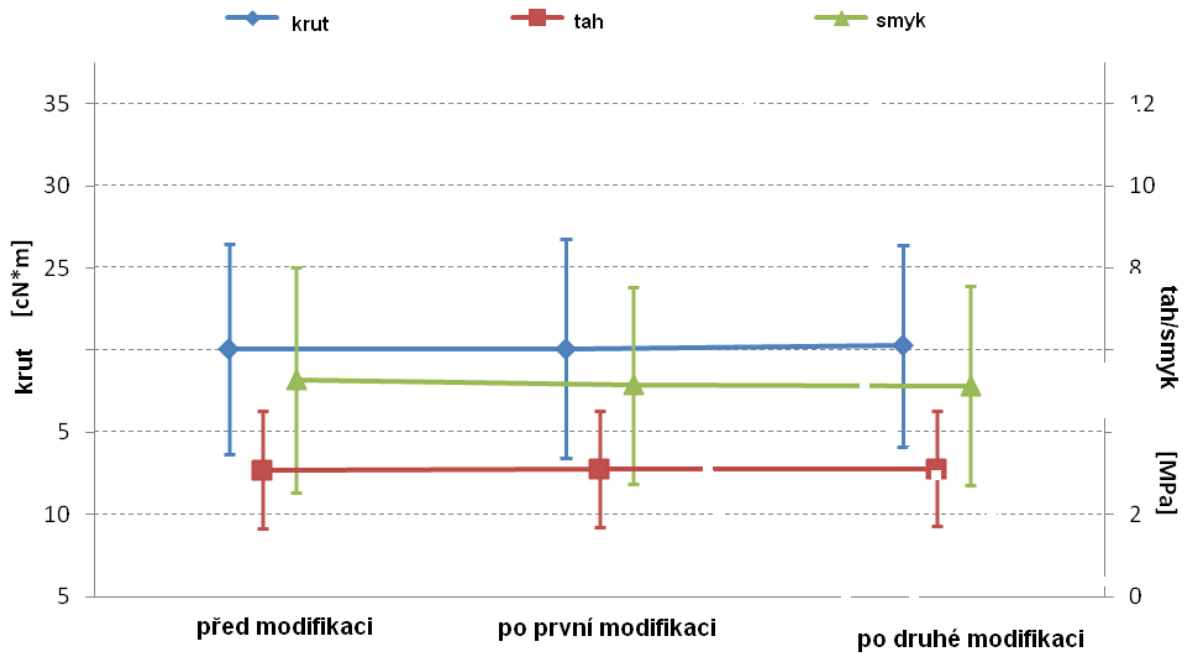
Nejvyšší průměrné hodnoty pro krouticí moment při kterém došlo k přetržení materiálu byly registrovány pro Light Bond Reliance. Nejnižší průměrné hodnoty prokázal Granitec Falcon. Výsledky jsou uvedeny v tabulkách 7-9 a na obrázku 28.

Charakteristika směrodatné odchylky ukazuje, že rozložení měřících hodnot kolem průměru je významné.

6.4. Srovnávací analýza vlivu modifikace povrchu skloviny na pevnost vazby vazebných systémů v dalších zkouškách pevnosti (viz kap. 4.3).

Tab. 10. Hodnoty sil přetržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro všechna adheziva před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny

	Bez rozdělení do skupin					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	p
krut 1 (cN*m)	20,06	6,42				
krut 2 (cN*m)	20,07	6,67	110	-0,02	1,99	0,928
krut 3 (cN*m)	20,28	6,13	110	-0,22	2,55	0,359
tah 1 (MPa)	3,09	1,43				
tah 2 (MPa)	3,10	1,43	110	-0,01	0,65	0,832
tah 3 (MPa)	3,11	1,40	110	-0,02	0,69	0,775
smyk 1 (MPa)	5,27	2,73				
smyk 2 (MPa)	5,15	2,39	110	0,13	1,11	0,238
smyk 3 (MPa)	5,13	2,42	110	0,15	1,46	0,295

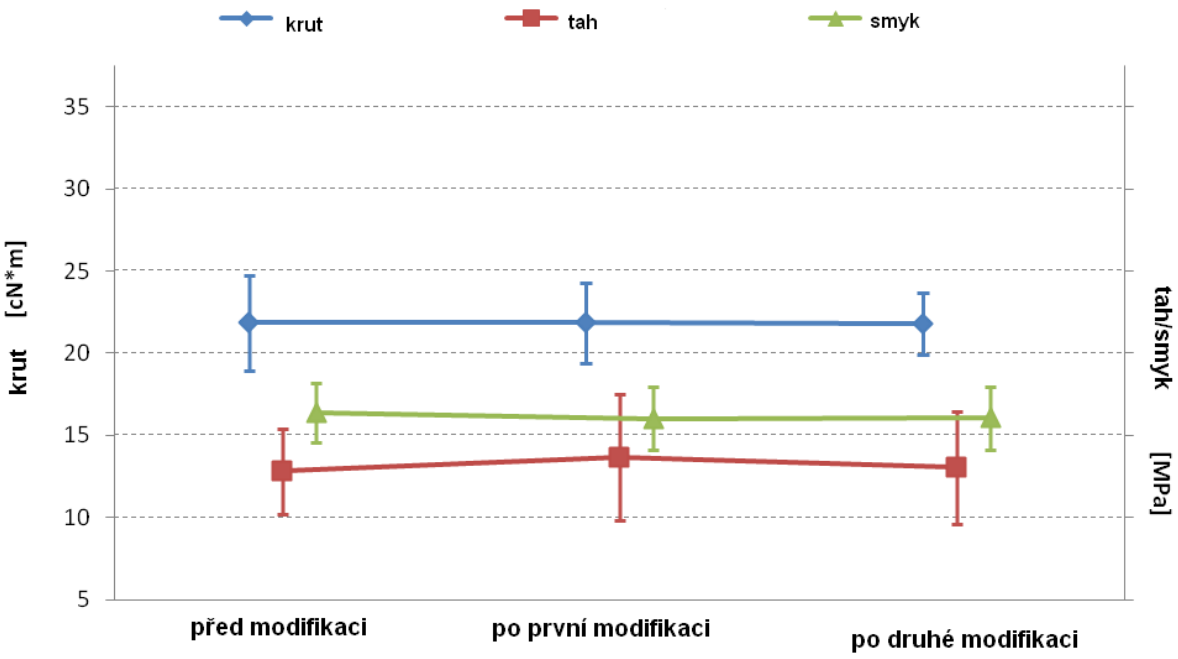


Obr. 29. Rozložení sil roztržení při použití testu pro krut, tah a smyk pro všechna adheziva před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Statistická analýza výsledků pevnosti adheziv v přímých testech (tah, smyk, krut) bez rozdělení do skupin neprokázala žádné statisticky významné rozdíly bez modifikace povrchu skloviny a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Tab. 11. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro ConTec Prime Dentaurum před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	ConTec Prime Dentaurum					
			vzhledem k první			
	mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	p
krut 1 (cN*m)	21,85	2,92				
krut 2 (cN*m)	21,85	2,44	10	0,00	1,45	1,000
krut 3 (cN*m)	21,80	1,90	10	0,05	1,61	0,924
tah 1 (MPa)	3,12	1,04				
tah 2 (MPa)	3,47	1,53	10	-0,34	0,79	0,203
tah 3 (MPa)	3,21	1,38	10	-0,09	0,51	0,597
smyk 1 (MPa)	4,54	0,72				
smyk 2 (MPa)	4,40	0,77	10	0,13	0,38	0,294
smyk 3 (MPa)	4,42	0,78	10	0,12	0,50	0,459

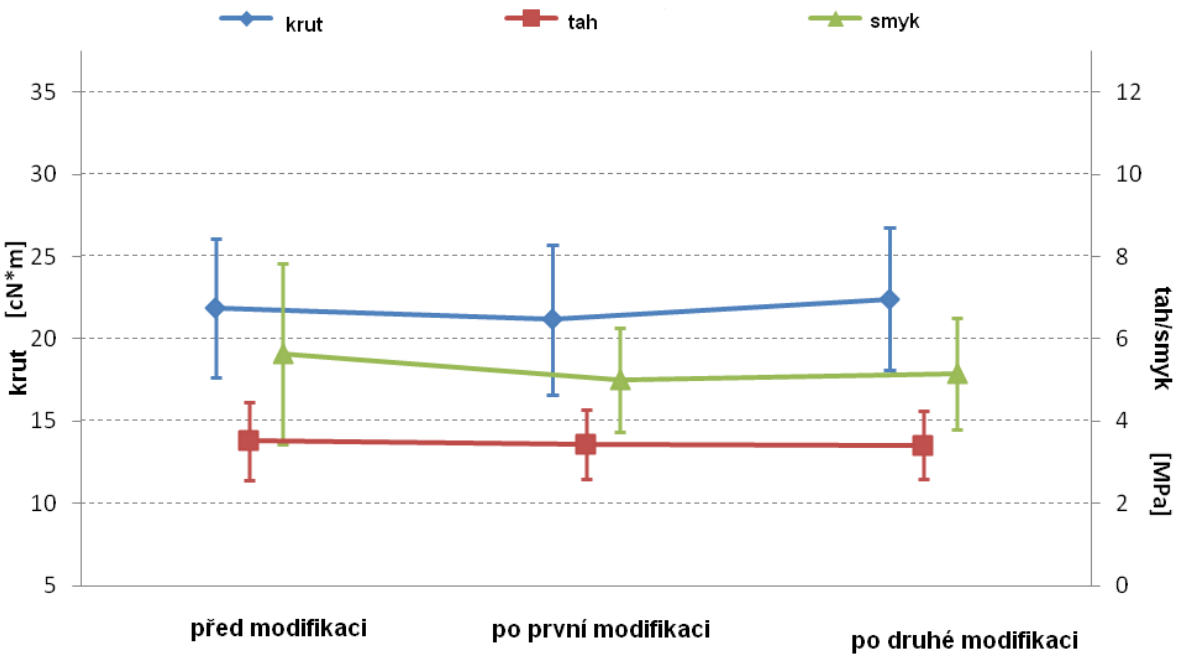


Obr.30. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro ConTec Prime Dentaurum před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum ConTec Prime Dentaurum průměrné hodnoty pevnosti materiálu po modifikacích neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 12. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Enlight Ormco před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	Enlight ORMCO					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	p
krut 1 (cN*m)	21,88	4,24				
krut 2 (cN*m)	21,17	4,55	10	0,71	2,19	0,332
krut 3 (cN*m)	22,43	4,35	10	-0,55	2,44	0,494
tah 1 (MPa)	3,52	0,96				
tah 2 (MPa)	3,43	0,84	10	0,09	0,55	0,633
tah 3 (MPa)	3,41	0,83	10	0,11	0,54	0,555
smyk 1 (MPa)	5,64	2,20				
smyk 2 (MPa)	5,01	1,27	10	0,63	1,16	0,117
smyk 3 (MPa)	5,15	1,36	10	0,50	1,35	0,274

