

Kompozyt światłoutwardzalny wzmocniony jednym oraz dwoma pasmami włókien szklanych. Część I – analiza porównawcza parametrów wytrzymałościowych.

Light-cured composite reinforced with one and two bands of glass fibers. Comparative analysis of strength parameters. Part I.

Bartosz Bienias

Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny

Department of Prosthetic Dentistry, Medical University of Warsaw

Kierownik: prof. dr hab. n. med. Jolanta Kostrzewa-Janicka

HASŁA INDEKSOWE:

FRC, włókna szklane, wytrzymałość mechaniczna kompozytu, zginanie trójpunktowe

KEY WORDS:

FRC, glass fibers, three-point bending test, mechanical strength of composite

Streszczenie

Wstęp. Przedmiotem zainteresowania wielu autorów są wyniki badań kompozytów, których fazę wzmacniającą zaczęły stanowić sztuczne włókna. Często w konkretnych sytuacjach klinicznych stają się one alternatywą dla konwencjonalnych stałych uzupełnień protetycznych.

Cel pracy. Porównanie zmian parametrów wytrzymałościowych kompozytu w zależności od wzmocnienia jednym lub dwoma pasmami włókien szklanych.

Material i metody. W badaniu użyto światłoutwardzalny kompozyt Gradia Direct Posterior oraz materiał łączący G Bond. Wzmocnienie kompozytu stanowiły długie włókna szklane. Badaniom poddano łącznie 30 próbek, w tym 10 próbek kontrolnych. Grupę badawczą stanowiło dwie serie po 10 próbek kompozytu z obecnością jednego lub dwóch pasm włókien szklanych zastosowanych jako wzmocnienie. Do badań wytrzymałości mechanicznej został zastosowany test wytrzymałości na zginanie trójpunktowe. Oceniono cztery parametry wytrzymałościowe.

Wyniki. Różnice między grupą kontrolną

Summary

Introduction. Many authors are interested in the results of research on composites, in which artificial fibers are now often used in their reinforcing phase. Often, in specific clinical situations, they become an alternative to conventional permanent prosthetic restorations.

Aim of the study. Comparison of changes in composite strength parameters depending on the reinforcement with one or two bands of glass fibers.

Material and methods. Light-cured Gradia Direct Posterior composite and G Bond bonding agent were used in the study. The composite was reinforced with long glass fibers. A total of 30 samples were tested, including 10 control ones. The study group consisted of two series of 10 composite samples with one or two bands of glass fibers used as reinforcement. The samples were made and the tests were carried out in accordance with the PN-EN ISO 4049: 2019-07 standard. The three-point bending strength test was used for the mechanical strength tests. Four strength parameters were assessed.

(KONT) a próbkami kompozytu z obecnością jednego pasma włókien szklanych (SKL 1) w zakresie wszystkich parametrów wytrzymałościowych okazały się wysoce istotne statystycznie. Również porównanie między KONT a próbkami kompozytu z obecnością dwóch pojedynczych pasm włókien szklanych (SKL 2) wykazało wysoce istotne różnice statystyczne w zakresie wszystkich parametrów wytrzymałościowych. Różnice między SKL 1 a SKL 2 okazały się istotne statystycznie w rozkładzie dwóch parametrów: strzałki ugięcia oraz modułu Younga.

Wnioski. Włókna szklane zastosowane jako wzmocnienie zarówno w postaci jednego, jak i dwóch pasm znacznie poprawiają właściwości mechaniczne kompozytu stomatologicznego.

Results. In terms of all strength parameters the differences between the control group (KONT) and the composite samples with the presence of one glass fibers band (SKL 1) were statistically highly significant. Also the comparison between KONT and the composite samples with two single bands of glass fibers (SKL 2) showed highly significant statistical differences in all strength parameters. The differences between SKL 1 and SKL 2 were statistically significant in the distribution of two parameters: deflection and Young's modulus.

Conclusions. One or two bands of glass fibers used as reinforcement significantly improve the mechanical properties of the dental composite.

Wstęp

Kompozyty dentystyczne wprowadzone w latach 60-tych ubiegłego wieku dominują wśród materiałów stosowanych w stomatologii. Do ich ogromnego sukcesu przyczynia się przede wszystkim wysoki poziom estetyczny, dobre właściwości mechaniczne oraz odporność na ścieranie. Jednak ze względu na ich stosunkowo małą wytrzymałość giętną wynoszącą ok. 90 MPa, próbuje się je wzmocnić różnego typu materiałami.¹⁻³ Wysoka odporność na uszkodzenia mechaniczne jest szczególnie istotna w przypadku zastosowania kompozytów w odcinku zębów trzonowych i przedtrzonowych. W ciągu kilkunastu ostatnich lat wypracowano wiele sposobów zwiększenia wytrzymałości mechanicznej materiałów złożonych. Bardzo obiecujące są wyniki badań kompozytów, których fazę wzmacniającą zaczęły stanowić włókna sztuczne (ang. Fiber-Reinforced Composite, FRC). Często w konkretnych sytuacjach klinicznych FRC mogą być alternatywą dla konwencjonalnych stałych uzupełnień protetycznych.⁴⁻⁸ Aby skutecznie poprawić parametry wytrzymałościowe kompleksu

