

VITA ENAMIC®

Dokumentacja naukowo-techniczna



VITA ustalenie koloru

VITA komunikacja koloru

VITA reprodukcja koloru

VITA kontrola koloru

Stan z 10.16



VITA shade, VITA made.

VITA

1. Wprowadzenie	3		
1.1 VITA CAD/CAM - skład materiału	4	4. Publikacje	33
1.2 Podsumowanie właściwości fizycznych i mechanicznych	5	5. Dodatek	34
		5.1 Referencje	34
2. Właściwości fizyczne/mechaniczne (in vitro)	6		
2.1 Obciążenie niszczące	6		
2.1.1 Statyczne obciążenie zrywające: korony	6		
2.1.2 Statyczne obciążenie zrywające: korony z VITA ENAMIC IS osadzone na implantach	7		
2.1.3 Dynamiczne obciążenie niszczące	8		
2.1.4 Dynamiczne obciążenie niszczące: korony VITA ENAMIC	9		
2.1.5 Dynamiczne obciążenie niszczące: korony z VITA ENAMIC IS osadzone na implantach	10		
2.2 Absorpcja sił żucia materiału uzupełnień	11		
2.3 Rozkład sił	12		
2.4 Tolerancja uszkodzeń	13		
2.5 Moduł elastyczności	14		
2.6 Abrazja	15		
2.6.1 Dwa czynniki abrazji	15		
2.6.1.1 Wynik badań - Uniwersytet w Zurychu	15		
2.6.1.2 Wynik badań - Uniwersytet w Ratyżbonie	16		
2.6.2 Trzy czynniki abrazji	17		
2.6.3 Abrazja spowodowana szczoteczką do zębów	18		
2.7 Niezawodność/moduł Weibulla	20		
2.8 Twardość wg Vickersa-	21		
2.9 Możliwość wytrawiania materiału kwasem	22		
2.10 Wytrzymałość na ścinanie	23		
2.10.1 Badania z preparatem RelyX Unicem/ Variolink II	23		
2.10.2 Badania z użyciem RelyX Ultimate	24		
2.11 Test na przebarwienia	25		
2.12 Machinability	26		
2.13 Stabilność krawędzi	27		
2.14 Czasy procesu frezowania	28		
2.15 Jednostkowy czas frezowania	29		
2.16 Stopień polerowania	29		
2.17 Biokompatybilność	29		
2.18 Rozpuszczalność w kwasie, absorpcja wody, Rozpuszczalność w wodzie	30		
3. Badania przeprowadzone w firmie	31		

1. Wprowadzenie

Przedstawiony tutaj materiał hybrydowy jest kamieniem milowym w rozwoju materiałów CAD/CAM. Nowy materiał hybrydowy łączy znakomite i sprawdzone właściwości materiałów pełnoceramicznych z materiałami kompozytowymi stosowanymi w technice CAD/CAM.

Ceramika hybrydowa składa się ze spieczonej ceramicznej siatki macierzystej, której wolne przestrzenie wypełnione są materiałem polimerowym. Nieorganiczna część ceramiczna wynosi 86% ciężaru, a organiczna część polimerów 14% ciężaru.

Kombinacja tych dwóch materiałów to znaczące korzyści dla użytkownika.

W porównaniu z ceramiką, osiągnięto niską podatność na łamliwość i kruchość jak również bardzo dobre możliwości obróbki systemem CAD/CAM.

Zakres zastosowania materiału VITA ENAMIC to przede wszystkim pojedyncze uzupełnienia naturalnych zębów.

Uzupełnienia wykonywane są przy pomocy techniki CAD/CAM.

1.1 VITA ENAMIC – skład materiału

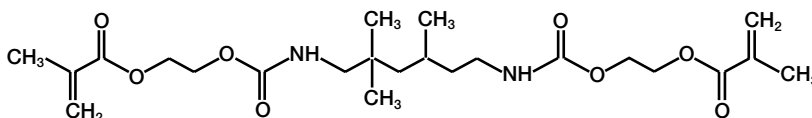
Produkcja materiałów hybrydowych składa się z cyklu infiltracji porowatego bloku ceramicznego mieszką monomeru, a następnie cyklu utwardzania tworzącego polimer. Skład ceramiki odpowiada strukturze drobnocząsteczkowej skalenia, która wzbogacona jest tlenkiem glinu.

Skład cząsteczek ceramicznych (86% ciężaru lub 75% objętości)

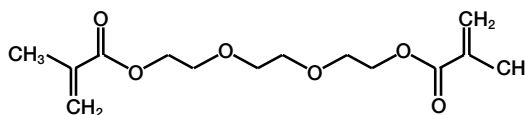
Dwutlenek krzemu (krzemionka)	SiO ₂	58 – 63%
Tlenek glinu	Al ₂ O ₃	20 – 23%
Tlenek sodu	Na ₂ O	9 – 11%
Tlenek potasu	K ₂ O	4 – 6%
Trójtlenek boru	B ₂ O ₃	0,5 – 2%
Dwutlenek cyrkonu	ZrO ₂	< 1%
Tlenek wapnia	CaO	< 1%

Skład cząsteczek polimerów (14% ciężaru lub 25% objętości)

UDMA (dimetakrylan uretanu)

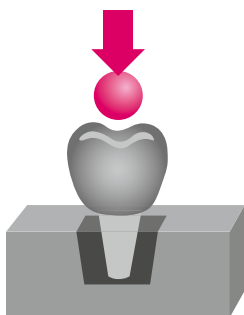


TEGDMA (dimetakrylan glikolu trietylenowego)



1.2 Podsumowanie właściwości fizycznych i mechanicznych

	VITA ENAMIC	Wartość normowana
Statyczne obciążenie niszczące [N] (SD)	2 766 (98)	żadnych wskazań
Gęstość [g/cm ³]	2,1	żadnych wskazań
Odporność na zginanie [MPa]	150 – 160	ISO 10477: ≥ 50 ISO 6872: ≥ 100
Moduł elastyczności [GPa] (SD)	30 (2)	żadnych wskazań
Abrazja [µm]	W zakresie materiału Mark II, ceramika licująca	żadnych wskazań
Wydłużenie przy złamaniu [%] (SD)	0,5 (0,05)	żadnych wskazań
Moduł Weibulla	20	żadnych wskazań
Twardość [GPa]	2,5	żadnych wskazań
Odporność na tworzenie się rys [MPa√m]	1,5	żadnych wskazań
Trwałość spojenia z materiałem licującym [MPa]	bez krzemowodoru (silanu): 12 z krzemowodorem: 27	ISO 10477: ≥ 5
Wytrzymałość na ścinanie, zacementowanie [MPa]	RelyX Unicem: około 21, Variolink II: około 27, RelyX Ultimate: około 31	żadnych wskazań
Trwałość kolorów	bardzo dobra, ΔE < 2	żadnych wskazań
Machinability, stabilność krawędzi	bardzo dobra	żadnych wskazań
Czasy frezowania, tryb normalny Sirona MC XL	wkład: 7:56 min Korony odcinka przedniego: 7:10 min Korony odcinka bocznego: 9:07 min	żadnych wskazań
Czasy frezowania, tryb przyspieszony Sirona MC XL	wkład: 4:40 min Korony odcinka przedniego: 4:19 min Korony odcinka bocznego: 5:13 min	żadnych wskazań
Czas szlifowania korony odcinka bocznego Sirona MC XL	Normalnie: 148 Szybko: 132	żadnych wskazań
Zgodność biologiczna	potwierdzone	ISO 10993
Rozpuszczalność chemiczna [µg/cm ²]	0.0	ISO 6872: ≤ 100
Absorpcja wody [µg/mm ³]	5,7	ISO 10477: ≤ 40
Rozpuszczalność w wodzie [µg/mm ³]	≤ 1,2	ISO 10477: ≤ 7,5



2. Właściwości fizyczne i mechaniczne (in-vitro)

2.1 Obciążenie niszczące

2.1.1 Statyczne obciążenie niszczące: korony

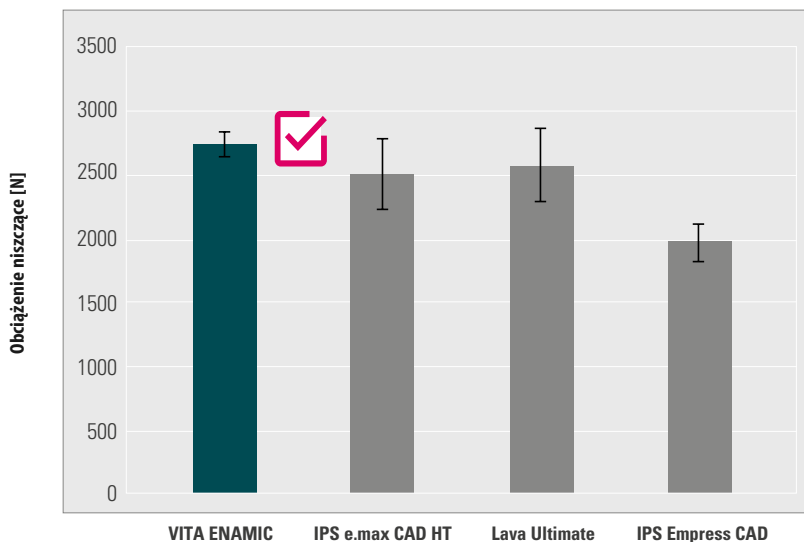
a) materiał i metoda

Standardowe, wstępnie opracowane, plastikowe kikuty o zbieżnym kącie wynoszącym 5° oraz spreparowanym 1,0 mm stopniu (90°). Kikuty te zostały użyte do ww badań. Kąty osiowo-okluzyjne i osiowo-dziąsłowe zostały zaokrąglone. Jednorodne korony o biogenerycznych kształtach anatomicznych zostały wykonane z takich materiałów jak: VITA ENAMIC, IPS e.max CAD, Lava Ultimate i IPS Empress CAD maszyną frezującą MC XL firmy Sirona i zacementowane materiałem Multilink Automix (Ivoclar Vivadent). Przed badaniami nad statycznym obciążeniem niszczącym, zacementowane korony zostały umieszczone w wodzie o temperaturze pokojowej na okres 24 godzin. Statyczne obciążenie przeniesiono za pomocą stalowej kulki (średnica 4,5 mm) umieszczonej na koronie w bruzdzie centralnej. Między powierzchnią żującą i kulką umieszczono folię z cyny. Obciążenie, które doprowadza do zniszczenia korony, zostało zapisane w postaci wszystkich prób w pamięci komputera. Statystyczny wynik został osiągnięty dzięki testom ANOVA i Tukey.

b) źródło

Boston University, Goldman School of Dental Medicine, Department of Restorative Dentistry/Biomaterials, prof. dr. Russell Giordano, ([1], porównanie patrz. str. 34)

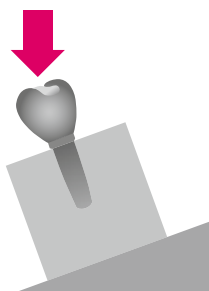
c) wynik



d) zakończenie

Statyczne obciążenie niszczące materiału VITA ENAMIC wyniosło średnio w tym teście 2 766 N (± 98 N) i osiągnęło najwyższą średnią testowanego statycznego obciążenia niszczącego wśród wszystkich testowanych materiałów. Standardowe odchylenie materiału VITA ENAMIC jest najniższe wśród wszystkich testowanych materiałów.

