

Badania wytrzymałości kompozytu wzmocnionego włóknem polietylenowym o ultra dużej masie cząsteczkowej oraz jego adhezji do zębiny (UHMWPE)

Strength tests of fiber-reinforced composite with ultra-high molecular weight polyethylene

Rafał Brożek¹, Szymon Kubanek², Beata Czarnecka², Ryszard Koczorowski¹, Barbara Dorocka-Bobkowska¹

¹ **Klinika Gerostomatologii i Patologii Jamy Ustnej**

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Kierownik: dr hab. Barbara Dorocka-Bobkowska, prof. UM

² **Katedra i Zakład Biomateriałów i Stomatologii Doświadczalnej**

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Kierownik: prof. dr hab. Beata Czarnecka

HASŁA INDEKSOWE:

właściwości mechaniczne, kompozyt wzmacniany włóknem FRC, test rozciągania, test ścinania

KEY WORDS:

mechanical properties, fiber-reinforced composite FRC, tensile test, shear test

Streszczenie

Wstęp. Włókna polietylenowe o ultra dużej masie cząsteczkowej (UHMWPE) są obojętne chemicznie co sprawia, że ich adhezja do organicznej macierzy polimerowej materiału kompozytowego nie jest wysoka. Stąd też włókna tego typu nie znalazły jeszcze powszechnego zastosowania w stomatologii.

Cel pracy. Celem pracy była ocena wybranych cech wytrzymałościowych kompozytu wzmocnionego włóknem typu UHMWPE.

Materiał i metoda. Materiał stanowił kompozyt wzmocniony włóknem typu UHMWPE, którego powierzchnia została aktywowana chemicznie, a następnie impregnowana mieszaniną żywic dimetakrylanowych i powleczona mikrohybrydowym materiałem kompozytowym. Przeprowadzono badanie wytrzymałości materiału przy statycznym rozciąganiu oraz wytrzymałości połączenia materiału z zębina w teście ścinania.

Wyniki. Na podstawie przeprowadzonych do-

Summary

Introduction. Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) fibers are inert, thus their adhesion to the organic polymer matrix of the composite material may not be rewarding. Therefore, these types of fibers have not yet come into widespread use in dentistry.

Aim of the study. To evaluate selected strength characteristics of the UHMWPE fiber-reinforced composite whose surface was chemically activated and then impregnated with a mixture of dimethacrylate resins and coated with a microhybrid composite material.

Material and method. Tests were carried out which allowed to evaluate selected mechanical properties of the material under static stretching and shearing.

Results. Based on the experiments the following values were calculated: Young's elastic modulus $E_t = 3583.97 \pm 1325.75$ MPa, tensile stress $\sigma = 59.73 \pm 7.54$ MPa, maximum tensile force

świadczeń obliczono moduł sprężystości przy rozciąganiu $E_t = 3583,97 \pm 1325,75$ MPa, wytrzymałość na rozciąganie $\sigma = 59,73 \pm 7,54$ MPa, maksymalną siłę rozciągającą $F_{max} = 121,23 \pm 17,92$ N, wydłużenie liniowe $\varepsilon_t = 0,03 \pm 0,003$ oraz naprężenie styczne $\tau_t = 4,99 \pm 1,19$ MPa.

Wnioski. Na podstawie przeprowadzonych badań wytrzymałościowych stwierdzono wystarczającą wytrzymałość na rozciąganie mechaniczną kompozytu wzmocnionego włóknem polietylenowym o ultra dużej masie cząsteczkowej oraz odpowiednią wytrzymałość połączenia na ścinanie tego kompozytu z zębem. Zjawiska nasycenia i penetracji żywicy w przestrzeń pomiędzy wiązkami włókien zachodzące w procesie ich fizycznej modyfikacji nie wpłynęły negatywnie na właściwości mechaniczne badanego materiału.