żywica-włókno, należy zapewnić odpowiednie wiązanie między żywicą metakrylanową a materiałem wzmacniającym. W celu polepszenia właściwości stosowanych włókien poddaje je się procesowi silanizacji powszechnie używanymi żywicami metakrylanowymi. Jednak, jak donosi wielu autorów uzyskanie doskonałego połączenia na granicy faz włókno-osnowa stanowi wciąż duży problem.^{5,7,9,10}

Cel pracy

Porównanie zmian parametrów wytrzymałościowych: maksymalnej siły zginającej, strzałki ugięcia, wytrzymałości na zginanie oraz modułu Younga, w zależności od wzmocnienia kompozytu jednym lub dwoma pasmami włókien szklanych.

Materiał i metody

W badaniu zastosowano światłoutwardzalny kompozyt Gradia Direct Posterior w kolorze A2 (GC Corporation, Tokyo, Japonia) o składzie 7,7,9 (or-7,9,9)-trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecane-1, 16-diył

T a b e l a 1. Wybrane parametry włókien zastosowanych w badaniu

Włókno szklane typu E	
Producent	ATG (France)
Skład	59% SiO ₂ ; 12.1-13.2% Al ₂ O ₃ ; 22-23% CaO; 3.1-3.4% MgO; 0.6-0.9% Na ₂ O; 0.5% inne
Gramatura [g/m ²]	200
Średnica włókna elementarnego [μm]	≈ 16
Masa liniowa rovingu [tex]	200
Liczba Poissona	0.22

bismethacrylate, Ytterbiumtrifluoride, (octahydro-4,7-methano-1H-indenediyl)bis(methylene) bismethacrylate oraz materiał łączący G Bond (GC Corporation, Tokyo, Japonia) służący do połączenia włókien z osnową i składający się z: 2-Hydroxyethyl methacrylate, Urethanedimethacrylate i katalizatorów. Wzmocnienie kompozytu stanowiły długie włókna szklane w formie rovingu, co oznaczało, że pasma włókien były połączone ze sobą bez skrętu. Charakterystykę zastosowanych włókien zestawiono w tabeli 1.

Badaniom poddano łącznie 30 próbek. W celu uzyskania bardziej wiarygodnych wyników badań, liczba wszystkich próbek została dwukrotnie zwiększona w stosunku do liczby wymaganej według zaleceń normy PN-EN ISO 4049:2019-07.¹¹ Grupę badawczą stanowiło 20 próbek kompozytu z obecnością włókien szklanych zastosowanych jako wzmocnienie. Rozkład w grupie badawczej był następujący: seria 10 próbek kompozytu z obecnością jednego pasma włókien szklanych oraz seria 10 próbek kompozytu z obecnością dwóch pasm włókien szklanych. W skład grupy kontrolnej wchodziło 10 próbek. Jedno i dwa pasma włókien szklanych stanowiły odpowiednio ≈ 2% i ≈ 4% wagowych próbki. Przygotowanie próbek obejmowało kilka etapów:

Przemycie włókien

Wiązki włókien o długości 25 mm, szerokości 2 mm, grubości 0,2 mm przemyciono acetonem (Alchem, Polska). Przemycie miało na celu usunięcie z powierzchni włókien apretury oraz ewentualnych zanieczyszczeń powstałych w wyniku procesu produkcyjnego. Po oczyszczeniu włókna suszono w temperaturze 50°C przez 2 godziny.

Pokrycie włókien szklanych materiałem łączącym

Po osuszeniu włókna umieszczano na płytce szklanej oraz nasączano materiałem łączącym. W celu ochrony przed działaniem światła wszystkie próbki przykrywano folią aluminiową. Po upływie 5 minut nadmiar materiału łączącego odsączano przy pomocy bibuły filtracyjnej.

Wykonanie próbek kompozytu

W celu zachowania porównywalności wymiarów próbek wykonano formę silikonową o zadanym kształcie zgodnie z normą.¹¹ Wszystkie próbki miały kształt prostopadłościanów o długości 25 ± 0,1 mm, szerokości 2 ± 0,1 mm i grubości 2 ± 0,1 mm. Próbki zostały wykonane metodą ręczną, inaczej nazywaną kontaktową. Polegała ona na warstwowej aplikacji kompozytu oraz w grupie badawczej

włókien szklanych stanowiących wzmocnienie:

a) grupa kontrolna (KONT)