2.1.2 Statyczne obciążenie zrywające: korony z VITA ENAMIC IS osadzone na implantach 7



a) materiał i metoda

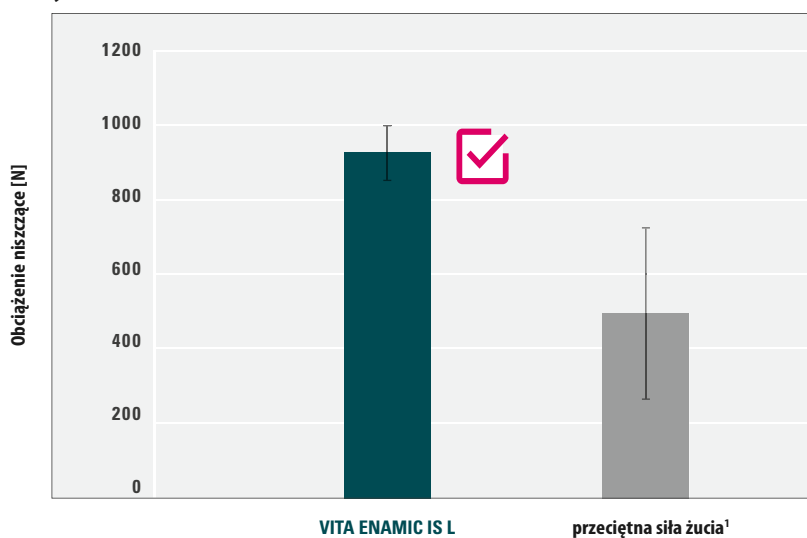
Na koronach z materiału VITA ENAMIC IS (IS = IMPLANT SOLUTIONS) zostały przeprowadzone testy wytrzymałości na statyczne obciążenie niszczące, których platformy protetyczne (TiBase) były połączone z podstawą (Sirona, Wals, Austria). Do frezowania metodą CAM koron na trzonowce użyto frezarki Sirona MC XL oraz półfabrykatów posiadających miejsce na łącznik w kształcie litery L. Platformy TiBase zostają odpowiednio przygotowane wg instrukcji producenta, a następnie adhezyjnie sklejone z koroną. Implanty (Bone Level Implant; Ø 4,1 mm RC, SLA 12 mm; Institut Straumann AG, Basel, Szwajcaria) zostają zatopione w formach epoksydowych. Moduł E (m. elastyczności) wynosi 11GPa (podobnie jak moduł E tkanki gąbczastej naturalnej kości). Po skręceniu koron z implantami, kanał śruby zostaje zamknięty kompozytem (Clearfil Majesty Flow; Kuraray, Tokio, Japonia).

Niewypolerowane („as machined“) fantomy zostają obciążone statycznie pod kątem 20° w uniwersalnej maszynie testującej obciążenia (Zwick Z010, Ulm, Niemcy) z szybkością 0,5 mm/min aż do momentu złamania materiału.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



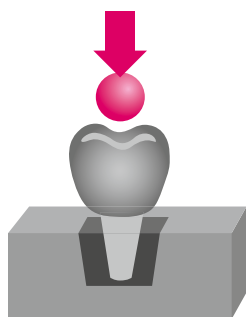
d) zakończenie

Korony trzonowcowe na implantach z materiału VITA ENAMIC IS na bazie sklejaných L-TiBase oraz systemie implantologicznym Straumann Bone Level, w czasie ww. testu na obciążenie, wytrzymują średnio około 926 N. W porównaniu ze średnią maksymalną siłą żucia wynoszącą około 490 N i maksymalną siłą 725N, testowane korony na trzonowcach osiągnęły wyższy poziom wydajności.

Tekst źródłowy:

(1) Körber K, Ludwig K (1983). Maksymalna siła żucia jako współczynnik obliczeń dla konstrukcji protetycznych. Dent-Labor XXXI, Zeszyt 1/83: 55–60.

2.1.3 Obciążenie niszczące po obciążeniu dynamicznym



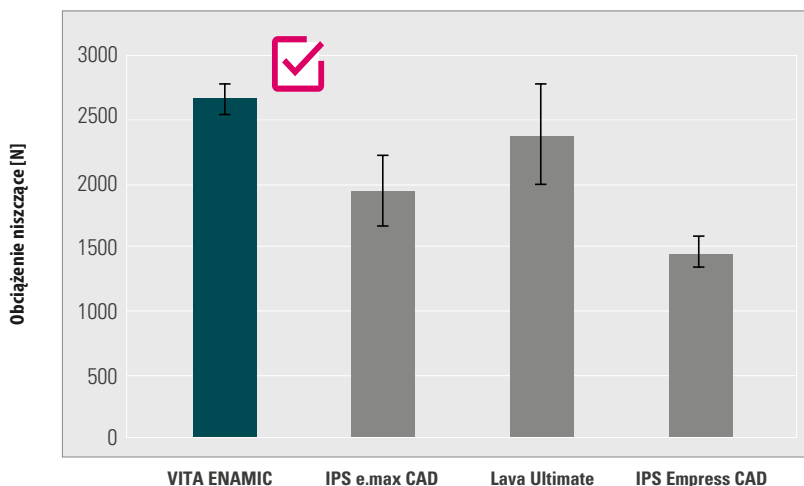
a) materiał i metoda

Standardowe, wstępnie opracowane, plastikowe kikutki o zbieżnym kącie wynoszącym 5° oraz spreparowanym 1,0 mm stopniu (90°). Kikutki te zostały użyte do ww badań. Kąty osiowo-okluzyjne i osiowo-dziąsłowe zostały zaokrąglone. Jednorodnie korony o biogenerycznych kształtach anatomicznych, zostały wykonane z takich materiałów jak: VITA ENAMIC, IPS e.max CAD, Lava Ultimate i IPS Empress CAD maszyną frezującą MC XL firmy Sirona i zacementowane materiałem Multilink Automix (Ivoclar Vivadent). Przed badaniami nad statycznym obciążeniem niszczącym, zacementowane korony zostały umieszczone w wodzie na okres 24 godzin. Składowane w wodzie egzemplarze próbne zostały poddane cyklicznemu obciążeniu w specjalnie do tego celu stworzonej pneumatycznej maszynie wytwarzającej obciążenie stałe. Siła została przeniesiona na powierzchnię okluzyjną dzięki stalowej kulce (średnica 4,5 mm). Kulka zostaje umieszczona na foli cynowej i dotyka powierzchni okluzyjnej w trzech punktach. Próbki zostały obciążone dynamicznie w 150.000 cykli przy maksymalnym obciążeniu wynoszącym 450 N oraz obciążeniu minimalnym wynoszącym 0 N. Test przeprowadzono w temperaturze pokojowej. Pierwsza część testu to cykl obciążeń dynamicznych, a następnie statycznych, aż do momentu złamania. Statystyczny wynik został osiągnięty dzięki testom ANOVA i Tukey.

b) źródło

Boston University, Goldman School of Dental Medicine, Department of Restorative Dentistry/Biomaterials, prof. dr. Russell Giordano, ([1], porównanie patrz. str. 34)

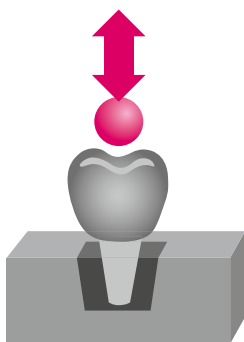
c) wynik



d) zakończenie

Dynamiczne obciążenie niszczące materiału VITA ENAMIC wyniosło średnio w tym teście 2761 N (± 101 N) i osiągnęło najwyższą średnią testowanego statycznego obciążenia niszczącego wśród wszystkich testowanych materiałów. Standardowe odchylenie materiału VITA ENAMIC jest najniższe wśród wszystkich testowanych materiałów.

2.1.4 Dynamiczne obciążenie niszczące: korony VITA ENAMIC



Symulator żucia

a) Materiał i metoda

14 koron VITA ENAMIC przeszło test w symulatorze żucia. Po wytrawieniu, korony zostały zacementowane na kikutach z kompozytu (moduł elastyczności wynosi około 18 GPa) materiałem Variolink II. Próbkę zostały zatopione w Technovit 4000 (Heraeus Kulzer), a następnie zmagazynowane w ciepłej wodzie o temp. 37 °C na okres 24 godzin. Po oczyszczeniu, korony były cyklicznie obciążane w symulatorze żucia: 198 N, 1,2 milionów cykli, częstotliwość wyniosła 1,6 Hz, antagonistę imitowała kulka steatytowa o średnicy 3 mm, TC 5 – 55 °C. Po teście dynamicznym, korony były obciążane statycznie, aż do momentu złamania.

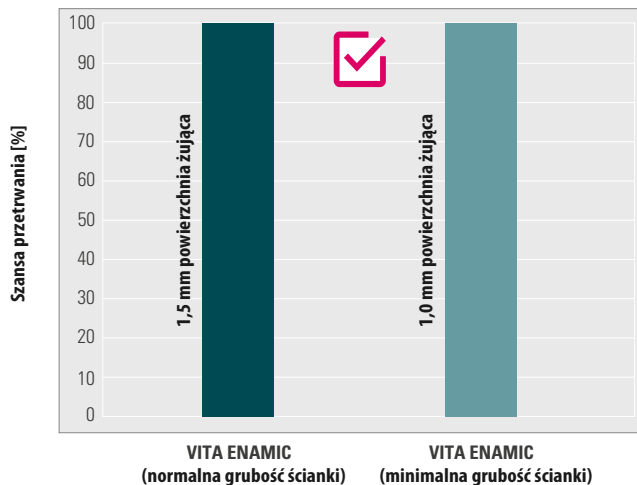
Dodatkowo w symulatorze przeprowadzono dwa testy. Pierwszy test dotyczył koron z materiału VITA ENAMIC o normalnej grubości ścianek (powierzchnia żująca około 1,5 mm, okrężnie około 1,0 mm). Drugi test dotyczył koron o zredukowanej grubości ścianek (powierzchnia żująca około 1,0 mm, okrężnie około 0,8 mm).

b) źródło

Klinika Stomatologii i Chirurgii Szcękowej Uniwersytetu we Fryburgu, wydział protetyki stomatologicznej dr. Asma Bilkhair, ([2], porównaj str. 34)

c) wynik

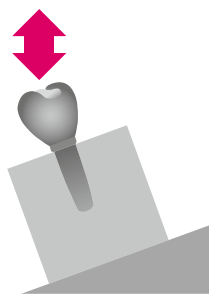
W czasie dynamicznego żucia, żadna z koron VITA ENAMIC nie wykazała jakichkolwiek błędów.



d) zakończenie

Czynnik przetrwania koron z materiału VITA ENAMIC o normalnej i zredukowanej grubości ścianek wynosi 100%.

2.1.5 Dynamiczne obciążenie niszczące: korony z VITA ENAMIC IS osadzone na implantach



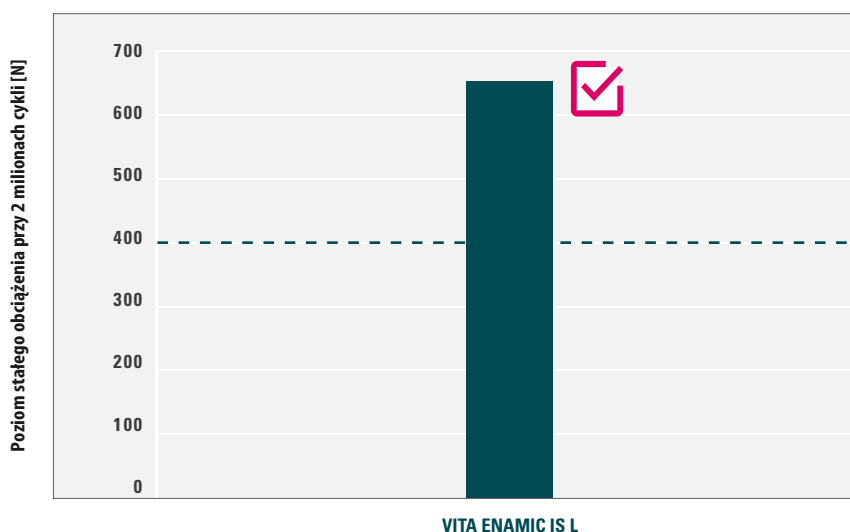
a) materiał i metoda

Bazując na testach dotyczących obciążenia statycznego, próbki koron trzonowców na implantach z VITA ENAMIC IS na L-TiBase i Straumann Bone Level Implantatsystem (Ø 4,1 mm) zostały wykonane tą samą metodą i przy pomocy urządzenia Dynamess-System (Dyna-Mess, Aachen/Stolberg, Deutschland) obciążone dynamicznie. Testu obciążenia dynamicznego dokonano przy różnych poziomach obciążenia, magazynowano w wodzie destylowanej w 37 °C, amplituda wyniosła 2 Hz, nachylenie 20° oraz zastosowano maksymalnie 2 miliony cykli. Obciążenie przeniesiono na centralną bruzdę przy pomocy stalowego stempla sferycznego (przekrój 5 mm).