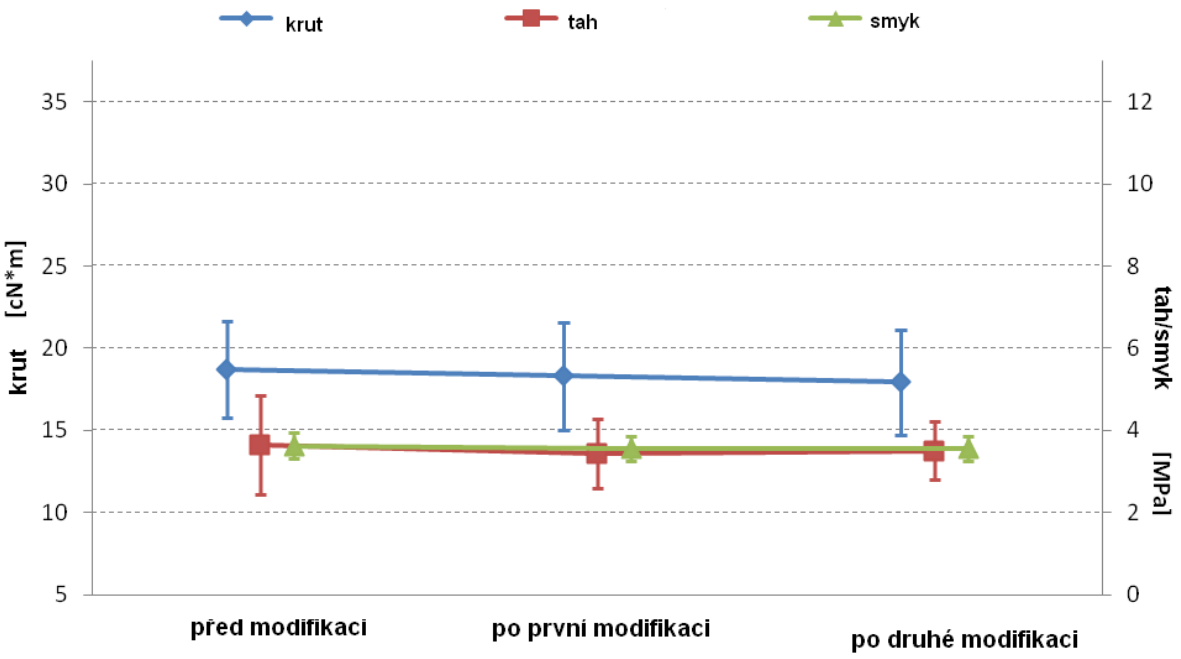


Obr. 31. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Enlight Ormco před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Enlight ORMCO v testech pro tah a smyk byla zaznamenána nepatrné klesající tendence pevnosti po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny vůči nemodifikovanému povrchu. Průměrné hodnoty však neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 13. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro smyk, tah a krut pro GC Fuji Ortho LC po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	Gc Fuji ORTHO LC					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	p
krut 1 (cN*m)	18,70	2,93				
krut 2 (cN*m)	18,30	3,27	10	0,40	1,94	0,531
krut 3 (cN*m)	17,95	3,20	10	0,75	2,30	0,329
tah 1 (MPa)	3,65	1,20				
tah 2 (MPa)	3,45	0,84	10	0,20	0,49	0,233
tah 3 (MPa)	3,51	0,71	10	0,14	0,60	0,467
smyk 1 (MPa)	3,62	0,32				
smyk 2 (MPa)	3,56	0,31	10	0,07	0,15	0,186
smyk 3 (MPa)	3,56	0,30	10	0,06	0,17	0,307

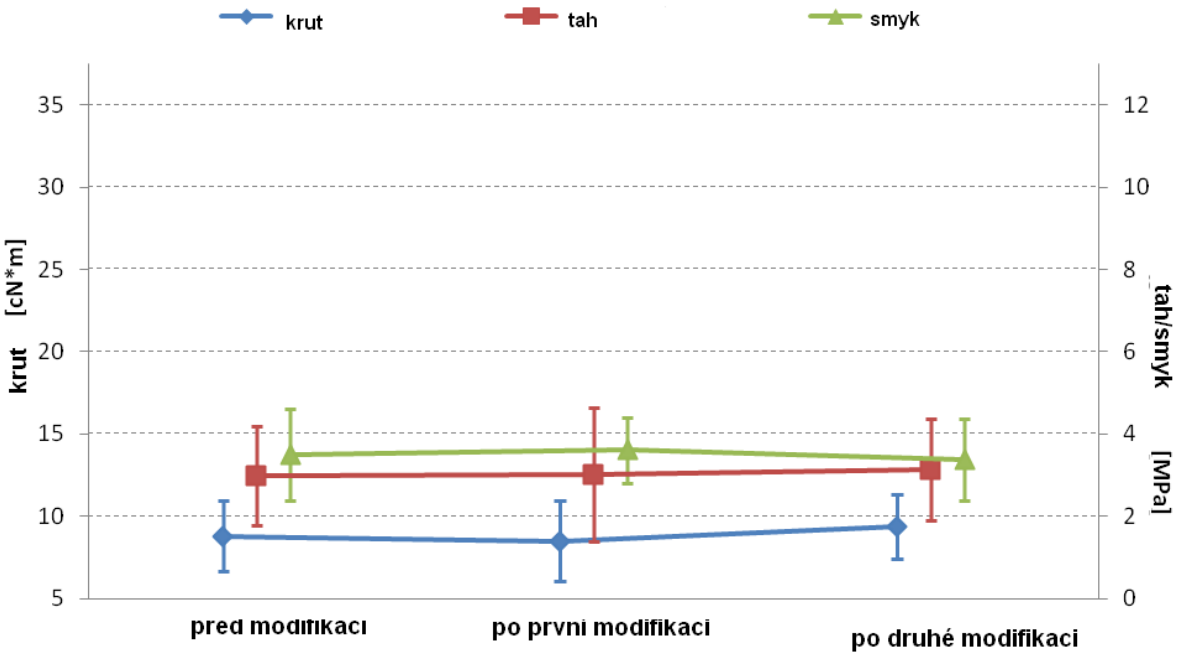


Obr. 32. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro GC Fuji Ortho LC po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Gc Fuji ORTHO LC v testech pro krut, tah a smyk po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 14. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro smyk, tah a krut pro Granitec Falcon před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	Granitec Falcon					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	P
krut 1 (cN*m)	8,80	2,15				
krut 2 (cN*m)	8,50	2,43	10	0,30	1,40	0,515
krut 3 (cN*m)	9,40	1,96	10	-0,60	0,61	0,013
tah 1 (MPa)	2,98	1,21				
tah 2 (MPa)	3,01	1,63	10	-0,03	0,51	0,867
tah 3 (MPa)	3,14	1,24	10	-0,16	0,36	0,202
smyk 1 (MPa)	3,50	1,11				
smyk 2 (MPa)	3,60	0,81	10	-0,10	0,42	0,469
smyk 3 (MPa)	3,37	1,00	10	0,13	0,36	0,292

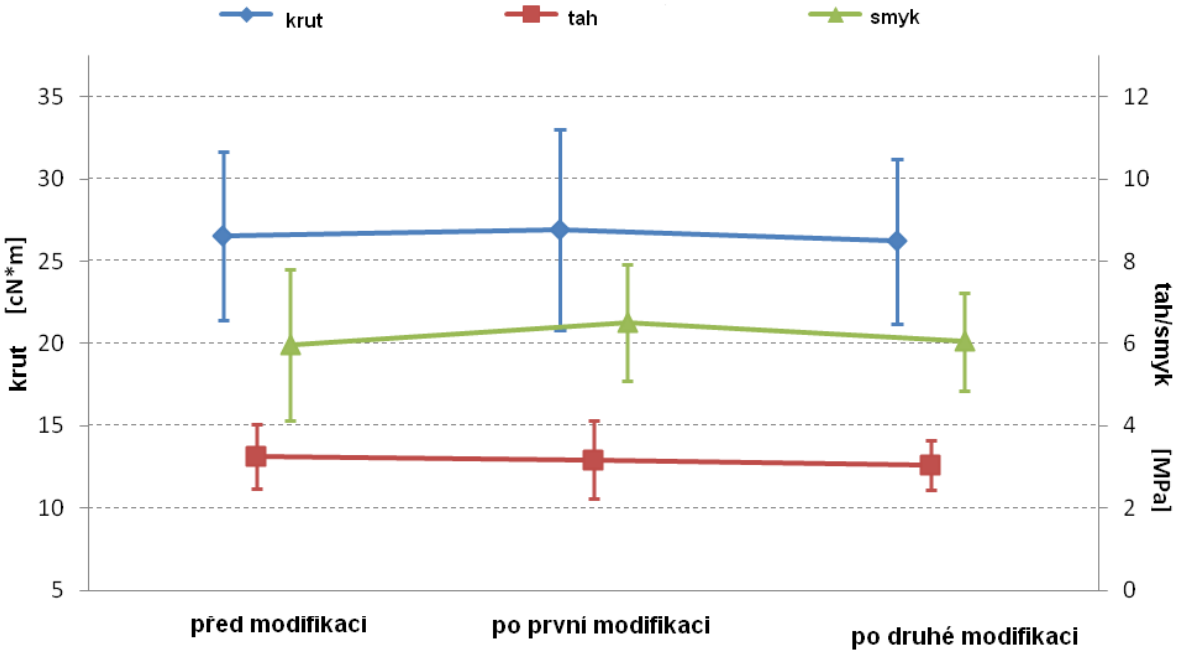


Obr. 33. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Granitec Falcon před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Granitec Falcon v testech průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly. Výjimkou je vliv druhé modifikace povrchu při zkoušce na krut.

