NOBIL-METAL® S.p.A.
ALLOYS & DENTAL SOLUTIONS

CNA Padova, Settore medicale

Webinar 11.04.2022

Il mondo metal free

Caratteristiche, indicazioni e lavorazione del ossido di zirconio in ambito dentale

Dipl. Ing. (FH) Christine Langenohl

DUREZZA *vs.* RESISTENZA *vs.* TENACITA’

DUREZZA
resistenza di un materiale contro la penetrazione di un altro corpo.

RESISTENZA A FLESSIONE
capacità di sopportare un determinato stato di tensione interna senza che si presentino rotture.

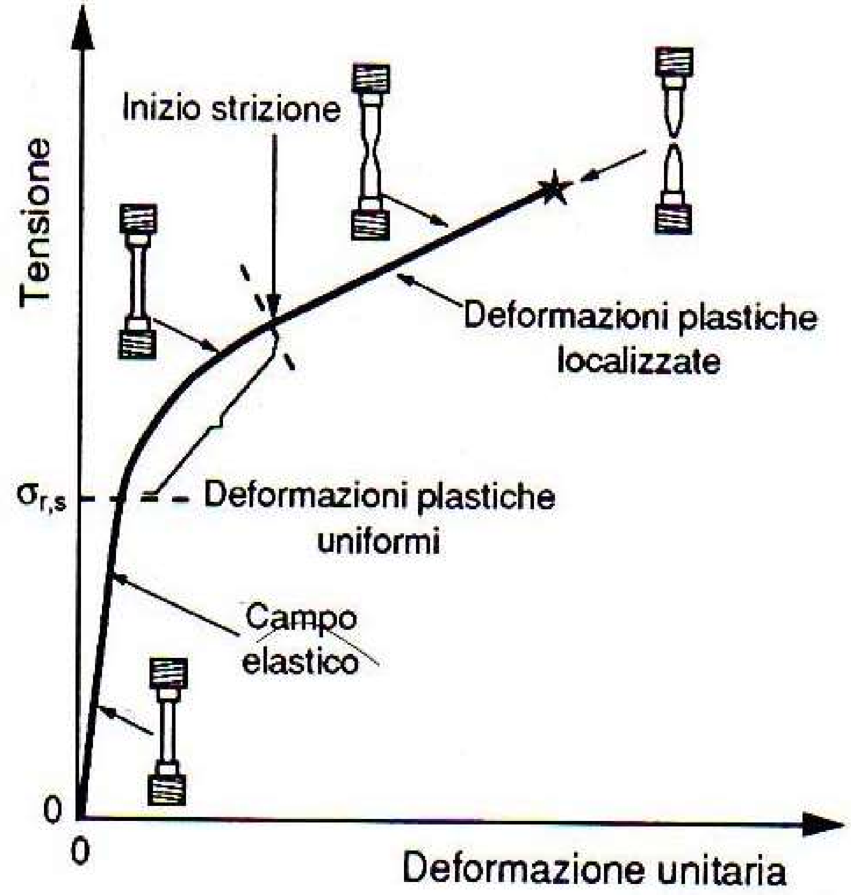
TENACITA’ A ROTTURA
capacità di un materiale di immagazzinare energia nel campo elasto-plastico prima di arrivare a rottura sotto l'azione di carichi statici.

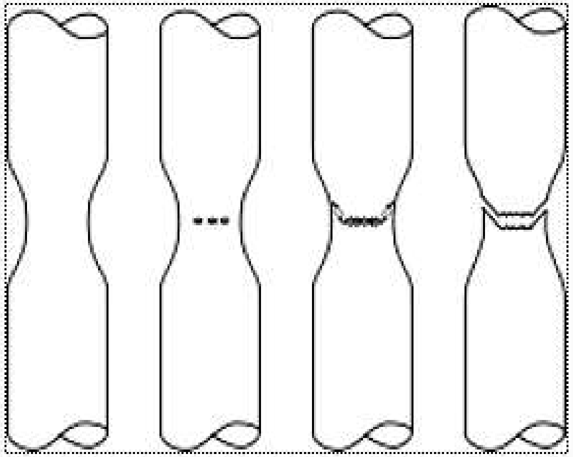
Materiale	K_{IC} [MPa√m]
Ceramica tecnica avanzata	3 - 5
ZrO_2 3Y-TZP	circa 10
Porcellana, vetro	circa 1
Ghisa	ca. 15 - 25
Acciaio	> 50 - 140

La scarsa tenacità di un materiale può portare ad una rottura di tipo fragile che si svolge nelle seguenti fasi:

- Innesco di una cricca (rottura locale)
- Propagazione della rottura (se il materiale è privo di tenacità la rottura procede rapidamente e con un minimo dispendio di energia).

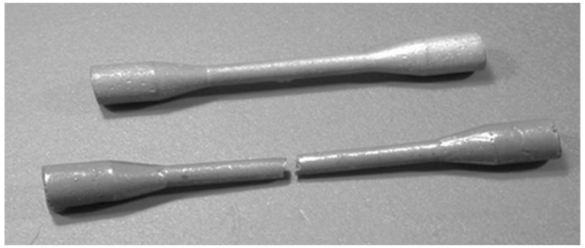
PROVA DI TRAZIONE





Fasi di rottura del provino:

1) Strizione
2) Formazione delle microcricche
3) Coalescenza delle microcricche
4) Rottura.



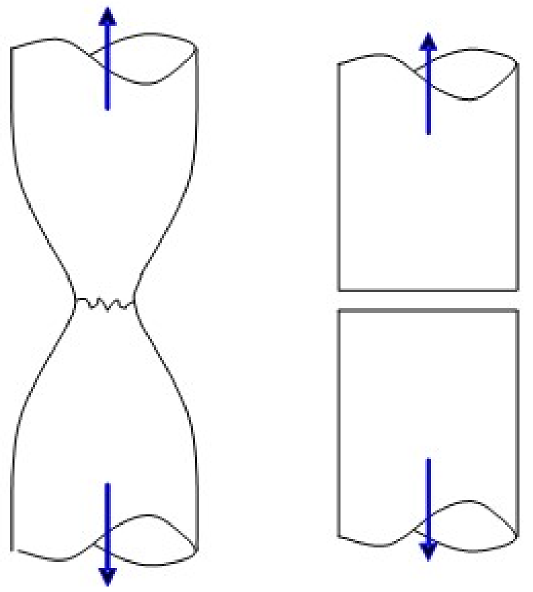
ROTTURA TENACE & FRAGILE

ROTTURA TENACE

- tipica dei materiali duttili
- prima di rompersi, subisce marcate deformazioni plastiche
- presenza di scorrimento (snervamento) e restringimento localizzato (strizione)

ROTTURA FRAGILE

- avviene di schianto
- senza deformazioni permanenti
- distacco netto delle superficie orientate perpendicolarmente all’asse del provino

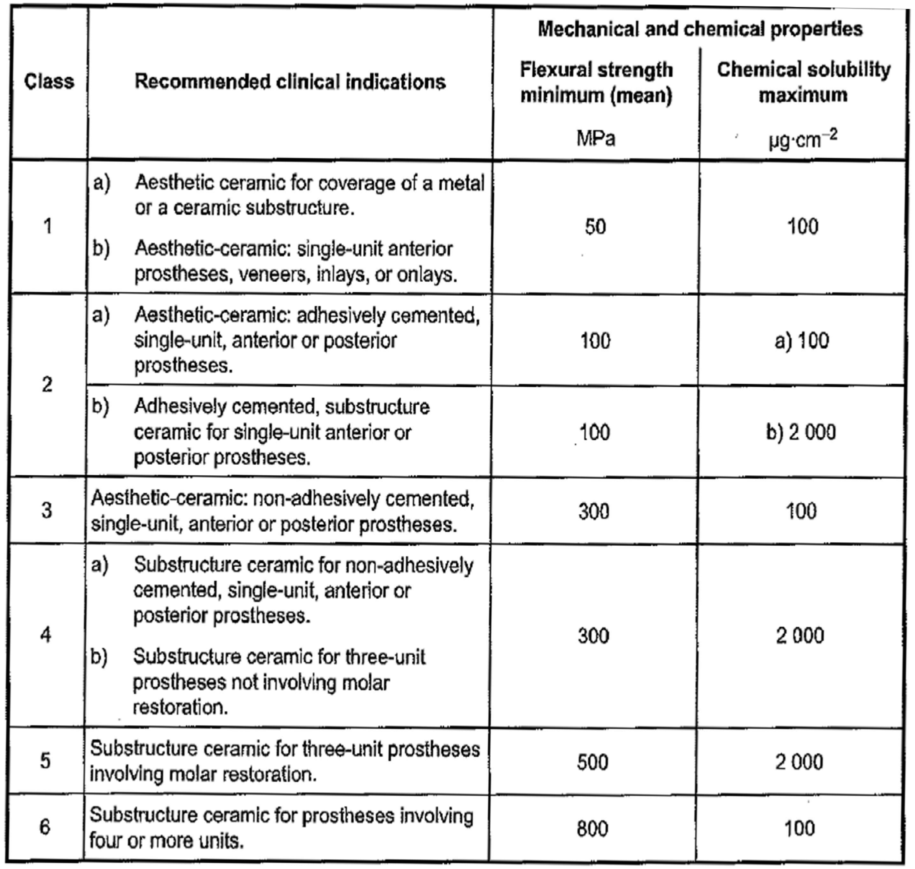


Rottura tenace Rottura fragile

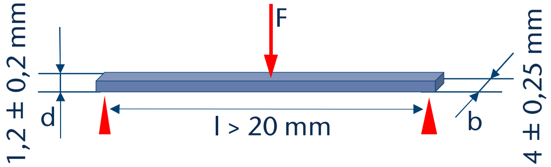
PER CERAMICA TEST DI PIEGATURA A 3 E 4 PUNTI

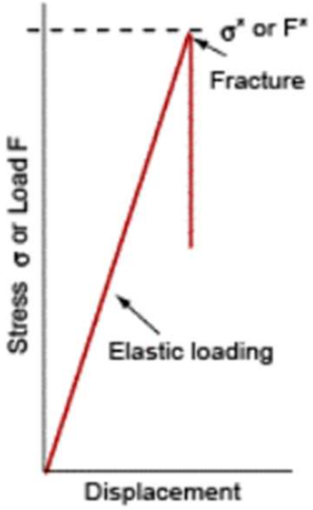
Dentistry- Ceramic materials (ISO 6872)

Table 1 – Classification for fixed prostheses by intended clinical use

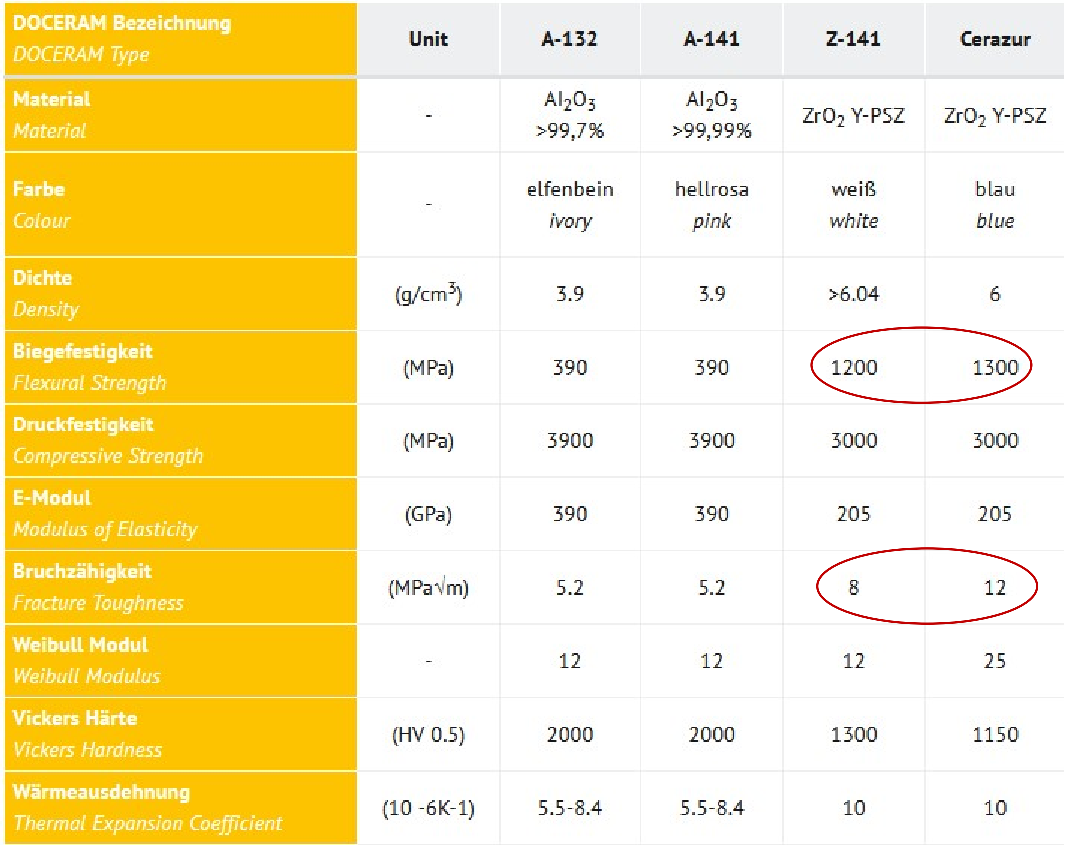


Class	Recommended clinical indications	Mechanical and chemical properties	
		Flexural strength minimum (mean) MPa	Chemical solubility maximum $\mu g \cdot cm^{-2}$
1	a) Aesthetic ceramic for coverage of a metal or a ceramic substructure. b) Aesthetic-ceramic: single-unit anterior prostheses, veneers, inlays, or onlays.	50	100
2	a) Aesthetic-ceramic: adhesively cemented, single-unit, anterior or posterior prostheses.	100	a) 100
	b) Adhesively cemented, substructure ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses.	100	b) 2 000
3	Aesthetic-ceramic: non-adhesively cemented, single-unit, anterior or posterior prostheses.	300	100
4	a) Substructure ceramic for non-adhesively cemented, single-unit, anterior or posterior prostheses. b) Substructure ceramic for three-unit prostheses not involving molar restoration.	300	2 000
5	Substructure ceramic for three-unit prostheses involving molar restoration.	500	2 000
6	Substructure ceramic for prostheses involving four or more units.	800	100