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



-- Poziom stałego obciążenia łączników z ZrO₂ wg. literatury naukowej¹⁻³

d) zakończenie

W tym teście przeprowadzonym na koronach trzonowców z materiału VITA ENAMIC IS osadzonych na implantach, osiągnięto przy 2 milionach cykli poziom stałego obciążenia wynoszący 648 N. To oznacza, że na tym poziomie dynamicznego obciążenia przetrwało 100 % uzupełnień.

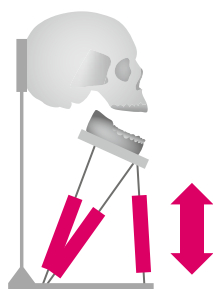
Literatura fachowa dotycząca testów na obciążenie dynamiczne wykazała, że łączniki cyrkonowe na implantach, które są pod ciągłym i stałym obciążeniem znajdują się w zakresie 400 N¹⁻³. W zależności od testu, ilości cykli i typu implantów, wyniki testów mogą być zróżnicowane i porównywalne tylko w pewnym zakresie. Informacje zawarte w periodykach naukowych są tylko przybliżonymi referencjami.

Tekst źródłowy:

(1) Gehrke et al. Łączniki cyrkonowe: wytrzymałość na złamanie oraz wpływ cyklicznych obciążeń na połączenie śrubowe; Quintessence Int. 2006 Jan; 37(1):19-26.

(2) Mitsias et al; Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments; Int J Prosthodont. 2010 Jan – Feb; 23(1):56-9.

(3) Jiménez-Melendo et al; Mechanical behavior of single-layer ceramized zirconia abutments for dental implant prosthetic rehabilitation; J Clin Exp Dent. 2014 grudzień 1;6(5):e485-90



2.2 Absorbpcja sił żujących w materiałach, z których wykonano uzupełnienia.

a) materiał i metoda

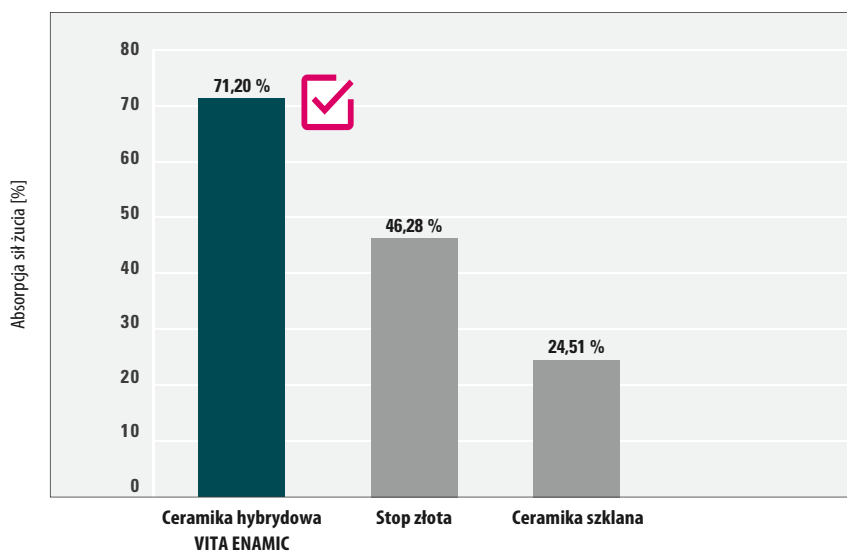
Dla poszczególnych testów użyto koron monolitycznych z takich materiałów jak: tlenek cyrkonu, ceramika szklana, stopy złota i ceramika hybrydowa VITA ENAMIC. W celu przeniesienia symulacji sił żucia na tkankę okołokostną implantu, zamocowano korony w symulatorze sił żucia w postaci łącznika implantologicznego (Pin), który usadowiono na platformie wyposażonej w sensory. Zamocowane korony (w zależności od klasy materiału badano trzy korony) przy symulacji symulacji żucia obciążono dynamicznie wykonując 100 cykli. W ramach testów symulacji obciążenia dynamicznego sił żucia na tkankę okołokostną implantu (patrz platforma), wszystkie przenoszone siły zostały zarejestrowane i statystycznie ocenione. Wyżej wymieniona prezentacja wyników opisuje wybrane klasy materiałów.

b) źródło

Uniwersytet w Genui, Wydział protetyki uzupełnień stałych i implanto-protetyki dr. Maria Menini et al., Genua, Italien, ([8], patrz. strona 35)

c) wynik

Absorbpcja sił żucia, porównanie z tlenkiem cyrkonu (ZrO₂)



klasa materiału	Moduł elastyczności E (GPa)	Przeniesienie sił (N)	Absorbpcja siły (%), porównanie w stosunku do ZrO ₂
Tlenek cyrkonu	210 GPa	641,8 N (SD 6,8)	
Ceramika szklana.	96 GPa	484,5 N (SD 5,5)	-24,51 %
Stop złota	77 GPa	344,8 N (SD 5,7)	-46,28 %
Ceramika hybrydowa VITA ENAMIC	30 GPa	184,9 N (SD 3,9)	-71,20 %

d) zakończenie

Wyniki ustalone w teście dotyczącym przenoszenia sił na symulowaną tkankę okołokostną implantu, wykazały że relatywnie elastyczny materiał jakim jest ceramika hybrydowa redukuje lub absorbuje 70% siły w porówniu ze sztywnym tlenkiem cyrkonu. Poza tym VITA ENAMIC wykazuje w porównaniu z ceramiką szklaną i złotem większą zdolność absorpcji symulowanych sił żucia.

2.3 Rozkład sił

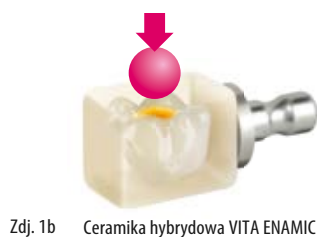
a) materiał i metoda

W tym teście ustalono wykresy przemieszczających się sił w różnych materiałach takich jak: VITA YZ, IPS e.max CAD, VITABLOCS Mark II, VITA ENAMIC. W tym przypadku testowano fantomy z różnych materiałów. Test polegał na uderzeniu kulką i obciążaniu materiału zdefiniowaną siłą wynoszącą 100 N (Newton) przez 20 sekund do momentu odciążenia fantomu.

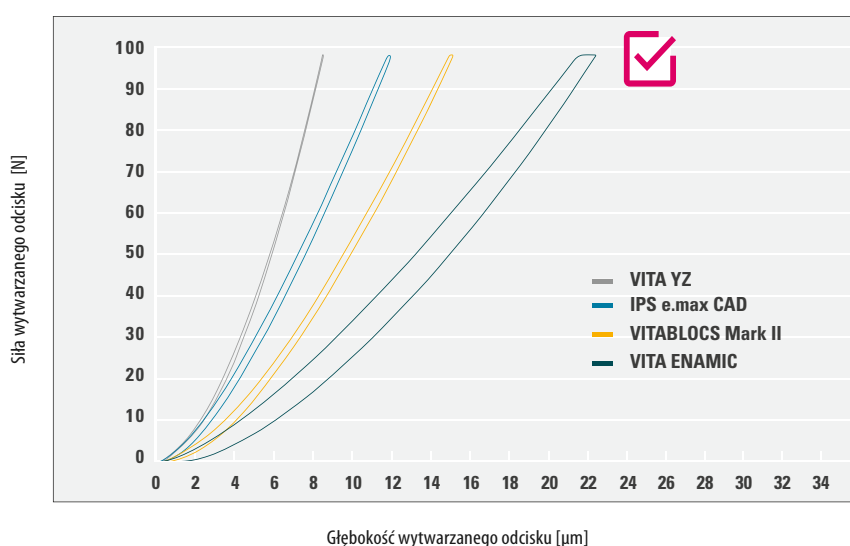
b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



Wykres siły-drogi



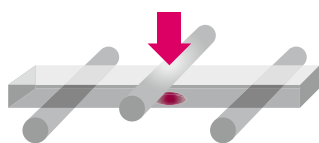
Zdj. 1 a – b) Przykładowa, schematyczna prezentacja punkowego i powierzchniowego rozdzielenia działającej siły przez kontakt powierzchniowy.

d) zakończenie

Im niższy jest moduł elastyczności tzn. materiał jest bardziej elastyczny, tym dłuższa jest droga wnikania kulki; siły zostają lepiej rozłożone i nie dochodzi do przecięcia punkowego, które w konsekwencji prowadzi do powstawania rys.

Po wynikach można oczekiwać następujących korzyści: w przypadku relatywnie elastycznych materiałów dentystycznych jak VITA ENAMIC (moduł E: około 30 GPa), działanie na powierzchnię żującą, jak np. przeżuwanie, zostaje rozłożone na większą powierzchnię kontaktową. Tak zostaje zredukowany czynnik intensywności obciążenia i napięcia.

2.4 Tolerancja uszkodzeń



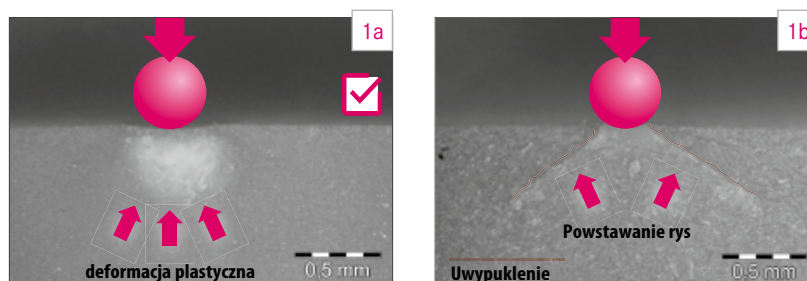
a) materiał i metoda

W tym badaniu testowano obciążenie i wstępne uszkodzenia materiału. Symulowano wpływ uszkodzenia spowodowanego przez guzki antagonisty w czasie aktu żucia. Pierwszy etap to testy na fantomach (pręty gięte) z tradycyjnej ceramiki krzemianowej i ceramiki hybrydowej. Kulka z węgliku wolframu (średnica 1 mm) powoduje uszkodzenie ciężarem wynoszącym 500 N (Newton), drugi etap to test na 3-punktową wytrzymałość na zginanie i obciążenie materiału, aż do całkowitego uszkodzenia. Powierzchnie złamania zostały przeanalizowane pod mikroskopem.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



Zdj. 1a) Ceramika hybrydowa VITA ENAMIC – przekrój powierzchni złamania po uszkodzeniu wstępnym kulką z węgliku wolframu. Biały obszar wykazuje plastyczną deformację z widocznym na powierzchni odciskiem kulki.