Tab. 15. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Light Bond Reliance před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	Light Bond Reliance					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	P
krut 1 (cN*m)	26,52	5,11				
krut 2 (cN*m)	26,90	6,09	10	-0,38	2,42	0,631
krut 3 (cN*m)	26,21	5,01	10	0,31	2,15	0,659
tah 1 (MPa)	3,25	0,77				
tah 2 (MPa)	3,17	0,95	10	0,08	0,54	0,632
tah 3 (MPa)	3,03	0,60	10	0,22	0,54	0,221
smyk 1 (MPa)	5,97	1,83				
smyk 2 (MPa)	6,50	1,42	10	-0,54	1,08	0,151
smyk 3 (MPa)	6,05	1,18	10	-0,08	1,16	0,823

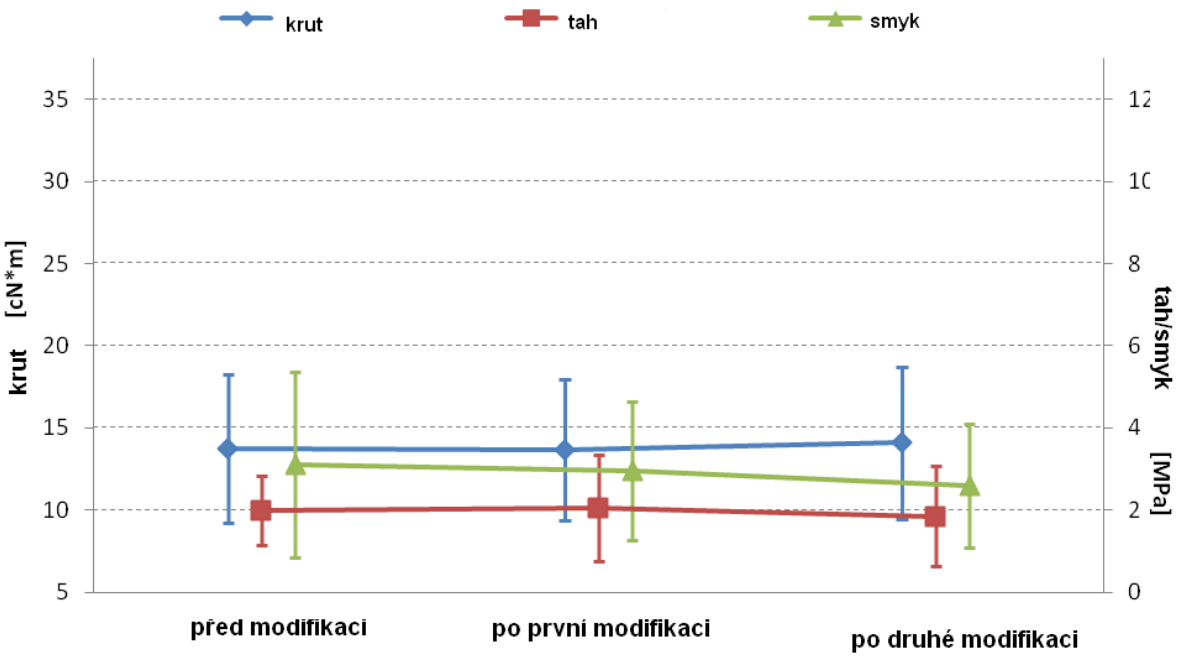


Obr. 34. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Light Bond Reliance před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Light Bond Reliance v testech po modifikacích průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 16. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro No Mix Dentaurum před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	No Mix Dentaurum					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	P
krut 1 (cN*m)	13,73	4,49				
krut 2 (cN*m)	13,65	4,27	10	0,08	2,54	0,923
krut 3 (cN*m)	14,09	4,64	10	-0,36	2,50	0,659
tah 1 (MPa)	1,99	0,85				
tah 2 (MPa)	2,06	1,30	10	-0,07	0,84	0,810
tah 3 (MPa)	1,85	1,21	10	0,14	1,13	0,705
smyk 1 (MPa)	3,11	2,25				
smyk 2 (MPa)	2,96	1,68	10	0,15	0,85	0,598
smyk 3 (MPa)	2,59	1,50	10	0,52	1,40	0,269

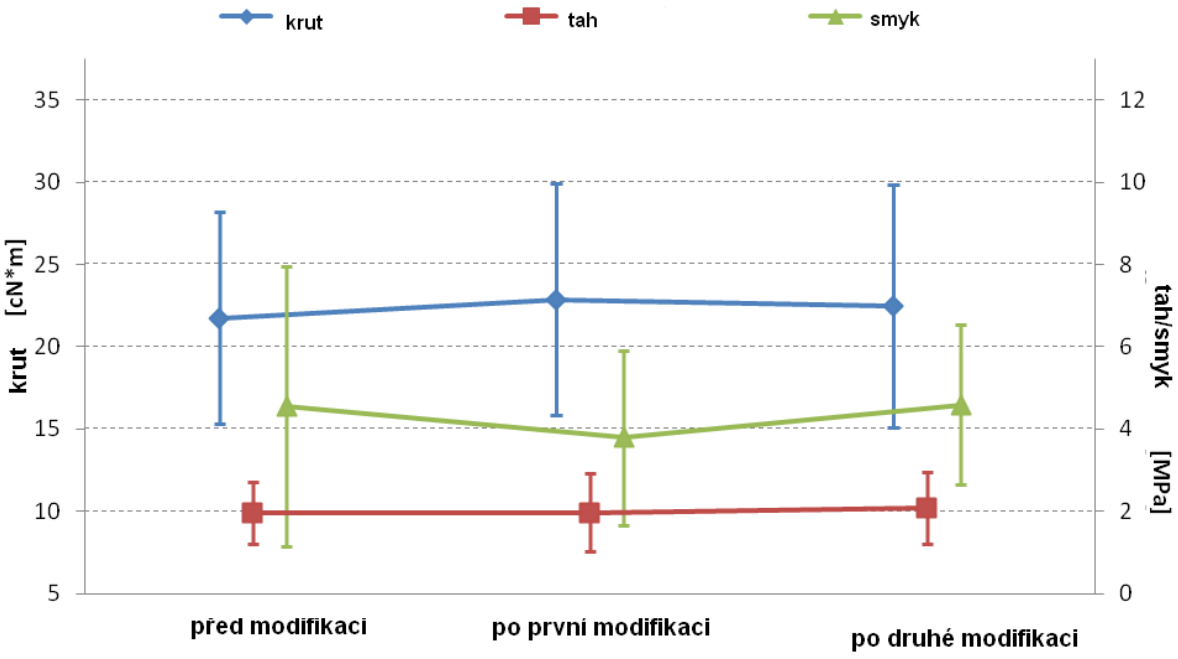


Obr. 35. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro No Mix Dentaurum před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum No Mix Dentaurum v testech po modifikacích průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 17. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Resilience Ortho Technology před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	Resilience Ortho Technology					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	P
krut 1 (cN*m)	21,74	6,45				
krut 2 (cN*m)	22,86	7,04	10	-1,12	3,43	0,329
krut 3 (cN*m)	22,48	7,37	10	-0,74	4,62	0,625
tah 1 (MPa)	1,96	0,75				
tah 2 (MPa)	1,97	0,94	10	-0,01	0,48	0,930
tah 3 (MPa)	2,07	0,87	10	-0,12	0,47	0,457
smyk 1 (MPa)	4,55	3,41				
smyk 2 (MPa)	3,79	2,12	10	0,75	2,16	0,299
smyk 3 (MPa)	4,58	1,94	10	-0,04	2,46	0,963

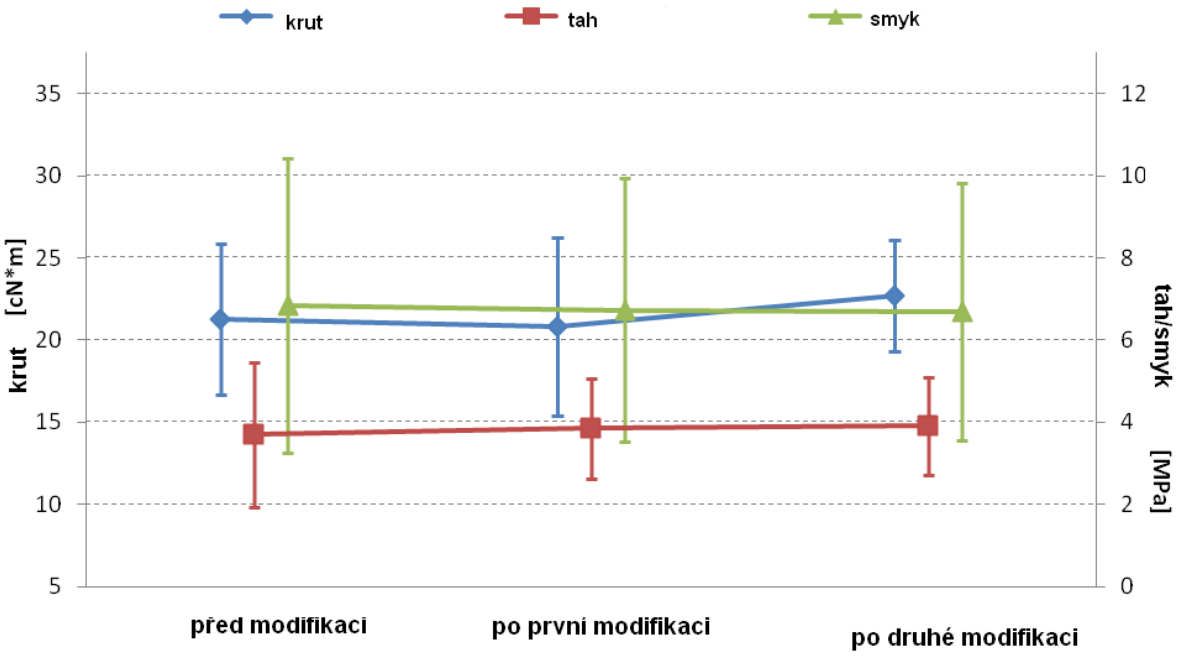


Obr. 36. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Resilience Ortho Technology před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Resilience Ortho Technology v testech pro krut mírně stoupající tendence byla zaznamenána po první a po druhé modifikaci. V testech pro smyk mírně klesající tendence byla zaznamenána po první modifikaci povrchu skloviny a po druhé modifikaci. Průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 18. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro smyk, tah a krut pro Spofacryl Spofa Dental před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Spofacryl Spofa Dental						
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	P
krut 1 (cN*m)	21,28	4,61				
krut 2 (cN*m)	20,83	5,40	10	0,45	1,91	0,475
krut 3 (cN*m)	22,69	3,41	10	-1,41	2,33	0,088
tah 1 (MPa)	3,70	1,76				
tah 2 (MPa)	3,85	1,22	10	-0,16	0,89	0,590
tah 3 (MPa)	3,91	1,19	10	-0,21	1,21	0,591
smyk 1 (MPa)	6,84	3,58				
smyk 2 (MPa)	6,73	3,21	10	0,10	1,53	0,834
smyk 3 (MPa)	6,70	3,13	10	0,14	2,68	0,876