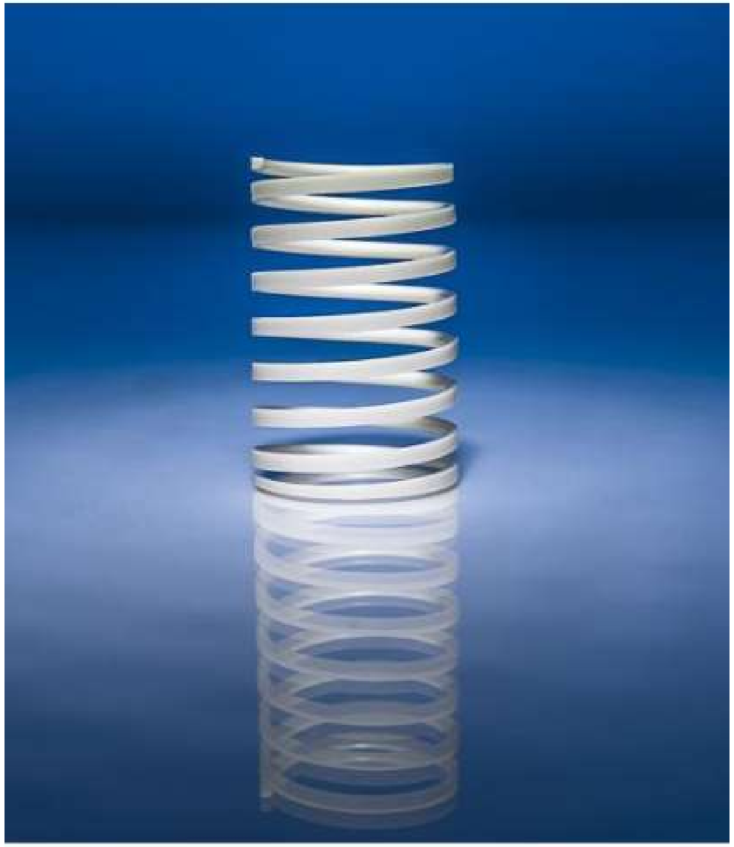


PROPRIETA' CERAMICA TECNICA / AVANZATA



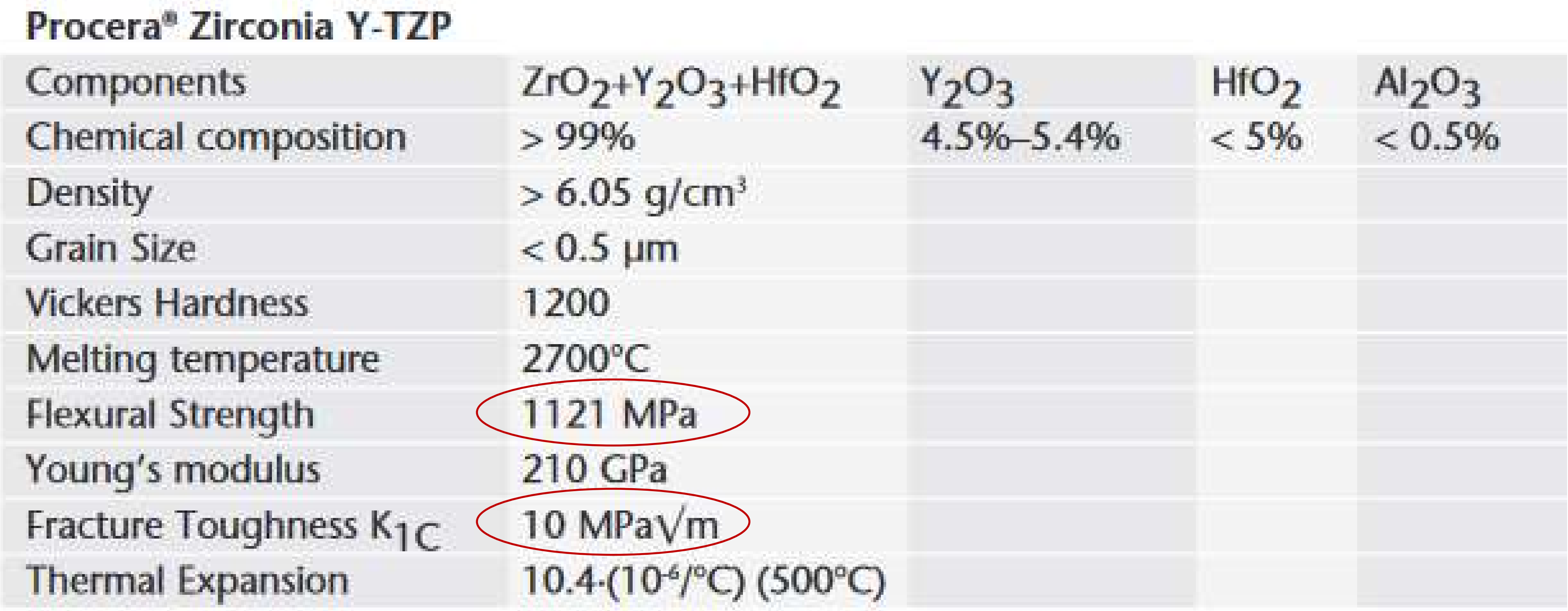
DOCERAM Bezeichnung *DOCERAM Type*	Unit	A-132	A-141	Z-141	Cerazur
Material *Material*	-	Al_2O_3 >99,7%	Al_2O_3 >99,99%	ZrO_2 Y-PSZ	ZrO_2 Y-PSZ
Farbe *Colour*	-	elfenbein *ivory*	hellrosa *pink*	weiß *white*	blau *blue*
Dichte *Density*	(g/cm^3)	3.9	3.9	>6.04	6
Biegefestigkeit *Flexural Strength*	(MPa)	390	390	1200	1300
Druckfestigkeit *Compressive Strength*	(MPa)	3900	3900	3000	3000
E-Modul *Modulus of Elasticity*	(GPa)	390	390	205	205
Bruchzähigkeit *Fracture Toughness*	(MPa√m)	5.2	5.2	8	12
Weibull Modul *Weibull Modulus*	-	12	12	12	25
Vickers Härte *Vickers Hardness*	(HV 0.5)	2000	2000	1300	1150
Wärmeausdehnung *Thermal Expansion Coefficient*	(10 -6K-1)	5.5-8.4	5.5-8.4	10	10

moeschter-group.com/en/doceram/materials/zirconium-oxide



Kläger Spritzguss GmbH
Elastic Coil Spring made of technical ceramics ZrO_2
Ceramic-Application-02_2016

LA 1° GENERAZIONE DI OSSIDO DI ZIRCONIO DENTALE



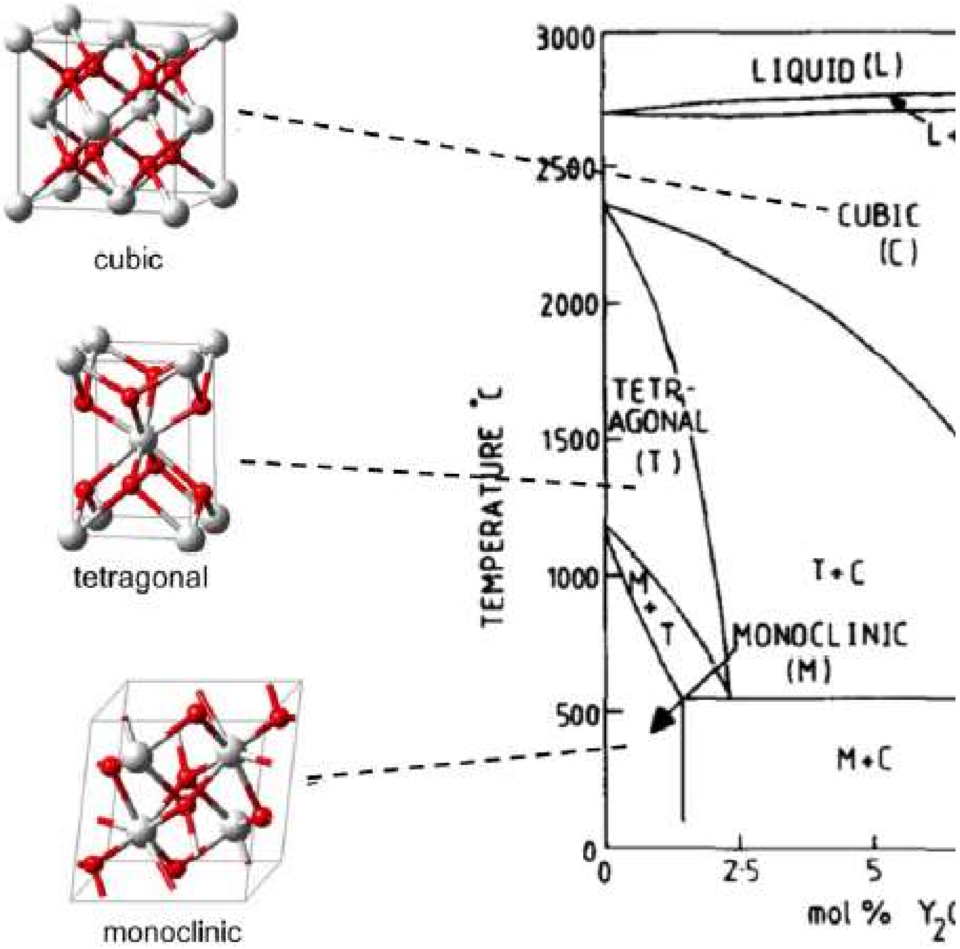
Procera® Zirconia Y-TZP

Components	ZrO_2+Y_2O_3+HfO_2	Y_2O_3	HfO_2	Al_2O_3
Chemical composition	> 99%	4.5%–5.4%	< 5%	< 0.5%
Density	> 6.05 g/cm^3			
Grain Size	< 0.5 µm			
Vickers Hardness	1200			
Melting temperature	2700°C			
Flexural Strength	1121 MPa			
Young's modulus	210 GPa			
Fracture Toughness K_{1C}	10 MPa$\sqrt{m}$			
Thermal Expansion	10.4·(10^{-6}/°C) (500°C)			

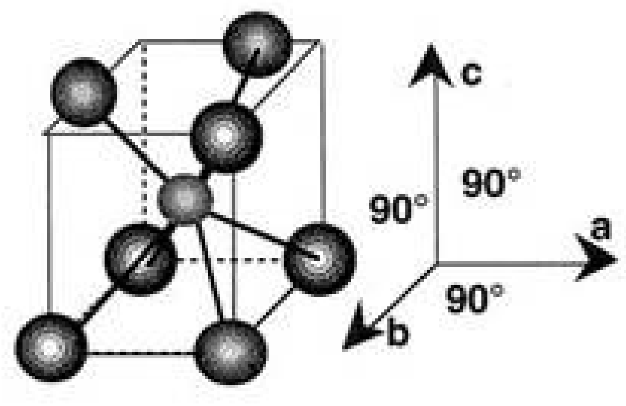
NobelBiocare: „NobelRondo Zirconia Manuale_GB_2006“

LE FASI DELL’OSSIDO DI ZIRCONIO

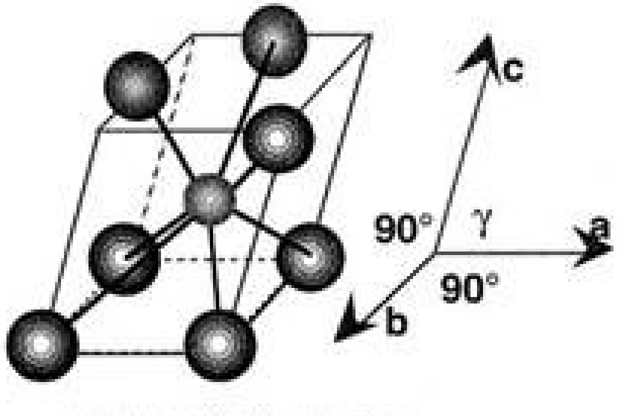
- > 2690°C liquida
- > 2370°C cubica
- > 1170°C tetragonale
- < 1170°C monoclina


cubic
tetragonal
monoclinic
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
TEMPERATURE °C
LIQUID (L)
L+
CUBIC (C)
TETRAGONAL (T)
T+C
M+T
MONOCLINIC (M)
M+C
0
2·5
5
mol % Y2