$F_{max} = 121,23 \pm 17,92$ N, linear extension $\varepsilon_t = 0,03 \pm 0,003$ and tangential stress $\tau_t = 4,99 \pm 1,19$ MPa. The loss of adhesion of the material to the hard tissues of the tooth was typical of the mixed adhesive-cohesive breakthrough.

Conclusions. The study revealed high and desired mechanical strength in both the tensile test and in the shear test, which may justify the effective use of this type of fibers in clinical practice. The phenomena of saturation and penetration of the resin into the space between the fiber bundles occurring in the oxidation process did not negatively affect the mechanical properties of the material tested.

Wprowadzenie

W latach 60-tych XX wieku w stomatologii rozpoczęto stosowanie tworzyw kompozytowych, których fazę wzmacniającą zaczęły stanowić włókna (ang. Fiber-reinforced composite, FRC).¹ W konstrukcjach tego typu rolą włókien jest poprawa właściwości mechanicznych polimerowej macierzy organicznej. Uzupełnienia wykonane z tych materiałów są lżejsze w porównaniu z tymi, które wykonane są z tradycyjnych materiałów, takich jak ceramika bądź metal.² Właściwości mechaniczne sprawiają, że w konkretnych sytuacjach klinicznych FRC mogą stać się alternatywą dla konwencjonalnych technik stosowanych dotychczas w protetyce stomatologicznej.

Włókna polietylenowe o ultra dużej masie cząsteczkowej (ang. Ultra High Molecular Weight Polyethylene, UHMWPE), które wzmacniają i przenoszą obciążenia w macierzy organicznej, charakteryzują się niezwykle wysokim stosunkiem wytrzymałości do masy, dużą odpornością na ścieranie i niską

absorpcją wilgoci. Nie ulegają hydrolizie, a zatem ich właściwości są stabilne w środowisku o podwyższonej wilgotności. Używane są m. in. do produkcji kamizelek kuloodpornych oraz elementów endoprotez.³ Dużym postępem technologicznym było uzyskanie, w wyniku wtlaczania i rozciągania polietyleno o masie cząsteczkowej równej ok. 300000 Da, włókna o wyjątkowym uporządkowaniu łańcucha. Polimer budujący strukturę włókna polietylenowego tworzy równoległe ułożone łańcuchy o stopniu zorientowania > 95% i krystaliczności > 85%, co odróżnia go od włókien para-aramidowych, których wytrzymałość wynika głównie z dużej ilości międzycząsteczkowych wiązań wodorowych. Polimery zawierające grupy aromatyczne posiadają silne powinowactwo do aromatycznych rozpuszczalników, natomiast alifatyczny UHMWPE jest odporny na ich działanie. Brak aktywnych grup w UHMWPE (estrowych, amidowych lub hydroksylowych) powoduje jego odporność na działanie wody, wilgoci, większości substancji chemicznych, promieniowania

UV oraz drobnoustrojów. Podczas działania siły, polimer ten ulega stałemu w czasie wydłużeniu tak długo, jak działa przyłożona siła. Włókna UHMWPE są niepolarne, charakteryzują się niskimi wartościami energii powierzchniowej, co zapewnia doskonałą stabilność w zmiennym i trudnym środowisku jamy ustnej, niemniej ich inertność sprawia, że uzyskanie adhezji UHMWPE do macierzy polimerowej nie jest łatwe.^{4,5}

Celem pracy była ocena wybranych cech wytrzymałościowych kompozytu wzmocnionego włóknem UHMWPE.

Material i metoda

Do badań wykorzystano eksperymentalny materiał typu FRC wytworzony w ARKONA Laboratorium Farmakologii Stomatologicznej (Polska). Rdzeń kompozytu typu FRC stanowiła wiązka włókien UHMWPE o długości 500 mm, składająca się z ok. 1000 pojedynczych filamentów o średnicy 5-10 μm każdy, których powierzchnia została aktywowana fizycznie a następnie zaimpregnowana mieszaniną żywic metakrylanowych o małej lepkości i niskiej masie cząsteczkowej. Następnie, całość została powleczona mikrohybrydowym materiałem kompozytowym o podwyższonej wytrzymałości mechanicznej Boston (AKONA LFS, Polska, tab. 1). Modyfikacja wiązki UHMWPE z wykorzystaniem impregnacji żywicami poprzedzonej aktywacją fizyczną powierzchni włókien miała na celu zapewnienie adhezji pomiędzy włóknem a materiałem kompozytowym (ryc. 1).