Zdj. 1b) Tradycyjna ceramika krzemianowa - przekrój powierzchni złamania po wstępnym uszkodzeniu kulką z węgliku wolframu.

d) zakończenie

Przy pomocy tego testu zbadano tzw. tolerancję uszkodzeń materiałów dentystycznych. W czasie analizy mikroskopowej ustalono dwa typowe stopnie uszkodzeń. Ceramika hybrydowa VITA ENAMIC dzięki podwójnej strukturze usieciowanej i porównywalnie wysokiej elastyczności, wykazuje po uderzeniu plastyczną deformację (tzw. złamania ciągłe) i pewną tolerancję uszkodzeń (zdj. 1a). Relatywnie kruchy i sztywny materiał jakim jest tradycyjna ceramika krzemianowa, wykazuje po wstępnym uszkodzeniu lub pęknięciu naprężeniowym tzw. „cone cracks” (pęknięcia stożkowe zdj. 1b).

2.5 Moduł elastyczności

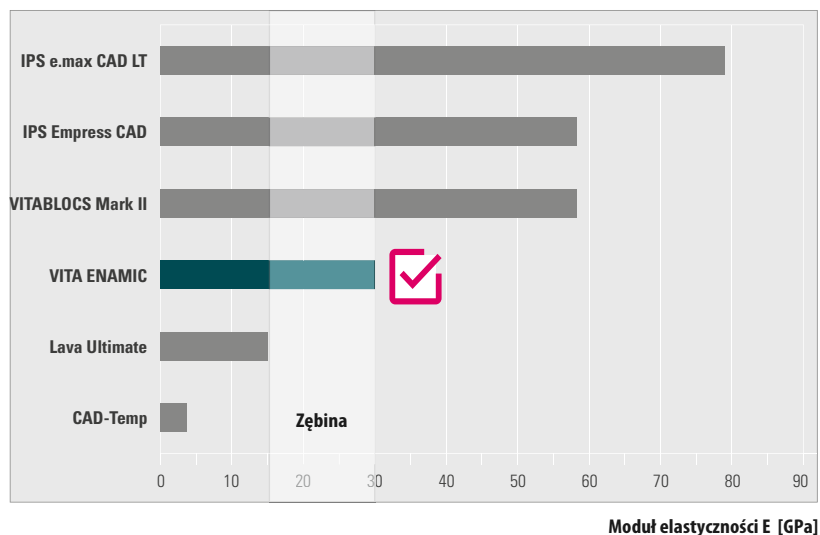
a) materiał i metoda

Moduły elastyczności zostały wyznaczone poprzez diagramy naprężeń i wydłużeń z wyniku pomiarów odporności na zginanie.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



Elastyczny ← → Sztwywny

d) zakończenie

Elastyczność VITA ENAMIC wynosi 30 GPa i znajduje się w zakresie elastyczności ludzkiej zębiny.

Wskazówka:

Literatura naukowa dotycząca modułu elastyczności ludzkiej zębiny jest bardzo szeroka.

Teksty źródłowe:

Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. Archives of Oral Biology 1999; 44:813 – 822

Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine 2003; 14:13-29

2.6 Abrazja

2.6.1 Dwa nośniki abrazji

2.6.1.1 Wynik: Uniwersytet w Zurychu

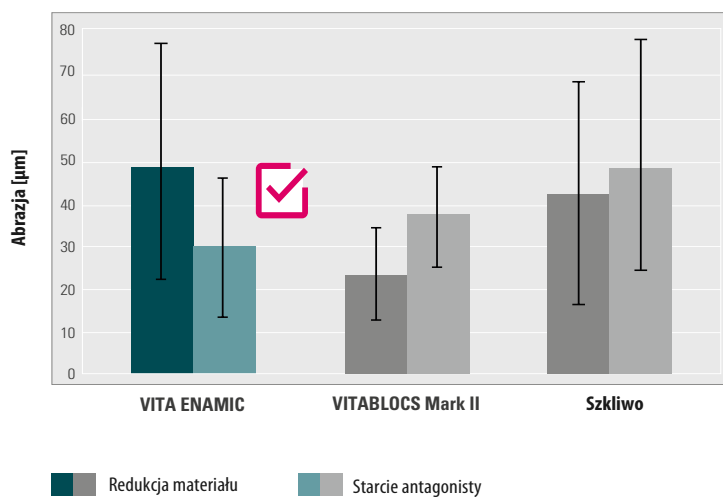
a) Materiał i metoda

Symulator żucia Zurych, 1,2 milionów cykli, 1,7 Hz, 49 N ciężar, 6 000 termocykli, antagonista w postaci naturalnego szkliwa.

b) źródło

Uniwersytet w Zurychu, Centrum Stomatologii, Wydział Skomputeryzowanej Stomatologii Odtwórczej, prof. dr W. H Mörmann, ([4], patrz strona 34)

c) wynik

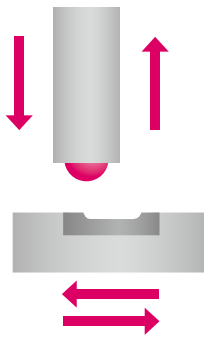


d) zakończenie

Abrazja VITA ENAMIC wynosi 49 µm. Warstwa szkliwa danego antagonisty starta poprzez działanie materiału VITA ENAMIC wynosi 30,2 µm. Materiał Mark II powoduje nieco wyższe starcie powierzchni antagonisty wynoszące 38,1 µm.

W badaniach, grupa kontrolna wykonała pomiar starcia szkliwa o szkliwo. Celem badań nad VITA ENAMIC było potwierdzenie i polepszenie dogodnych czynników powierzchni materiału Mark II w stosunku do antagonisty, bez utraty właściwości ceramicznych materiału.

2.6.1.2 Wyniki - Uniwersytet w Ratyzbonie



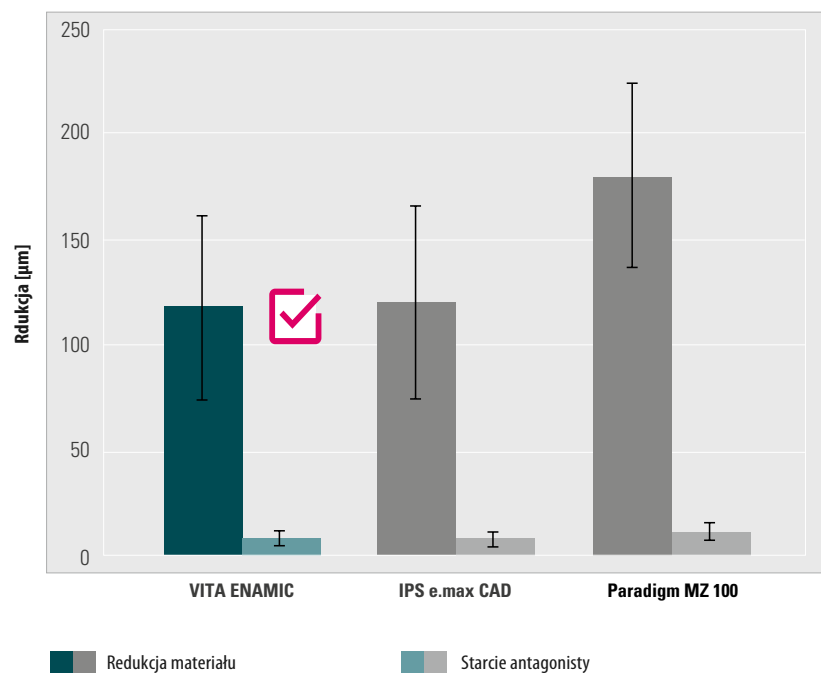
a) materiał i metoda

- Pin-on-block wear test design w symulatorze żucia
- Kulki steatytowe, jako antagoniści
- 50 N siła obciążająca
- 1,2 x 10⁵ cykli, 1,6 Hz
- 600 termocykli, 5 – 55 °C
- Ocena: pomiar utraty substancji

b) źródło

Uniwersytet w Ratyzbonie, Wydział medyczny, Poliklinika Stomatologii i Protetyki, doc. dr Martin Rosentritt ([5], patrz strona 34)

c) wynik



d) zakończenie

Abrazja VITA ENAMIC wynosi około 120 µm i znajduje się w zakresie ceramiki. Materiał kompozytowy Paradigm MZ 100 wykazuje w tym teście znacznie wyższą abrazję wynoszącą około 185 µm.

2.6.2 Trzy nośniki abrazji

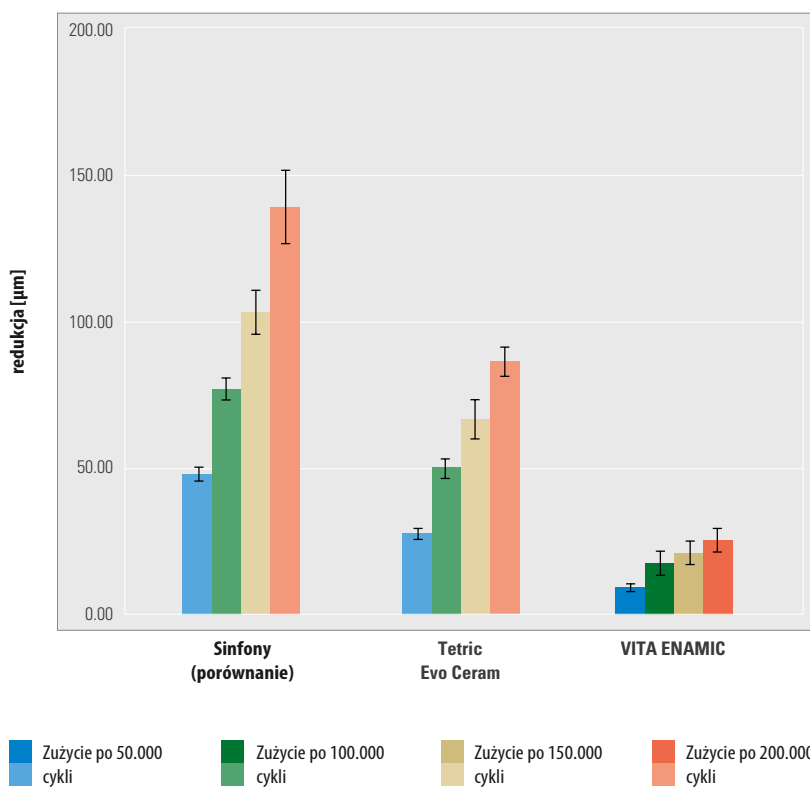
a) Materiał i metoda

Próba 3-nośników abrazji wg Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam (ACTA)

b) źródło

Uniwersytet w Ratyzbonie, Wydział medyczny, Poliklinika Stomatologii i Protetyki, doc. dr Martin Rosentritt ([6], patrz strona 34)

c) wynik



d) zakończenie

Zużycie wszystkich trzech materiałów wzrasta z każdym kolejnym cyklem.

W czasie testów materiałów, VITA ENAMIC wykazał najwyższy stopień odporności na zużycie.