LA TRASFORMAZIONE MARTENSITICA A 1170°C



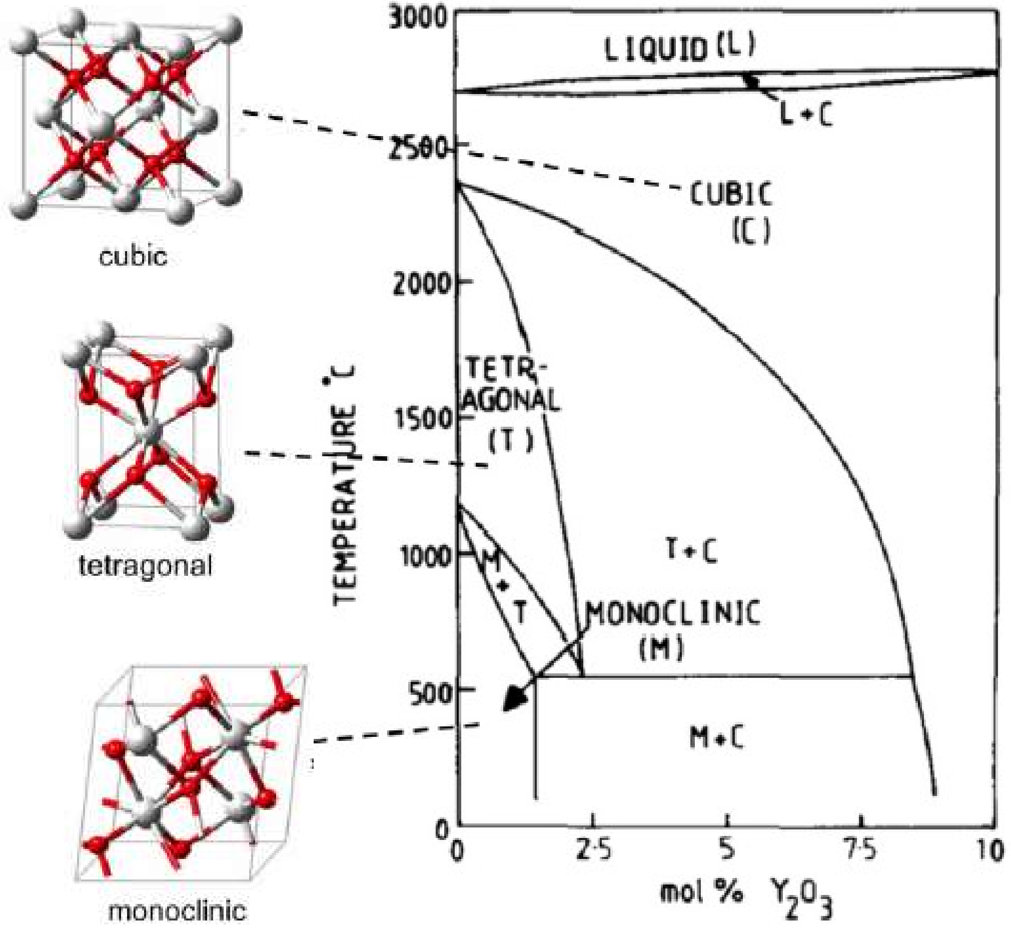
tetragonale



monoclina

espansione volumetrica 4-5%

INFLUENZA DEL CONTENUTO DI OSSIDO DI ITTRIO Y_2O_3



Fasi a temperatura ambiente:

senza stabilizzazione = monoclina

3 mol-% Y_2O_3 = 100 % tetragonale

4 mol-% Y_2O_3 = 30 % cubica

5 mol-% Y_2O_3 = 50 % cubica

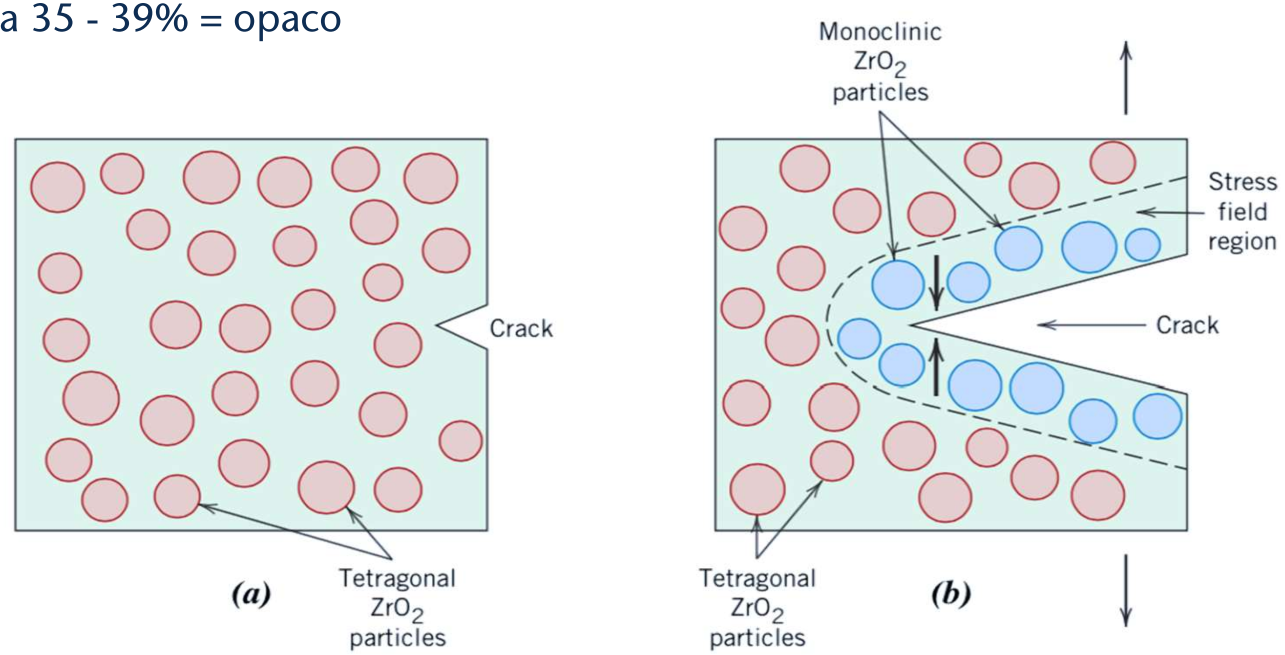
8 mol-% Y_2O_3 = 100 % cubica

LA 1° GENERAZIONE

3 mol-% Y_2O_3 (4 - 6 % in peso)

Resistenza a flessione a 3 punti > 1200 MPa

Trasluscenza tra 35 - 39% = opaco


Crack
Tetragonal ZrO2 particles
(a)
Monoclinic ZrO2 particles
Stress field region
Crack
Tetragonal ZrO2 particles
(b)

esempi: Procera Zirconia Y-TZP, Upcera HT, Katana HT, Nacera Shell …

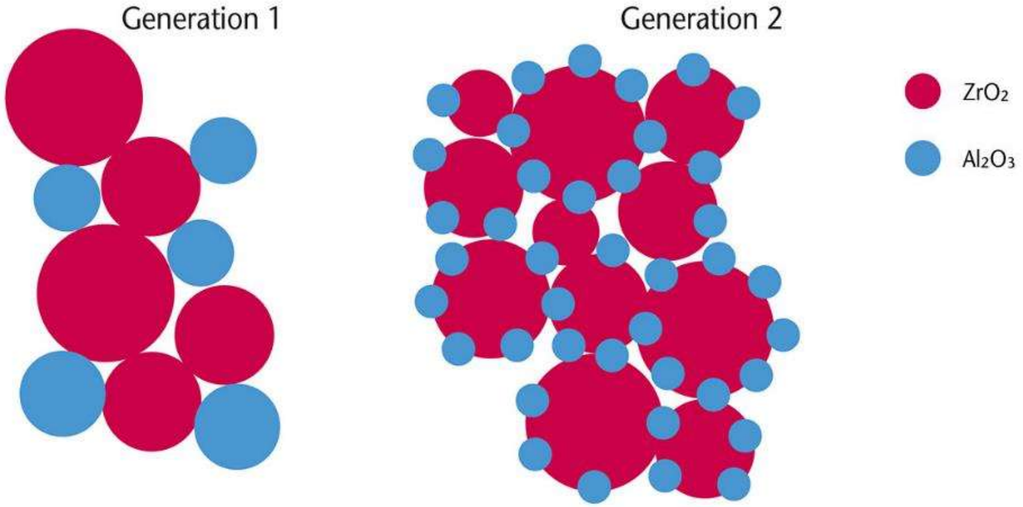
LA 2° GENERAZIONE

Sempre 3 mol-% di Y_2O_3 (4 - 6 % in peso)

Variazione del contenuto e della grandezza del Al_2O_3

Resistenza a flessione > 1200 MPa

Trasluscenza intorno di 43%


Generation 1
Generation 2
ZrO2
Al2O3

esempi: Upcera ST, Katana HT ML, Nacera Pearl ...

LA 3° & 4° GENERAZIONE

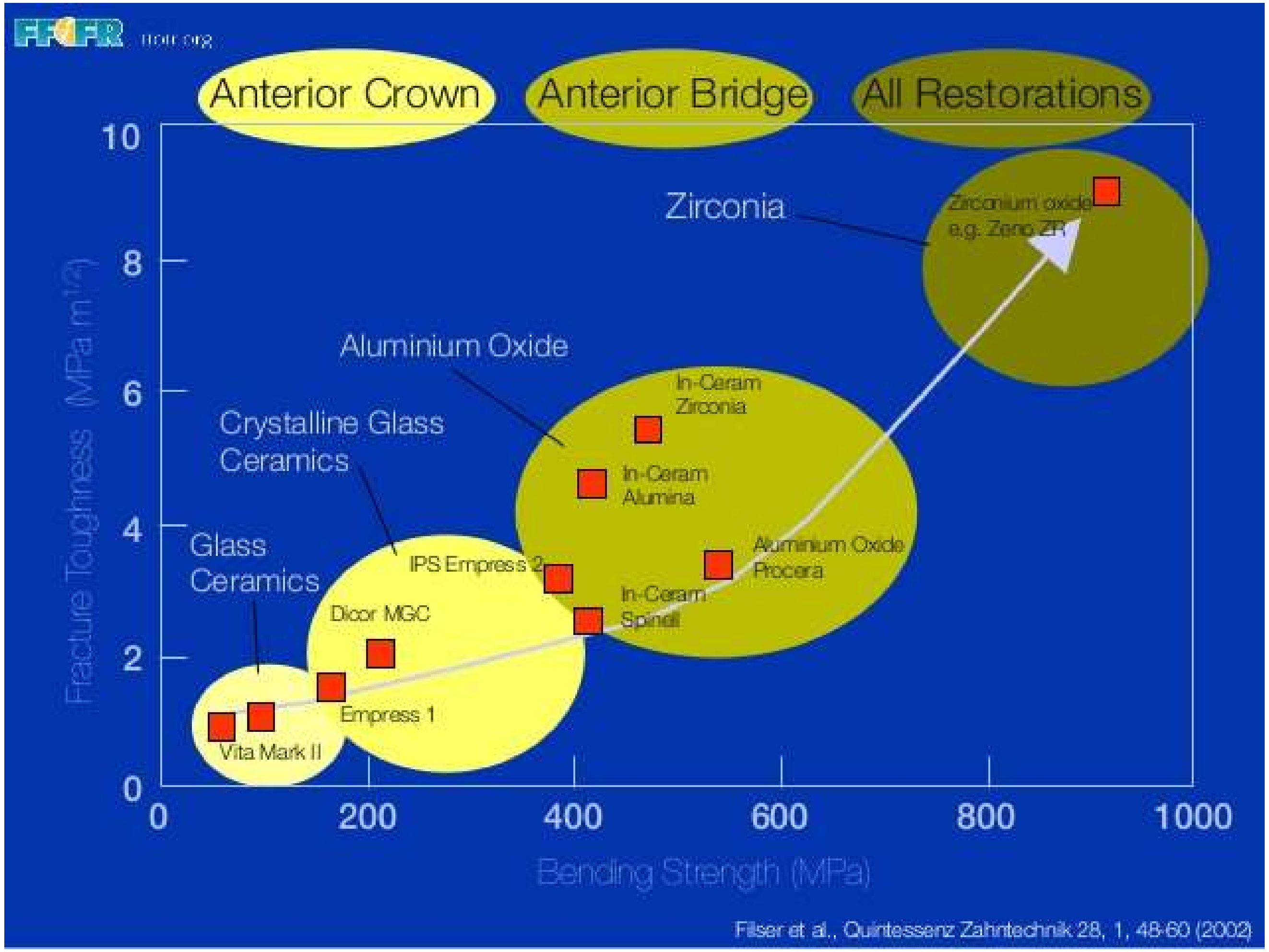
3° Generazione

- Aumento di Y_2O_3 a 5 mol-% (8 - 9,5 % in peso)
- 50% fase cubica
- Trasluscenza eccellente intorno di 49%
- Resistenza a flessione molto bassa tra 600 - 850 MPa
- esempi: Katana UTML, Nacera Pearl Q3, Upcera TT, Katana STML ...

4° Generazione = il compromesso tra estetica e resistenza

- Y_2O_3 circa 4 mol-% (6 - 7,5 % in peso)
- Trasluscenza molto alta intorno di 47%
- Resistenza a flessione introno di 900 - 1000 MPa
- esempi: Upcera TT ONE, Metoxit One4All, DD cubeOne ...

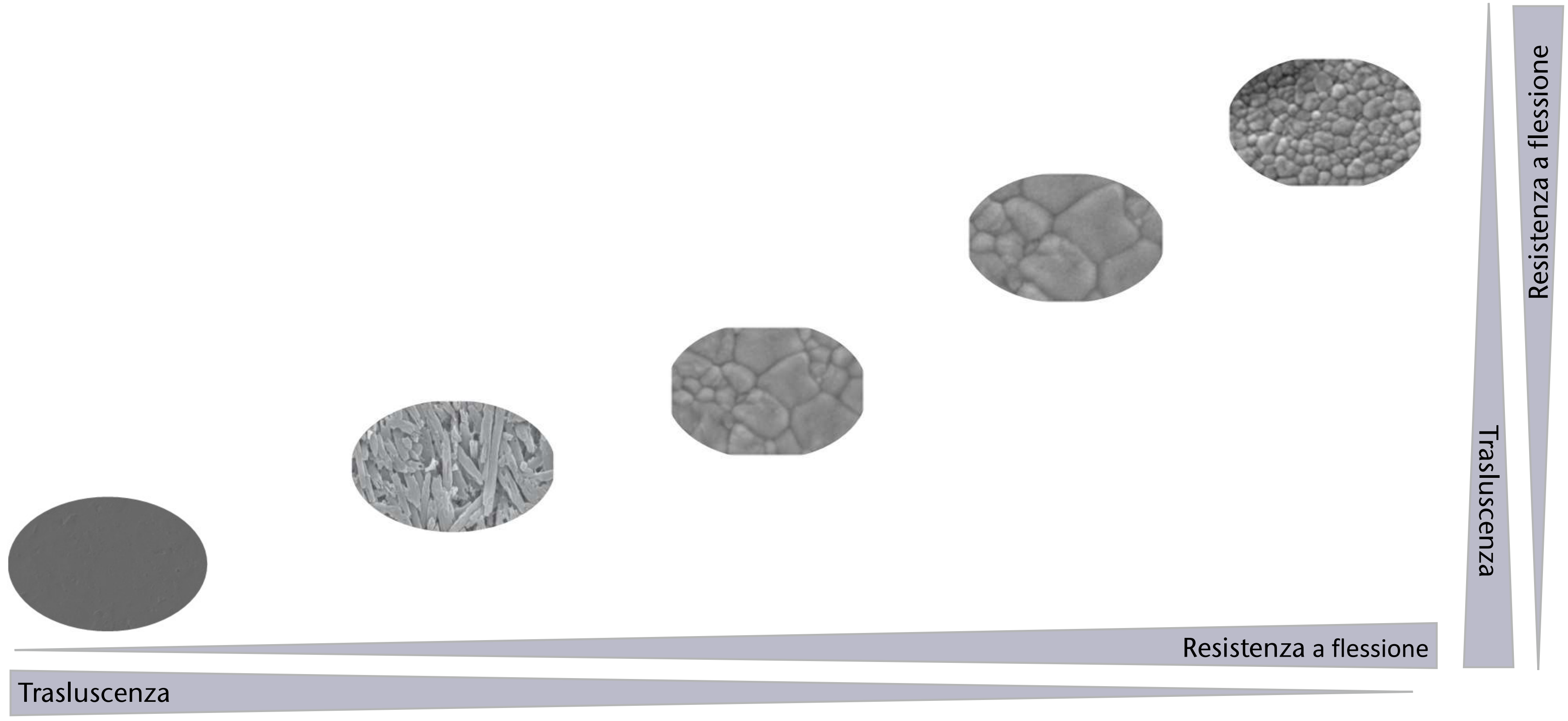
RESISTENZA A FLESSIONE *&* TENACITA' & INDICAZIONE



Filser et al., Quintessenz Zahntechnik 28, 1, 48-60 (2002)

