

Szegedi Tudományegyetem, Fogorvostudományi Kar, Konzerváló és Esztétikai Fogászati Tanszék*,
SEMILAB Félvezető Fizikai Laboratórium Zrt.**,
Szegedi Tudományegyetem, SZAOK Orvosi Fizikai és Orvosi Informatikai Intézet***,
Szegedi Tudományegyetem, TTIK Fizikai Intézet Optikai és Kvantumelektronikai Tanszék****

Üvegszálás fogászati kompozit tömőanyag keménysége a gyökércsatornában: nanoindentációs vizsgálat

Előzetes tanulmány

DR. JAKAB ANDRÁS*, DR. VÁNKAY KATA LILLA*, DR. TARJÁNYI TAMÁS**,***, GULYÁS GÁBOR**,
BALI KRISZTIÁN**, DÉZSI PÁL PATRIK**, SÁMI MÁRTON**,****, DR. FRÁTER MÁRK*

Bevezetés: A rövid üvegszál-megerősített kompozit (SFRC) anyagok használatával individualizált gyökércsapot készíthetünk a gyökérkezelt fogak megerősítésére (Bioblock technika). Kutatásunk célja, hogy nanoindentáció segítségével megvizsgáljuk az SFRC keménységét a Bioblock technika alkalmazását követően, különböző megvilágítási módok mellett.

Anyag és módszer: 20 gyökérkezelt szimuláló műanyag fogat használtunk kutatásunkhoz (1–4 csoport, n = 5/csoport). Valamennyi fogat SFRC anyag segítségével restauráltuk a gyökércsatornában (1–2 csoportot rétegezve, 3–4 csoportot bulk-fill módon). Az 1. és 3. csoportok esetén az SFRC megvilágítása üvegszálás csapon keresztül, míg a 2. és 4. csoportokban egy módosított fényforrással történt. A minták beágyazását és szekcionálását követően megmértük a kompozit anyagok keménységét, 2 mm-es távolságonként a gyökércsatornában (1., 2., 3. réteg, apiko-koronális irányba).

Eredmények: Az 1. és 2. réteg esetén az üvegszálás csapon keresztüli világítás (3. csoport) szignifikánsan nagyobb keménységet eredményezett a módosított fényvezetőn keresztüli megvilágításhoz (4 csoport) képest bulk-fill applikáció esetén.

Konklúzió: Az üvegszálás csapon keresztüli megvilágítás kiemelkedő keménységet biztosít az SFRC restauratív anyagok az anyag bulk-fill applikálása esetén.

Kulcsszavak: polimerizáció, rövid üvegszál-megerősített kompozit, nanoindentáció, keménység, Bioblock technika

Bevezetés

Gyökérkezelt fogak esetében, a korábbi kariesz, trauma, valamint a kezelés következtében elveszített koronai keményszöveti állomány miatt megnövekszik a katasztrófális törések esélye [1, 2]. A koronai fogállomány meggyengülése miatt szükségessé válik annak restauráttal történő megerősítése. Az elmúlt évtizedekben az ilyen fogak megerősítése érdekében leggyakrabban üvegszálás csapokat használtak, amelyek megerősítő képessége a mai napig vita tárgyát képezi a kutatók körében. Míg néhány publikáció alátámasztja az üvegszálás csapoknak az érintett fogakra kifejtett megerősítő hatását [3, 4], más publikációk elvetették ezt a feltételezést [5, 6]. Az üvegszálás csapok inkonzisztens teljesítményéhez több tényező is hozzájárul. A gyári csapok nem megfelelő illeszkedése a gyökércsatornák koronális részében túlzott mennyiségű ragasztócementhez vezet. A gyári üvegszálás csapok anyaga miatt a csap és a gyökércsatorna fala között kialakuló kötés sem ideális, valamint a rostok biomechanikai szempontból nem megfelelő irányban állnak a gyökercsatornákban [7, 8].