2.6.3 Abrazja spowodowana szczotką do zębów

a) materiał i metoda

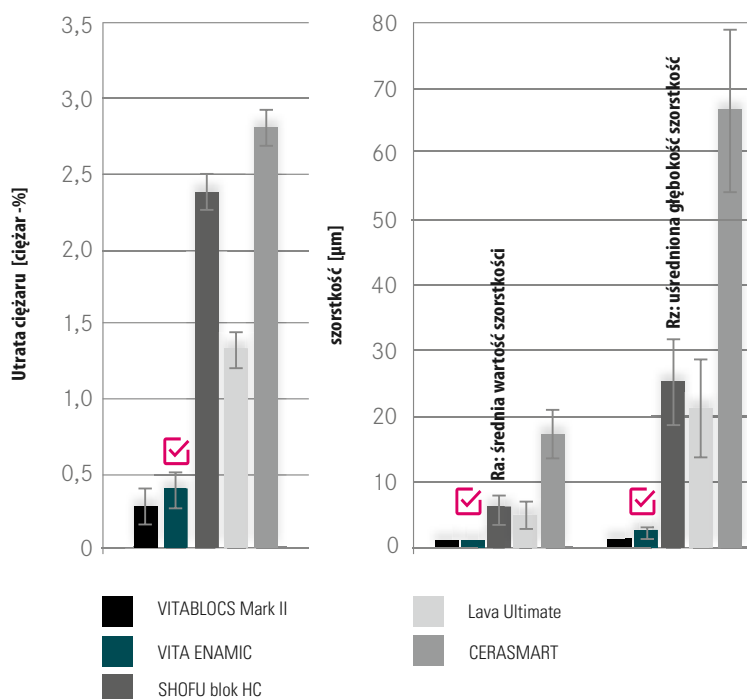
Po pięć próbek, o powierzchni 2,5 cm², z materiałów CAD/CAM VITA ENAMIC (VITA Zahnfabrik), VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik), SHOFU Block HC (SHOFU), Lava Ultimate (3M ESPE) i Cerasmart (GC) zostało wyszczotkowanych maszynowo (Fuchs Clips Depot Wechselköpfe medium, Interbros GmbH) przez okres 32 godzin abrazyjną pastą do zębów (Depurdent, Dr. Wild & Co. AG) pod określonym naciskiem. Następnie zmierzono utratę ciężaru (XS104, Mettler Toledo) i głębokość szorstkości (Hommel-Etamic T8000 RC, JENOPTIK). Następnie sporządzono zdjęcia powierzchni próbek oraz abrazyji spowodowanej szczotką do zębów. Zdjęcia wykonano pod elektro-nowym mikroskopem skaningowym (EVO MA 10, ZEISS).

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, 03/16 ([3], patrz: str. 34)

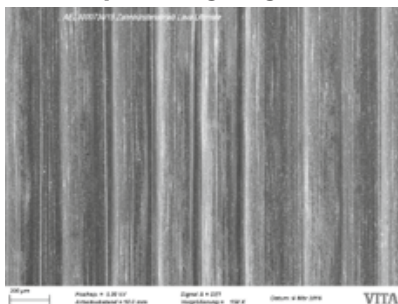
c) wynik

Utrata ciężaru i porowatość powierzchni po teście ścierania materiału szczoteczką do zębów



Zdj. 1 Średnie wyniki utraty ciężaru i porowatości powierzchni po starciu powierzchni szczoteczką do zębów. Wynik uzyskano z 5 prób przeprowadzonych na każdym materiale. Im niższe są parametry Ra i Rz, tym gładziej jest powierzchnia.

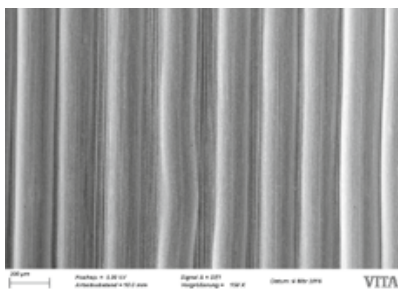
zdjęcia powierzchni po starciu szczoteczką do zębów wykonane przy pomocy mikroskopu skaningowego



Zdj.2a Lava Ultimate



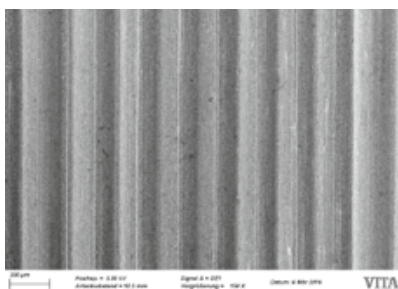
Zdj.2d VITABLOCS Mark II



Zdj.2b CERASMART



Zdj.2e VITA ENAMIC



Zdj.2c SHOFU blok HC

Zdj. 2a-2e zdjęcia próbek materiałów wykonane pod mikroskopem skaningowym po starciu powierzchni szczoteczką do zębów, 150-krotne powiększenie

d) zakończenie

W tym teście ceramika hybrydowa VITA ENAMIC, posiadająca podwójną strukturę usieciowaną, okazała się bardziej odporna na abrazję, niż kompozyty Lava Ultimate i Paradigm MZ 100. Wyniki testów wykazały abrazję VITA ENAMIC, która jest bardzo podobna do ceramiki skaleniowej VITABLOCS. Pod względem abrazji możemy się spodziewać bardzo stabilnych uzupełnień.

2.7 Niezawodność/moduł Weibulla

a) materiał i metoda

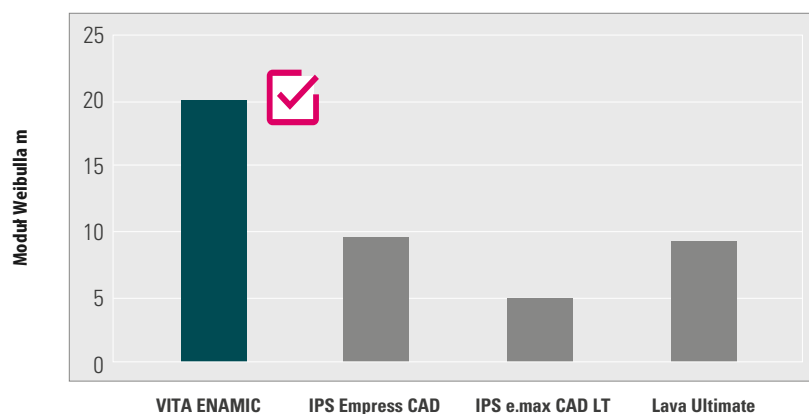
Moduł Weibulla został określony na przykładzie prętów ceramicznych oraz ich wytrzymałości na zginanie.

„Teoria Weibulla, to koncepcja eliminacji najłabszego ogniwa - stosunek rozproszenia czynnika odporności w materiałach ceramicznych, który będzie obliczony matematycznie. [...] w ten sposób poznajemy parametry rozkładu i jednoznaczne zależności między obciążeniem oraz prawdopodobieństwem złamania”¹. W prostych słowach: wysoki moduł Weibulla oznacza stałą jakość materiału. Wraz z wysoką odpornością na obciążenia, sumą jest wskaźnik niezawodności materiału.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



d) zakończenie

Wśród wszystkich materiałów, które podlegały w tym teście pomiarom, VITA ENAMIC wykazał się najwyższym stopniem niezawodności. Moduł Weibulla wynosi 20. Ocena modułu Weibulla powinna być wykonana wraz z czynnikiem odporności na zginanie (pomiar wykonano na VITA F&E: VITA ENAMIC: 153,82 MPa [SD 7,56 MPa], Lava Ultimate: 188,42 MPa [SD 22,29 MPa], IPS Empress CAD: 157,82 MPa [SD 17,33 MPa], IPS e.max CAD LT: 344,05 MPa [SD 64,5 MPa]).

Teksty źródłowe:

(1) Brevier Technische Keramik, Związek przemysłu ceramicznego e.V. 2003

2.8 Skala twardości wg Vickersa

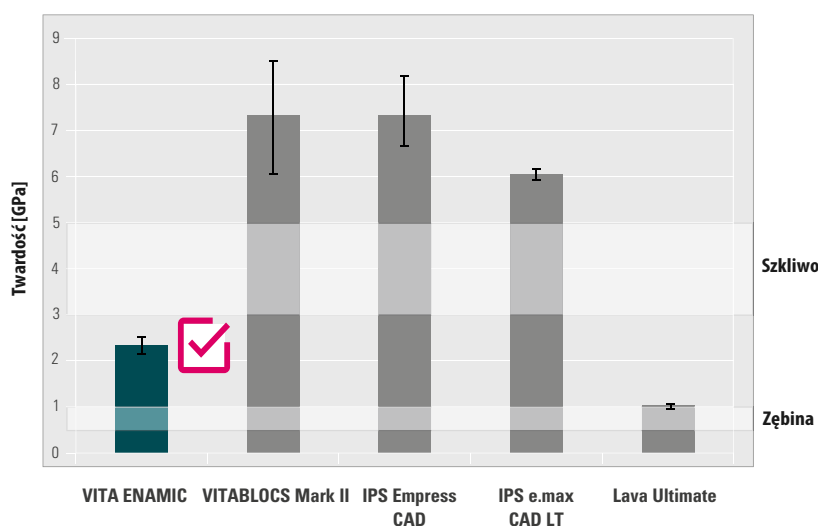
a) materiał i metoda

Zatopione w żywicy epoksydowej materiały VITA ENAMIC, VITABLOCS Mark II, Empress CAD, IPS e.max CAD LT i Lava Ultimate zostały wypolerowane na wysoki połysk. Wypolerowane powierzchnie, zostają zamontowane w urządzeniu do badania twardości materiału. W każdym materiale został wykonany pięciokrotny odcisk węgelnika o obciążeniu wynoszącym 30 N. Po uzyskaniu maksymalnego obciążenia (30 N), wzorzec przebywał pod ww. obciążeniem 20 sekund, a następnie został odciążony. Pomiar krzywych odcisku dla twardości materiału został obliczony w GPa. Pomiarowe linie pomocnicze w diagramie odpowiadają średniej wartości z pięciu pomiarów.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



d) zakończenie

Twardość materiału VITA ENAMIC wynosi ok. 2,5 GPa i znajduje się między twardością zębiny (0,6 – 0,92 GPa; (1), (2)) oraz szkliva (3 – 5,3 GPa; (3), (4)). Twardość dla tych trzech ceramik (VITABLOCS Mark II, IPS Empress CAD und IPS e.max CAD) ma znacznie wyższy stopień twardości niż szklivo. Lava Ultimate o skali twardości około 1 GPa, znajduje się w zakresie twardości zębiny.

Tekst źródłowy:

- (1) Lawn BR, Lee JJ-W. Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading. Acta Biomater, 2009; 5:2213 – 2221.
- (2) Mahoney E, Holt A, Swain MV, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. J Dent, 2000; 28:589 – 594.
- (3) He LH, Swain MV. Nanoindentation derived stress-strain properties of dental materials. Dent Mater, 2007; 23:814 – 821.
- (4) Park S, Quinn JB, Romberg E, Arola D. On the brittleness of enamel and selected dental materials. Dent Mater, 2008; 24:1477 – 1485.

2.9 Możliwość wytrawiania materiału kwasem

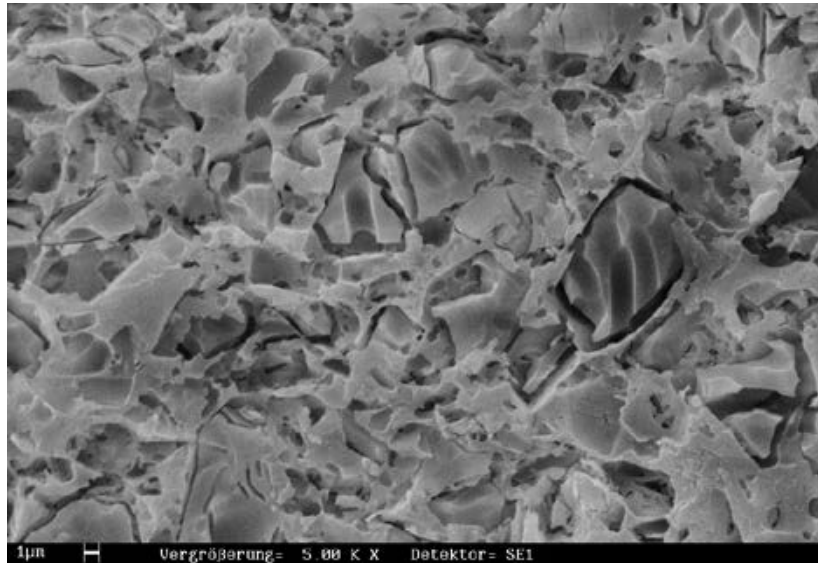
a) materiał i metoda

Wypolerowane próbki VITA ENAMIC zostały wytrawiane przez 60 sekund preparatem VITA CERAMICS ETCH (5% żel z kwasu fluorowodorowego), a następnie pod obiektywem mikroskopu skaningowego sporządzono zdjęcia wytrawionych powierzchni.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



VITA ENAMIC, powiększenie 5.000 x razy , tekst źródłowy: VITA F&E

Wytrawiony wzór jest jednoznacznie widoczny. Jasnoszare obszary reprezentują budowę usieciowaną polimerów, zaś ciemnoszare budowę usieciowaną ceramiki. Powierzchnia ceramiki została zredukowana przez proces wytrawiania.

d) zakończenie

Dzięki wytrawieniu kwasem, powstał dobry i retencyjny wzór. Wytrawiona zostaje tylko siatka ceramiczna, większa część powierzchni struktury polimeru pozostaje nienaruszona. W przeciwieństwie do kompozytów, wytrawione obszary są widoczne i łatwe do rozpoznania.