Filser et al.: Quintessenz Zahntechnik 28,1, 48-60 (2002)

ZIRCONIA - INDICAZIONI & PROPRIETA'



Veneering &
corone anteriori

Corone e ponti
anteriori ≤ 3 units

Corone e ponti
anteriori ≤ 3 units

Corone e ponti
≤ 6 units

Tutte le
restaurazioni

Resistenza a flessione

Trasluscenza

Trasluscenza

Resistenza a flessione

Vetro
≥ 90 MPa

Disilicato di litio
350 - 450 MPa

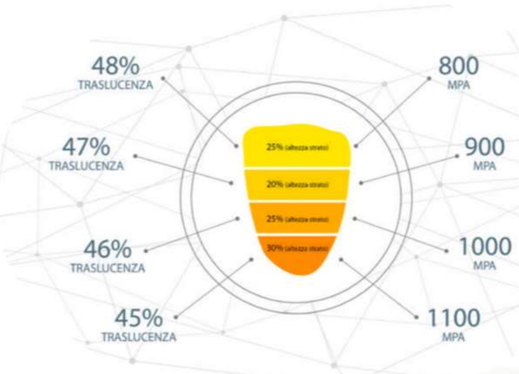
5Y-PSZ
600 - 850 MPa

4Y-PSZ
900 - 1000 MPa

3Y-TZP
≥ 1200 MPa

LA 5° GENERAZIONE

RESISTENZA E TRASLUCENZA PROGRESSIVE

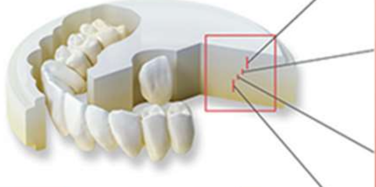

48% TRASLUCENZA
47% TRASLUCENZA
46% TRASLUCENZA
45% TRASLUCENZA
25% (altezza strato)
20% (altezza strato)
25% (altezza strato)
30% (altezza strato)
800 MPA
900 MPA
1000 MPA
1100 MPA

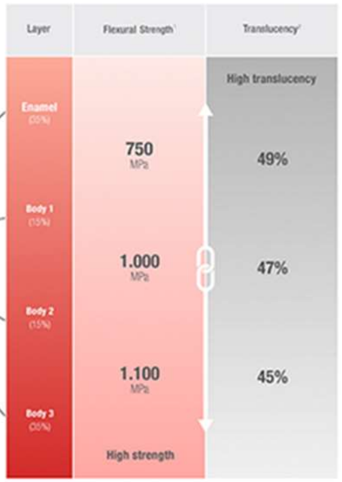
Orodent EOS 800 - 1100 MPa

Cercon ht ML 750 - 1200 MPa

Cercon ht ML
True Color Technology
Multilayer
Dentsply Sirona
Incisal
Transition
Transit
Dent

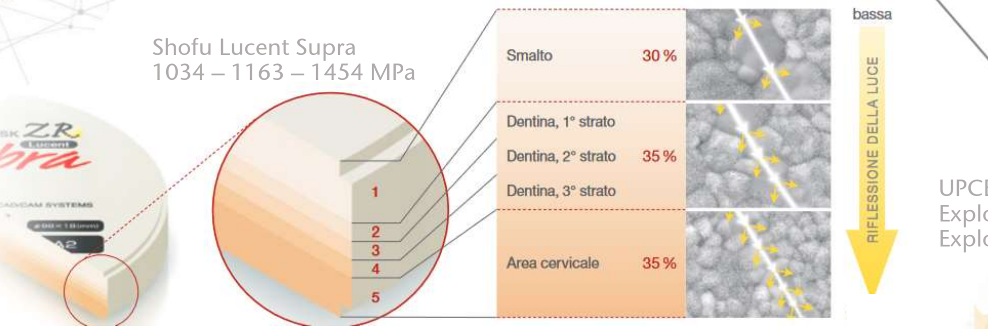
Katana YML 750 - 1100 MPa





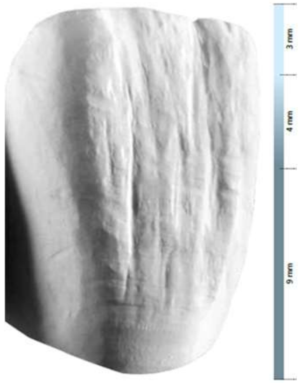
Layer	Flexural Strength	Translucency
		High translucency
Enamel (35%)	750 MPa	49%
Body 1 (15%) Body 2 (15%)	1.000 MPa	47%
Body 3 (35%)	1.100 MPa	45%
	High strength	

Shofu Lucent Supra
1034 – 1163 – 1454 MPa


ZR Lucent Supra
CAD/CAM SYSTEMS
A2
1
2
3
4
5
bassa
RIFLESSIONE DELLA LUCE

Smalto	30 %
Dentina, 1° strato Dentina, 2° strato Dentina, 3° strato	35 %
Area cervicale	35 %

IPS e.max ZirCAD Prime
650 - 1200 MPa



650 MPa (5Y-TZP

Resistenza alla flessio
in area incisale, dove è richi
un'elevata traslucenza ed
un'elevata resistenza.

Transizione priva di strati grazie alla Gradient Technology (GT)

1.200 MPa (3Y-TZP)

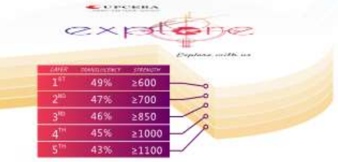
Resistenza alla flessione[1]
in area dentinale, dove le forze che agiscono sui ponti sono più elevate e dove è richiesta un'elevata resistenza ed una naturale opacità dentinale.

Nacera
Pearl Natural A1
incisal 1000 MPa
cervical 1200 MPa
Pearl Natural

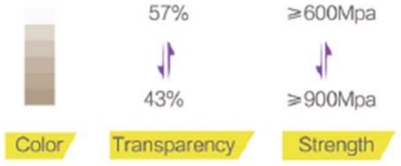
Nacera Pearl Natural 1000 - 1200 MPa

Aidite
3D Zir 600 - 900 MPa
3D Pro Zir 600 - 1050 MPa

UPCERA
Explore Esthetic 727 - 1000 MPa
Explore Functional 1027 - 1300 MPa

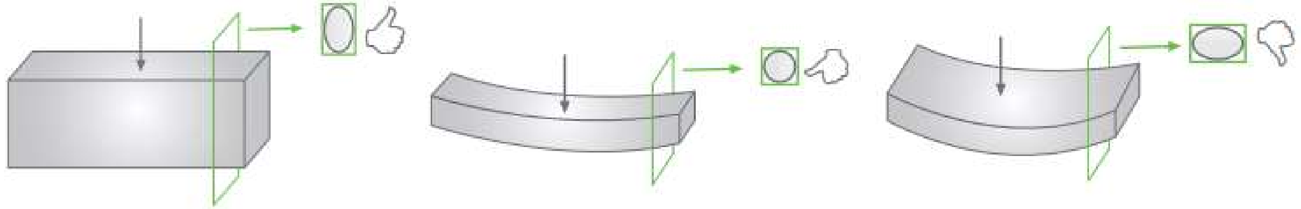

UPCERA
explore
Explore with us

LAYER	TRANSLUCENCY	STRENGTH
1^{ST}	49%	≥600
2^{ND}	47%	≥700
3^{RD}	46%	≥850
4^{TH}	45%	≥1000
5^{TH}	43%	≥1100


57%
43%
≥600Mpa
≥900Mpa
Color
Transparency
Strength

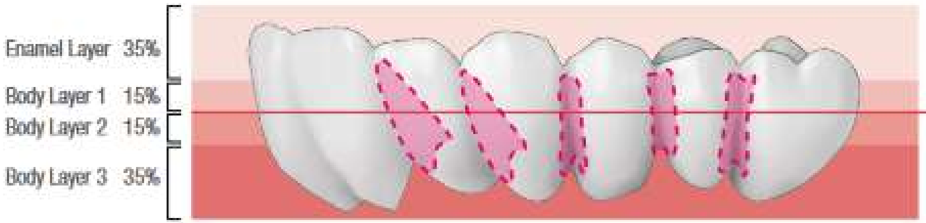
IMPORTANZA DELLA PROGETTAZIONE CAD/CAM

DESIGN DEI CONNETTORI



Wieland Dental & Technik: „Gebrauchsanweisung Zenoflex Dimension De “

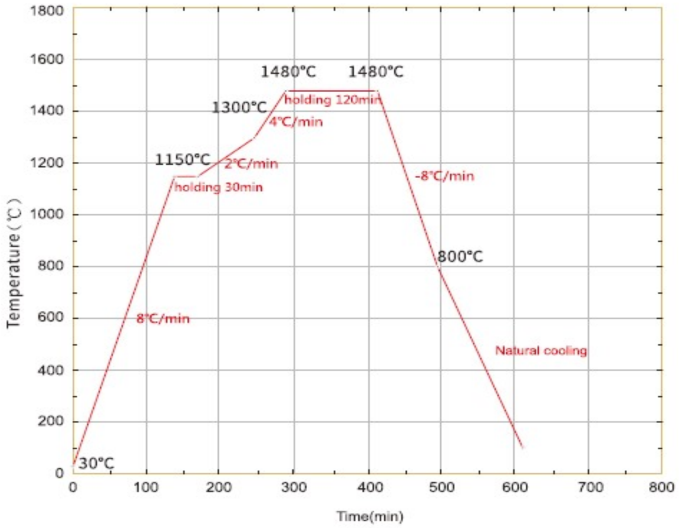
RELATION BETWEEN SETTING POSITION AND CROSS-SECTION


Enamel Layer 35%
Body Layer 1 15%
Body Layer 2 15%
Body Layer 3 35%

	●●● 3 UNITS OR LESS	●●●●+ 4 UNITS OR MORE
A	Anterior 12 mm^2 ≥ Posterior 16 mm^2 ≥	N/A
B	Anterior 7 mm^2 ≥ Posterior 9 mm^2 ≥	Anterior 7 mm^2 ≥ Posterior 9 mm^2 ≥

Kuraray: „Katana YML Technical Guide“

IMORTANZA DEI PARAMETRI DI SINTERIZZAZIONE



NOTA

La temperatura finale dovrà eventualmente essere adattata al forno di sinterizzazione utilizzato.

LINEA GUIDA

Temperatura più alta* = Trasluscenza più alta
Temperatura più bassa* = risultato più cromatico

*range di circa ± 20 °C

Rev Fac Odontol Univ Antioq vol.32 no.2 Medellín July/Dec. 2020

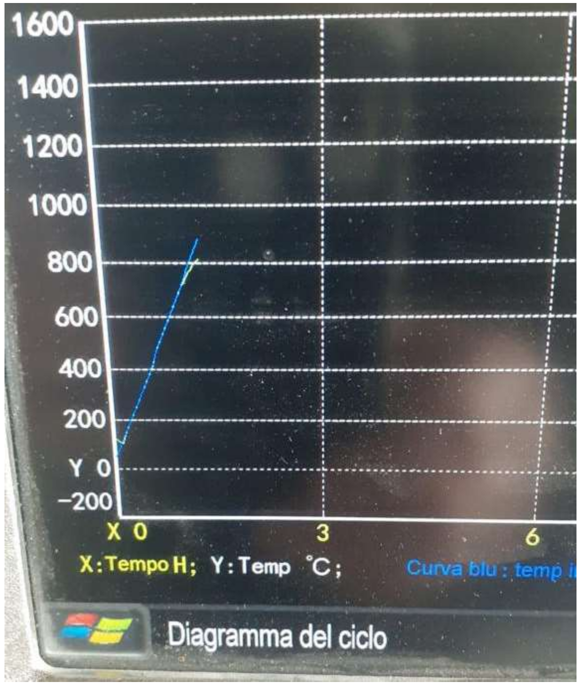
Comparison of the flexural strength of sheets manufactured in three types of zirconium dioxide with two sintering times

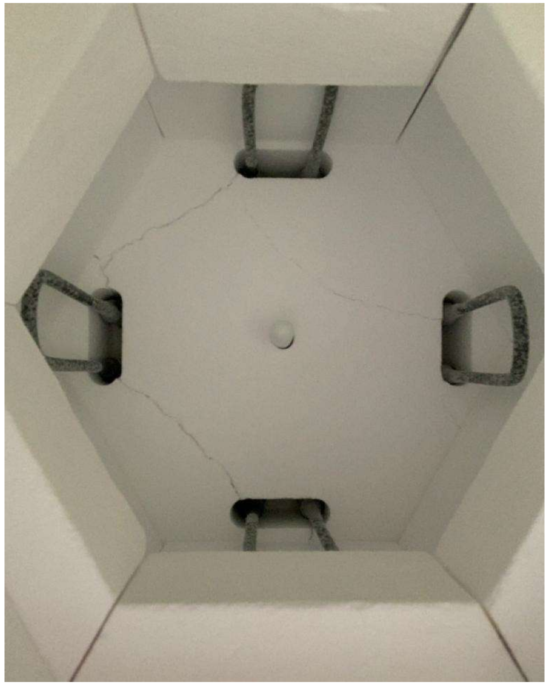
Edgar Torres[1] Elias George[2] Ismer Tami[3] [*] Jessika Gutierrez[4]

CONCLUSIONS

No significant differences in zirconium dioxide flexural strength were found when comparing the average values of two procedures with different sintering times.