A gyári üvegszálás csapok illeszkedési potenciálisan kiküszöbölhetőek individualizált üvegszálás csapok alkalmazásával, amelyek pontosan illeszkednek az egyes gyökércsatornák anatómiájához, keresztmetszetéhez. Jelenleg két kiemelkedő módszer létezik az individualizált üvegszálás csapok készítésére: gyári üvegszálás csapok individualizálása (relining method) [9, 10], valamint a Bioblock technika [11, 12]. A Bioblock technika alkalmazása során a gyökércsap a koronai csomóponttal egy időben, direkt módon rétegzett rövid üvegszál-megerősített folyékony kompozit anyagból készül [11, 13]. Ez a folyékony, mikrométer nagyságú üvegszálakat tartalmazó anyag képes a fotopolimerizáció során a megvilágításra alkalmazott fényt vezetni [14]. Továbbá, az anyag elérhető transzlucens árnyalatban, amely lehetővé teszi akár az 5 mm-es vastagságban történő átvilágíthatóságát (EverX Flow Bulk Shade, GC Europe, Leuven, Belgium). Az anyag megvilágítása fotopolimerizációs lámpával történik. A Bioblock technika során a fény gyökércsatornába juttatására egy hagyományos gyári üvegszálás csap alkalmazható fényvezetőként. A Bioblock technika egyre

Érkezett: 2024. augusztus 8.

Elfogadva: 2024. augusztus 28.

DOI <https://doi.org/10.33891/FSZ.117.2.47-52>

szélesebb körben alkalmazott gyökérkezelt fogak megerősítésére, így felmerült a kérdés, hogyan tudjuk az apikálisabb területek polimerizációját fokozni különböző fényvezetési eljárásokkal. Jelen vizsgálatunk célja, hogy felmérje az általunk alkalmazott fényvezető eszközök hatását és szükségességét a Bioblock technika alkalmazása során. Nullhipotézisünk szerint a vizsgált anyagok megfelelően átvilágíthatóak mindkét vizsgált fényvezető eljárással.

Vizsgálati anyag és módszer

20 darab egymással megegyező műanyag fogat (P-Occlusal Flex – Manequim Odontológico, tooth 09D1103, Sao Paulo, Brazília) négy vizsgálati csoportra osztottunk ($n = 5$). A műanyag modellek méreteit az 1. kép tartalmazza. A gyökércsatorna hossza a csatornabemenet bukkális szélétől mérve 12,5 mm volt. Az apikális 4,5 mm-t egy paszta konzisztenciájú mikrohibrid kompozit segítségével lezártuk (Gradia Posterior A2, GC Europe), melyet 80 másodpercig polimerizáltunk legalább 24 órával a minták felhasználását megelőzően. A megvilágításra nagy teljesítményű (1540 mW/mm²) fogászati fotopolimerizációs lámpát alkalmaztunk (D-Light Pro, GC Europe). A műanyag fogakat ugyanaz a tapasztalt operátor készítette elő, 4,3x-os nagyításban (Eyemag Pro, Zeiss, Oberkochen, Németország). A gyökércsatorna területét 29 µm szemcseméretű alumínium-oxid porral homokfújtuk 30 másodpercen keresztül (Aquacare, Velopex International, Florida, USA). Ezt követően endodonciai átöblítő kanül segítségével a csatornákat vízzel kiöblítettük, majd alaposan kiszárítottuk ISO 30 papírcsúcsok és olajmentes levegő segítségével. Kettős kötésű önsavazó adhezív rendszert alkalmaztunk a gyökércsatorna falain (G-Premio bond és DCA activator, GC Europe) egy kisméretű bondecset segítségével (Microbrush-X, Petron Clinical Technologies LLC, USA). A felvitt adhezív réteget az ecset segítségével 30 másodpercig agitáltuk, majd a felesleges anyagot egy ISO 30-as papírcsúcs segítségével eltávolítottuk.



1. kép: Az alkalmazott műanyag fogak dimenziói UNC 15 paradontális szondával mérve

Az adhezívben lévő oldószer elpárologtatása érdekében 30 másodpercen keresztül levegőráfúvást alkalmaztunk, nagy teljesítményű elszívás mellett (Surgitip, Coltene, Altstatten, Svájc). Az adhezív réteget 60 másodpercig fotopolimerizáltuk a polimerizációs lámpa gyári végződésével. A csoportokat transzlucens, folyékony SFRC anyaggal (EverX Flow Bulk Shade) restauráltuk, különböző rétegzési technikákkal, eltérő polimerizációs eszközökkel. Az egyes rétegek vastagságának megállapításához egy UNC 15 paradontális szondát alkalmaztunk (Hu-Friedy, Frankfurt am Main, Németország). Az egyes csoportokat az alábbiak szerint restauráltuk:

1. csoport: Három darab egymást követő, egyenként 2 mm vastagságú rétegben alkalmaztuk a folyékony üvegszál erősítette anyagot. Az első és második réteget egyenként 60 másodpercig polimerizáltuk a polimerizációs lámpa gyári végződésével, a fényt egy 15 mm hosszúságú hagyományos gyári üvegszál csapon keresztül vezetve (GC Fiber Post 0,8, GC Europe). Az üvegszál csapot centrálisan helyeztük a gyökércsatornába, a csatorna falaival párhuzamosan. A harmadik, legkoronálisabb réteget 20 másodpercig világítottuk, további fényvezetés nélkül.

2. csoport: A restaurálásra alkalmazott anyagot az 1. csoporttal megegyezően alkalmaztuk. Fényvezetésre ezúttal az üvegszál csap helyett egy módosított fényvezető szálat alkalmaztunk (2. kép).

3. csoport: Két darab egymást követő, egyenként 4 mm vastagságú rétegben alkalmaztuk az előzőekben leírt folyékony SFRC anyagot. Az első réteget az 1. csoportnál leírt üvegszál csapon keresztül, az ott részletezett módon 60 másodpercig polimerizáltuk. A második réteg polimerizációja 20 másodpercig történt, további fényvezetés nélkül.

4. csoport: a restaurálásra alkalmazott folyékony SFRC anyagot a 3. csoportnál részletezett módon alkalmaztuk. Fényvezetésre üvegszál csap helyett, a 2. képen látható speciális, polimerizációs lámpához csatlakoztatható fényvezető szálat alkalmaztuk.



2. kép: Optikai szál végződés csatlakoztatva a nagy teljesítményű fotopolimerizációs lámpához

A vizsgálati csoportokat az 1. táblázatban foglaltuk össze. Az egyes rétegek polimerizációját követően valamennyi mintát bevontuk gliceringéllal (DeOx Gel, Ultra-dent, Orange, CA, USA), és a végső polimerizáció azon keresztül történt, 10 másodpercen keresztül. A minták előkészítését követően azokat Buehler kétkomponensű műgyantával (EpoxiCure 2) beágyaztuk, majd a beágyazó anyag kötését követően a mintákat a restaurációra használt anyag keresztmetszetében (lásd később) elvágtuk precíziós vágógéppel (Buehler IsoMet 1000). A szekcionált minták felületét különböző szemcseméretű polírozókkal, folyamatos vízűtés mellett, teljesen simára csiszoltuk (P320-as szemcsemérettől P2000-ig lépcsőzetesen haladva). A beágyazott mintákat hőre lágyuló optikai ragasztóval egy rozsdamentes acél fémhengerre ragasztottuk fel, amely segítségével azokat a nanoindenter alá pozicionáltuk (3. kép).

1. táblázat:

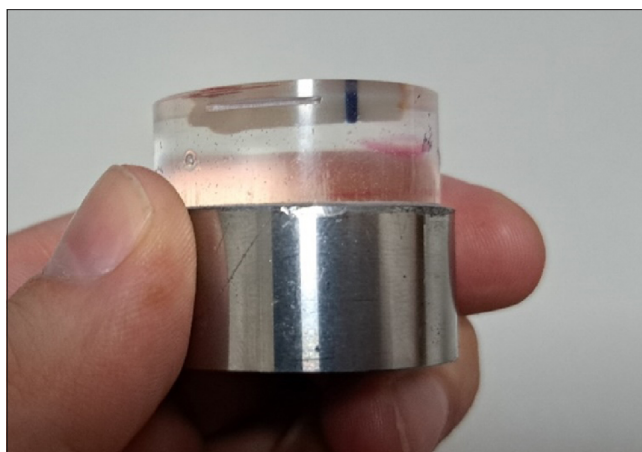
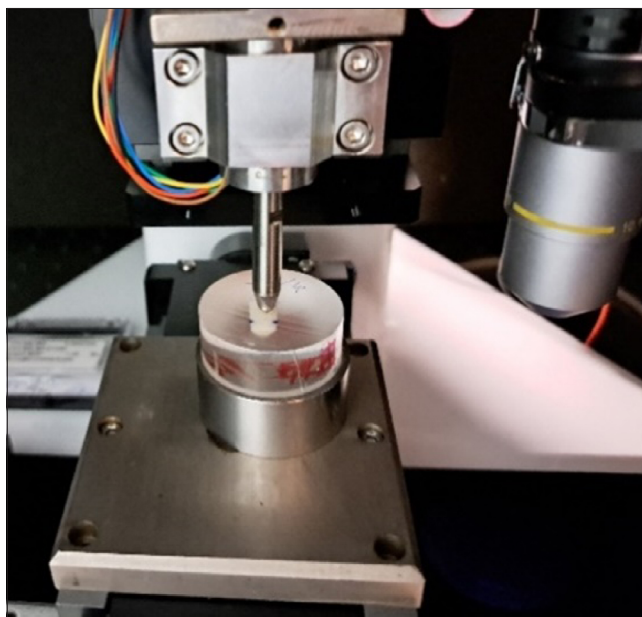
Vizsgálati csoportok összefoglaló leírása