Badanie wytrzymałości materiału na rozciąganie

Badanie przeprowadzono w oparciu o normę PN-EN ISO 527-1 Tworzywa sztuczne. Oznaczenie właściwości mechanicznych przy statycznym rozciąganiu z wykorzystaniem maszyny wytrzymałościowej Instron 5969. W

badaniu wykorzystano 7 próbek badanego materiału, 2 skrajne wyniki zostały odrzucone. Próbkę kondycjonowano przed badaniem w wodzie destylowanej, w temperaturze 37°C, przez 24 godziny. Kształtkę do badań szerokości $2,33 \pm 0,12$ mm oraz grubości $0,856 \pm 0,064$, której długość odcinka pomiarowego wynosiła 50 mm, rozciągano w kierunku jej osi wzdłużnej, ze stałą prędkością przesuwania się uchwytów mocujących 1 mm/min. Badanie prowadzono do momentu spadku o 20% wytrzymałości materiału. Podczas tego oznaczenia mierzono:

- moduł sprężystości wzdłużnej (moduł Younga), wielkość określającą sprężystość materiału przy rozciąganiu, wyrażająca indywidualną dla danego materiału zależność względnego odkształcenia liniowego od naprężenia jakie w nim występuje w zakresie odkształceń sprężystych. Jego wartość obliczono z równania:

$$E_t = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1}$$

w którym:

E_t – jest modułem sprężystości przy rozciąganiu, wyrażonym w MPa,

σ_1 – jest naprężeniem mierzonym przy wartości odkształcenia $\varepsilon_1 = 0,0005$ (0,05%), wyrażonym w MPa,

σ_2 – jest naprężeniem mierzonym przy wartości odkształcenia $\varepsilon_1 = 0,0020$ (0,20%), wyrażonym w MPa,

- maksymalną siłę rozciągającą F_{max} rejestrowaną przez urządzenie pomiarowe w momencie zerwania badanej próbki,

- odkształcenie przy rozciąganiu (przemieszczenie) czyli wydłużenie liniowe próbki podczas pomiaru, którego wartość obliczono ze wzoru:

$$\varepsilon_t = \frac{L_t}{L}$$

T a b e l a 1. Skład chemiczny materiału kompozytowego użytego w badaniach

Nazwa	Boston
Producent	LFS Arkona (Polska)
Typ	Kompozyt mikrohybrydowy
Matryca organiczna	Dimetakrylany (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBADMA)
Wypełniacz	Szkło barowo-glinowo-krzemowe, krzemionka pirogeniczna)

w którym:

ε_t – jest odkształceniem nominalnym, wyrażonym wielkością bezwymiarową,

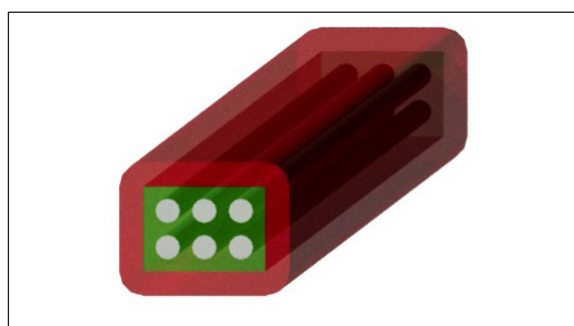
L_t – jest przyrostem odległości między uchwytami od rozpoczęcia badania, wyrażonym w milimetrach (mm),

L – jest odległością między uchwytami wyrażoną w milimetrach (mm).