W formie silikonowej umieszczano porcjami kompozyt, który kondensowano upychadłem kulkowym oraz nakładaczem stomatologicznym. Zgodnie z zaleceniami producenta kompozyt polimeryzowano wstępnie światłem widzialnym przez 40 sek. przy pomocy lampy polimeryzacyjnej LED.B Woodpecker (*Guilin Woodpecker Medical Instrument Co. Ltd., Chiny*) o długości fali emitowanego światła 420-480 nm i mocy $> 1000 \text{ mW/cm}^2$. Następnie próbkę wyjmowano z silikonowej formy oraz polimeryzowano z każdej strony przez 60 sek.

b) próbki wzmocnione jednym pasmem włókien szklanych (SKL 1)

W formie silikonowej umieszczano warstwę kompozytu o grubości 0,5 mm, a następnie wiązkę włókien, którą pokryto 1,5 mm warstwą kompozytu. Dalsze postępowanie i proces polimeryzacji przebiegał w taki sam sposób jak podczas wykonywania próbek w grupie kontrolnej.

c) próbki wzmocnione dwoma pasmami włókien szklanych (SKL 2)

W formie silikonowej aplikowano warstwę kompozytu o grubości 0,5 mm oraz pierwszą wiązkę włókien, którą pokryto 0,5 mm warstwą kompozytu. Następnie układano drugą wiązkę włókien oraz dopełniano formę kompozytem do wysokości 2 mm. Dalsze postępowanie i proces polimeryzacji przebiegał w taki sam sposób jak podczas wykonywania próbek z grupy kontrolnej.

Po przeprowadzeniu procesu polimeryzacji wszystkie próbki przechowywano w środowisku suchym, w temperaturze 23°C przez 24 godziny. Po upływie 24 godzin przystąpiono do zeszlifowania nadmiaru kompozytu tak,

aby próbki miały zadany kształt spełniający normę.⁷ Szlifowanie odbywało się poprzez obróbkę ręczną, wykorzystując papier ścierny do szlifowania na sucho o dwóch gradacjach ziarna: 320 oraz 1000. Wymiary próbek podczas obróbki były kontrolowane przy użyciu suwmiarki elektronicznej MAUa-E (Fabryka Wyrobów Precyzyjnych „VIS” S.A, Polska) z dokładnością do 0,01 mm.

Do badań wytrzymałości mechanicznej został zastosowany test wytrzymałości na zginanie trójpunktowe TFS (ang. Three Point Flexure Strength). Statyczne próby na zginanie w trójpunktowym układzie obciążenia przeprowadzono w maszynie Zwick 1435 (Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Niemcy) z tensometrycznym czujnikiem głowicy pomiarowej siły w zakresie do 0,5 kN. Prędkość przesuwu trzpienia obciążającego była stała i wynosiła 0,75 mm/min przy odległości między podporami 20 mm. Dopuszczalny błąd pomiaru nie przekraczał 0,02% wartości mierzonych wielkości mechanicznych. Test kończył moment pęknięcia a następnie złamania próbki. Użycie oprogramowania testXpert® II (Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Niemcy) kompatybilnego z maszyną wytrzymałościową Zwick 1435 umożliwiło określenie następujących parametrów wytrzymałościowych: maksymalnej siły zginającej (F_{max}), strzałki ugięcia (εF_{max}) – odkształcenia przy maksymalnej sile zginającej, wytrzymałości na zginanie (σ) oraz modułu Younga (E).