Csoport	Rétegtechnika	Megvilágítási mód
1. csoport	3 réteg, 2 mm	Fényvezetés üvegszálal csappal
2. csoport	3 réteg, 2 mm	Módosított fényvezető szál
3. csoport	2 réteg, 4 mm	Fényvezetés üvegszálal csappal
4. csoport	2 réteg, 4 mm	Módosított fényvezető szál

Nanoindentáció

A nanoindentáció segítségével meghatározható az anyagok keménysége, melyet Oliver és Pharr általánosítottak 1992-ben, azóta ez a módszer igen elterjedt az anyagok nanoszerkezetének vizsgálatára [15]. A nanoindentáció segítségével az anyag keménysége (H) az alkalmazott erőből (F) és a keletkező lenyomat területéből (A) számítható ki az alábbi egyenlet alkalmazásával:

Az Oliver–Pharr nanoindentációs mérési módszer lényege, hogy a mérőfejen a behatoló próbatest geometriája igen pontosan ismert. Esetünkben Berkovich háromoldalú piramis geometriát alkalmaztunk. Az indenter pontos méreteinek ismereteiben mérés közben elegendő az erőt és a behatolási mélységet rögzíteni. Összesen 1200 nanoindentációt végeztünk a négy csoporton az IND-1500 nanoindenterrel (Semilab, Budapest, Magyarország). A tömőanyagnál elvágott mintákon három rétegben vizsgáltuk meg a keménységet, a gyökércsatornába helyezett tömőanyag apikális szintjét jelző referenciavonalhoz képest 1 mm-re (1. réteg), 3 mm-re (2. réteg) és 5 mm-re koronálisan (3. réteg). Minden rétegben 20 nanoindentációt végeztünk csoportonként 5 mintán (összesen 60 nanoindentáció mintánként). A nanoindentáció pontos helyét a gépbe szerelt optikai mikroszkóppal határoztuk meg, majd a minta mozgatóját a számítógép által vezérelt motoros eltoló segítségével valósítottuk meg. A maximális erő 10 mN volt, a kompozit anyagok Possion-tényezőjét $\mu = 0,24$ -nek vettük.



3. kép: Beágyazott minta a nanoindenter alá pozicionálva

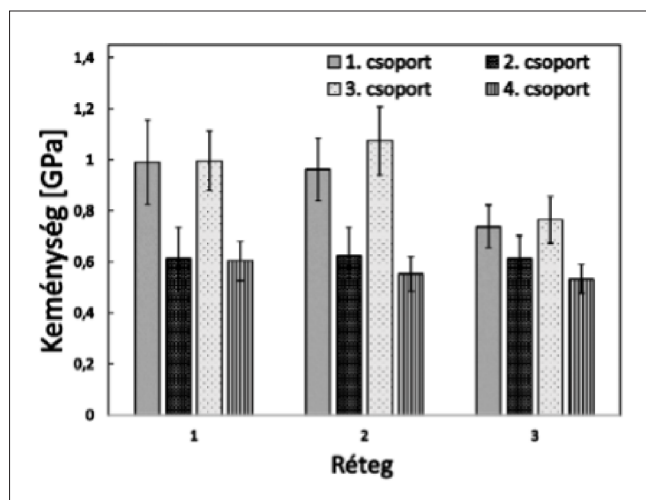
Statisztikai módszerek

A statisztikai elemzésekhez az IBM SPSS (verzió 24) szoftvert használtuk, az ábrákat Microsoft Excellel készítettük. A csoportok közötti átlagos keménységeket egy szemponos varianciaanalízissel, valamint Tukey HSD és Games–Howell post hoc próbával hasonlítottuk össze, utóbbit szignifikáns variancia-eltérések esetén használtuk (szignifikancia-szint: $p < 0,05$).