Obliczono średnie arytmetyczne wyników badań, odchylenia standardowe i 95% przedziały ufności wartości średnich.

Badanie wytrzymałości na ścinanie połączenia materiału z zębina

Do badania wybrano 9 siecznych zębów bydłych. Zęby nieuszkodzone podczas usuwania, których powierzchnie pozbawione były próchnicy i widocznych rys oraz pęknięć zostały oczyszczone z tkanek miękkich i przechowywane w temperaturze 4°C, przez 1 tydzień, w 0,2% roztworze glukonianu chlorheksydyny. Badane zęby umieszczono w podstawach wykonanych z szybkopolimeryzującego tworzywa akrylowego, po czym ich powierzchnie licujące zostały opracowane papierem ściernym w celu uzyskania powierzchni prostopadłej do podłoża i równoległej do długiej osi noża tnącego maszyny wytrzymałościowej. Powierzchnie zębów trawiono 36% kwasem ortofosforowym (ARKONA LFS, Polska) przez 30 sekund, następnie po gruntownym wypłukaniu i osuszeniu naniesiono końcówką aplikatora warstwę czynnika wiążącego Optibond Solo Plus (Kerr, Niemcy), którą wcierano przez 15 sek. Po



Ryc. 1. Struktura materiału typu FRC, poddanego badaniom wytrzymałościowym. Kolor szary – włókno polietylenowe o ultradużej masie cząsteczkowej ułożone w porządku anizotropowym, kolor zielony – matryca organiczna, kolor czerwony – osnowa wykonana z materiału Boston (LFS Arkona, Polska).

osuszeniu (3 sek.) opracowaną powierzchnię utwardzono światłem za pomocą lampy diodowej Smartlite Focus (Dentsply Sirona, Austria) przez 20 sek. Przy użyciu światłoutwardzalnego materiału o płynnej konsystencji Flow-Art (ARKONA LFS, Polska) umocowano włókno na powierzchni zęba i utwardzano światłem lampy kolejne 20 sek. Przed badaniem zęby zostały zanurzone w wodzie destylowanej i przechowywane w cieplarni, w temperaturze 37°C przez 24 godziny.

Test ścinania przeprowadzono w uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej Hounsfield H5KS, z wykorzystaniem głowicy o sile 500 N, z szybkością przesuwu 0,5 mm/min. Aby uniknąć błędów wynikających z nieznaczących różnic wymiarów próbek testowych mierzono je za pomocą elektronicznej suwmiarki z dokładnością do 0,001 mm. Wyniki wprowadzono do komputera współpracującego

z urządzeniem testowym. Oznaczono wielkość siły niszczącej w momencie zerwania badanej próbki, oraz obliczono wielkość naprężenia stycznego na ścinanie ze wzoru:

$$\tau_t = \frac{F}{S} \times 10^6$$

w którym:

τ_t – naprężenie styczne w [MPa],

F – siła w [N],

S – przekrój, na który działa siła wyrażony w [m²].

Po wykonanym teście dokonano oceny płaszczyzny przełomów w oparciu o wskaźnik ARI (ang. Adhesiv Remnant Index), według następującej skali: A1 – przełom adhezyjny z pozostawieniem całości środka łączącego na powierzchni zęba, A2 – przełom adhezyjny z pozostawieniem całości środka łączącego na włóknie, K1 – przełom kohezyjny w obrębie włókna, K2 – przełom kohezyjny w obrębie zęba, A/K – przełom mieszany uwzględniający cztery poprzednie kategorie.