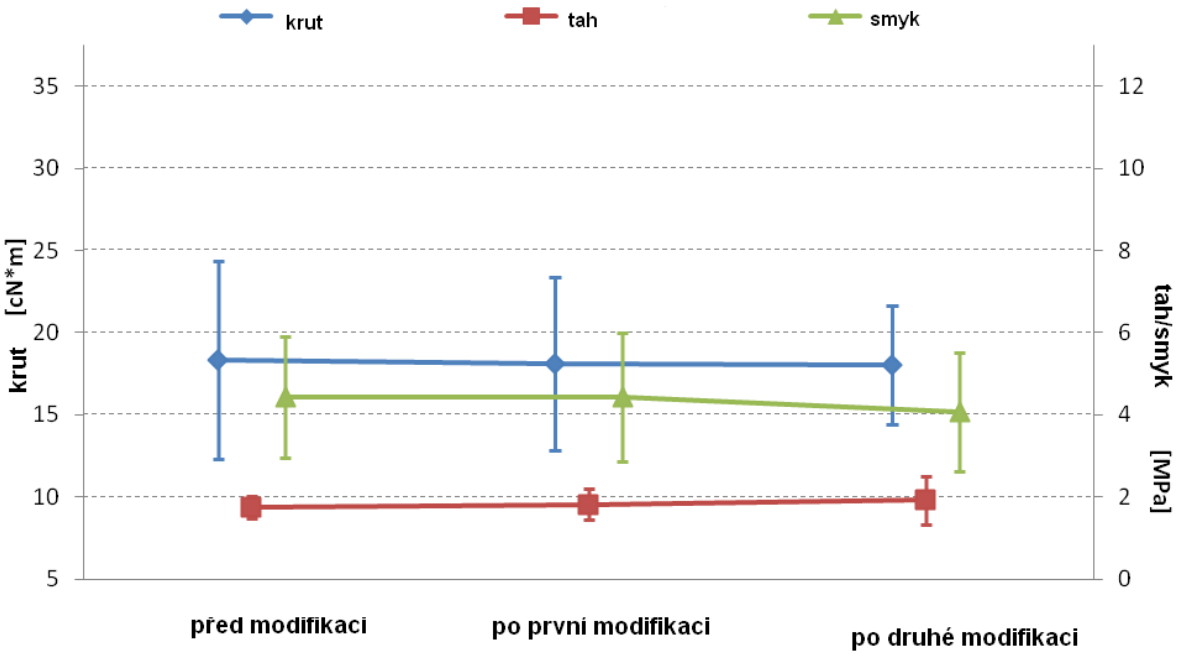


Obr. 37. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Spofacryl Spofa Dental před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Spofacryl Spofa Dental v testech po modifikacích průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 19. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Tetric Flow Vivadent před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	Tetric flow Vivadent					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	P
krut 1 (cN*m)	18,36	6,03				
krut 2 (cN*m)	18,14	5,27	10	0,22	1,11	0,545
krut 3 (cN*m)	18,02	3,62	10	0,34	2,85	0,714
tah 1 (MPa)	1,76	0,28				
tah 2 (MPa)	1,81	0,38	10	-0,06	0,29	0,535
tah 3 (MPa)	1,92	0,58	10	-0,16	0,45	0,285
smyk1 (MPa)	4,44	1,47				
smyk 2 (MPa)	4,43	1,57	10	0,01	0,64	0,971
smyk 3 (MPa)	4,07	1,45	10	0,37	1,22	0,363

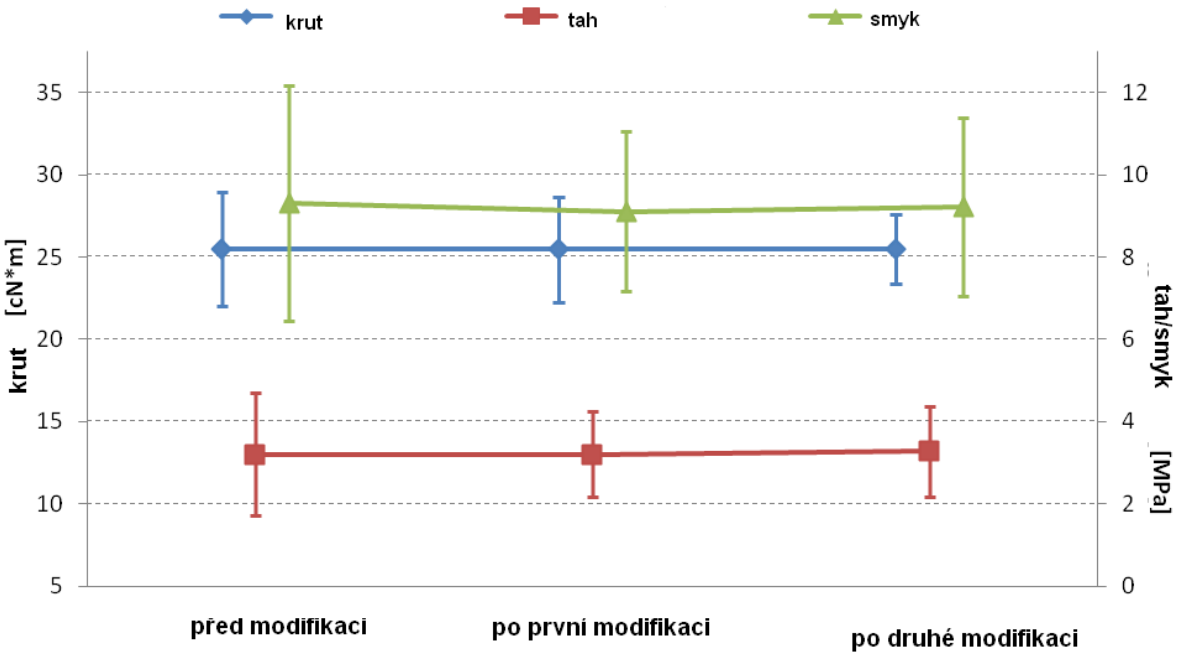


Obr.38. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a krut pro Tetric Flow Vivadent před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Tetric flow Vivadent v testech pevnosti po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny vůči nemodifikovanému povrchu průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Tab. 20. Hodnoty sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Transbond před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

	Transbond XT 3M					
			vzhledem k první			
	Mean	SD	N	průměrný rozdíl	SD	P
krut 1 (cN*m)	25,48	3,48				
krut 2 (cN*m)	25,47	3,19	10	0,01	1,10	0,978
krut 3 (cN*m)	25,50	2,11	10	-0,02	2,28	0,978
tah 1 (MPa)	3,20	1,48				
tah 2 (MPa)	3,21	1,03	10	0,00	0,82	0,986
tah 3 (MPa)	3,27	1,10	10	-0,07	0,56	0,700
smyk 1 (MPa)	9,31	2,86				
smyk 2 (MPa)	9,11	1,94	10	0,20	1,35	0,656
smyk 3 (MPa)	9,22	2,17	10	0,09	1,90	0,890



Obr. 39. Rozložení sil roztržení při použití testů pro krut, tah a smyk pro Transbond před, po první a po druhé modifikaci povrchu skloviny.

Pro adhezivum Transbond XT 3M v testech po modifikacích průměrné hodnoty neprokázaly statisticky významné rozdíly.

Porovnání hodnoty pevnosti zkoumaných skupin z hlediska vlivu modifikace povrchu na sílu vazby neprokázalo žádné statisticky významné rozdíly. Výjimkou je Granitec Falcon a vliv druhé modifikace povrchu při zkoušce na krut.

6.5. Výsledky kvantitativní analýzy zbytku vazebního materiálu na povrchu skloviny.

Údaje ukazatele ARI jsou uvedeny v tabulkách

Tab. 21. Hodnoty ARI u testů tahem

Adhezivum	N										
Tetric flow Vivadent	10	1	1	3	2	2	2	2	1	2	2
Medicept LightCure Dental	10	1	2	2	1	2	1	1	1	1	2
Light Bond Reliance	10	1	2	1	1	1	2	2	1	1	2
Spofacryl Spofa Dental	10	1	1	2	1	1	2	1	1	1	1
Enlight ORMCO	10	1	2	2	2	1	2	2	2	2	2
Transbond XT 3M	10	2	1	2	2	1	2	1	1	2	2
No Mix Dentaurum	10	3	2	3	2	2	2	2	2	3	2
Resilience Ortho Technology	10	2	2	3	2	2	2	1	2	2	2
Gc Fuji ORTHO LC	10	3	2	2	2	2	2	1	2	2	2
ConTec Prime Dentaurum	10	1	2	2	2	2	1	2	2	2	1
Granitec Falcon	10	1	2	2	1	2	2	1	3	2	3
TOTAL	110										

Kvantitativní analýza podle ARI ukázala, že v testech pro tah zůstane větší množství adheziva na zubech s výjimkou vzorků pro adhezivum: Medicept LightCure Dental - 6 vzorků s hodnotou 1, Light Bond Reliance - 6 vzorků s hodnotou 1, Spofacryl Spofa Dental - 8 vzorků s hodnotou 1.

Tab.22. Hodnoty ARI u testů smykem

Adhezivum	N										
Tetric flow Vivadent	10	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2
Medicept LightCure Dental	10	1	3	2	1	1	1	1	1	2	1
Light Bond Reliance	10	2	1	2	1	1	2	2	1	1	1
Spofacryl Spofa Dental	10	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3
Enlight ORMCO	10	2	2	2	2	2	2	1	2	2	1
Transbond XT 3M	10	1	1	2	2	1	2	1	2	2	2
No Mix Dentaurum	10	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3
Resilience Ortho Technology	10	2	2	2	2	2	2	3	2	1	1
Gc Fuji ORTHO LC	10	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1
ConTec Prime Dentaurum	10	2	2	2	1	2	1	2	2	1	2
Granitec Falcon	10	2	2	2	1	1	2	1	2	2	2
TOTAL	110										

Analýza přetržení a klinické hodnocení ARI pro smyk ukázala větší množství adheziva na zubu pro adhezivum Tetric flow Vivadent - 9 vzorků s hodnotou ukazovatele ARI 2, Enlight ORMCO - 8 vzorků s hodnotou ARI 2, Transbond XT 3M - 6 vzorků s hodnotou 2, No Mix Dentaurum vzorky s hodnotami ukazujícími většinu adheziva na zubu a 3 vzorky s hodnotami 3 , Resilience Ortho Technology - 7 vzorků s hodnotou 2 a 1 s hodnotou 3, Gc Fuji ORTHO LC - 9 vzorků s hodnotou 2, ConTec Prime Dentaurum - 7 vzorků s hodnotou 2, Granitec Falcon - 7 vzorků s hodnotou 2.