2.10 Wytrzymałość na ścinanie

2.10.1 Badania z preparatem RelyX Unicem/Variolink II

a) materiał i metoda

Para próbek z płytek (10mm x 10mm x 3mm) ze stożkowym nawiertem centralnym wynoszącym 6° oraz stożkiem wynoszącym również 6°.

Stożki i płytki zostały sklejone pod obciążeniem 2 kg wybranym materiałem spajającym. W zależności od metody, korony i nawierty po oczyszczeniu w płuczce ultradźwiękowej, poddane zostaną działaniu następujących czynników:

- 60 sekund trawienia powierzchni preparatem VITA CERAMICS ETCH (5% kwas fluorowodorowy w postaci żelu)
- silanizacja wg instrukcji producenta preparatu (stosujemy VITASIL, VITA lub Monobond Plus, Ivoclar Vivadent)
- klejenie wg instrukcji producenta
- magazynowanie (2 tygodnie w wodzie o temp. 37 °C)

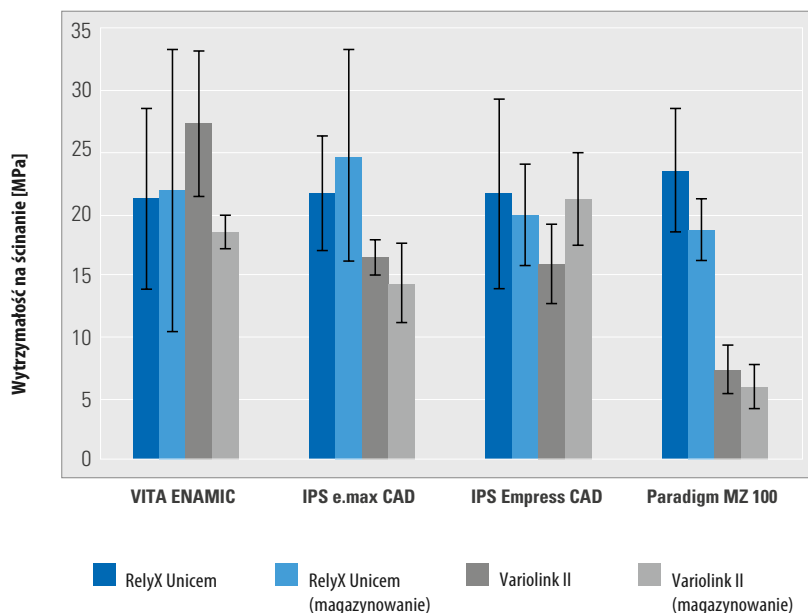
Wyznaczenie wytrzymałości na ściskanie:

Każda wartość (patrz wykres) bazuje na próbach, które przeprowadzono na 5 wzorcach (n=5). Po sklejeniu wzorców przeprowadzony zostaje test w uniwersalnej maszynie sprawdzającej. Testowi podlega stożek wraz ze stemplem w czasie prędkości posuwu wynoszącej 0,5mm/min. - całość jest obciążona aż do momentu wybicia.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



d) zakończenie

Cementowanie VITA ENAMIC przeprowadzamy sprawdzonym systemem adhezyjnym RelyX Unicem (3M Espe, Seefeld, Niemcy) lub Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Odporność na ścinanie materiału VITA ENAMIC wynosi w przybliżeniu ok. 20 MPa.

2.10.2 Badania z użyciem RelyX Ultimate

a) materiał i metoda

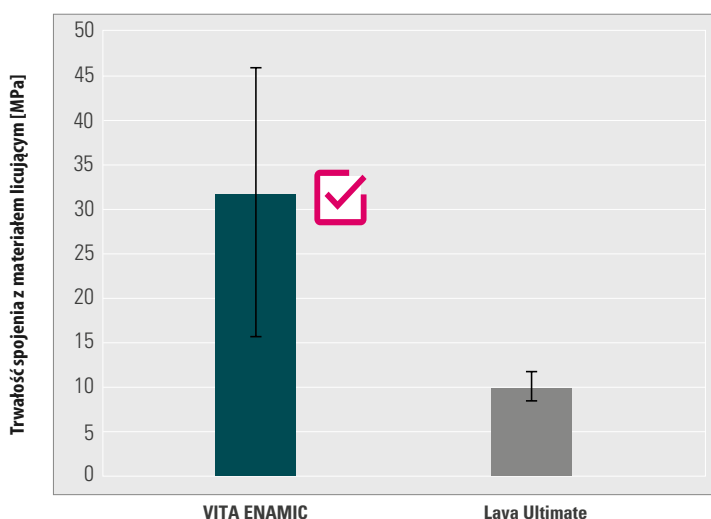
Do badań użyto płytek z VITA ENAMIC jak również pytek wyciętych z krążków Lava Ultimate. W celu osiągnięcia jednakowej struktury powierzchni, wszystkie płytki zostały przeszlifowane papierem ściernym SiC (grubość nasypu 32). Odpowiednio przygotowane płytki VITA ENAMIC zostały wytrawione przez okres 60 sekund preparatem VITA Ceramics Etch. Płytki z materiału Lava Ultimate zostały wypiaszkowane 50 μm Al_2O_3 , 2 bay wg zaleceń producenta.

Po wytrawieniu lub wypiaszkowaniu, na płytki zostaje nałożony na okres 20 sekund Scotchbond (3M ESPE) - oczywiście wg wskazówek producenta. Następnie wykonano cylindry z RelyX Ultimate i spolimeryzowano, ucięto i wykonano pomiar wytrzymałości spoiny wg DIN EN ISO 10477. Statystyczny wynik został osiągnięty dzięki analizie czynnikowej.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



d) zakończenie

Badania spoinienia materiału RelyX Ultimate z VITA ENAMIC oceniono bardzo dobrze (31,32 MPa (\pm 14,5 MPa)). W materiale VITA ENAMIC mamy do czynienia głównie ze złamaniami spoistymi wewnątrz materiału. Rezultatem jest wyższy stopień rozproszenia niż w materiale Lava Ultimate.

Wytrzymałość spoiny RelyX Ultimate z Lava Ultimate wynosi 9,92 MPa (\pm 1,89 MPa). Mamy do czynienia ze złamaniami spoistymi, czyli złamaniami w obszarze spoinienia.

2.11 Test na przebarwienia

a) materiał i metoda

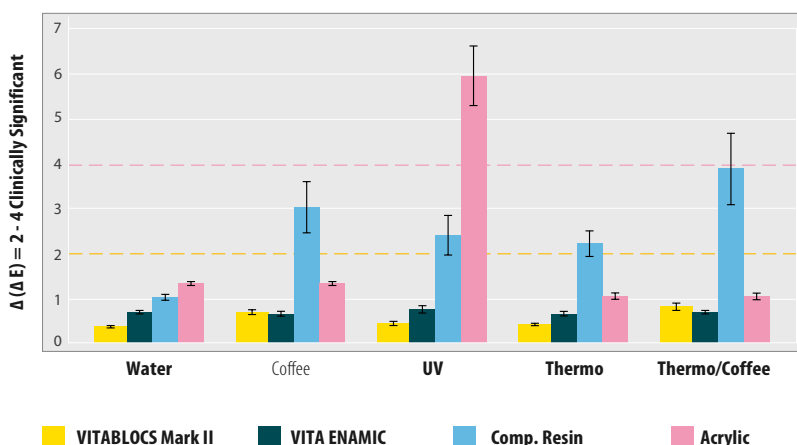
Próbki zostały wykonane (n = 40) wg wytycznych producenta (Herculite XRV i DENTSPLY Bridge resin) lub wycięte z bloczków (VITABLOCS Mark II, VITA ENAMIC; urządzenie Bühler Isomet). Po wypolerowaniu (Bühler Ecomet, ostateczny połysek przy pomocy pasty diamentowej o grubości 1µm), serie próbne zostały umieszczone w kawie lub wodzie destylowanej i poddane działaniu zmiennych temperatur (2 500 cykli, 5 °C -°C 55 °C) oraz jedna seria zaraz po termocyklingu została dodatkowo umieszczona w kawie (okres 15 dni w temp. 37°C). Dalsza grupa była poddana testowi promieniowania UV przez okres 15 dni (specyfikacja ADA nr. 80). Przed i po zabiegach, przy pomocy spektrofotometru (Color I5, X-rite) zostały wyznaczone współrzędne kolorów CIE L*a*b*. Po otrzymaniu wartości delta E wyliczono całkowitą różnicę kolorów, czyli zniekształcenia kolorów.

b) źródło

Boston University, Goldman School of Dental Medicine, Department of Restorative Dentistry/Biomaterials, prof. dr. Russell Giordano, ([1], porównanie patrz. str. 34)

c) wynik

Color Stability



d) zakończenie

W materiałach VITABLOCS Mark II i VITA ENAMIC nie zostały zaobserwowane wyraźne różnice w kolorach (testy wg ANOVA i Scheffe). Materiały podlegały różnorodnej obróbce. Istotne zmiany koloru można było zauważyć w takich materiałach jak kompozyty i żywice akrylowe. Szczególnie intensywne przebarwienia można było zaobserwować po działaniu promieni UV oraz termocyklera w kombinacji ze składowaniem materiału w kawie.