Mimo że uzyskiwane w badaniach wytrzymałościowych prowadzonych na zębach bydłych wartości są niższe w porównaniu z tymi uzyskiwanymi zębami ludzkimi, wyniki są uznawane za miarodajne i dopuszcza się możliwość ich wzajemnego porównywania z wynikami badań innych autorów.⁶

Wyniki

Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 2 (tab. 2). W teście ścinania minimalne, maksymalne oraz średnie wartości naprężenia stycznego wyniosły odpowiednio 2,764 MPa, 6,523 MPa, $4,99 \pm 0,774$ MPa, rozkład empiryczny tych wyników przedstawiono graficznie w formie histogramu i krzywej Gaussa na rycinie 2 (ryc. 2). Wszystkie oceniane wartości wskaźnika ARI w omawianej grupie próbek charakteryzowały się występowaniem

mieszanych przełomów adhezyjno-kohezyjnych, powstałych zarówno w obrębie materiału oraz w miejscu połączenia w miejscu jego połączenia z powierzchnią zęba.

Dyskusja

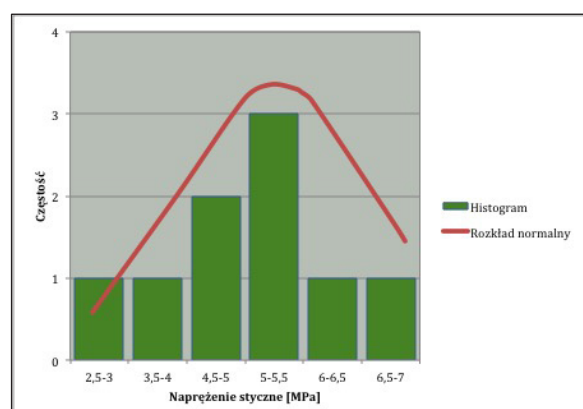
Kompozyty wzmocnione włóknem (FRC) to grupa materiałów protetycznych, która coraz częściej traktowana jest w stomatologii jako alternatywa tradycyjnych uzupełnień wykonanych z ceramiki bądź metalu. W przebiegu leczenia z zastosowaniem małoinwazyjnej techniki preparacji możliwym stało się wykonanie lekkich uzupełnień protetycznych przypominających wyglądem naturalne uzębienie, jednocześnie zapewniających pożądaną wytrzymałość i biokompatybilność, cementowanych adhezyjnie, a nie wyłącznie mechanicznie. *Lehmann, Eickmeyer i Rammelsberg*⁷ oraz *Behr* i wsp.⁸ potwierdzają, że inkorporacja włókien w macierzy organicznej zwiększa wytrzymałość na złamanie tworzyw kompozytowych, a w badaniach statycznych potwierdzono wzrost wytrzymałości na rozciąganie tych materiałów.⁹ Część autorów wykazała, że położenie i orientacja włókien w materiale także wpływa na właściwości mechaniczne, a ich skuteczność kliniczna także została licznie potwierdzona w piśmiennictwie.¹⁰⁻¹²

Moduł sprężystości to parametr określający statyczne właściwości mechaniczne materiału. Kiedy siły zewnętrzne generowane na przykład w czasie aktu żucia przekazywane są na ząb lub uzupełnienie dentystyczne tzn. że znajdują się w stanie naprężenia, energia jest magazynowana w strukturze materiału. Odpowiedzią materiału na powstające w obrębie jego struktury naprężenia jest zmiana kształtu lub wymiarów.¹³

W teście jednokierunkowego rozciągania włókien otrzymano wartość modułu sprężystości Younga $E_t = 3583,97 \pm 1325,75$ MPa. Na tej podstawie można stwierdzić, że badany

T a b e l a 2. Charakterystyka wytrzymałościowa badanego materiału

	Moduł sprężystości Younga	Maksymalna siła rozciągająca	Odształcenie przy rozciąganiu	Naprężenie styczne
Jednostka	E_t [MPa]	F_{max} [N]	ε_t	τ_t [MPa]
Średnia	3583,97	121,23	0,02889	4,99
Odchylenie standardowe	1789,62	24,19	0,00526	1,19
Poziom ufności	1325,75	17,92	0,00389	0,77



Ryc. 2. Wykres Gaussa (krzywa rozkładu normalnego) naprężenia stycznego badanego materiału, wyznaczony na podstawie uzyskanych wyników w teście ścinania.

materiał spełnia wymogi stawiane materiałom polimerowym, służącym w stomatologii do odbudowy oraz w wykonawstwie koron i mostów protetycznych, które są trwale połączone z zębem filarowym bez konieczności wykonywania makromechanicznej retencji.