Eredmények

A 4. képen látható oszlopdiagram foglalja össze a mért rétegekben a csoportok átlagos keménységét, standard hibával. Az átlagos keménység szignifikáns különbséget mutatott a 3. és 4. csoportok között az első réteg esetén ($p = 0,029$) (2. táblázat), valamint szignifikáns eltérés volt tapasztalható az 1. és 4. ($p = 0,021$), valamint az 3. és 4. ($p = 0,004$) csoportok között a második

réteg esetén (3. táblázat). A harmadik rétegben nem találtunk szignifikáns különbséget a csoportok között.



4. kép: Beágyazott minta a nanoindenter alá pozicionálva

2. táblázat:

A Games–Howell post hoc próba eredményei az első réteg átlag keménységeire vonatkozóan

Csoport	1. csoport	2. csoport	3. csoport	4. csoport
1. csoport	–	0,256	1,000	0,151
2. csoport		–	0,109	1,000
3. csoport			–	0,029*
4. csoport				–

* szignifikáns eltérés

3. táblázat:

A Games–Howell post hoc próba eredményei a második réteg átlag keménységeire vonatkozóan

Csoport	1. csoport	2. csoport	3. csoport	4. csoport
1. csoport	–	0,178	0,928	0,021*
2. csoport		–	0,052	0,953
3. csoport			–	0,004*
4. csoport				–

* szignifikáns eltérés

Megbeszélés

Az SFRC tömőanyagok ígéretesnek látszó megoldást kínálnak a gyökerkezelt fogak intraradikuláris megerősítésére [11–12]. Ezeknek az anyagoknak a megfelelő technikával történő alkalmazásával nagyobb mértékben javíthatóak a gyökerkezelt fogak fizikai tulajdonságai, mint a hagyományos gyári csapos megoldásokkal [12, 17]. Az anyagok gyökércsatornákban történő alkalmazásának egyik legkritikusabb kérdése

a megfelelő fotopolimerizálhatóság. Korábbi kutatásokban gyári üvegszálás csapot alkalmaztak fényvezetésre [12, 13, 17, 18]. Ezekben a publikációkban a bulk-fill technikával alkalmazott SFRC tömőanyagok mikro-keményége hasonló volt a kettős kötésű kompozit cementekéhez. Jelen kutatásunk eredményei korrelálnak az említett, korábbi publikációinkban tapasztaltakkal, mivel az üvegszálás csapon keresztül történt megvilágítás magas mikro-keményéget eredményezett. Bár a gyári csapon keresztül történő megvilágítás hatásosnak bizonyul, a klinikai gyakorlatban nehezen kivitelezhető és nagy mértékben megnőhet a polimerizációs idő. Emiatt előnyös lenne egy kevésbé technikaérzékeny, időtakarékosabb megoldás az anyagok megfelelő átvilágításához. Ezt célul kitűzve, jelen kutatásunkban alkalmaztunk egy gyökércsatornába vezethető módosított fényvezető szálakat (2. és 4. csoport). Ugyanakkor a polimerizációs lámpa LED fényforrásainak átmérője több mint duplája a jelen fényvezető szálak csatlakozója átmérőjének. Ennek következtében a fényvezető szálak rögzítéséhez egy 3D nyomtatott műanyag adapterre volt szükség, amely kitakarta a polimerizációs lámpa perifériás LED izzóit. Az emiatt bekövetkező teljesítménycsökkenés részben magyarázhatja a 2. és 4. csoportoknál tapasztalt alacsonyabb átlagos mikro-keményégségi értékeket. A legkoronálisabb mérési pontnál a vizsgált csoportok között nem volt szignifikáns különbség. Azonban a középső harmadik mérésnél azok a csoportok, amelyek megvilágítása gyári üvegszálás csapon keresztül történt (1. és 3. csoport), szignifikánsan jobban teljesítettek, mint a módosított fényforrással megvilágított bulk-fill csoport (4. csoport). A kapott eredmények tükrében a nullhipotézisünket elvetettük. Úgy tűnik, hogy míg a megvilágítási mód jelentős hatással bír az SFRC anyag polimerizációjára és mikro-keményiségére, az azonos megvilágítási mód mellett kivitelezett eltérő rétegtechnikák között nem mutatkozott szignifikáns különbség. Ennek magyarázata a restauratív anyagban megtalálható rövid üvegszál rostok fényvezető képességében keresendő [19].