IMPORTANZA DEL FORNO PER SINTERIZZAZIONE





E’ importante di controllare la temperatura di sinterizzazione e decontaminare il forno per sinterizzazione e gli accessori regolarmente.

INFLUENZA DEI LIQUIDI DI INFILTRAZIONE SULLA RESISTENZA A FLESSIONE

The Journal of Prosthetic Dentistry, Volume 114, Issue 1, July 2015, p. 98-102

Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks

Maurizio Sedda, Michele Carrabba, Alessandro Capperucci

CONCLUSIONS

Unlike what has been reported for other combinations of zirconia and coloring liquids, the coloring technique tested in the present study did not negatively influence the flexural characteristics of the tested zirconia.

Prosthodont 2019;11:209

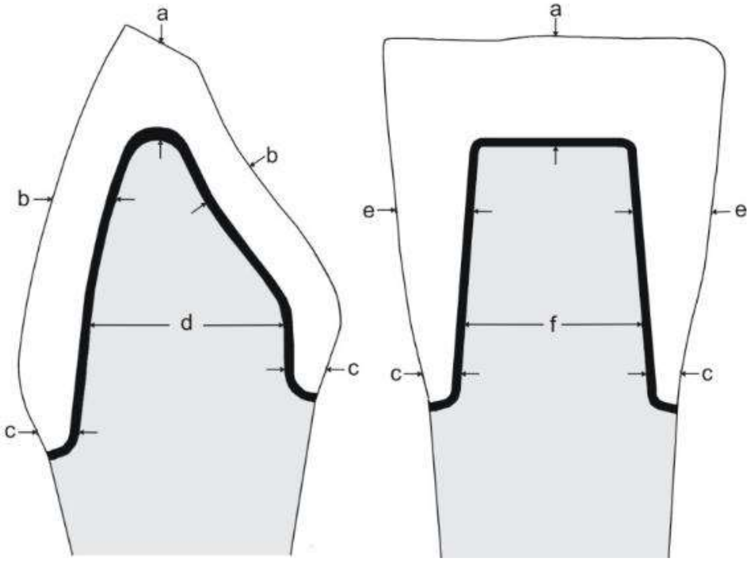
Effect of different coloring liquids on the flexural strength of multilayered zirconia

Na-Kyoung Yu, Mi-Gyoung Park

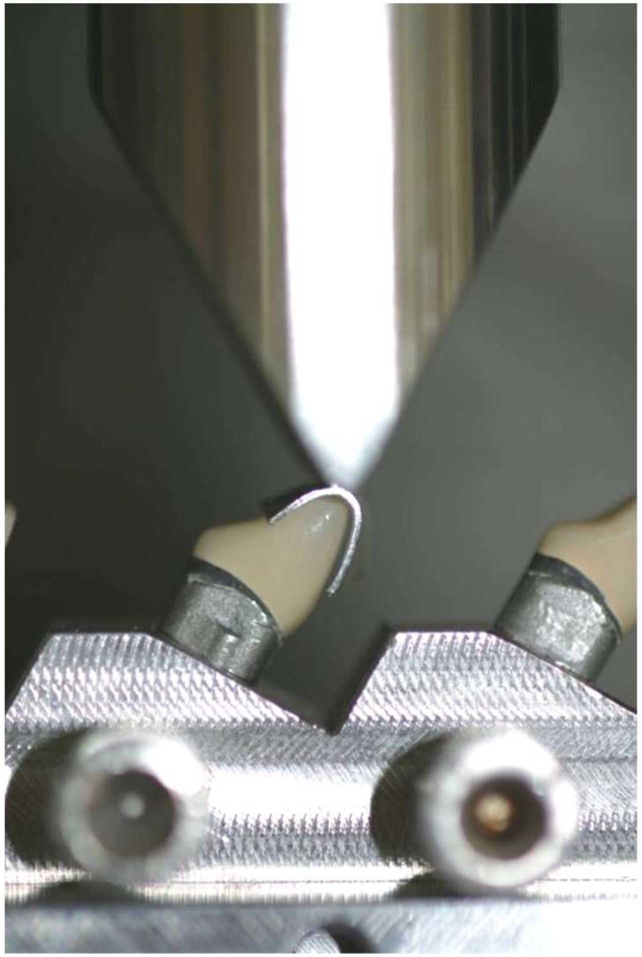
CONCLUSIONS

The different coloring liquid application did not affect the flexural strength of multilayered zirconia of all positions.

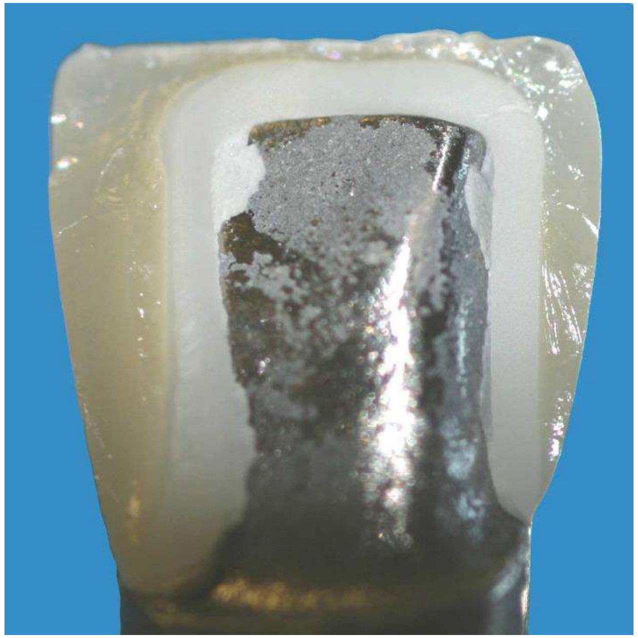
STANDARD CROWN TEST PER TESTARE L’ADESIONE



- Stumpfgeometrie: mittlerer oberer Frontzahn
- Befestigung der Kronen auf dem Stumpf mittels Zinkoxid-Phosphat-Zement oder adhäsiv
- Belastungswinkel: 30°
- Vorkraft F_V: 1 N
- Vorschubgeschwindigkeit: 1mm/min
- Ermittelte Größe: Kraft in N
- 6 Kronen pro Serie



MECCANISMO DI ADESIONE



OSSIDO DI ZIRCONIA & RIVESTIMENTO ESTETICO

1. Forze di Van-der-Waals → determinante per la bagnabilità della superficie
2. Sollecitazione di pressione della ceramica → CET della struttura più elevato
3. ~~Adesione meccanica mediante la micro ritenzione~~
4. Ossidi di adesione → legami Si-O-Zr

ZR CONNECT

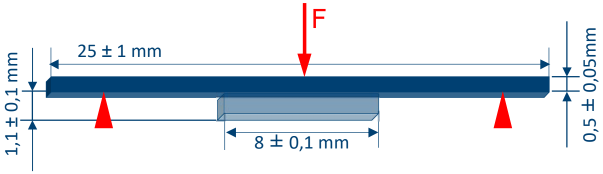
Grazie alla temperatura elevata di 1000 °C Zr Connect crea un legame chimico tra la struttura in ossido di zirconio e il rivestimento estetico.

photography by Maurizio Gualandri

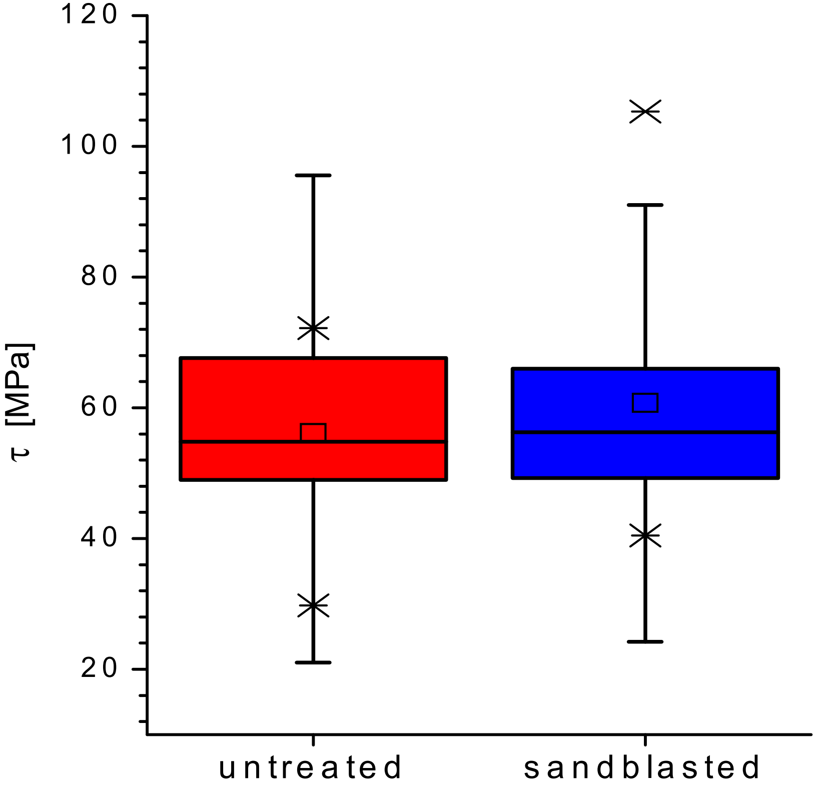
RICERCA UNIVERSITARIA I

Test di Schwickerath conforme a EN ISO 9693

(circa 56 – 58 MPa, richiesta minima 25 MPa)

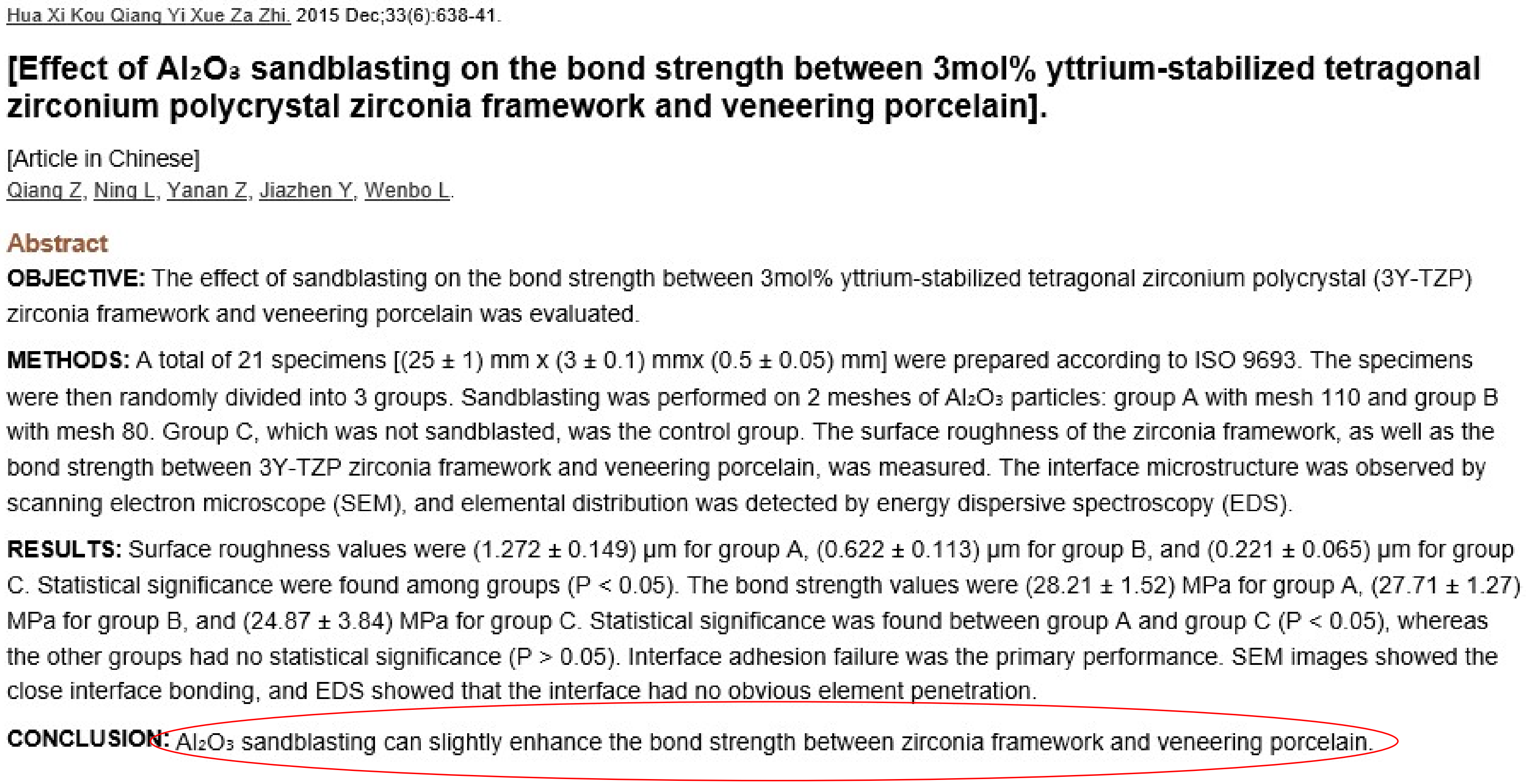

F
25 ± 1 mm
1,1 ± 0,1 mm
8 ± 0,1 mm
0,5 ± 0,05mm

n=30



Research of University of Tübingen (Japanese / German Cooperation)

RICERCA UNIVERSITARIA II



Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2015 Dec;33(6):638-41.

[Effect of Al_2O_3 sandblasting on the bond strength between 3mol% yttrium-stabilized tetragonal zirconium polycrystal zirconia framework and veneering porcelain].

[Article in Chinese]

Qiang Z, Ning L, Yanan Z, Jiazhen Y, Wenbo L.

Abstract

OBJECTIVE: The effect of sandblasting on the bond strength between 3mol% yttrium-stabilized tetragonal zirconium polycrystal (3Y-TZP) zirconia framework and veneering porcelain was evaluated.