Tab.23 Hodnoty ARI u testů pro krut

Adhezivum	N										
Tetric flow Vivadent	10	2	1	2	2	2	2	2	2	2	1
Medicept LightCure Dental	10	2	1	2	1	1	1	1	1	1	2
Light Bond Reliance	10	1	2	2	1	1	1	2	1	1	2
Spofacryl Spofa Dental	10	1	1	2	1	1	1	2	1	2	1
Enlight ORMCO	10	1	1	2	2	2	2	2	2	2	1
Transbond XT 3M	10	1	1	2	2	1	2	1	2	2	2
No Mix Dentaurum	10	3	2	2	2	3	2	2	3	2	3
Resilience Ortho Technology	10	3	2	2	2	1	2	3	2	2	2
Gc Fuji ORTHO LC	10	2	1	2	2	2	1	2	2	2	2
ConTec Prime Dentaurum	10	2	2	2	1	2	1	2	2	1	2
Granitec Falcon	10	1	2	2	3	2	2	1	2	2	3
TOTAL	110										

Hodnotu ARI dle kvantitativního vyhodnocení pro adhezivum ponechané na zubech nejvíce představují testy pro krut: Tetric flow Vivadent , Enlight ORMCO, Transbond XT 3M, No Mix Dentaurum, Resilience Ortho Technology, Gc Fuji ORTHO LC, ConTec Prime Dentaurum a Granitec Falcon.

6.6. Planimetrická metoda ARPI

Tab. 24 Průměrná procenta povrchu zbytků lepidel na zubech a zámcích (podle ARPI) po přetržení pojiva v testech pro tah, smyk a krut (pro adhezivum: Tetric, Medicept Light, Lightbond, Spofacryl, Enlight)

	N	mean	max	min
tah-zamek-Tetric flow Vivadent	10	26,1	36,3	20,8
smyk-zamek-Tetric flow Vivadent	10	25,4	38,7	21,4
krut-zamek-Tetric flow Vivadent	10	22,8	26,4	19,3
tah-zub-Tetric flow Vivadent	10	74,4	83,9	63,4
smyk-zub-Tetric flow Vivadent	10	73,7	84,6	66,5
krut-zub-Tetric flow Vivadent	10	73,6	85,2	56,7
tah-zamek-Medicept Light	10	74,1	80,7	69,4
smyk-zamek-Medicept Light	10	75,1	81,7	63,5
krut-zamek-Medicept Light	10	82,9	91,3	79,2
tah-zub-Medicept Light	10	20,3	25,6	16,2
smyk-zub-Medicept Light	10	28,8	46,4	18,2
krut-zub-Medicept Light	10	28,1	37,4	18,5
tah-zamek- Light Bond Reliance	10	74,5	85,6	56,3
smyk-zamek- Light Bond Reliance	10	76,1	87,2	63,1
krut-zamek- Light Bond Reliance	10	78,1	89,6	65,2
tah-zub- Light Bond Reliance	10	26,4	38,4	14,1
smyk-zub- Light Bond Reliance	10	27,6	37,5	17,4
krut-zub- Light Bond Reliance	10	34,1	48,2	27,1
tah-zamek- Spofacryl Spofa Dental	10	76,1	83,7	71,5
smyk-zamek- Spofacryl Spofa Dental	10	79,5	88,3	53,2
krut-zamek- Spofacryl Spofa Dental	10	78,6	89,1	67,2
tah-zub- Spofacryl Spofa Dental	10	27,1	41,5	18,3
smyk-zub- Spofacryl Spofa Dental	10	29,2	49,7	15,6
krut-zub- Spofacryl Spofa Dental	10	29,4	35,2	19,6
tah-zamek-Enlight ORMCO	10	20,7	25,3	15,4
smyk-zamek-Enlight ORMCO	10	27,6	34,2	19,6
krut-zamek-Enlight ORMCO	10	31,2	35,7	26,3
tah-zub-Enlight ORMCO	10	67,1	82,7	52,1
smyk-zub-Enlight ORMCO	10	74,3	86,5	65,2
krut-zub-Enlight ORMCO	10	76,1	95,4	53,7

Tab. 25 Průměrná procenta povrchu zbytků adheziv na zubech a zámcích (podle ARPI) po přetržení pojiva v testech pro tah, smyk a krut (pro adhezivum: Transbond, No Mix, Resilience, GC-Fuji, ConTec, Granitec)				
	N	mean	max	min
tah-zamek-Transbond		21,9	29,6	17,1
smyk-zamek-Transbond	10	22,3	28,5	17,3
krut-zamek-Transbond	10	23,6	31,2	16,5
tah-zub-Transbond	10	69,66	82,9	59,3
smyk-zub-Transbond	10	71,2	90,7	60,7
krut-zub-Transbond	10	72,4	91,3	59,4
tah-zamek-NoMix	10	23,2	27,5	19,3
smyk-zamek-NoMix	10	19,1	25,3	16,6
krut-zamek-NoMix	10	19,7	24,2	16,1
tah-zub-NoMix	10	79,3	90,8	61,5
smyk-zub-NoMix	10	78,1	86,4	62,2
krut-zub-NoMix	10	83,1	87,5	67,4
tah-zamek-Resilience	10	18,8	23,3	18,5
smyk-zamek-Resilience	10	24,3	28,1	20,1
krut-zamek-Resilience	10	25,6	36,4	19,6
tah-zub-Resilience	10	80,2	85,7	72,4
smyk-zub-Resilience	10	78,7	87,8	69,2
krut-zub-Resilience	10	82,7	86,3	64,5
tah-zamek-GCFuji	10	22,4	42,3	16,2
smyk-zamek-GCFuji	10	20,5	40,3	15,3
krut-zamek-GCFuji	10	28,5	42,6	17,2
tah-zub-GCFuji	10	77,3	92,7	64,5
smyk-zub-GCFuji	10	75,5	90,6	61,3
krut-zub-GCFuji	10	81,3	88,7	71,1
tah-zamek-ConTec	10	21,3	30,1	18,5
smyk-zamek-ConTec	10	25,4	41,2	17,3
krut-zamek-ConTec	10	23,6	32,3	17,4
tah-zub-ConTec	10	65,4	89,2	42,4
smyk-zub-ConTec	10	64,1	84,7	54,6
krut-zub-ConTec	10	67,9	86,2	45,7
tah-zamek-Granitec	10	19,6	25,3	15,2
smyk-zamek-Granitec	10	24,7	35,6	20,1
krut-zamek-Granitec	10	29,3	43,2	18,4
tah-zub-Granitec	10	66,1	75,1	54,6
smyk-zub-Granitec	10	68,2	78,2	62,5
krut-zub-Granitec	10	70,3	82,3	58,6

Hodnoty ukazovatele kvantitativního hodnocení ukazovaly podobnou tendenci jako u kvalitativního hodnocení.

Kvantitativní analýza ponechaného adheziva na zubu v testu pro krut ukázala nejvyšší hodnoty pro Medicept light (82,9 %), Resilience (82,7 %), No Mix Dentaurum (82,1 %) a GC Fuji (81,3 %). V testu pro smyk byly nejvyšší hodnoty pro adhezivum ponechané na zubu pozorovány u Spofacrylu (79,5 %), Resilience (78,7 %), No Mix Dentaurum (78,1 %), Lightbond (76,1 %), a GC Fuji (75,5 %). V testu pro tah byly nejvyšší hodnoty pro adhezivum ponechané na zubu pozorovány u Resilience (80,2 %), No Mix Dentaurum (79,3 %), GC Fuji (77,3 %), Spofacryl (76,1 %).

Nejvyšší průměrné procentní hodnoty adheziva ponechaného na zámku v testu pro krut byly pozorovány u Lightbond (34,1 %), Enlight (31,2 %), Spofacryl (29,9 %), Granitec (29,3 %), GC Fuji (28,5 %), Medicept (28,1 %). V testu pro smyk nejvyšší hodnoty pro adhezivum ponechané na zámku byly pozorovány u Spofacryl (29,2 %), Medicept (28,8 %), Enlight (27,6 %), Lightbond (27,6 %), Tetric (25,4 %), Con Tec (25,4 %). V testu pro tah nejvyšší hodnoty pro adhezivum ponechané na zámku byly pozorovány u Spofacrylu (27,1 %), Lightbond (26,4 %), No Mix (23,2 %), GC Fuji (22,4 %), Transbond (21,9 %).

7. Diskuse

Pevnostní vlastnosti každého materiálu jsou jeho individuálním rysem a jsou přesně vymezeny reakcemi na působení vnějšího zatížení. Napětí se vztahuje k vnitřímu stavu zkoumaného materiálu a je definováno jako poměr síly F (N) na jednotku plochy (m^2). Při použití vnějšího tlaku je možné vypočítat vnitřní napětí (maximální mezní) na základě analýzy síly (F) s ohledem na velikost plochy zámkové báze, na kterou síla působí.

V provedených zkouškách pevnosti bylo testováno 11 adheziv používaných v ortodoncii s cílem určení vlivu modifikace povrchu na jejich pevnost. Měření všech napětí spojených s užíváním aparátu v laboratorních podmínkách je obtížné, proto bylo napětí rozloženo na části: krut, tah a smyk. Je třeba si uvědomit, že dynamickou složitost napětí působící během ortodontické léčby je obtížné in vitro vytvořit. Stejné podmínky v testech pevnosti a dosažené výsledky v prostředí in vitro je proto třeba interpretovat „opatrně".

Při snímání fixního aparátu máme co do činění se silami, které jsou tvořeny kombinací krutu, tahu a smyku.

Velikost napětí získaná ve studii v testech pro smyk byla nejvyšší ve srovnání s napětím v testech pro tah a krut.

Ve studií Valletty a Prisco [68] výsledky průměrných hodnot testů pro smyk, tah a krut prokázaly statisticky významné rozdíly mezi adhezivy. Vyšší hodnoty byly pro adhezivum Transbond XT a nižší pro Fuji GC.

V naší studii změřené hodnoty sil vazby v testech pro smyk u kompozita Light Bond, podobně, jako ve studiích Toledano a kol. byly vyšší ve srovnání s glassionomerem modifikovanou pryskyřicí Fuji Ortho LC [69]. Vyšší hodnoty síly vazby byly registrovány také, podobně jako ve studiích Shammaa a kol., v testech pro smyk postupně pro kompozity Light Bond Reliance, Resilience Ortho Technology. Nejnižší hodnoty byly naměřeny pro Gc Fuji ORTHO LC [70] (Tab 4, Obr 27).