Konklúzió

Kutatásunk limitációinak figyelembevételével az alábbi állításokat állapítottuk meg:

- Gyári üvegszálás csap alkalmazásával a polimerizációs lámpa fénye hatékonyan közvetíthető a gyökércsatornákba, független az SFRC anyag applikálási módjától.
- Jelen módosított fényvezető szál alkalmazása nem eredményezett kiemelkedő mikro-keményéget a gyökércsatornákban applikált SFRC anyag esetében, sőt jelentősen rontotta annak keménységét bulk-fill applikáció esetén, mind a legapikálisabb, mind a középső rétegben.

Irodalom

1. KHALED AL-OMIRI M, MAHMOUD AA, RAYYAN MR, ABU-HAMMAD O: Fracture Resistance of Teeth Restored with Post-Retained Restorations. An Overview. *Journal of Endodontics* 2010; 36, 1439–1449. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.06.005>
2. DIETSCHI D, DUC O, KREJCI I, SADAN A: Biomechanical Considerations for the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review of the Literature. Part 1. Composition and Micro- and Macrostructure Alterations. *Quintessence Int* 2007; 38, 733–743.
3. SCOTTI N, SCANSETTI M, ROTA R, PERA F, PASQUALINI D, BERUTTI E: The Effect of the Post Length and Cusp Coverage on the Cycling and Static Load of Endodontically Treated Maxillary Premolars. *Clin Oral Invest* 2011; 15, 923–929. <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0466-y>
4. SEOW LL, TOH CG, WILSON NHF: Strain Measurements and Fracture Resistance of Endodontically Treated Premolars Restored with All-Ceramic Restorations. *Journal of Dentistry* 2015; 43, 126–132. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.10.001>
5. ZICARI F, VAN MEERBEEK B, SCOTTI R, NAERT I: Effect of Fibre Post Length and Adhesive Strategy on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth after Fatigue Loading. *Journal of Dentistry* 2012; 40, 312–321. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.01.006>
6. TROPE M, MALTZ DO, TRONSTAD L: Resistance to Fracture of Restored Endodontically Treated Teeth. *Dental Traumatology* 1985; 1, 108–111. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.1985.tb00571.x>
7. LE BELL-RÖNNLÖF A-M, LASSILA LVJ, KANGASNIEMI I, VALLITTU PK: Load-Bearing Capacity of Human Incisor Restored with Various Fiber-Reinforced Composite Posts. *Dental Materials* 2011; 27, e107–e115. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.02.009>
8. VALLITTU PK: Are We Misusing Fiber Posts? Guest Editorial. *Dental Materials* 2016; 32, 125–126. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.001>
9. DE SOUZA N, MARCONDES M, DA SILVA D, BORGES G, JÚNIOR LB, SPOHR A: Relined Fiberglass Post: Effect of Luting Length, Resin Cement, and Cyclic Loading on the Bond to Weakened Root Dentin. *Operative Dentistry* 2016; 41, e174–e182. <https://doi.org/10.2341/15-233-L>
10. FARIA-E-SILVA AL, PEDROSA-FILHO CDF, MENEZES MDS, SILVEIRA DMD, MARTINS LRM: Effect of Relining on Fiber Post Retention to Root Canal. *J Appl Oral Sci* 2009; 17, 600–604. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572009000600012>
11. FRÁTER M, SÁRY T, GAROUSHI S: Bioblock Technique to Treat Severe Internal Resorption with Subsequent Periapical Pathology: A Case Report. *Restor Dent Endod* 2020; 45, e43. <https://doi.org/10.5395/rde.2020.45.e43>
12. FRÁTER M, LASSILA L, BRAUNITZER G, VALLITTU PK, GAROUSHI S: Fracture Resistance and Marginal Gap Formation of Post-Core Restorations: Influence of Different Fiber-Reinforced Composites. *Clin Oral Invest* 2020; 24, 265–227. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02902-3>
13. FORSTER A, SÁRY T, BRAUNITZER G, FRÁTER M: In Vitro Fracture Resistance of Endodontically Treated Premolar Teeth Restored with a Direct Layered Fiber-Reinforced Composite Post and Core. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2017; 31, 1454–1466. <https://doi.org/10.1080/01694243.2016.1259758>
14. LASSILA L, KEULEMANS F, SÄILYNOJA E, VALLITTU PK, GAROUSHI S: Mechanical Properties and Fracture Behavior of Flowable Fiber Reinforced Composite Restorations. *Dental Materials* 2018; 34, 598–606. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.01.002>
15. OLIVER WC, PHARR GM: An Improved Technique for Determining Hardness and Elastic Modulus Using Load and Displacement Sensing Indentation Experiments. *J Mater Res* 1992; 7, 1564–1583. <https://doi.org/10.1557/JMR.1992.1564>
16. FRÁTER M, SÁRY T, MOLNÁR J, BRAUNITZER G, LASSILA L, VALLITTU PK, GAROUSHI S: Fatigue Performance of Endodontically Treated Premolars Restored with Direct and Indirect Cuspal Coverage Restorations Utilizing Fiber-Reinforced Cores. *Clin Oral Invest* 2022; 26, 3501–3513. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-04319-3>
17. FRÁTER M, SÁRY T, NÉMA V, BRAUNITZER G, VALLITTU P, LASSILA L, GAROUSHI S: Fatigue Failure Load of Immature Anterior Teeth: Influence of Different Fiber Post-Core Systems. *Odontology* 2021; 109, 222–230. <https://doi.org/10.1007/s10266-020-00522-y>
18. FRÁTER M, SÁRY T, JÓKAI B, BRAUNITZER G, SÄILYNOJA E, VALLITTU PK, LASSILA L, GAROUSHI S: Fatigue Behavior of Endodontically Treated Premolars Restored with Different Fiber-Reinforced Designs. *Dental Materials* 2021; 37, 391–402. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.026>
19. GAROUSHI S, SÄILYNOJA E, VALLITTU PK, LASSILA L: Physical Properties and Depth of Cure of a New Short Fiber Reinforced Composite. *Dental Materials* 2013; 29, 835–841. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.016>