METHODS: A total of 21 specimens [(25 ± 1) mm x (3 ± 0.1) mmx (0.5 ± 0.05) mm] were prepared according to ISO 9693. The specimens were then randomly divided into 3 groups. Sandblasting was performed on 2 meshes of Al_2O_3 particles: group A with mesh 110 and group B with mesh 80. Group C, which was not sandblasted, was the control group. The surface roughness of the zirconia framework, as well as the bond strength between 3Y-TZP zirconia framework and veneering porcelain, was measured. The interface microstructure was observed by scanning electron microscope (SEM), and elemental distribution was detected by energy dispersive spectroscopy (EDS).

RESULTS: Surface roughness values were (1.272 ± 0.149) μm for group A, (0.622 ± 0.113) μm for group B, and (0.221 ± 0.065) μm for group C. Statistical significance were found among groups ($P < 0.05$). The bond strength values were (28.21 ± 1.52) MPa for group A, (27.71 ± 1.27) MPa for group B, and (24.87 ± 3.84) MPa for group C. Statistical significance was found between group A and group C ($P < 0.05$), whereas the other groups had no statistical significance ($P > 0.05$). Interface adhesion failure was the primary performance. SEM images showed the close interface bonding, and EDS showed that the interface had no obvious element penetration.

CONCLUSION: Al_2O_3 sandblasting can slightly enhance the bond strength between zirconia framework and veneering porcelain.

RICERCA UNIVERSITARIA III

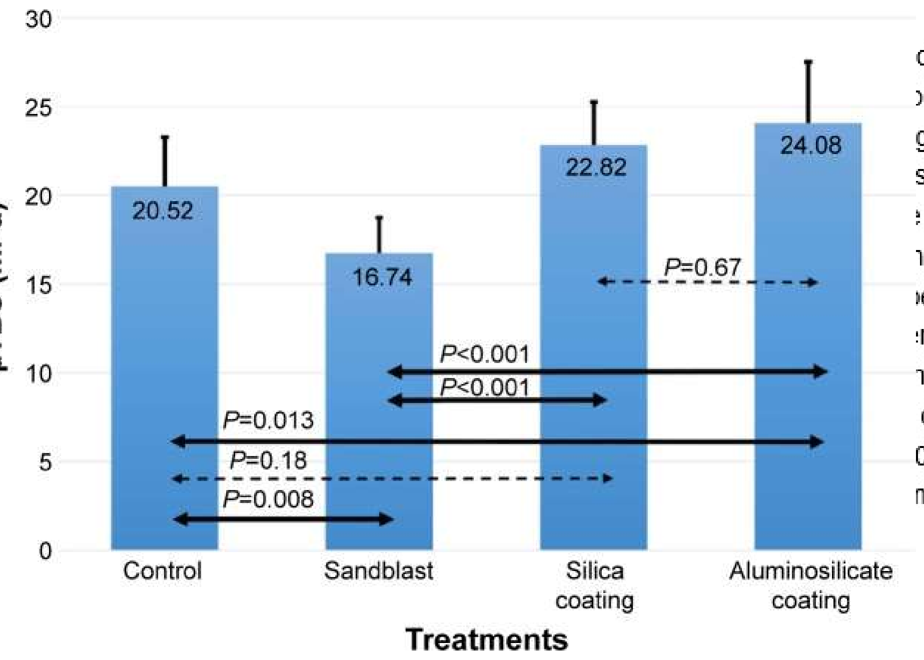
Sol-gel dip coating of yttria-stabilized tetragonal zirconia dental ceramic by aluminosilicate nanocomposite as a novel technique to improve the bonding of veneering porcelain.

Madani A[1], Nakhaei M[2], Karami P[3], Rajabzadeh G[4], Salehi S[5], Bagheri H[6].

⊕ Author information

Abstract

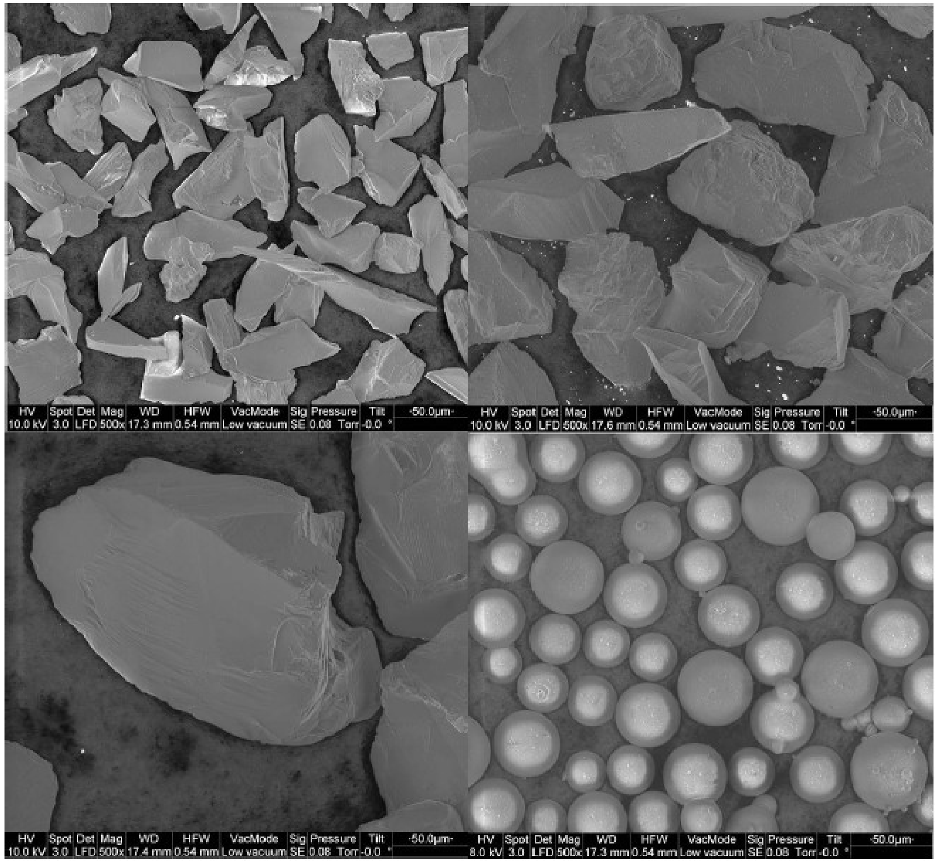
The aim of this in vitro study
by a sol-gel dip-coating techn
vitro. Thirty Y-TZP blocks (10
any further surface treatment
Si/Al, aluminosilicate sol dip
on the coated Y-TZP surface
and energy-dispersive X-ray
To examine the zirconia-porc
formation of silica and alumin
samples. SEM showed the fo
samples, which were signific
showed that aluminosilicate s
strength between dental Y-TZ



of zirconia-based dental ceramic
nal zirconia polycrystal (Y-TZP) in
groups (n=10/group): C, without
sol dip coating + calcination; and
recommended porcelain was fired
nning electron microscopy (SEM),
etween the coating and zirconia.
n. FT-IR study showed the
ng of Si, Al, and Zr in coated
obtained in aluminosilicate
0.001, respectively). This study
method for improving the bond

TRATTAMENTO DELLA SUPERFICIE PRIMA DELLA CERAMIZZAZIONE

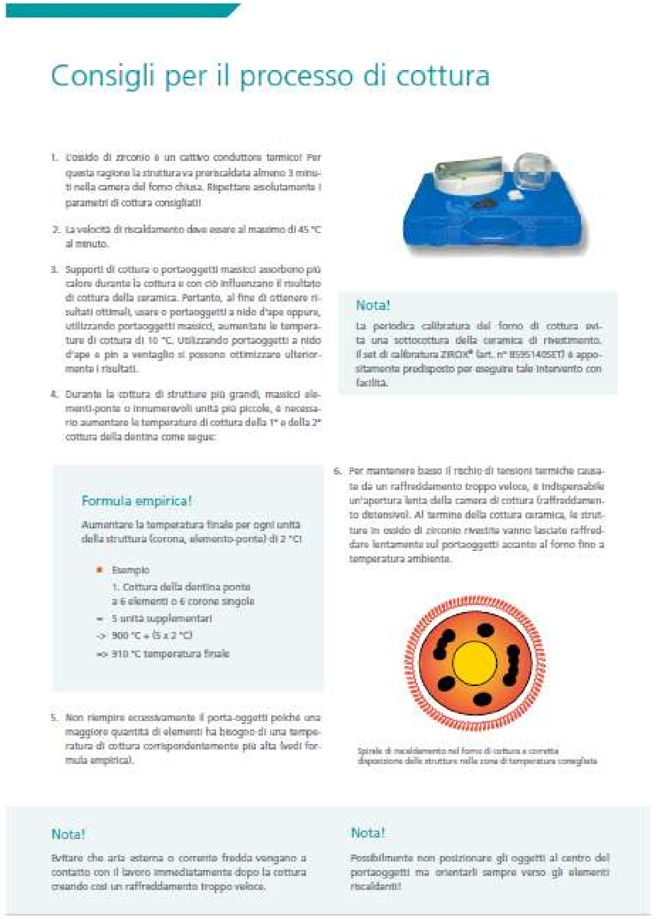
Per aumentare la bagnabilità della superficie del ossido di zirconio prima della ceramizzazione è consigliato di effettuare una leggera sabbiatura con corindone di ossido di alluminio di 50 µm e una pressione inferiore di 1 bar.


HV Spot Det Mag WD HFW VacMode Sig Pressure Tilt 50.0µm
10.0 kV 3.0 LFD 500x 17.3 mm 0.54 mm Low vacuum SE 0.08 Torr -0.0 °
HV Spot Det Mag WD HFW VacMode Sig Pressure Tilt 50.0µm
10.0 kV 3.0 LFD 500x 17.6 mm 0.54 mm Low vacuum SE 0.08 Torr -0.0 °
HV Spot Det Mag WD HFW VacMode Sig Pressure Tilt 50.0µm
10.0 kV 3.0 LFD 500x 17.4 mm 0.54 mm Low vacuum SE 0.08 Torr -0.0 °
HV Spot Det Mag WD HFW VacMode Sig Pressure Tilt 50.0µm
8.0 kV 3.0 LFD 500x 17.3 mm 0.54 mm Low vacuum SE 0.08 Torr -0.0 °

S. Schneider-Feyrer: Immagine SEM di corindone 50 / 120 / 250 µm e microsfere di vetro

Martin Rosentritt, Annett Kieschnick, Sebastian Hahnel, Bogna Stawarczyk: Werkstoffkunde – Kompendim Zirkonoxid; 2017 pagine 21 - 22

2007 L'IMPORTANZA DEL RAFFREDDAMENTO



Consigli per il processo di cottura

1. L'ossido di zirconio è un cattivo conduttore termico! Per questa ragione la struttura va preriscaldata almeno 3 minuti nella camera del forno chiusa. Rispettare assolutamente i parametri di cottura consigliati!
2. La velocità di riscaldamento deve essere al massimo di 45 °C al minuto.
3. Supporti di cottura o portaoggetti massicci assorbono più calore durante la cottura e con ciò influenzano il risultato di cottura della ceramica. Portanto, al fine di ottenere risultati ottimali, usare o portaoggetti a nido d'ape oppure, utilizzando portaoggetti massicci, aumentate le temperature di cottura di 10 °C. Utilizzando portaoggetti a nido d'ape e pin a ventaglio si possono ottimizzare ulteriormente i risultati.
4. Durante la cottura di strutture più grandi, massicci elementi-ponte o innumerevoli unità più piccole, è necessario aumentare le temperature di cottura della 1ª e della 2ª cottura della dentina come segue:

Nota!

La periodica calibratura del forno di cottura evita una sottocottura della ceramica di rivestimento. Il set di calibratura ZIROX® (art. n° 8595140SET) è appositamente predisposto per eseguire tale intervento con facilità.

Formula empirica!

Aumentare la temperatura finale per ogni unità della struttura (corona, elemento-ponte) di 2 °C!

- Esempio
  1. Cottura della dentina ponte
  a 6 elementi o 6 corone singole
= 5 unità supplementari
-> 900 °C + (5 x 2 °C)
=> 910 °C temperatura finale

5. Non riempire eccessivamente il porta-oggetti poiché una maggiore quantità di elementi ha bisogno di una temperatura di cottura corrispondentemente più alta (vedi formula empirica).
6. Per mantenere basso il rischio di tensioni termiche causate da un raffreddamento troppo veloce, è indispensabile un'apertura lenta della camera di cottura (raffreddamento detensivo). Al termine della cottura ceramica, le strutture in ossido di zirconio rivestite vanno lasciate raffreddare lentamente sul portaoggetti accanto al forno fino a temperatura ambiente.

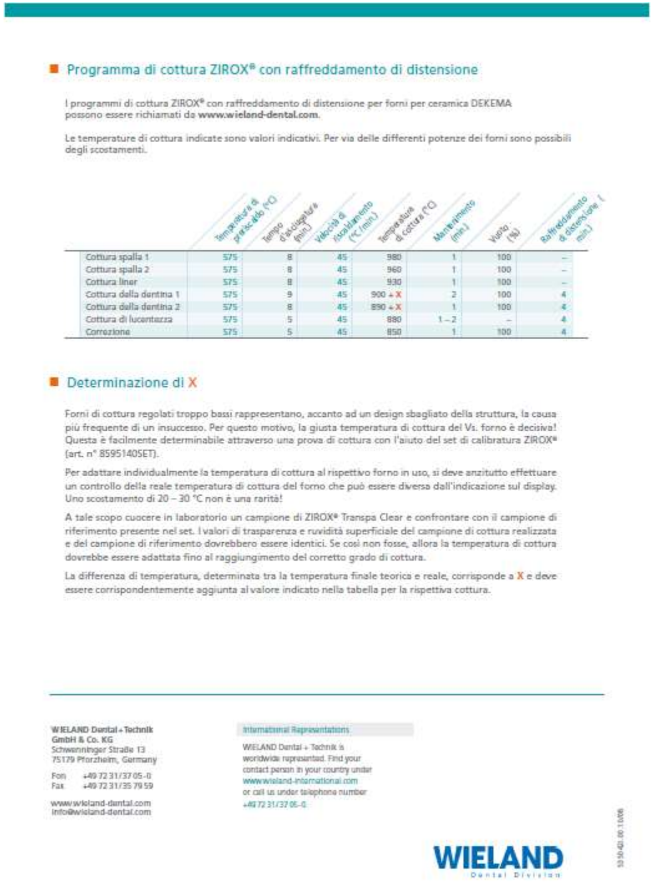
Spirale di riscaldamento nel forno di cottura e corretta disposizione delle strutture nella zona di temperatura consigliata

Nota!