Analiza statystyczna

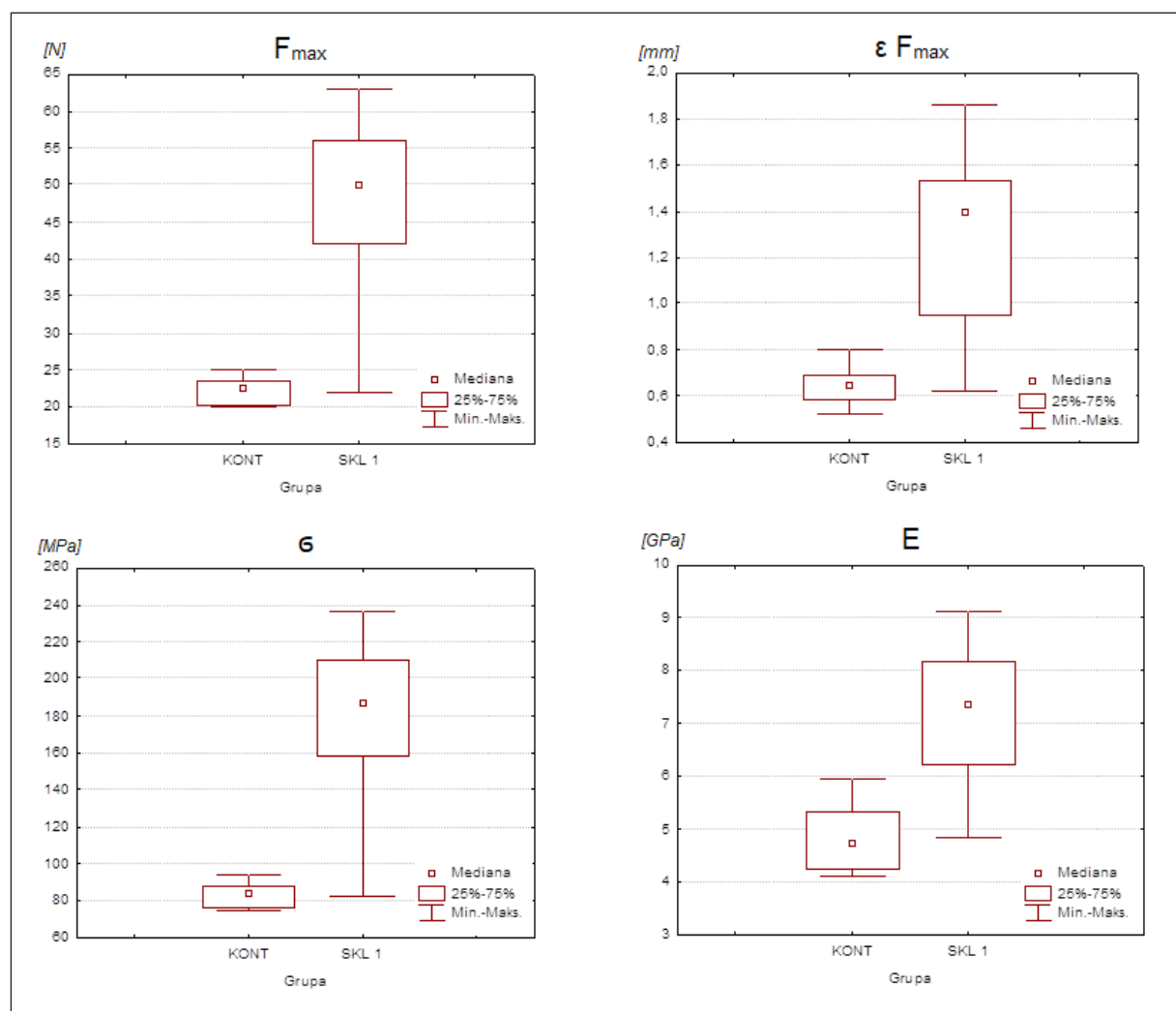
W pracy wykorzystano różne metody analizy statystycznej. Sprawdzenie danych w kierunku nietypowych wartości oraz istnienia krzywoliniowości wykonano wizualnie na wykresach rozrzutu. Warunki stosowania testów parametrycznych (normalność rozkładów oraz jednorodność wariancji) oceniano testem Shapiro-Wilka i Levene'a. Przy niespełnieniu założeń zastosowano nieparametryczny

test Manna-Whitneya dla dwóch niezależnych grup. W konsekwencji zastosowania testów nieparametrycznych ilościową interpretację przeciętnych poziomów parametrów w grupach reprezentowała mediana (Me) i kwartyle (Q_{25} oraz Q_{75}).

Wykonano analizę porównawczą następujących grup: kontrolnej (KONT) oraz próbek z obecnością pojedynczego pasma włókien szklanych (SKL 1); KONT oraz próbek kompozytu z obecnością dwóch pojedynczych pasm włókien szklanych (SKL 2); SKL 1 oraz SKL 2. Do obliczeń wykorzystano pakiet statystyczny STATISTICA 6.1 PL.

Wyniki

Test Manna-Whitneya wykonany w celu zbadania rozkładów między grupą KONT a grupą SKL 1 wykazał iż różnice między grupami w zakresie wszystkich czterech parametrów były wysoce istotne na poziomie istotności $p = 0,0001$. Przeciętna wielkość maksymalnej siły zginającej w grupie KONT Me wynosiła 22,36 N i była istotnie mniejsza od wielkości w grupie SKL 1 Me , gdzie uzyskano wartość 49,92 N. Również przeciętna wielkość strzałki ugięcia w grupie KONT Me była równa 0,65 mm i okazała się istotnie mniejsza