Tworzywa kompozytowe wzmocnione włóknem są materiałami o niewielkiej masie spoczynkowej. Cechuje je wysoka wytrzymałość statyczna i dynamiczna przez długi czas, pomimo działania naprężeń, generowanych cyklicznie w układzie stomatognatycznym.¹⁴

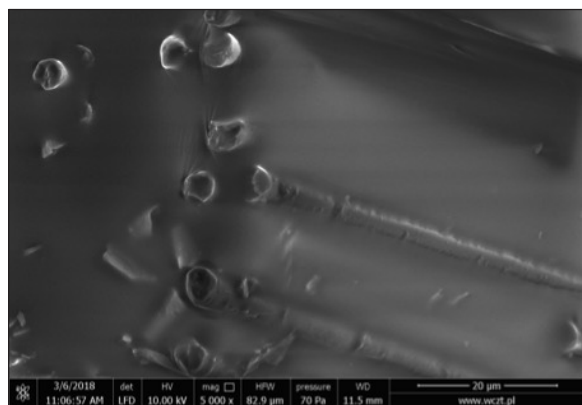
Właściwości, warunkujące wytrzymałościowe parametry konstrukcyjne, pozwalające na ich racjonalne, kliniczne wykorzystanie, są określone wieloma czynnikami, nie są wyznaczone jedynie przez sumę czy średnią arytmetyczną wartość poszczególnych właściwości jego składników, to jest macierzy

organicznej i włókna. W szczególności są to, między innymi rodzaj i ilość spajającej macierzy organicznej oraz cechy geometryczne włókna takie, jak długość, średnica i sposób jego ułożenia w materiale.

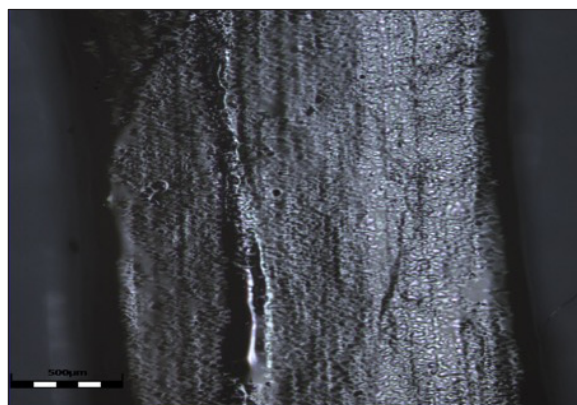
Duża ilość zmiennych definiujących właściwości mechaniczne badanego materiału sprawia, że uzyskane wyniki mogą różnić się między sobą w zależności od ośrodka, które prowadziło badania. Powstałe rozbieżności mogą występować nawet jeśli w badaniach użyto włókna tego samego typu.¹⁵ Wartości modułu sprężystości wzdłużnej dla materiałów kompozytowych wzmocnionych UHMWPE może wynosić od 2,6 GPa do 12,6 GPa.¹⁶ W teście statycznego rozciągania uzyskano wartość modułu Younga $E_t = 3,6$ GPa i w tym zakresie wartości, wzmocnienie materiału o matrycy polimerowej może być skuteczne i efektywne.¹⁷

W badaniach mechanicznych wytrzymałość na rozciąganie powinna wynosić co najmniej 50 MPa, a wytrzymałość połączenia z zębem doświadczalnym nie powinna być mniejsza niż 5 MPa.^{18,19} Badany materiał jest elastyczny i jednocześnie wytrzymały na zrywanie. Wartość maksymalnej siły rozciągającej to: $F_{max} = 121,23 \pm 17,92$ N przy odkształceniu $\varepsilon_t = 0,03 \pm 0,003$.