2.12 Machinability

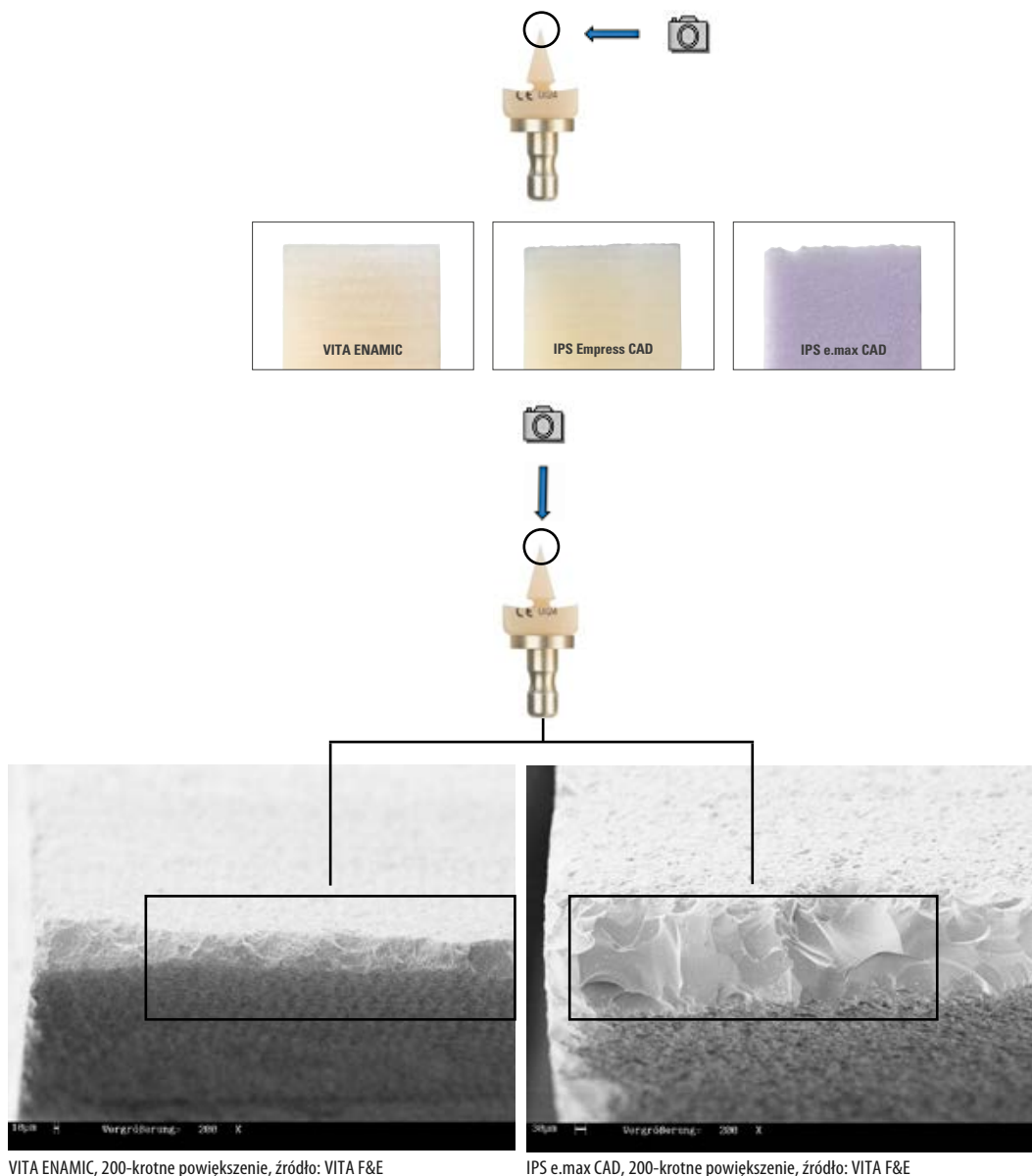
a) materiał i metoda

Maszyną Sirona MC XL w trybie normalnym zostały wyfrezowane 30° kliny z różnych materiałów.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



d) zakończenie

Materiał VITA ENAMIC wykazuje jednoznaczne kontury i ostre brzegi oraz mniej spękań, niż tradycyjne materiały ceramiczne stosowane w technice CAD/CAM.

2.13 Stabilność krawędzi

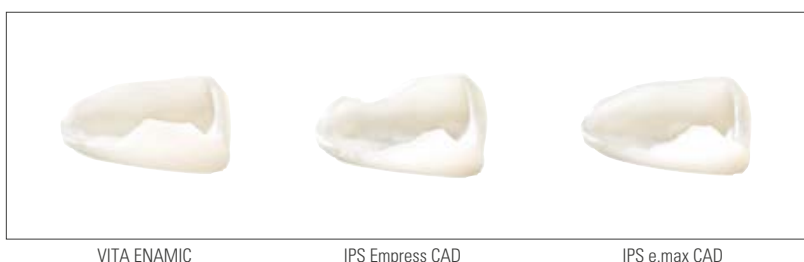
a) materiał i metoda

Frezarką Sirona MC XL zostały wyfrezowane licówki typu non-prep (metoda małoinwazyjna) w trybie normalnym. Uzupełnienia zostały wyfrezowane z różnych materiałów - grubość ścianek wyniosła około 0,2 mm. Produkty IPS Empress CAD i IPS e.max CAD o grubości ścianek wynoszących około 0,2 mm nie zostały dopuszczone przez producenta. Frezarką Sirona MCXL w trybie normalnym zostały wyszlifowane wkłady koronowe. Uzupełnienia zostały wyfrezowane z różnych materiałów (patrz powiększenie pod mikroskopem skaningowym).

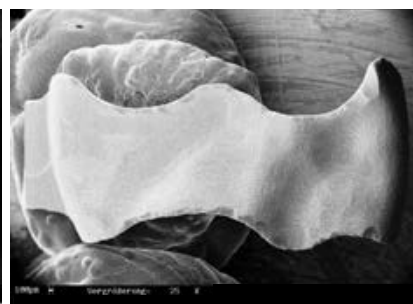
b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik



VITA ENAMIC, 25-krotne powiększenie, źródło: VITA F&E



IPS Empress CAD, 25 krotne powiększenie, źródło: VITA F&E

d) zakończenie

W przypadku licówek non-prep wykonanych z materiału VITA ENAMIC, zaobserwowano precyzyjną stabilność krawędzi. Następujący kształt o grubości ścianek około 0,2 mm można było całkowicie wyfrezować tylko z materiału VITA ENAMIC. Wyfrezowany wkład potwierdza wysoki stopień stabilności krawędzi materiału VITA ENAMIC, jakoś ta umożliwia uzyskanie znakomitych wyników.

2.14 Przedziały czasowe procesu frezowania

a) materiał i metoda

Czasy procesu frezowania dla danych typów uzupełnień (wkłady, korony odcinka przedniego i bocznego), zostały określone wg zastosowania czterech różnych materiałów CAD/CAM (VITA ENAMIC, VITABLOCS Mark II - materiały są produktami firmy VITA Zahnfabrik oraz IPS e.max CAD firmy Ivoclar Vivadent i Lava Ultimate, 3M ESPE). Próby zostały przeprowadzone przy pomocy urządzenia Sirona MC XL.

Na dany materiał i typ uzupełnienia zostało wykorzystanych 5 jednostek.




Czasy trybu frezowania przetransponowano z banku danych.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik

Czasy procesu frezowania (w min:s) dla materiałów VITA ENAMIC, Mark II, IPS e.max CAD i Lava Ultimate. Czasy procesu frezowania są średnim wynikiem z pięciu pomiarów.

				
VITA ENAMIC	normalnie	7:56	7:10	9:07
	szybko	4:40	4:19	5:13
VITABLOCS Mark II	normalnie	10:27	10:35	13:29
	szybko	6:24	7:03	9:26
IPS e.max CAD	normalnie	12:17	12:36	14:58
	szybko	10:00	8:11	12:14
Lava Ultimate	normalnie	10:39	10:10	11:55
	szybko	7:27	6:27	8:24

d) zakończenie

Uzupełnienia z VITA ENAMIC można szybciej frezować niż prace z materiałów VITABLOCS Mark II, Lava Ultimate i IPS e.max CAD.

2.15 Czasy przeznaczone na frezowanie

a) materiał i metoda

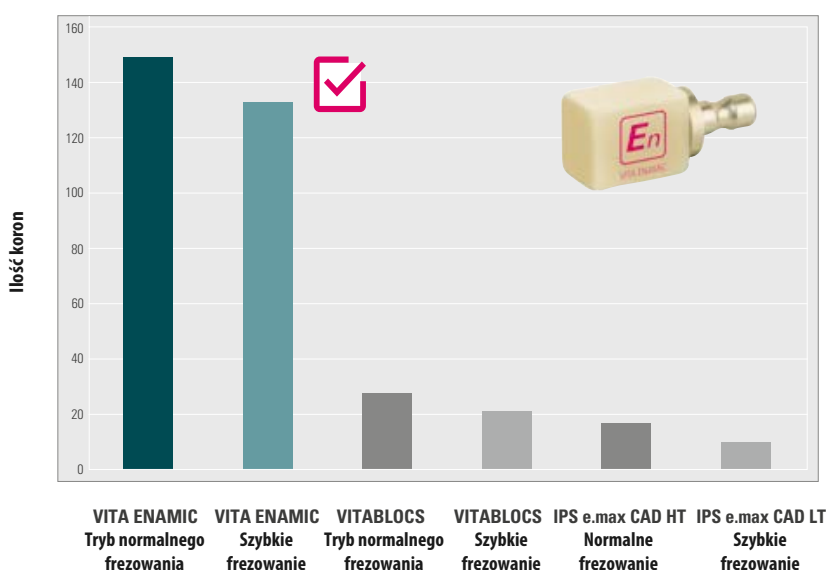
Maszyną frezującą Sirona MC XL zostało przy pomocy jednej pary frezów wyfrezowanych tyle koron na trzonowce, na ile pozwoliły możliwości. Zastosowano normalny i przyspieszony tryb frezowania, stosując różne materiały CAD/CAM. Okres trwałości narzędzi szlifujących określają wyniki szeregu badań.

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik

Ilość wyfrezowanych koron na trzonowce frezarkami MC XL - oprogramowanie 3.8x



d) zakończenie

VITA ENAMIC jest najbardziej wydajnym i ergonomicznym materiałem spośród wszystkich bloczkowych materiałów ceramicznych posiadających kolor zębów. Czas szlifowania przeznaczony na frezowanie uzupełnień z VITA ENAMIC w ww. teście jest w porównaniu z innymi materiałami najkrótszy (str. 2.14), przy jednocześnie wysokim czasie przerobu wynoszącym około 148 / 132 wyfrezowanych koron.

2.16 Możliwości polerowania materiału

Przy pomocy zestawu instrumentów polerujących VITA, polerujemy materiał VITA ENAMIC na wysoki połysk w szybki i prosty sposób. Uzupełnienie polerujemy na sucho poza jamą ustną, lub na mokro w jamie ustnej pacjenta. Proces ten został potwierdzony dzięki fazie akceptacji.

2.17 Biokompatybilność

Testy na biokompatybilność zostały przeprowadzone w Instytucie NAMSA-(North American Science Associates Inc.). VITA ENAMIC został określony materiałem biokompatybilnym.

2.18 Rozpuszczalność w kwasie, absorpcja wody, rozpuszczalność w wodzie

a) materiał i metoda

Testy wg DIN EN ISO 6872 i DIN EN ISO 10477

b) źródło

Badania przeprowadzono w VITA F&E, ([3], patrz strona. 34)

c) wynik

Nie wykryto żadnej chemicznej rozpuszczalności wg ISO 6872.

Absorbpcja wody ($5,7 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) i rozpuszczalność w wodzie ($< 1,2 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) nie przekraczają wartości wg wytycznych ISO 10477.

d) zakończenie

Właściwości materiału VITA ENAMIC znajdują się w przedziale między ceramiką i kompozytem.