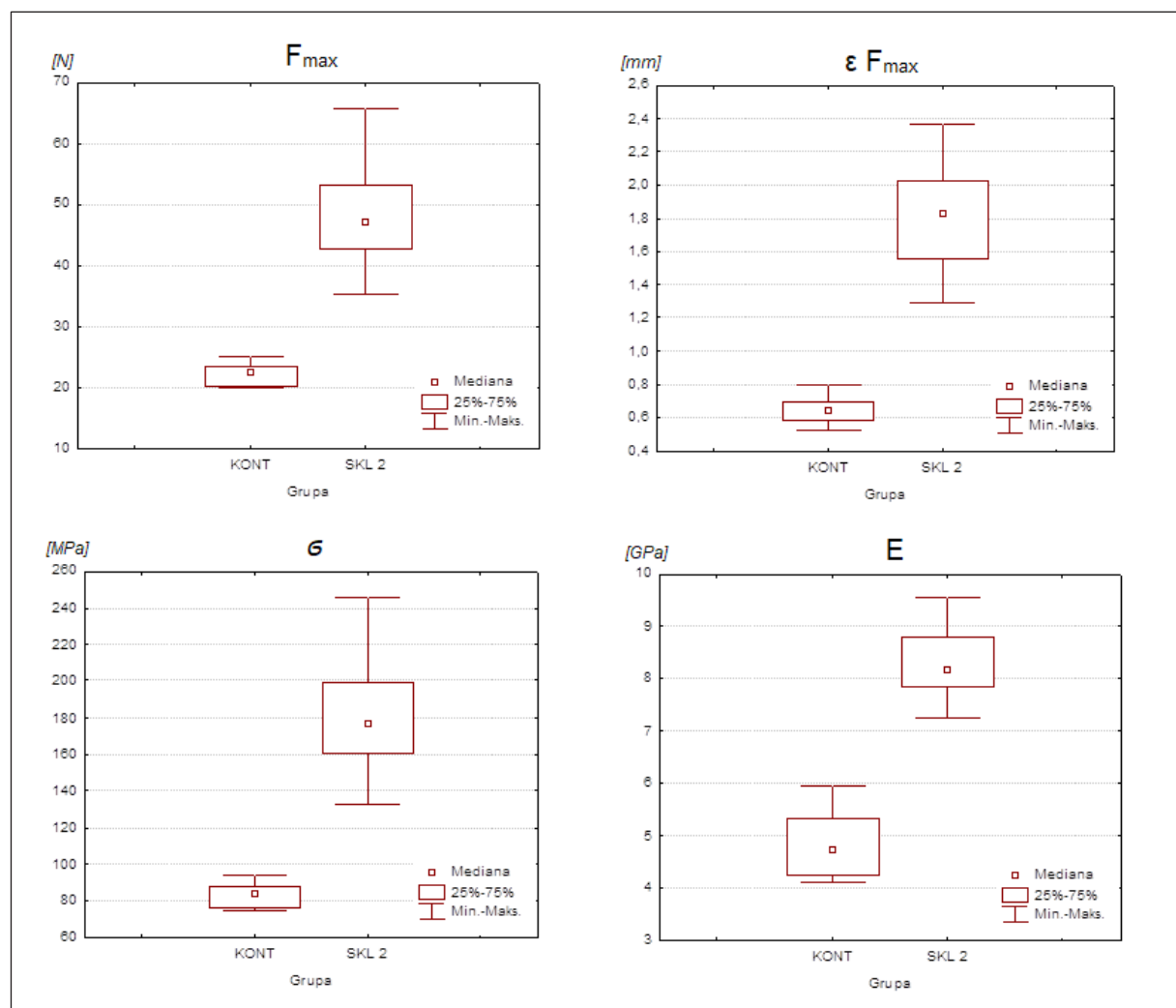


Ryc. 1. Porównanie graficzne istotnych statystycznie wyników między grupą kontrolną (KONT) a próbkami z obecnością pojedynczego pasma włókien szklanych (SKL 1).

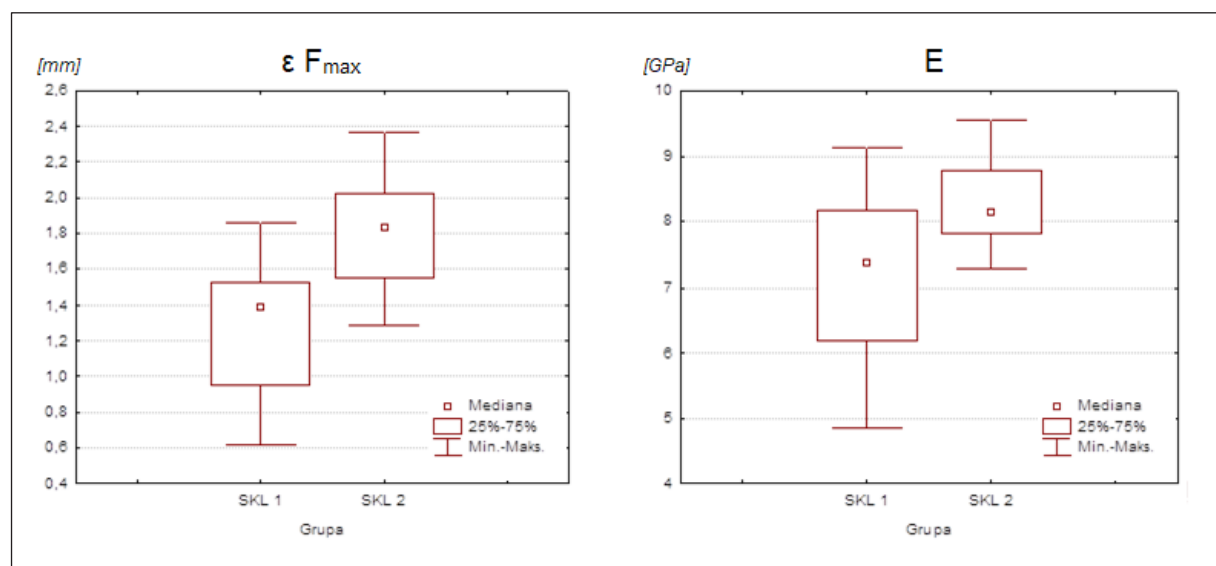
od wielkości w grupie SKL 1 Me wynoszącej 1,4 mm. Ponadto przeciętna wielkość wytrzymałości na zginanie w grupie KONT Me plasowała się na poziomie 83,9 MPa i była istotnie mniejsza od wielkości w grupie SKL 1 Me równej 187,21 MPa. Przeciętna wielkość modułu Younga w grupie kontrolnej Me wynosiła 4,74 GPa i okazała się również istotnie mniejsza od wielkości w grupie SKL 1 Me , gdzie uzyskała wartość 7,36 GPa. Interpretację graficzną zaobserwowanych zależności przedstawiono na rycinie 1.