Na właściwości mechaniczne FRC ma wpływ wiele czynników. Są nimi zarówno parametry wytrzymałościowe włókien, jaki i macierzy polimerowej w której są zatopione, stopień ich integracji z żywicą organiczną,



Ryc. 3. Topografia materiału typu FRC wykonana z wykorzystaniem skaningowego mikroskopu elektronowego (SEM).



Ryc. 4. Zdjęcie materiału typu FRC wykonane z użyciem mikroskopu optycznego.

oraz ilość, długość, średnica i ich orientacja przestrzenna w materiale. Na podstawie zdjęć topograficznych uzyskanych przy użyciu skaningowego mikroskopu elektronowego (SEM) oraz w mikroskopie optycznym stwierdzono, że włókna są jednolicie zatopione w macierzy organicznej. Próba złamania materiału po zamrożeniu w ciekłym azocie w celu obrazowego uwidocznienia przełomu przez kompozyt, ze względu na wysokie parametry wytrzymałościowe nie udała się (ryc. 3, ryc. 4).

Ocenę wytrzymałości połączenia kompozytu z zębina przeprowadzono w teście ścinania (ang. shear bond strength, SBS). Badanie pozwoliło na określenie maksymalnego naprężenia, jakie może wytrzymać połączenie materiał – zębina, umożliwiło zatem ocenę przewidywanej siły wiązania, adaptacji brzeżnej i możliwości pojawienia się w materiale mikroprzecieku.^{20, 21}

Dentystyczne konstrukcje typu FRC powstałych także z wykorzystaniem UHMWPE to systemy złożone z mieszaniny oligomerów dimetakrylanowych - 2,2-bis-[4,4-(2-hydroksy-3-metakryloiloksypropoksy) fenilo]propanu (bis-GMA), dimetakrylanu glikolu trietylenowego (TEGDMA) oraz 1,6-bis (metakryloksy-2-etoksykarbonyloamino)

-2,2,4-trimetyloheksanu (UDMA). W celu zwiększenia wytrzymałości macierzy, właściwości adhezyjnych powierzchni i ułatwienia pracy klinicznej niekiedy dodawany jest także polimetakrylan metylu (PMMA), tworzący łańcuchy liniowe. Żywice tego typu charakteryzują się wyższym modułem sprężystości wzdłużnej, a także zwiększają siłę wiązania z czynnikiem wiążącym, cementem lutującym lub licującym kompozytem.^{22,23}

Wartości naprężenia stycznego ($4,99 \pm 1,19$ MPa), uzyskane w teście ścinania potwierdziły dobre właściwości adhezyjne systemu łączącego oraz FRC do powierzchni zęba doświadczalnego. Analiza płaszczyzn przełomów wykazała, że w przeprowadzonym badaniu dochodziło wyłącznie do wystąpienia mieszanych przełomów o charakterze adhezyjno-kohezyjnych. Nie zaobserwowano wystąpienia przełomów wyłącznie adhezyjnych lub wyłącznie kohezyjnych, co potwierdziło wysoką skuteczność połączenia badanego materiału z tkankami twardymi zęba.

Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań wytrzymałościowych stwierdzono wystarczającą wytrzymałość na rozciąganie mechaniczną

kompozytu wzmocnionego włóknem polietylenowym o ultra dużej masie cząsteczkowej oraz odpowiednią wytrzymałość połączenia na ścinanie tego kompozytu z zębina.

Zjawiska nasycenia i penetracji żywicy w przestrzeń pomiędzy wiązkami włókien zachodzące w procesie ich fizycznej modyfikacji nie wpłynęły negatywnie na właściwości mechaniczne badanego materiału.