V získaném výzkumném materiálu se ukázal statisticky významný trend vyšších hodnot sil ve smyku pro materiály Transbond XT, Enlight a Fuji ORTHO LC podobně jako ve studiích Owensa [71] a Linna [72]. Avšak hodnoty pevnosti získané Owensem byly nižší pro adhezivum Transbond XT a vyšší pro adhezivum Enlight a Fuji ORTHO LC. Podobně jako ve srovnávacích testech existují významné rozdíly ve výsledcích Vicente a kol.[73]. V testech pro smyk nižší hodnoty zaznamenal pro adhezivum Transbond XT112.27 MPa, a vyšší pro Light-Bond 14.93 MPa. Podobný trend poměrů hodnot pevnosti získali Pseiner a kol.[74] pro Light Bond™ 22.1 ± 3.9 MPa a pro Transbond™ XT 21.6 ± 5.3MPa.

Sledováním těchto studiích lze konstatovat, že glassionomerní materiály ve srovnání s kompozitními materiály mají nižší potenciál a dosahují nižší hodnoty v testech pevnosti [75, 76, 77]. Z tohoto důvodu se doporučuje používat glassionomerní materiály, zejména ty uvolňující fluor, na horních středních řezácích. Zámky se vyznačují velkou plochou báze, což vede k zvýšenému riziku vzniku prasklin skloviny při sejmutí. Uvolňovaný fluor ovlivňuje

remineralizaci skloviny zubů zatížených zvýšeným rizikem vzniku bílých skvrn na sklovině [78].

Získané průměrné číselné hodnoty se lišily, pravděpodobně kvůli použití různých typů zámků.

Na tomto místě je třeba poznamenat, že struktura povrchu báze je specifická pro každý typ zámku, liší se geometrické vlastnosti tvaru. Proto může být adheze stejného adheziva u různých typů zámků úplně jiná [79]. Studie Newmana a kol. prokázaly, že mikroleptání síťované báze zámku zvyšuje sílu vazby [80]. Studie Sorela a kol. ukázaly, že modifikace báze zámku laserovými paprsky zvyšuje sílu vazby více než síťování [81].

Podle studií Wendla a Droschla odolnost pojiva nalepených zámků na působení trhacích sil se zvyšuje v průběhu prvních 24 hodin [82]. Hodnoty značných zvýšení se týkají především glassionomeru modifikovaného pryskyřicí, jehož síla vazby se zvyšuje několikanásobně ve srovnání s kompozitní pryskyřicí a dosahuje mnohem vyšší počáteční síly [83, 84, 85].Také chemicky tvrzená adheziva získávají vyšší hodnoty v průběhu času [86]. Měření v této studii bylo provedeno po první hodině od nalepení zámků, což jistě ovlivňuje naměřenou nižší hodnotu pevnosti.

Na vyšší průměrné hodnoty trhacích napětí registrovaných R. Valettem a D. Prisco [68], měla pravděpodobně vliv delší doba polymerizace adheziva před testy na pevnost. V provedených zkouškách na kompozitní materiály a glassionomery Azevedo a kol. zjistili, že po 24 hodinách od polymerizace dochází ke snížením pevnostních vlastností [85]. Studie Bishara a Ajlouni [87] prokázaly pokles pevnosti vazby adhezivních materiálů na sklovině u procesu termocyklování o přibližně 80 %.

Dalším faktorem, který má vliv na pevnost adheziv je druh fotopolymerizace.

Vytvrzení adheziva halogenovou polymerizační lampou (v menší míře LED) snižuje riziko odlepení zámků [88]. Podle Ip a Rock světlo plazmy nemá vliv na pevnostní hodnoty adheziva, ale dává velkou úsporu času polymerizace [49]. Podobně Jandt a Nicoló prokázali, že neexistuje rozdíl v polymerizaci kompozitu halogenovou lampou a LED [89, 90]. Cagri a Irmak naopak prokázali ve studiích, že použití halogenového světla působí zvýšení pevnosti adheziva (průměrně 8,35 MPa), ve srovnání se světlem LED (5,832 MPa) [91].

Na pokles síly vazby pojiva má vliv použití samoleptacích systémů ve vztahu k systému s použitím 37 % ortofosforečné kyseliny [75, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98], zejména po termocyklování [98].

Zvýšení sil při použití samoleptacích systémů naopak prokázali ve studiích Bishara a kol. [99], zejména u systému Transbond Plus ve srovnání s AdheSE One [100] a jinými samoleptacími systémy [98, 101, 102].

Je třeba si uvědomit, že výsledky získané in vitro se velmi liší od podmínek v ústní dutině. Pickett prokázal nižší síly vazby adheziva in vivo ve srovnání s laboratorními testy [103]. Jinak tomu bylo v testech Summersa, kde síly vazby byly větší in vivo [104].

K významnému poklesu síly vazby kompozitů a především glassionomerů dochází po sérii tepelných cyklů [98, 105, 106, 107].

Porovnáním průměrné a minimální pevnosti na smyk u Granitec Falcon, No-Mix Dentaurum a Resilience lze usuzovat, že jejich mechanické hodnoty jsou podobné. Kromě toho by minimální rozsah pevnosti naměřených u části vzorků podrobených testům nezaručoval udržení fixního aparátu. Následkem by bylo částější odlepení zámků a tím komplikace během ortodontické léčby. Velký minimální a maximální rozdíl ve výsledcích pevnosti se týká také adheziva Tetric flow, což by také mělo mít za následek částější odlepování zámků.
Ve srovnání s No Mix může překvapit vyšší hodnota pevnosti materiálu Tetric flow, který nebyl vytvořen pro ortodontické účely ale který mnoho ortodontistů používá. Lze to vysvětlit studiemi D'Attilioa a kol. ve kterých prokázali, že kompozit flow snižuje riziko vzniku vzduchových bublin více, než v materiálech s vyšší konzistencí [108].

V této studii dosáhly získané hodnoty pevnosti vazebných materiálů v testech pro smyk a tah ve srovnání s většinou studií provedených dříve jinými badately úměrně nižší hodnoty.
Na rozdílné vysledky v porovnání mezi studiemi mělo vliv mnoho faktorů jako byl nejednotný způsob uchovávání vzorků, různorodost bází zámků, používání různých forem termocyklování, umístění zámku na zubu [109].

Klocke prokázal, že významný vliv na pevnost má místo přiložení síly v testech pro smyk. Největší materiálové napětí bylo získáno při zaměření sil při bázi zámku, pak v místě ligatury a nejmenší při okluzních křídélkách [110].

Klocke prokázal také závislost pevnosti materiálu na směru působení síly v testech pro smyk. Čím je síla více rovnoběžná s bází zámku, tím je pevnost větší. Odchylka vektoru síly od základu snižuje sílu potřebnou k přetržení materiálu [111].

Studie provedené Algerem a kol. ukázaly zvýšené hodnoty pevnosti v testech smyku během rychlého posunu zkušebního stroje, ve srovnání s pomalým posunem. Zvýšené napětí se vytváří při okrajích báze zámku [112].

Dalšími významnými činitely, které ovlivňují sílu pojiva, jsou tloušťka vrstvy kompozitu, doba polymerizace a intenzita světla [113].

Nedostatek směrnic, norem a standarizace při testování materiálů používaných v ortodonci a rozmanitost používaných metod působí, že získané výsledky se těžko srovnávají [114, 115].

Zavedené nové materiály ACP (Aegis-Ortho) pro lepení zámků, jež obsahují amorfní fosforečnan vápenatý a mají měnit prostředí zubního plaku a působit účinnější remineralizaci mají slibnou budoucnost, ale je třeba si uvědomit mnohem nižší pevnostní vlastnosti tohoto materiálu [116, 117, 118, 119]. Systém APC [precoated zámek], firmy 3M Unitek GmbH ve srovnání s Fuji ORTHO LC prokázal ve srovnávacích studiích Al Shamsia vyšší hodnoty síly vazby [120]. Kyanoakrylátová adheziva používaná ve vlhkém prostředí mají přiměřenou pevnost vazby pro smyk po 24 hodinách, ale ztrácí asi 80 % své síly po termocyklování [90]. Testy prokázaly, že použití kyanoakrylátu Smartbond nezaručuje udržení fixního aparátu

a síla vazby klesá po 3 měsících u keramických zámků v porovnání s konvenčním kompozitním materiálem no mix (Right on) [121].

Ajlouni prohlásil, že nový materiál Admira Ormocer, který je organicky modifikovaný keramicky prokázal větší pevnost než transbond, který se vyznačuje nejvyššími hodnotami v testech SBS [122].

V provedených výzkumech pevnosti nebyla zjištěna statistická významnost vlivu modifikace povrchu skloviny na sílu vazby adhezivum. To může znamenat, že po odlepení zámku během ortodontické léčby, opětovné nalepení nového zámku po očištění povrchu skloviny, nebude mít vliv na sílu vazby. Pouze v testech pro krut pro adhezivum Granitec Falcon byl prokázán rozdíl vazebných sil po druhé modifikaci skloviny. Vzhledem k náhodnému odlepení zámků v průběhu ortodontické léčby je to důležitá praktická a kladná informace.

Vzhledem k tomu, že proces leptání skloviny kyselinou ortofosforečnou způsobuje ztrátu cca 10 mikrometrů tloušťky skloviny a irreparabilní pronikání prysykřice do struktury skloviny dosahuje hloubky 30-50 μm, nebo více, potom dle Ceen tyto hodnoty by měly být vzaty v úvahu při odstraňování adheziva a modifikaci povrchu skloviny [25, 123]. V našich studiích byl použity frézky z karbidu wolframu, které na nízkorychlostním násadci působí menší ztráty skloviny ve srovnání s vysokorychlostním násadcem nebo ultrazvukovým scalerem (ztráta 25 – 30 μm). Následně se vyhladí povrch a odstraní zbytky pryskyřice na povrchu skloviny vyleštěním silikonovým kotoučem s vrstvou diamantu podle Pusy a kol. podobné leštění s lešticí pastou nebo soflexem způsobí další ztrátu skloviny asi 10 μm [124]. Hodnocení skloviny po modifikaci pomocí mikroskopu bylo zaměřeno na posuzování „čistoty" a hladkosti povrchu, na který byl opětovně nalepen nový zámek.

Zkoušky pevnosti u Rügera a kol., prokázaly mírně rostoucí tendence pevnosti adheziva po první modifikaci povrchu a klesající po druhé modifikaci. Lze konstatovat, že opakovaný proces debondingu může zvýšit riziko prasknutí skloviny [125].

Po ukončení ortodontické léčby je důležité znát, kolik adheziva zůstává na povrchu zubu po sejmutí zámku. Pro vyhodnocení je často používaný ve zkouškách index ARI, který určuje množství zbytku vazebného prostředku na zubu [126].