Analogicznie, w celu zbadania rozkładów między grupą KONT a grupą SKL 2 wykonano

test Manna-Whitneya, który wykazał iż różnice między grupami KONT i SKL 2 w zakresie wszystkich czterech parametrów okazały się wysoce istotne na poziomie istotności $p = 0,0001$. Przeciętna wielkość maksymalnej siły zginającej w grupie KONT Me wyniosła 22,36 N i była znacząco mniejsza od wielkości w grupie SKL 2 Me , gdzie uzyskano wartość 47,17 N. Przeciętna wielkość strzałki ugięcia w grupie KONT Me plasowała się na poziomie 0,65 mm i była istotnie mniejsza od wielkości w grupie SKL 2 Me , uzyskując 1,83 mm. Również przeciętna wielkość wytrzymałości na zginanie w grupie KONT Me wynosząca



Ryc. 2. Porównanie graficzne istotnych statystycznie wyników między grupą kontrolną (KONT) a próbkami z obecnością dwóch pojedynczych pasm włókien szklanych (SKL 2).



Ryc. 3. Porównanie graficzne istotnych statystycznie wyników między próbkami z obecnością pojedynczego pasma włókien szklanych (SKL 1) a próbkami z obecnością dwóch pojedynczych pasm włókien szklanych (SKL 2).

83,9 MPa była istotnie mniejsza od wielkości w grupie SKL 2 Me, której wartość osiągnęła 176,86 MPa. Co ważne, przeciętna wielkość modułu Younga w grupie KONT Me wynosiła 4,74 GPa i była istotnie mniejsza od wielkości w grupie SKL 2 Me równej 8,15 GPa. Interpretację graficzną zaobserwowanych zależności przedstawiono na rycinie 2.

Porównując rozkłady między grupą SKL 1 a grupą SKL 2 wykonano test Manna-Whitneya, co pozwoliło na stwierdzenie istotnych różnic jedynie w rozkładzie dwóch parametrów: strzałki ugięcia ($p = 0,007$) oraz modułu Younga ($p = 0,043$). Przeciętna wielkość strzałki ugięcia w grupie SKL 2 Me wynosiła 1,83 mm i była istotnie większa od wielkości w grupie SKL 1 Me równej 1,4 mm. Również przeciętna wielkość modułu Younga w grupie SKL 2 Me plasowała się na poziomie 8,15 GPa i okazała się istotnie większa od wielkości w grupie SKL 1 Me, wynoszącej 7,36 GPa. W przypadku maksymalnej siły zginającej oraz wytrzymałości na zginanie nie stwierdzono istotnych różnic. Wyniki istotne statystycznie przedstawiono na rycinie 3.

Wyniki badań własnych wskazują, że optymalne parametry wytrzymałościowe uzyskano w przypadku wzmocnienia kompozytu jednym pasmem włókien szklanych. Najwyższe wartości maksymalnej siły zginającej oraz wytrzymałości na zginanie uzyskał kompozyt wzmocniony jednym pasmem włókien szklanych. W przypadku próbek wzmocnionych włóknami bardzo często okazywało się, że próbka kompozytu nie rozpadała się na dwie części ze względu na obecność spoiny z włókna.