Piśmiennictwo

1. *Smith DC*: Recent developments and prospects in dental polymers. *J Prosthet Dent* 1962; 12(6): 1066-1078.
2. *Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila L, Keulemans F, Pekka V*: Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *J Dent* 2016; 52: 70-76.
3. *Sui G, Zhong WH, Ren X, Wang XQ, Yang XP*: Structure, mechanical properties and friction behavior of UHMWPE/HDPE/carbon nanofibers. *Mater Chem Phys* 2009; 115(1): 404-412.
4. *Oosterom R, Ahmed TJ, Poulis JA, Bersee HEN*: Adhesion performance of UHMWPE after different surface modification techniques. *Med Eng Phys* 2006; 28(4): 323-330.
5. *Łukomska-Szymańska M, Kleczewska J, Nowak J, Pryliński M, Szczesio A, Podlewska M, Sokołowski J, Łapińska B*: Mechanical Properties of Calcium Fluoride-Based Composite Materials. *BioMed Res Int* 2016; 2752506, doi: 10.1155/2016/2752506.
6. *Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A*: Shear bond strength of fibre-reinforced composite nets using two different adhesive systems. *Eur J Orthod* 2011; 33(1): 66-70.
7. *Lehmann F, Eickemeyer G, Rammelsberg P*: Fracture resistance of metal-free composite crowns-effects of fiber reinforcement, thermal cycling, and cementation technique. *J Prosthet Dent* 2004; 92(3): 258-264.
8. *Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T*: Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *J Dent* 2001; 29(3): 187-196.
9. *Väkiparta M, Yli-Urpo A, Vallittu PK*: Flexural properties of glass fiber reinforced composite with multiphase biopolymer matrix. *J Mater Sci Mater Med* 2004; 15(1): 7-11.
10. *Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK*: Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20(10): 947-955.
11. *Khan A, Azam M, Khan M, Mian S, Rehman I*: An update on glass fiber dental restorative composites: A systematic review. *Mat Sci Eng* 2015; 47: 26-39.
12. *Tsujimoto A, Barkmeier W, Takamizawa T, Latta M, Miyazaki M*: Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *J Dent Mater* 2016; 35(3): 418-424.
13. *Lassila V, Holmlund I, Koivumaa KK*: Bite force and its correlations in different denture types. *Acta Odontol Scand* 1985; 43(3): 127-132.
14. *Vallittu PK*: High-aspect ratio fillers: Fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials* 2015; 31(1): 1-7.
15. *Karbhari VM, Strassler H*: Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dental Materials* 2007; 23(8): 960-968.
16. *van Heumen CCM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NHJ*: Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dental Materials* 2008; 24(11): 1435-1443.
17. *Goldberg AJ, Burstone CJ*: The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials* 1992; 8(3): 197-202.
18. Polski Komitet Normalizacyjny: PN-EN ISO 10477 Stomatologia – Materiały polimerowe na korony i mosty, 2008.
19. Polski Komitet Normalizacyjny: PN-EN ISO

- 4049 Stomatologia – Materiały polimerowe do odbudowy, 2010.
20. *Bojar W, Czarnecka B, Prylinski M, Walory J*: Shear bond strength of epoxy resin-based endodontic sealers to bovine dentin after ozone application. *Acta Bioeng Biomech* 2009; 11(3): 41-45.
21. *Krawczyk-Stuss M, Ostrowska A, Łapińska B, Nowak J, Boltacz-Rzepakowska E*: Evaluation of Shear Bond Strength of the Composite to Biodentine with Different Adhesive Systems. *Dent Med Probl* 2015; 52(4): 434-439.
22. *Frese C, Decker C, Rebholz J, Stuckle K, Staehle HJ, Wolff D*: Original and repair bond strength of fiber-reinforced composites in vitro. *Dent Mater* 2014; 30(4): 456-462.
23. *Wolff D, Geiger S, Ding P, Staehle HJ, Frese C*: Analysis of the interdiffusion of resin monomers into pre-polymerized fiber-reinforced composites. *Dental Materials* 2012; 28(5): 541-547.

Zaakceptowano do druku: 26.07.2018 r.

Adres autorów: 60-812 Poznań, ul. Bukowska 70.

© Zarząd Główny PTS 2018 r.