Podle Majera a Smitha[127], mají velký vliv na vznik přetržení mezi sklovinou a adhezivem chyby způsobené během procesu lepení zámků. Dle Valletty i Prisco ve skutečnosti řádně provedený postup lepení zámků zajistí dostatečnou adhezi, která může vést k poškození skloviny při sejmutí aparátu [68]. V prezentované studii došlo dvakrát k poškození prizmat skloviny v testech pro smyk pro materiál Spofacryl. Výsledky Regana a Van Noorta [128] prokázaly podobně, že stykové napětí vytvořené v testech pro smyk prokazují vyšší hodnoty než v testech pro tah, což způsobí vyšší riziko destrukce skloviny.

U případů odlepení zámků během ortodontické léčby se často klinicky zjišťuje přítomnost otisknutí struktury báze zámku na vrstvě adheziva přiléhající ke sklovině, což ukazuje na slabší spojení mezi zámkem a adhezivem, než sklovinou a adhezivem.

V námi provedených testech, pro všechna adheziva, kromě Medicept Light Cure Dental, Light Bond Reliance a Spofacryl Spofa Dental, byla zjištěna většina zbytku adheziva na zubní sklovině po sejmutí zámku, vyjádřená jako součinitel ARI pro síly smyku, tahu a krutu.

V tab. 21, 22, je možné pozorovat výrazně vyšší hodnoty zbytků adheziva na sklovině po přetržení pojiva následkem působení kroutivých sil, nižší po působení sil smyku a tahu. U každého druhu adheziva byly pozorovány na sklovině jiných zubů (které přece pocházely od různých pacientů) větší rozdíly, než v případě stejných zámků. Toto potvrzuje významný vliv proměnných u jednotlivých osob, vlastnosti konstrukce skloviny s větším rozptylem individuálních vlastnosti přetrženého pojiva ve skupinových testech.

Hodnoty ukazatele ARPI pro povrch skloviny, ve skupinách testovaných adheziv pro tah, smyk a krut kolísaly v rozmezí 60-80 %, a pro povrchy zámků v rozmezí 20-30 %. Tak výrazně slabší částí spojení zámek/adhezivum/sklovina je spojení zámek/adhezivum, z čehož můžeme usuzovat, že spojení zámek/adhezivum má větší pravděpodobnost iniciace přetržení adheziva.

8. Závěr

V této studii byla vyhodnocena pevnost adhezivních materiálů běžně používaných v ortodoncii k lepení zámků v testech pro smyk, tah a krut. Testováno bylo 11 adhezivních systémů:

Kompozitní pryskyřice: Transbond XT firmy - 3M, Medicept Light Cure firmy - Medicept Dental, Resilience firmy - Ortho Technology, Light Bond firmy -Reliance, Enlight firmy - Ormco, No-Mix firmy -Dentaurum, Tetric flow firmy -Vivadent, ConTec Prime firmy - Dentaurum a Granitec firmy –Falcon.

Akrylátové pryskyřice: Spofacryl firmy -Spofa Dental, a glassionomerní cement Fuji ORTHO LC firmy - GC,

1. nejvyšší průměrné mezní hodnoty pro odtržení u smykové síly prokázal Transbond XT, nejnižší získal No-Mix Dentaurum.

2. nejvyšší průměrné mezní hodnoty pro odtržení u tahové síly prokázal Medicept Light Cure, nejnižší získal Tetric flow.

3. nejvyšší průměrné mezní hodnoty pro odtržení u kroutivé síly prokázal Light Bond Reliance, nejnižší získal Granitec Falcon

4. výsledky tenzometrických testů prokazovaly v testovaných materiálech větší odolnost vůči kroutivým silám, menší vůči smykovým silám a nejmenší vůči tahovým silám

V hodnocení modifikace povrchu skloviny a síly vazby adhezivního materiálu nebyla zjištěna statistická významnost.

Analyzovány byly kvantitativně a kvalitativně zbytky adhezivních systémů na povrchu skloviny a zámku pomocí koeficientu ARI. Kvantitativní posouzení pomocí planimetrického indexu přispělo k upřesnění hodnocení fraktur.

1. výsledky tenzometrických testů prokázaly u zkoumaných materiálů nárůst síly odtrhující zámek, shodnou se zvětšením povrchu zbytku adheziva na sklovině, výraznější dle ukazatele ARPI než ARI.

2. pro všechny materiály byly zjištěny o 60-70 % nižší zbytky adheziva na zámcích, než na na povrchu skloviny, což může znamenat, že ve spojení zámek/adhezivum vznikne proces přetržení adheziva snadněji.

9. Literatura

1. Newman GV. Adhesion and orthodontic plastic attachments. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1969;56(6):573-588.

2. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to Gauze Mesh Size. Br J Orthod. 1976;3(2):91-95.

3. Kao EC, Eliades T., Rezvan E., Johnston WM. Torsional bond strength and failure pattern of ceramic brackets bonded to composite resin laminate veneers. Eur J Orthod. 1995;17(6):533-540.

4. Retief DH. Failure at the dental adhesive etched enamel interface: J Oral Rehabil. 1974;1 (3):265-284.

5. Bishara, SE, Fehr DE. Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993;103(3):253-257.

6. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. Brit J Orthod. 1975;2:171-178.

7. Kallio TT, Lastumäki TM, Vallittu PK. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. Dent Mater. 2001;17(1):80-86.

8. Deręgowska-Nosowicz P, Czarnecka B. Clinical aspects of bonding orthodontic brackets to various dental restorative materials. Czas. Stomatol. 2006;59(4):279-284.

9. Combe EC. Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Warszawa: Sanmedica, 1997.

10. Burakowski T, Wierzchoń T. Inżynieria powierzchni metali.. Warszawa: WNT, 1995.

11. Couvrat P. Kleje i technologia klejenia. Materiały polsko – francuskiego seminarium szkoleniowego. Łódź, 13-17 czerwca 1994.

12. Aksu MN, Powers JM. Variables affecting bond strength of resin – bonded bridge cements Dent Mater. 1987;3(1):26-28.

13. Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light - cured resin-modified glass ionomer cement. Angle Orthod. 2005;75(2):254-259.

14. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Stifanelli P, Scribante A, Klersy C. The effect of bleaching on shear bond strength of brackets bonded with a resin-modified glass monomer. Am J Orthod Dentofacial Orthop . 2006;130(1):83-87.

15. Cacciafesta V. Jost-Brinkmann PG, Stenberger U, Miethke RR. Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;113(4):402-407.

16. Bishara SE, Vonwald L, Zamtua J, Damon PL. Effects of various methods of chlorhexidine application on shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;114(2):150-153.

17. Bishara SE, Oonsombat C, Manal MA. Soliman C, Ajlouni R, Laffoone JF. The effect of tooth bleaching on the shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;128(6):755-760.

18. Suliborski S, Sokołowski J. Adhezja materiałów kompozytowych do szkliwa. Mag Stomatol. 1998;8(4):13-19.

19. Edelman E. The structure of the enamel in primary teeth: practical applications in restorative techniques. ASDC J Dent Child. 1976;43(3):37:173.

20. Retief DH.: Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid . J Dent Res. 1973;52(2):333-341.

21. Fanchi M, Breschi L.: Effects of acid-etching solutions on human enamel and dentin. Quintessence Int., 1995;26(6):431-435.

22. Holtan JR, Nystrom GP. Influence of different etchants and etching times on shear bond strengh. Oper Dent. 1995;20(3):94-99.

23. Hosoya Y. Resin adhesion to the Ground Young permanent enamel: influence of etching times and thermal cycling test. J Clin Pediatr Dent., 1994;18(2):115-122.

24. Retief DH. The use of 50 percent phosphoric acid as an etching agent in orthodontics: a rational approach. Am J Orthod. 1975;68(2):165-178.

25. Silverstone LM. Fissure sealants. Laboratory studies. Caries Res. 1974;8(1):2-26.

26. Olsen ME, Bishara SE, Ortho D, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109(4):403-409.

27. Marshall GW, Olson ML. SEM investigation of the variability of enamel surfaces after simulated clinical acid etching for pit and fissure sealants. J Dent Res. 1975;54(6):1222-1231.

28. Hamilton WJ, Judd G. Ultrastructure of human enamel specimens prepared by ion micromilling J Dent Res. 1973;52(4):703-710.

29. Suliborski S. Materiały kompozycyjne w protetyce stomatologicznej. Badania kliniczne i doświadczalne. Praca habilitacyjna. AM. Łódź 1980.

30. Wendela L, van Waveren H, Feilzer AJ, Andersen BP. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and comparison of shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;117(1):20-6.

31. Özer T, Basaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 2008;134(2):193-197.

32. Fraunhofer JA, Allen DJ. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthodont. 1993;63(1):73-76.

33. Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M. Super pulse CO_2 laser for bracket bonding and debonding. Eur J Orthod. 1999;21(2):193-198.

34. Iijimaa M, Yasudab Y., Mugurumac T., Mizoguchid I. Effects of CO_2 laser debonding of a ceramic bracket on the mechanical properties of enamel. Angle Orthod. 2010;80(6):1029-1035.

35. Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arunc T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 2010;138(2):195-200.

36. Stratmann U, Schaarschmidt K, Wegener H, Ehmer U. The extent of enamel surface fractures. A quantitative comparison of thermally debonded ceramic and mechanically debonded metal brackets by energy dispersive micro - and image-analysis. Eur J Orthod. 1996;18(5):655-662.

37. Brantley W. Materiały ortodontyczne w ujęciu naukowym i klinicznym. Lublin: Czelej, 2001.

38. Myers CL, Rossi F, Cartz L. Adhesive taglike extensions into acid-etched tooth enamel. J Dent Res. 1974;53(2):435-41.

39. Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. J Dent Res. 1973;52(2):333-41.

40. Sheykholeslam Z, Buonocore MG. Bonding of resins to phosphoric acid-etched enamel surfaces of permanent and deciduous teeth. J Dent Res. 1972;51(6):1572-6.

41. Pahlavan A, Dennison JB, Charbeneau GT. Penetration of restorative resins into acid-etched human enamel. J Am Dent Assoc. 1976;93(6):1170-6.

42. Arhun N, Arman A, Sesen C, Karabulut E, Korkmaz Y, Gokalpf S. Shear bond strength of orthodontic brackets with 3 self-etch adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 2006;129(4):547-550.

43. Bishara SE, Solimanb M, Laffoonc J, Warrend JJ. Effect of antimicrobial monomer–containing adhesive on shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2005;75(3):397-399.