Dyskusja

Podstawową zaletą materiałów kompozytowych jest ich niska waga przy odpowiednio wysokiej sztywności oraz wytrzymałości. Możliwość łączenia ze sobą materiałów o różnorodnych właściwościach daje możliwość projektowania nowych, ulepszonych materiałów. W stomatologii szczególnie istotna jest wytrzymałość statyczna i dynamiczna podczas działania naprężeń cyklicznie generowanych w układzie stomatognatycznym.^{1,12,13} Parametry FRC są kombinacją właściwości

włókien i matrycy. Zależą również od zdolności przenoszenia obciążeń na granicy tych dwóch faz. Efektywność wzmocnienia zależy od udziału objętościowego i rozmieszczenia włókien w osnowie, adhezji między tymi dwoma składnikami a także długości i wytrzymałości włókien. Właściwy dobór tych parametrów wpływa na właściwości wytrzymałościowe i zmęczeniowe kompozytu.^{3,6,14,15}

Przeprowadzone badania potwierdzają wyniki wcześniejszych badań autora oraz innych badaczy, że włókna szklane istotnie poprawiają parametry wytrzymałościowe kompozytów stomatologicznych.¹³⁻¹⁶ Liczne badania wskazują, że dodatek włókien węglowych, polietylenowych, szklanych czy aramidowych zwiększa wytrzymałość na zginanie przy zawartości około 8-12% włókien wewnątrz próbek.^{1,12,13,17,18} Przeprowadzone badania własne wykazały, że wzmocnienie kompozytu już przy zawartości 2% wagowych włókien szklanych w próbkach zwiększyło ich wytrzymałość na zginanie o 123%.

Użyte w badaniu włókna spełniały warunki mówiący o tym, że włókna stosowane do wzmocniania kompozytów powinny mieć średnicę ok. 15µm. Wynika to z faktu, że większe średnice wpływają niekorzystnie na wytrzymałość włókien, ponieważ zwiększa się prawdopodobieństwo wystąpienia na powierzchni włókien wad powierzchniowych, takich jak zarysowania i pęknięcia.¹⁹ Bardzo ważna jest właściwa lokalizacja i rozmieszczenie włókien w próbce, o czym donoszą liczni badacze.^{1,7-13} Zastosowanie w badaniu własnym wzmocnienie jednokierunkowe włóknami długimi cechuje duża wytrzymałość i sztywność. Podczas zginania próbki, materiał znajdujący się po stronie działającej siły ulega ścisłaniu, a po stronie przeciwnej rozciąganiu. Kompozyty stosowane w stomatologii są odporniejsze na ścisłanie niż rozciąganie, dlatego najpierw dochodzi do ich pęknięcia, a następnie złamania od strony rozciąganej.^{17,20,21} Wykonując uzupełnienia

protetyczne wzmocniane wiązką włókien równoległych zaleca się ułożenie wiązki po stronie przeciwległej do działającej siły, czyli zazwyczaj po stronie dośluzówkowej. Takie ułożenie włókien sugeruje autor pracy oraz inni badacze.^{13,16,18-22}

Powierzchnie łączonych materiałów często modyfikuje się, aby poprawić adhezję. Jest to konieczne przy stosowaniu, m. in. włókien szklanych, węglowych, poliamidowych i wielu innych. Większe znaczenie dla poprawy adhezji ma duża liczba powstających słabych wiązań, niż duża energia wiązań mało licznych oraz sposób ich rozmieszczenia wzdłuż makrocząsteczki. Stworzenie dobrej warstwy granicznej pozwala na optymalne przenoszenie obciążeń pomiędzy osnową a włóknem.^{7,8,19-23}

Należy zaznaczyć, iż włókna szklane jako jedne z nielicznych włókien sztucznych nie wpływają na zmianę barwy kompozytu, spełniając oczekiwania estetyczne lekarza dentysty oraz pacjenta. Ta pozytywna cecha dodatkowo wpływa na szerokie zastosowanie włókien szklanych w stomatologii.^{8,9} Współcześnie, aby w pełni zrozumieć uzyskane wyniki parametrów wytrzymałościowych niezbędne okazują się analizy mikroskopowe próbek po wykonaniu badań na zginanie trójpunktowe.^{12-15,21,22} Uzyskane rezultaty przeprowadzonych obserwacji mikroskopowych zostaną opisane w drugiej części pracy.

Podsumowując, utworzenie właściwej warstwy granicznej osnowa-włókno jest kluczowe, aby osiągnąć najwyższe wartości parametrów wytrzymałościowych. Potrzebne są dalsze poszukiwania nowych rozwiązań technologicznych w zakresie stosowania ulepszonych włókien szklanych oraz innych włókien sztucznych. Obiecujące są prace nad produkcją włókien o porowatej powierzchni przypominającej gąbkę, tak aby osnowa mogła swobodnie wnikać do wnętrza włókna, tworząc nowy materiał o wysokich właściwościach fizyko-chemicznych.²⁴

Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań wytrzymałościowych stwierdzono, że:

1. Włókna szklane zastosowane jako wzmocnienie znacznie poprawiają właściwości mechaniczne kompozytu stomatologicznego.
2. Większa zawartość włókien szklanych wpływa na wzrost sztywności próbki, co ma znaczenie w przypadku dużych obciążeń zgrzyzowych.
3. Pojedyncze pasmo włókien szklanych okazało się wystraczające w celu zwiększenia wytrzymałości kompozytu stomatologicznego.