Evitare che aria esterna o corrente fredda vengano a contatto con il lavoro immediatamente dopo la cottura creando così un raffreddamento troppo veloce.

Nota!

Possibilmente non posizionare gli oggetti al centro del portaoggetti ma orientarli sempre verso gli elementi riscaldanti!



Programma di cottura ZIROX® con raffreddamento di distensione

I programmi di cottura ZIROX® con raffreddamento di distensione per forni per ceramica DEKEMA possono essere richiamati da **www.wieland-dental.com**.

Le temperature di cottura indicate sono valori indicativi. Per via delle differenti potenze dei forni sono possibili degli scostamenti.

	Temperatura di preriscaldo (°C)	Tempo d'asciugatura (min)	Velocità di riscaldamento (°C/min)	Temperatura di cottura (°C)	Mantenimento (min)	Vuoto (%)	Raffreddamento di distensione (min)
Cottura spalla 1	575	8	45	980	1	100	–
Cottura spalla 2	575	8	45	960	1	100	–
Cottura liner	575	8	45	930	1	100	–
Cottura della dentina 1	575	9	45	900 + X	2	100	4
Cottura della dentina 2	575	8	45	890 + X	1	100	4
Cottura di lucentezza	575	5	45	880	1 – 2	–	4
Correzione	575	5	45	850	1	100	4

Determinazione di X

Forni di cottura regolati troppo bassi rappresentano, accanto ad un design sbagliato della struttura, la causa più frequente di un insuccesso. Per questo motivo, la giusta temperatura di cottura del Vs. forno è decisiva! Questa è facilmente determinabile attraverso una prova di cottura con l'aiuto del set di calibratura ZIROX® (art. n° 8595140SET).

Per adattare individualmente la temperatura di cottura al rispettivo forno in uso, si deve anzitutto effettuare un controllo della reale temperatura di cottura del forno che può essere diversa dall'indicazione sul display. Uno scostamento di 20 – 30 °C non è una rarità!

A tale scopo cuocere in laboratorio un campione di ZIROX® Transpa Clear e confrontare con il campione di riferimento presente nel set. I valori di trasparenza e ruvidità superficiale del campione di cottura realizzata e del campione di riferimento dovrebbero essere identici. Se così non fosse, allora la temperatura di cottura dovrebbe essere adattata fino al raggiungimento del corretto grado di cottura.

La differenza di temperatura, determinata tra la temperatura finale teorica e reale, corrisponde a X e deve essere corrispondentemente aggiunta al valore indicato nella tabella per la rispettiva cottura.

WIELAND Dental + Technik
GmbH & Co. KG
Schwenninger Straße 13
75179 Pforzheim, Germany

Fon +49 72 31/37 05-0
Fax +49 72 31/35 79 59

www.wieland-dental.com
info@wieland-dental.com

International Representations

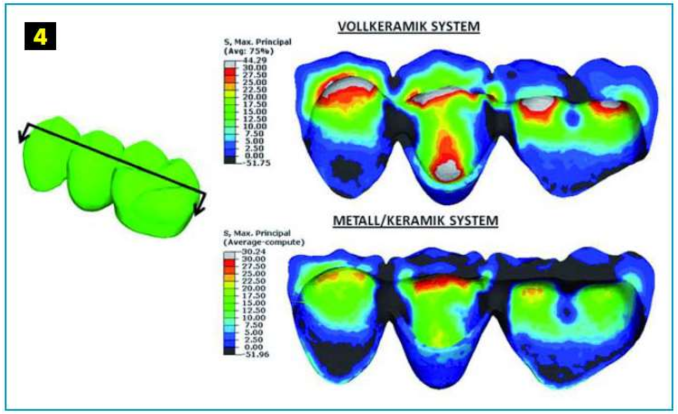
WIELAND Dental + Technik is worldwide represented. Find your contact person in your country under www.wieland-international.com or call us under telephone number +49 72 31/37 05-0

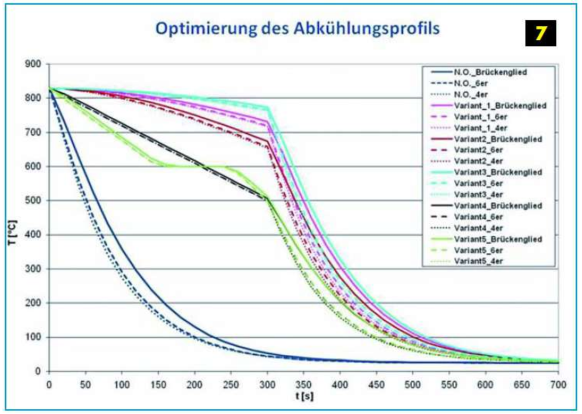
WIELAND
Dental Division

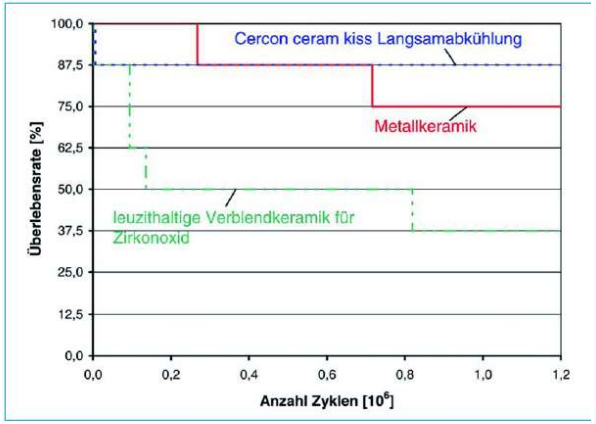
5350 421 00 1506

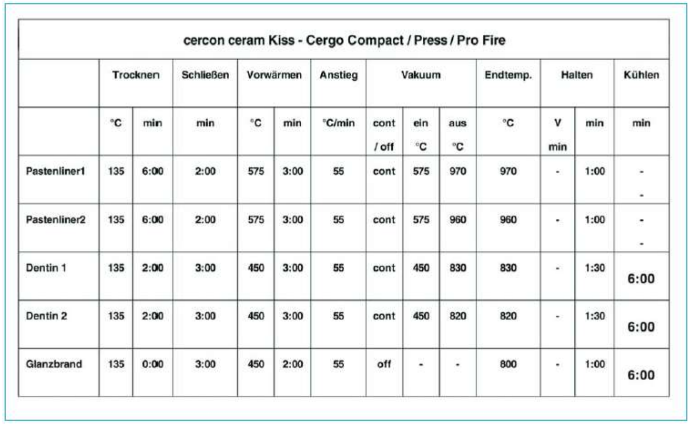
Wieland Dental & Technik: „Guida breve per ZIROX – Aggiunta alle istruzioni di lavoro ZIROX“ 01/2007

2009 L'IMPORTANZA DEL RAFFREDDAMENTO


4
VOLLKERAMIK SYSTEM
S, Max. Principal
(Avg: 75%)
44.29
30.00
27.50
25.00
22.50
20.00
17.50
15.00
12.50
10.00
7.50
5.00
2.50
0.00
-51.75
METALL/KERAMIK SYSTEM
S, Max. Principal
(Average-compute)
30.24
30.00
27.50
25.00
22.50
20.00
17.50
15.00
12.50
10.00
7.50
5.00
2.50
0.00
-51.96







cercon ceram Kiss - Cergo Compact / Press / Pro Fire

	Trocknen		Schließen	Vorwärmen		Anstieg	Vakuum			Endtemp.	Halten		Kühlen
	°C	min	min	°C	min	°C/min	cont / off	ein °C	aus °C	°C	V min	min	min
Pastenliner1	135	6:00	2:00	575	3:00	55	cont	575	970	970	-	1:00	- -
Pastenliner2	135	6:00	2:00	575	3:00	55	cont	575	960	960	-	1:00	- -
Dentin 1	135	2:00	3:00	450	3:00	55	cont	450	830	830	-	1:30	6:00
Dentin 2	135	2:00	3:00	450	3:00	55	cont	450	820	820	-	1:30	6:00
Glanzbrand	135	0:00	3:00	450	2:00	55	off	-	-	800	-	1:00	6:00

Dr. M. Vollmann, Dipl.-Ing. ZTM C. Wiesner, Dr. L. Völkl, Dr. U. Schusser (DeguDent): "Richtig gerechnet statt mutig geraten bringt Verblendungen von Zirkoniumdioxidgerüsten auf Metallkeramikniveau", DZW 10/09

2011 L'IMPORTANZA DEL RAFFREDDAMENTO

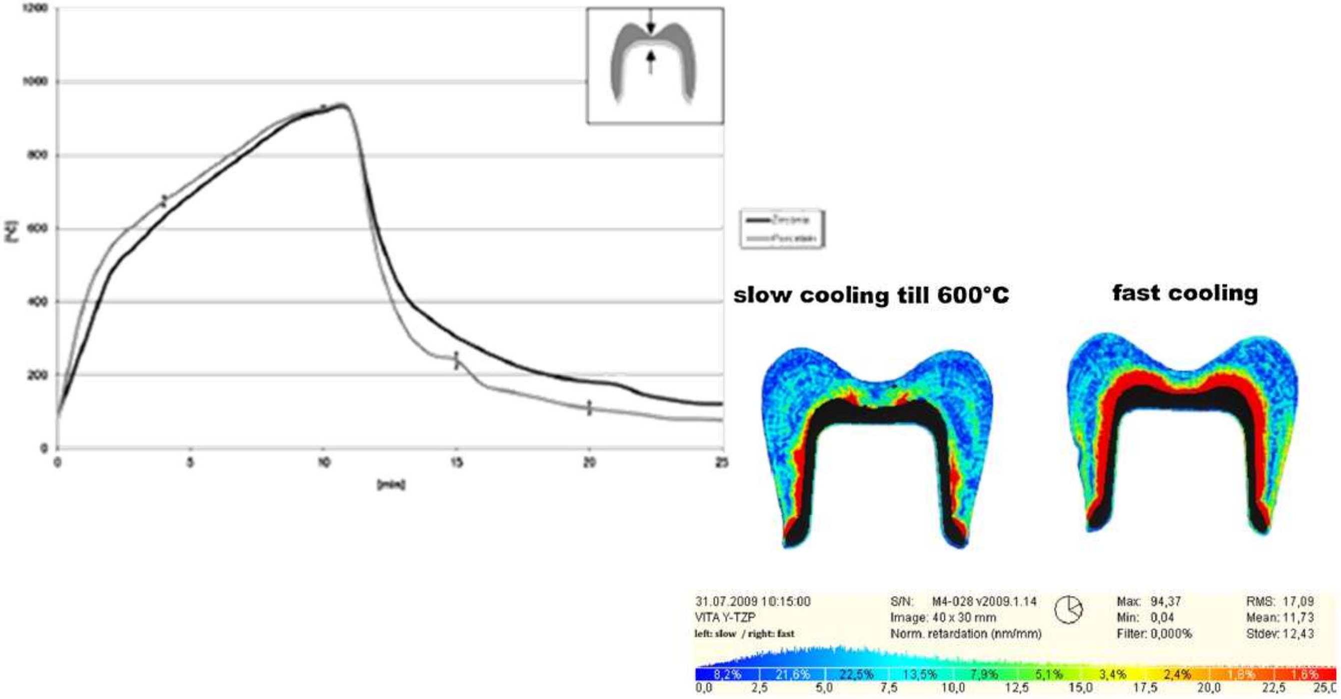
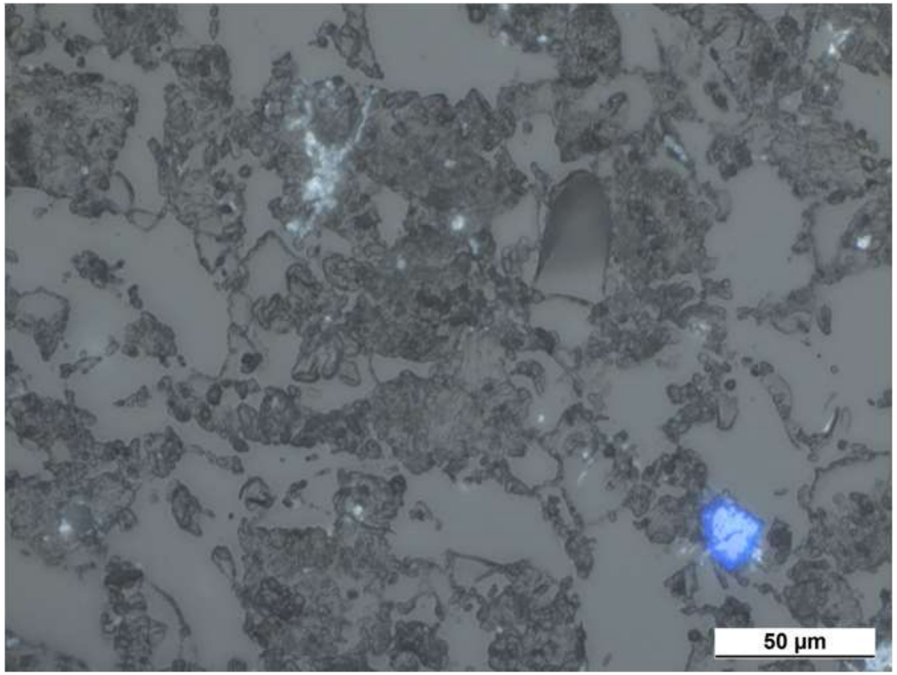


Fig. 7 – Differences of the residual stresses between slow and fast cooling measured with polarimeter. The lower values in the horizontal table are the magnitudes of the residual stress in MPa.