JAKAB A, VÁNKAY KL, TARJÁNYI T, GULYÁS G, BALI K, DÉZSI PP, SÁMI M, FRÁTER M

Measuring the hardness via nanoindentation of a fiber-reinforced dental composite in the root canal

Pilot study

Introduction: Using short fiber-reinforced composite (SFRC) materials, individualized root posts can be fabricated to reinforce root canal treated teeth (Bioblock technique). The question regarding this technique is the efficiency of SFRC polymerization in different depths of the root canals. Additionally, whether the polymerization of SFRC could be improved with light transmission methods remains a question to be answered.

Materials and methods: 20 plastic teeth (4 groups, n = 5/group) simulating root canal treatments were used for this research, which). All teeth were restored with SFRC material, starting from 6 mm deep in the root canal till the orifice. In group 1 and 3, the root canal was filled with SFRC material in layers, while in groups 2 and 4, it was filled in a bulk-fill manner. In group 1 and 3, the SFRC material was light cured through a fiberglass post, whereas in group 2 and 4, a modified light source was utilized. After embedding and sectioning the samples hardness of the SFRC material at 2 mm intervals in the root canal were measured (1st, 2nd and 3rd layer, from apical to coronal direction).

Results: For the 1st layer, light curing through the fiberglass post (group 3) resulted in significantly higher hardness compared to the modified light conductor (group 4) in the bulk-fill application method. In the 2nd layer, both group 1 and 3 showed significantly higher hardness compared to group 4.

Conclusion: Illumination through a fiberglass post provides outstanding hardness for SFRC material in bulk-fill application in the apical and middle layers.

Keywords: polymerization, short fiber-reinforced composite, nanoindentation, hardness, Bioblock technique