Piśmiennictwo

1. *Vallittu P*: An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta Biomater Odontol Scand* 2018; 4, 1: 44-55.
2. *Li J, Cheng X*: The effect of carbon fiber content on the friction and wear properties of carbon fiber reinforced polyimide composites. *J Appl Polym Sci* 2008; 107, 1737-1743.
3. *Zabihi O, Ahmadi M, Nikafshar S, Preyeswary K, Naebe M*: A technical review on epoxy-clay nanocomposites: structure, properties and their applications in fiber reinforced composites. *Composites Part B* 2018; 135, 1-24.
4. *Frese C, Schiller P, Staehle HJ, Wolff D*: Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses in the anterior area: a 4,5-year follow-up. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 143-149.
5. *Chen YC, Li H, Fok A*: In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. *Dent Mater* 2011; 27: 1229-1237.
6. *Niewczas AM, Zamościńska J, Krzyżak A, Pieniak D, Walczak A, Bartnik G*: Influence of fiber reinforcement on selected mechanical properties of dental composites. *Acta Bioeng Biomech* 2017; 19, 2: 3-10.
7. *Biały M, Dąbrowa T, Napadłek P*: Chosen aspects of mechanical strength of glass fiber posts: A literature review. *Protet Stomatol* 2015; 65, 6: 548-553.
8. *Brożek R, Dorocka-Bobkowska B, Koczorowski R*: Clinical application of fiber-reinforced composite materials (FRC) to dentistry – literature review. *Protet Stomatol* 2019; 69,1 :93-98.
9. *Raszewski Z, Nowakowska D*: Mechanical properties of composite materials reinforced with glass fibers as related to bonding agents. *Czas Stomatol* 2010; 63, 4, 259-266.
10. *Atas C, Akgun Y, Dagdelen O, Icten B, Sarikanat M*: An experimental investigation on the low velocity impact response of composite plates repaired by VARIM and hand lay-up processes. *Compos Struct* 2011; 2, 93: 1178-1186.
11. International standard PN-EN ISO 4049:2019-07. Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials.
12. *Vallittu PK*: High-aspect ratio fillers: Fiber-reinforced composites and their anisotropic properties *Dent Mater* 2015; 31: 1-7.
13. *Dyer SR, Lassila L, Jokinen M, Vallittu PK*: Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20, 10: 947-955.
14. *Sideridis E, Papadopoulos A*: Short-beam and three point bending test for the study of shear and flexural properties in unidirectional fiber reinforced epoxy composites. *J Appl Polym Sci* 2004; 93: 63-74.
15. *Karbhari VM, Strassler H*: Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dent Mater* 2007; 23: 960-968.
16. *Bienias B, Michalski W, Wagner L*: Mechanical strength assessment of aramid, glass and aramid-glass hybrid fibers reinforced dental photopolymer. *Polimery* 2019; 64, 9: 605-609.

17. *Wolff D, Wohlrab T, Saure D, Krisam J, Frese C*: Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses: A 4-year prospective clinical trial evaluating survival, quality, and effects on surrounding periodontal tissues. *J Prosthet Dent* 2018; 119, 1:47-52.
18. *Vallittu P, Shinya A, Baraba A, Kerr I, Keulemans F, Kreulen C, Lassila L, Malmstrom H, Novotny R, Peumans M, Van Rensburg J, Wolff D, M Özcan*: Fiber-reinforced composites in fixed prosthodontics- Quo vadis? *Dent Mater* 2017; 33, 8: 877-879.
19. *Fedoseev D, Ryabov V, Kireev P*: Relationship between glass fiber diameter and forming conditions. *Glass and Ceramics* 1966; 23: 590-592.
20. *Calabrese L, Fabiano F, Bonaccorsi L, Fabiano V, Borsellino C*: Evaluation of the clinical impact of ISO 4049 in comparison with miniflexural test on mechanical performances of resin based composite. *Int J Biomater* 2015; 1-7.
21. *Abdulmajeed A, Narhi T, Vallittu P, Lassila L*: The effect of high fiber fraction on some mechanical properties of unidirectional glass fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2011; 27: 313-321.
22. *Yap A, Teoh S*: Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehab* 2003; 30: 171-177.
23. *Brożek R, Kubanek Sz, Czarnecka B, Koczorowski, Dorocka-Bobkowska B*: Strength tests of fiber-reinforced composite with ultra-high molecular weight polyethylene. *Protet Stomatol* 2018; 68, 3: 293-301.
24. *He Y, Chen Q, Wu D, Zhou M, Wang T, Lu Ch, Zhang L, Liu H, Liu Ch*: Effect of multiscale reinforcement by fiber surface treatment with polyvinyl alcohol/graphene oxide/oxidized carbon nanotubes on the mechanical properties of reinforced hybrid fiber composites. *Compos Sci Technol* 2021; 204: 1-11.

Zaakceptowano do druku: 10.03.2021 r.

Adres autora: 02-097 Warszawa, ul. Binieckiego 6.

© Zarząd Główny PTS 2021.