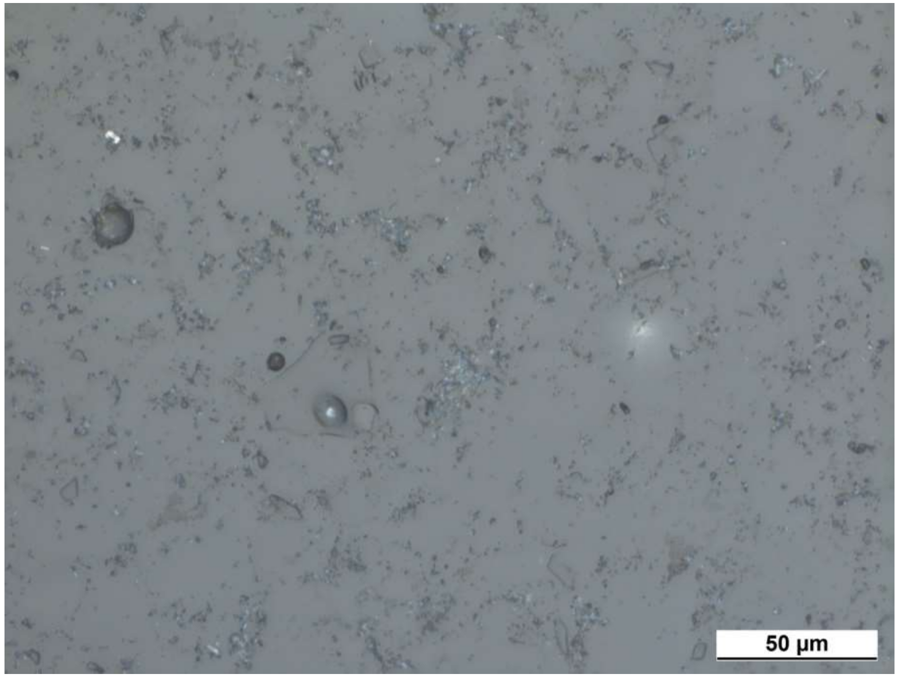
M. J. Tholey, M.V. Swain, N. Thiel (Vita Zahnfabrik): "Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-ZTP frameworks", Dental Materials 27 (2011) 1102-1110

VETRO-CERAMICA *vs.* VETRO



Microscopio ottico, ingrandimento 1000x

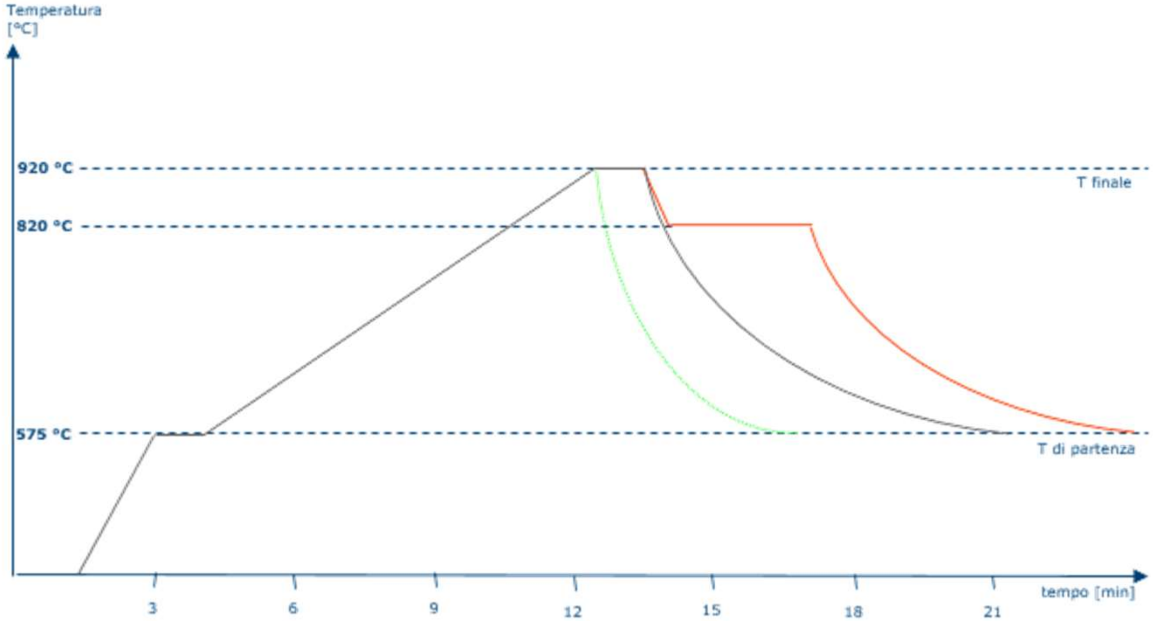
DIVA: vetro-ceramica con leucite
Temperatura di cottura 920°C
CET $_{25\text{-}500°C} = 12.9 \times 10^{-6}K^{-1}$



Microscopio ottico, ingrandimento 1000x

GLAM: vetro puro senza fase cristallina
Temperatura di cottura 770 °C
CET $_{25\text{-}500°C} = 9.0 \times 10^{-6}K^{-1}$

RAFFREDDAMENTO LENTO DELLE STRUTTURE IN OSSIDO DI ZIRCONIO

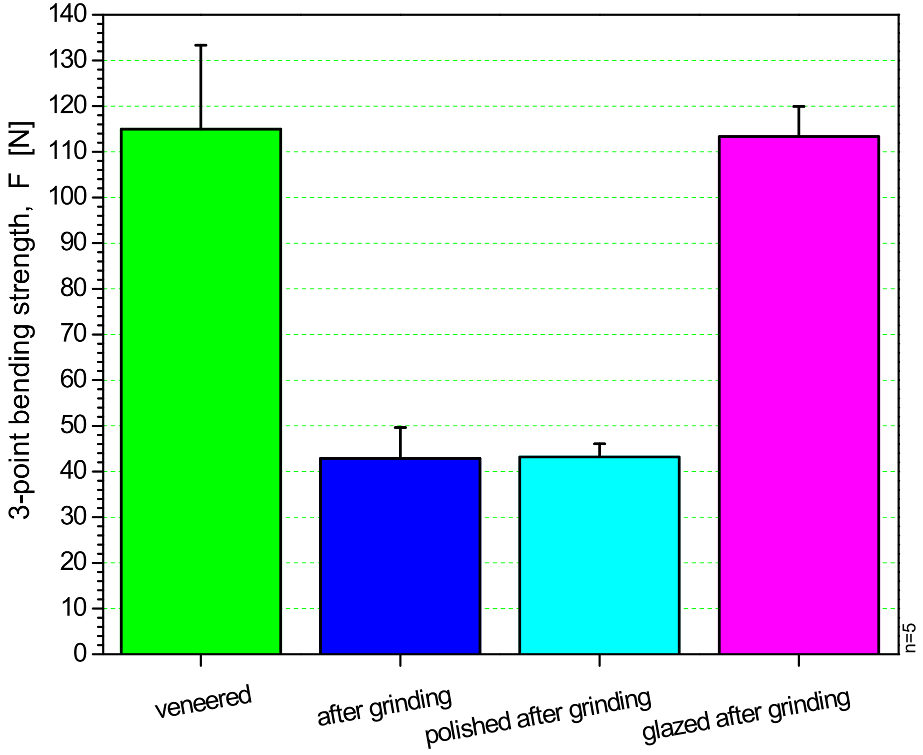


Il raffreddamento lento non provoca un cambiamento del CET, essendo GLAM un vetro puro privo di leucite.

Per mantenere basso il rischio di tensioni termiche è indispensabile un'apertura lenta della camera del forno (raffreddamento distensivo). Questo è ancora più importante quando si lavora su strutture in ossido di zirconio importanti.

EVITARE IL CHIPPING

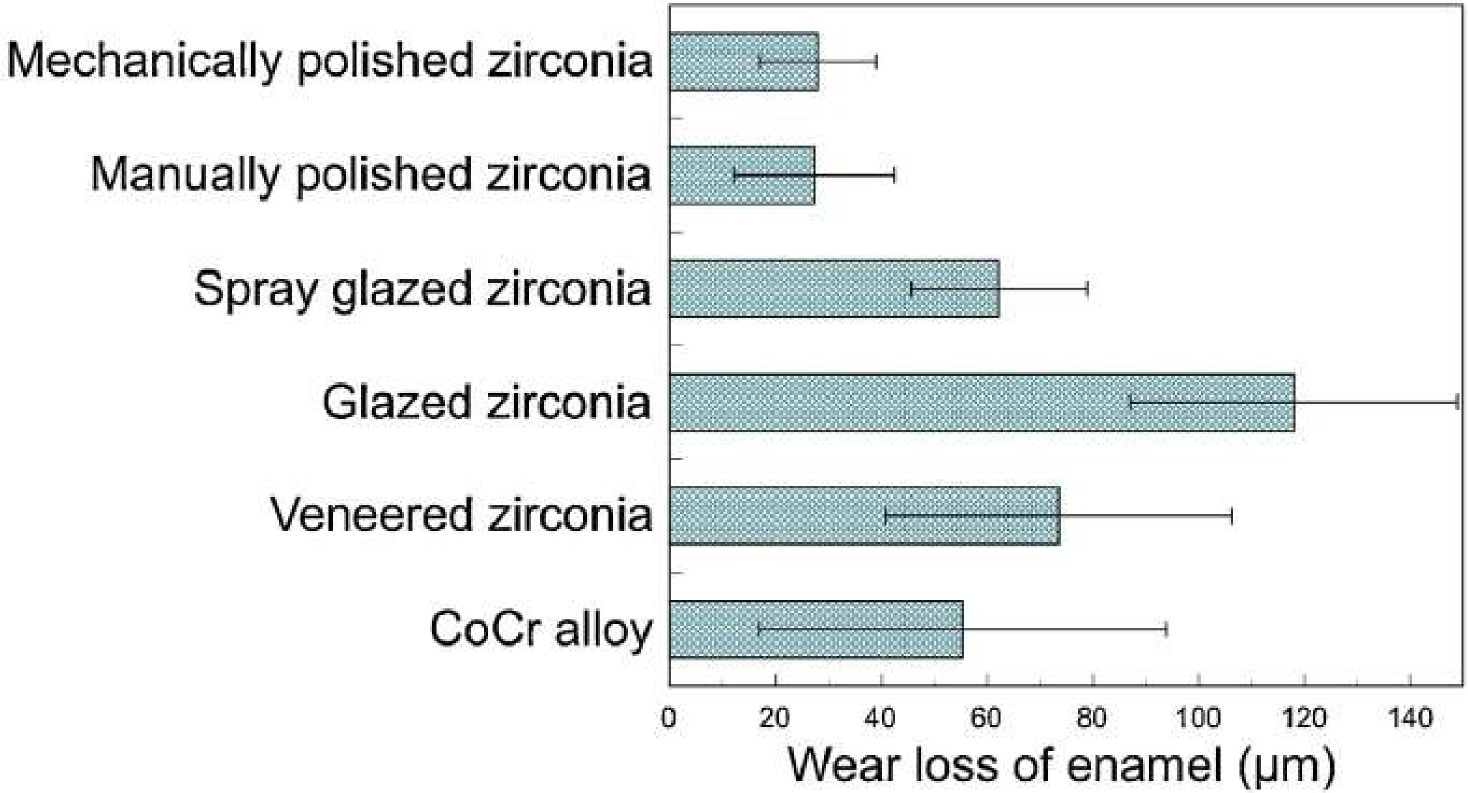
L‘effetto della rifinitura del rivestimento estetico sulla resistenza alla flessione (nel grafico: ZENOtec/ZIROX)



Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer: “Festigkeitsänderungen von vollkeramischen Materialien durch klinische Nachbearbeitungsverfahren”, Kurzreferat Jahrestagung ADT 22.-24. Mai 2008

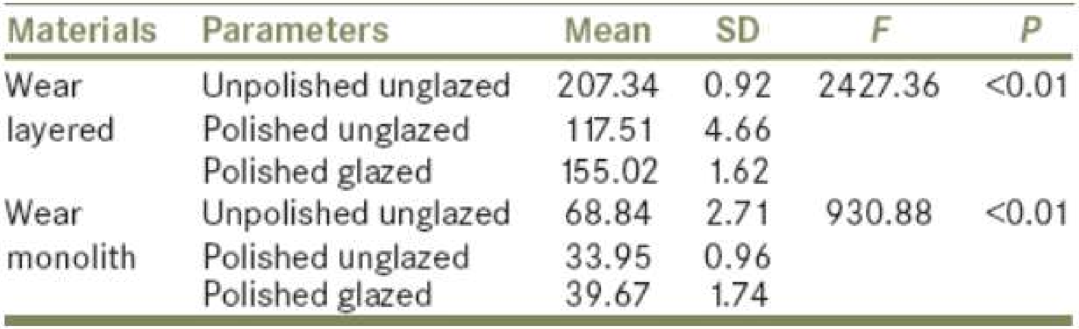
RUGOSITA' - DUREZZA - ABRASIONE

Fig. 15. Wear loss of enamel against five different surface-treated zirconia and a CoCr alloy after 1,200,000 chewing cycles. Graphing of the data in [114].



T. Miyazaki et al. / Journal of Prosthodontic Research 57 (2013) 236–261

RUGOSITA' - ABRASIONE



Materials	Parameters	Mean	SD	F	P
Wear layered	Unpolished unglazed	207.34	0.92	2427.36	<0.01
	Polished unglazed	117.51	4.66		
	Polished glazed	155.02	1.62		
Wear monolith	Unpolished unglazed	68.84	2.71	930.88	<0.01
	Polished unglazed	33.95	0.96		
	Polished glazed	39.67	1.74		

Table 1: Height loss of natural teeth opposing monolith and layered zirconia with different surface finishing procedures by using repeated ANOVA test

Within the limitations of this study, it was concluded that as follows:

1. Statistically significant wear of enamel was observed opposing monolithic and layered zirconia with different surface finishing's
2. Monolithic zirconia causes less teeth wear compared to layered zirconia
3. Polished unglazed monolithic zirconia resulted in less teeth wear compared to unpolished unglazed monolithic zirconia and polished glazed monolithic zirconia
4. This study represents a 1-year clinical perspective which represents that monolithic polished unglazed zirconia is indicated in full contour restorations, and they should be polished after 6 months of cementation with subsequent follow-up can be more desirable.

Gundugollu Y, Yalavarthy RS, Krishna M H, Kalluri S, Pydi SK, Tedlapu SK. Comparison of the effect of monolithic and layered zirconia on natural teeth wear: An in vitro study. J Indian Prosthodont Soc 2018;18:336-42

GRAZIE PER LA VOSTRA ATTENZIONE!