44. Komárek S, Novák L. Estetická výplň v záchovné stomatologii. Praha: East - Dent, 2003.

45. Craig RG. Materiały stomatologiczne. Wrocław Elsevier, 2008.

46. Travas MA, Watts DC. A visible light-activated direct bonding material: An in vitro comparison study . Br J Orthod. 1984;11(1):33-7.

47. Tomankiewicz M. Materiały kompozytowe i szklano-jonomerowe w praktyce stomatologicznej. Lublin: Czelej, 2002.

48. Wiśniewska E. Ocena cementów szklano-jonomerowych stosowanych w stomatologii. Mag Stomat. 1991;1(5):4-8.

49. Ip TB, Rock WP. A comparison of three light curing units for bonding adhesive pre-coated brackets. J Orthod. 2004;31(3):243–247.

50. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Sfondrini G. The xenon arc light curing unit for bonding and bleaching. J Clin Orthod 2000; 34: 94–6.

51. Farah JW, Powers JM, Light-curing units. Dent Advis. 2002;19(4):1.

52. Eliades T, Eliades G, Brantley WA. Residual monomer leaching from chemically - cured and visible light cured orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;108(3):316-321.

53. Evans LB, Powers JM. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. Am J Orthod. 1985;87(6):508-512.

54. Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. Int J Prosthodont. 1992;5(4):315-20.

55. Leggat PA, Kedjarune U. Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. Int Dent J. 2003;53(3):126-31.

56. McDonald F, Ireland A. The orthodontic patient: treatment and biomechanics. New York: Oxford University Press, 2003.

57. Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, Harzer W. Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. J Orofac Orthop. 2002;63(2):113-128.

58. Chaconas SJ, Caputo AA, Shi-Lin Niu G. Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems. Angle Orthod. 1991;61(1):35-42.

59. Samruajbenjakula B, Kukiattrakoon B. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Different Base Designs to Feldspathic Porcelains. Angle Orthod. 2009;79(3):571-576.

60. Haydar B, Sartkaya S, Çehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. Angle Orthod. 1999;69(5):457-462.

61. Johnson RA. New method for direct-bonding orthodontic attachments to porcelain teeth using a silane coupling agent; an in vivo evaluation. Am J Orthod. 1980;78:233-234.

62. Scott G. Fracture toughness and surface cracks-the key to understanding ceramic brackets. Angle Ortod. 1988;58(1):5-8.

63. Harris AM, Joseph VP. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992;102(3):215-219.

64. Mitiko F, Kitahara-Céia F, Mucha JN, Marques dos Santos PA. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 2008;134(4):548-555.

65. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. 1984;85(4):333–340.

66. Dyląg Z., Jakubowicz A., Orłoś Z. Wytrzymałość materiałów. Tom I. Warszawa: Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, 2003.

67. Bodnar A. Wytrzymałość materiałów: podręcznik dla studentów wyższych szkół technicznych. Politechnika Krakowska. –Wyd. 2 poszerz. Kraków 2004.

68. Valletta R, Prisco D, Ambrosio L. Evaluation of the debonding strength of orthodontic brackets using three different bonding systems. Eur J Orthod. 2007;29(6):571-577.

69. Toledano M, Osorio R, Osorio R. Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. Angle Orthod.2003;73(1):56-63.

70. Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M, Gunel E, Brown C. Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin - reinforced glass ionomer cement: an in vitro and in vivo study. Angle Orthod. 1999;69(5):463-9.

71. Owens SEJr, Miller BH. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. Angle Orthod. 2000;70(5):352-356.

72. Linn BJ, Berzins DW, Dhuru VB, Bradley TG. A comparison of bond strength between direct- and indirect-bonding methods. Angle Orthod. 2006;76(2):289-94.

73. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, MD, Canteras M A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. Angle Orthod. 2005;75(1):109-113.

74. Pseiner BC, Freudenthaler J, Jonke E, Bantleon HP. Shear bond strength of fluoride - releasing orthodontic bonding and composite materials. Eur J Orthod. 2010;32(3):268–273.

75. Bishara SE, Ortho MS., Gordan VV, VonWald L, Jakobsen JR. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 1999;115(1):24-28.

76. Millett DT, McCabe JF. Orthodontic bonding with glass ionomer cement-a Review. Eur J Orthod. 1996;18(4):385-399.

77. Bishara SE, Olsen ME, Damon P. Jakobsen JR. Evaluation of a new light - cured orthodontic bonding adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthoped.1998;114(1):80-87.

78. Gorelick L, Geiger A. Incidence of white spot formation after bonding and banding. Am J Orthod Dentofacial Orthop.1982;81(2):93-98.

79. Smith DC, Maijer R. Improvements in bracket base design. Am J Orthod. 1983;83(4):227-281.

80. Newman RA, Newman RV, Sengupta A. In vitro bond strengths of resin modified glass ionomer cements and composite resin self-cure adhesives: introduction of an adhesive system with increased bond strength and inhibition of decalcification. Angle Orthod. 2001;71(4):312-317.

81. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 2002;122(3):260-266.

82. Wendl B, Droschl H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. Eur J Orthod. 2004;26(5):535-544.

83. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME. Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 1999;1156(6):616-620.

84. Movahhed HZ, Ř gaard B, Syverud M. An in vitro comparison of the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement and a composite adhesive for bonding orthodontic brackets. Eur J Orthod. 2005;27(5):477–483.

85. Azevedo C, Forestier JP, Tavernier B. Effect of Time on the flexural strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. Angle Orthod. 2005;75(1):114-118.

86. Chamda RA, Stein E. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110(4):378-82.

87. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123(1):21-4.

88. Sokucu O, Siso SH, Ozturk F, Nalcaci R. Shear bond strength of orthodontic brackets cured with different light sources under thermocycling. Eur J Dent. 2010;4(3):257–262.

89. Jandta KD, Mills RW. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Braz Oral Res. 2010; 24 (1):64-9.

90. Di Nicoló R, Araujo MA, Alves LA, Assunção e Souza RO Rocha DM. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using halogen light and light-emitting diode at different debond times. Dent. Mat. 2000; 16: 41–47.

91. Cagri U. Ozgur I. Temperature rise and shear bond strength of bondable buccal tubes bonded by various light sources. Eur J Orthod. 2000;30(4):413-417

92. Graf I, Breier M, Huck L, Schwarze CW. Bond strength of a fluoride-releasing bracket adhesive. Experimental study. J. Orofac Orthop. 1999;60(1):53-9.

93. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2002;72(3):199-202.

94. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. Angle Orthod. 2002;72(6):558–564.

95. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoonc JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. Angle Orthod. 2006;76(1):123–126.

96. Bishara SE, Von Wald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119(6):621-4.

97. Bishara SE, Olsen ME, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;114(1):80-7.

98. Cehreli ZC, Kecik D, Kocadereli I. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127(5):573-9.

99. Bishara SE, Oonsombat C, Manal MA, Soliman MM, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. Angle Orthod. 2005;75(2):237–242.

100. Bishara SE, Otsbyb AW, Ajlouni R, Laffoond J, Warren JJ. A new premixed self-etch adhesive for bonding orthodontic brackets. Angle Orthod. 2008;78(6):1101-1104.

101. Scougall Vilchis RJ, Yamamoto S, Kitai N, Yamamotoength K. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;136(3):425-30.

102. Bishara SE, Ortho D, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125(3):348-50.

103. Pickett KL, Sadowsky L, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: Comparison with in vitro results. Angle Orthod. 2001;71(2):141–148.

104. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: An in vitro and in vivo study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;126(2):200-6.

105. Arici S, Arici N. Effect of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: An in vitro comparative study. Angle Orthod. 2003;73(6):692–696.

106. Dauba J, Berzinsb DW, Linnc BJ, Bradley TG. Bond Strength of Direct and Indirect Bonded Brackets After Thermocycling. Angle Orthod. 2006;76(2):295–300.

107. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. Angle Orthod. 2007;77(2):337-341.

108. D'Attilioa M, Trainib T, Di Ioriob D, Varvarab G, Festac F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. Angle Orthod. 2005;75(3):410–415.

109. Trimpeneers LM, Verbeeck RM, Dermaut LR, Moors MG. Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. Eur J Orthodontic. 1996;18(1):89-95.

110. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. Dent Mat. 2005;21(5):391–396.

111. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129(2):261-265.

112. Algera TJ, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B, Kleverlaan CJ. A comparison of finite element analysis with in vitro bond strength tests of the bracket–cement–enamel system. Eur J Orthod. 2011;33(6):608–612.

113. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JWJr, Davis HC. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. Int J Prosthodont. 1994;7(2):159-66.

114. Eliades T. Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. Eur J Orthod. 2000;22(1):13-23

115. Fox NA, McCabe F, Buckley lG. A critique of bond strength testing in orthodontics. Br J Orthod. 1994;21(1):33-43.

116. Skrtic D, Hailer AW, Takagi S, Antonucci JM, Eanes ED. Quantitative assessment of the efficacy of amorphous calcium phosphate/methacrylate composites in remineralizing caries-like lesions artificially produced in bovine enamel. J Dent Res. 1996;75(9):1679-1686.

117. Dunn WJ. Shear bond strength of an amorphous calcium-phosphate–containing orthodontic resin cement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131(2):243-247.

118. Uysal T, Ulkerb M, Akdoganc G, Ilhan S, Yilmaz E. Bond strength of amorphous calcium phosphate–containing orthodontic composite used as a lingual retainer adhesive. Angle Orthod. 2009;79(1):117–121.

119. Uysal T, Ustdal A, Nur M, Catalbas B. Bond strength of ceramic brackets bonded to enamel with amorphous calcium phosphate-containing orthodontic composite. Eur J Orthod.2010;32(3):281–284.

120. Al Shamsia A, Cunninghamb JL, Lameyc PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. Angle Orthod. 2006;76(4):694–699.

121. Al-Munajed MK, Gordon PH, McCabe JF. The use of a cyanoacrylate adhesive for bonding orthodontic brackets: an ex-vivo study. J Orthod. 2000;27(3):255-260.

122. Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J. The use of ormocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. Angle Orthod. 2004;75(1):106–108.

123. Ceen RF, Gwinnett AJ. Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding. J Clin Orthod. 1980;14(10):713-715.

124. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. Am J Orthod. 1980;77(3): 269-283.

125. Rüger D, Harzer W, Krisjane Z, Tausche E. Shear bond strength after multiple bracket bonding with or without repeated etching. Eur J Orthod. 2011;33(5):521–527.

126. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. 1984;85(4):330-340.

127. Majer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. Am J Orthod. 1981;79(1):20-34.

128. Regan D, Van Noort R. Bond strengths of two integral bracket base combinations: an in vitro comparison with foil-mesh. Eur J Orthod. 1989;11(2):144-153.