3. Badania przeprowadzone w firmie

3.1 Badania kliniczne, Klinika Uniwersytecka Stomatologii i Chirurgii Szczękowej we Fryburgu, wydział protetyki stomatologicznej, prof dr Petra Gierthmühlen (nazwisko panięskie GüB): korony VITA ENAMIC korony

początek badań: listopad 2011

ilość zacementowanych uzupełnień: 71

3.2 Badania kliniczne , Klinika Uniwersytecka Stomatologii i Chirurgii Szczękowej we Fryburgu, wydział protetyki stomatologicznej, prof dr Petra Gierthmühlen (nazwisko panięskie GüB): VITA ENAMIC wkłady, nakłady, półkorony, table tops

początek badań: listopad 2011

ilość zacementowanych uzupełnień: 100

3.3 Badania pilotażowe firmy VITA Zahnfabrik: VITA ENAMIC korony, korony na implantach, półkorony, wkłady, nakłady, licówki

Różni klinicyści

Ilość zacementowanych uzupełnień: około 594

Stan: grudzień 2012

3.4 Kliniczne badania aplikacji uzupełnień: VITA ENAMIC korony na implantach

a) materiał i metoda

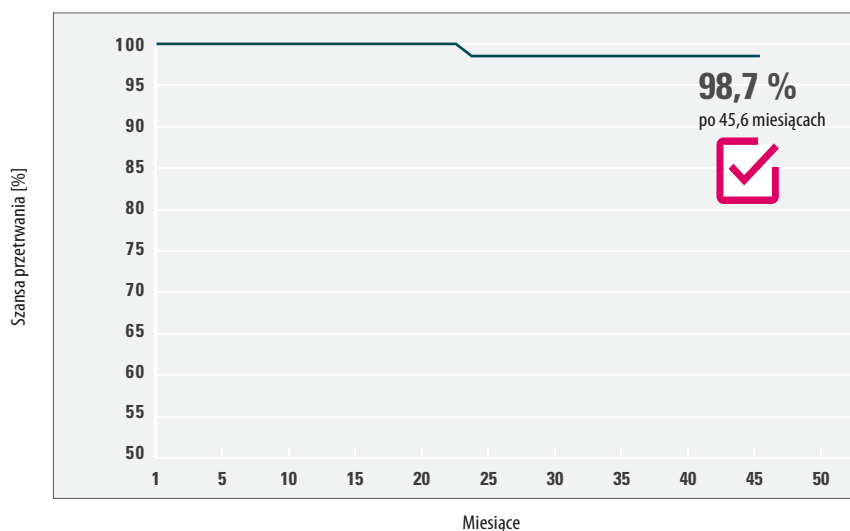
W ramach wielośrodkowych badań aplikacji klinicznej udział wzięło 11 stomatologów z Niemiec, Austrii i Szwajcarii. U 38 pacjentom wszczepiono implanty w szczęce i żuchwie - grupa podlegała randomizacji. Wybór pacjentów został dokonany wg kryteriów DGI (Deutsche Gesellschaft für Implantologie) - kryteria dotyczyły uzupełnień w postaci pojedynczych implantów. Nie było ograniczeń lub rekomendacji dotyczących zastosowania poszczególnych systemów implantologicznych, również metodologia zabiegów chirurgicznych nie była w żaden sposób ograniczana. W sumie osadzono 60 implanto-koron w celu badań klinicznych. Po 14 dniach pacjent otrzymał uzupełnienie protetyczne, a po 6 miesiącach został ponownie zbadany. Okres obserwacji trwał co najmniej 6 miesięcy (1. Recall). W celu określenia wskaźnika przetrwania wzięto pod uwagę odcementowanie korony jak również złamanie całkowite lub częściowe (Chipping) struktury korony, czyli kryterium oceny zaistniałych strat.

b) źródło

Technika stosowania i zarządzania produktami VITA we współpracy ze stomatologicznymi ośrodkami pilotażowymi ([9], patrz strona 35)

c) wynik

Czynnik przetrwania koron na implantach z materiału VITA ENAMIC



d) zakończenie

W ramach wielośrodkowych badań klinicznej aplikacji na przestrzeni 4 lat, korony z materiału VITA ENAMIC które zostały osadzone na implantach wykazały, że czynnik prawdopodobieństwa przetrwania wyniósł 98,7 procent. Średnia okresu użytkowania badanych koron osadzonych na implatach wynosi 23,1 miesiące (stan z: 11.2014). Wyniki badań porównawczych wykazały, że implanto-korony VITA ENAMIC posiadają lepszy czynnik prawdopodobieństwa przetrwania 1-3 niż materiały alternatywne.

Tekst źródłowy:

- (1) De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. J Oral Rehabil. 2006 listopad;33(11):833-9.
- (2) Thoma DS, Brandenburg F, Fehmer V, Büchi DL, Hämmerle CH, Sailer I. Randomized Controlled Clinical Trial of All-Ceramic Single Tooth Implant Reconstructions Using Modified Zirconia Abutments: Radiographic and Prosthetic Results at 1 Year of Loading. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Apr 15.
- (3) Rinke S, Lange K, Roediger M, Gersdorff N. Risk factors for technical and biological complications with zirconia single crowns. Clin Oral Investig. 2015 luty 7.

4. Publikacje

Publikacje dotyczące materiału VITA ENAMIC:

Al-Harbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I.
Stain intensity of CAD/CAM Materials versus direct composites.
IADR 2012 Poster Abstract, Iguacu Falls, Brazylia

Coldea A, Swain MV, Thiel N.
Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials
Dent Mater. 2013 kwiecień; 29(4):419 – 426

Coldea A, Swain MV, Thiel N.
In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel
PICN material by sharp indentation.
J Mech Behav Biomed Mater 2013 październik; 26(10):34 – 42.

He LH, Swain M.
A novel polymer infiltrated ceramic dental material.
Dent Mater. 2011 czerwiec;27(6):527 – 34. Pierwsza pub. 2011 marzec 2.

He LH, Purton D, Swain M.
A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation.
J Mater Sci Mater Med. 2011 lipiec;22(7):1639 – 43. Wyd. publikacji, 26 maj 2011.

Mörmann W, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A.
Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials:
Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness.
J Mech Behav Biomed Mater 2013 kwiecień; 20(4):113 – 125

5. Dodatek

5.1 Referencje

1. Giordano R.
Development of Novel All-Ceramic Restorations and Wear, Strength, and Fatigue of Restorative Materials
Research Report, Period 09/2012 – 06/2013 to VITA Zahnfabrik, July 22, 2013
Principal Investigator: Russell Giordano, D.M.D., D.M.Sc., Director of Biomaterials
Boston University, Goldman School of Graduate Dentistry, Department of Biomaterials, Boston MA, USA
2. Bilkhair A.
Fatigue behavior and damage modes of a monolithic CAD/CAM hybrid ceramic (VITA ENAMIC) material compared to CAD/CAM all-ceramic posterior crown restorations. Dissertation.
Klinika Stomatologii i Chirurgii Szczękowej Uniwersytetu we Fryburgu, wydział protetyki stomatologicznej Fryburg Niemcy 2014.
3. Badania prowadzono w firmie, VITA F&E:
VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG
Resort Badań i Rozwoju
Spitalgasse 3
79713 Bad Säckingen Niemcy
dr. Enno Bojemüller, kierownik analizy ciał stałych VITA F&E,
VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen
dr.-Ing. Andrea Coldea, Dział rozwoju materiałów F&E, Bad Säckingen
Mineralog Berit Müller, kierownik projektu F&E, Bad Säckingen
prof. dr. dr. Jens Fischer, kierownik resortu F&E, Bad Säckingen
Stan: 08.15
4. Mörmann W., Stawarczyk B., Ender A., Sener B., Attin T., Mehl A.
Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness.
J Mech Behav Biomed Mater 2013 kwiecień; 20(4):113 – 125
5. Rosentritt M.
Pin-on-block wear test of different dental materials.
Report Number: 133. Autor: doc. dr. mgr. inż. Martin Rosentritt,
Kierownik ośrodka badawczego, Klinika Uniwersytetu w Ratyzbonie, Poliklinika Stomatologii i Protetyki, Ratyzbona Niemcy
6. Rosentritt M.
Badania nad zużyciem 3 wzorców wykonanych z różnych polimerowo/ceramicznych materiałów. Report Number: 130. Autor: doc. dr. mgr. inż. Martin Rosentritt,
Kierownik ośrodka badawczego, Klinika Uniwersytetu w Ratyzbonie, Poliklinika Stomatologii i Protetyki, Ratyzbona Niemcy
7. Giordano R.
Wear and color stability testing. Research Report to VITA Zahnfabrik,
Principal Investigator: Russell Giordano, D.M.D., D.M.Sc., Director of Biomaterials
Boston University, Goldman School of Graduate Dentistry, Department of Biomaterials, Boston MA, USA

8. Menini M.

Testy in-vitro- w celu zbadania zdolności absorpcji sił ceramiki hybrydowej
VITA ENAMIC. Sprawozdania badań VITA Zahnfabrik styczeń 2015

Autor: dr. Maria Menini, Wydział protetyki uzupełnień stałych i implanto-protetyki,
Uniwersytet w Genui, Włochy; 2015

9. VITA Technika stosowania i zarządzanie produktami:

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG

Resort Sprzedaż

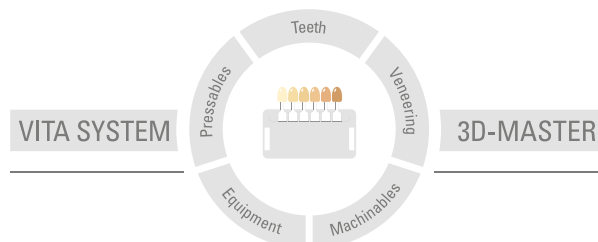
Spitalgasse 3, 79713 Bad Säckingen, Deutschland

Claus Pukropp, kierownik marketingu technicznego, Bad Säckingen

Andreas Buchheimer, kierownik technik stosowania, Bad Säckingen

Stan: 11.14

Za pomocą kolornika VITA SYSTEM 3D-MASTER można odpowiednio i systematycznie dobrać i reprodukować wszystkie naturalne kolory zębów.



Uwaga: Produkt ten został opracowany do ściśle określonego zastosowania. Dlatego też powinien być stosowany zgodnie z instrukcją. Producent nie ponosi żadnej odpowiedzialności za szkody wynikłe na skutek nieprawidłowego przygotowania i użytkowania. Poza tym zobowiązuje się użytkownika do przetestowania produktu, jeżeli pragnie się go zastosować do innych potrzeb. Wyklucza się odpowiedzialność producenta, jeżeli produkt ten nie będzie stosowany ze zgodnymi z nim materiałami oraz urządzeniami innych firm. Poza tym nasza odpowiedzialność dotycząca danych, niezależnie od podstawy prawnej i przepisów prawnych, ogranicza się w każdym przypadku do wartości dostawy według rachunku bez VAT-u. Producent nie ponosi pod żadnym względem odpowiedzialności niezależnie od podstawy prawnej za utracony zysk, pośrednie szkody, szkody będące następstwem zdarzenia losowego lub roszczenia osób trzecich przeciwko kupującemu. Zależności zadłużeniowe roszczeń z tytułu odszkodowania (zadłużenia w przypadku zawartego kontraktu, z pozycji prawnej naruszenia kontraktu, niedozwolonego działania itp.) są możliwe tylko w przypadku rozmyślnego działania lub poważnego zaniedbania. Skrzynka modułowa VITA nie musi koniecznie wchodzić w skład ww zestawu.

Wydanie instrukcji obróbki materiału: 10.16

Wszystkie dotychczasowe wydania tej broszury informacyjnej tracą swoją ważność z dniem pojawienia się w obiegu aktualnego wydania. Aktualną wersję instrukcji obróbki materiału znajdą Państwo na stronie internetowej www.vita-zahnfabrik.com

Firma VITA Zahnfabrik posiada certyfikat wg wytycznych dotyczących produktów medycznych. Następujące materiały posiadają certyfikat oraz oznaczenie **CE**₀₁₂₄:

VITA ENAMIC®

Sirona CEREC® i inLab® MC XL to zarejestrowane marki firmy Sirona Dental Systems GmbH, A-Wals. IPS Empress CAD®, IPS e.max CAD®, Multilink® Automix, Tetric EvoCeram® i Variolink® II to zarejestrowane marki firmy Ivoclar Vivadent AG, FL-Schaan. Lava® Ultimate, Sinfony™ i RelyX Unicem™ to zarejestrowane marki firmy 3M Company lub 3M Deutschland GmbH.

VITA

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG
Spitalgasse 3 · D-79713 Bad Säckingen · Germany
Tel. +49(0)7761/562-0 · Fax +49(0)7761/562-299
Hotline: Tel. +49(0)7761/562-222 · Fax +49(0)7761/562-446
www.vita-zahnfabrik.com · info@vita-zahnfabrik.com
[facebook.com/vita.zahnfabrik](https://www.facebook.com/vita.zahnfabrik)