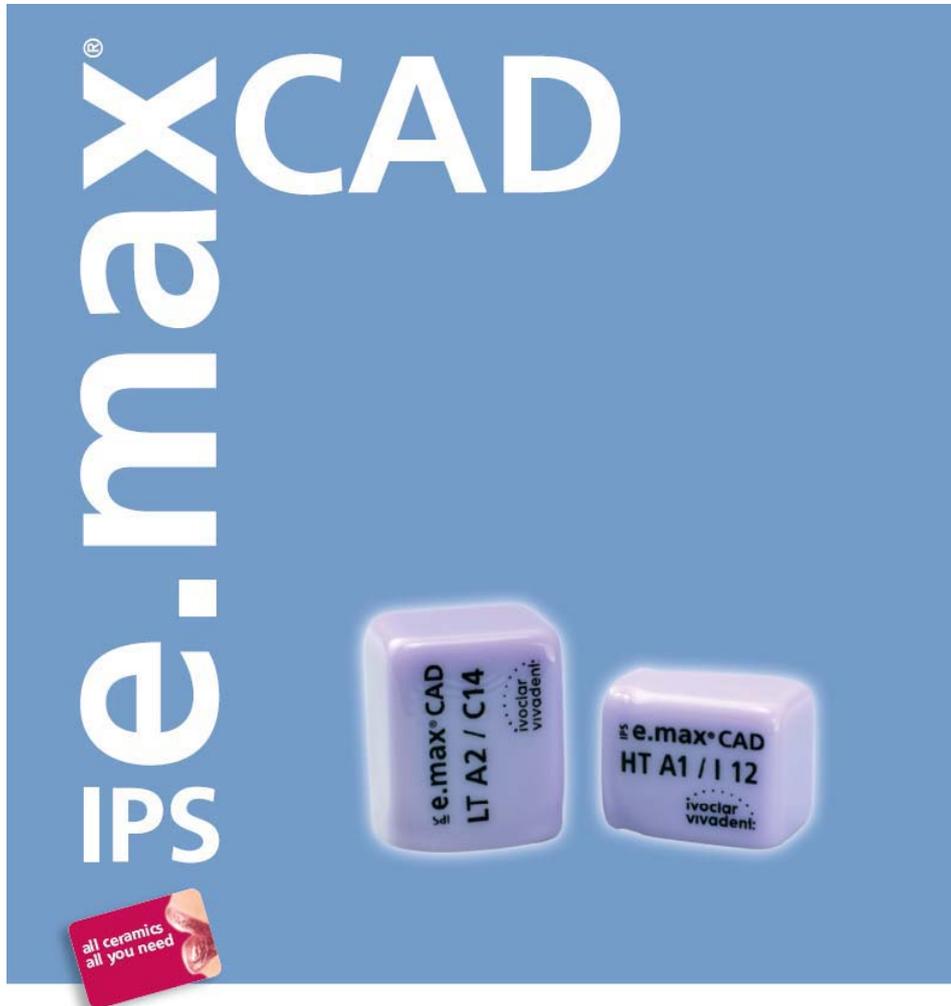


IPS e.max[®] CAD



Documentazione scientifica

Indice

1.	Introduzione	3
1.1	Il sistema IPS e.max – un sistema per tutte le indicazioni	3
1.2	IPS e.max CAD	4
1.2.1	Panoramica	4
1.2.2	Materiale / produzione	4
1.2.3	Colorazione	5
1.2.4	La struttura	5
1.2.5	Glasura immediata: IPS e.max CAD crystall./Glaze	6
2.	Dati tecnici	7
3.	Prove in scienza dei materiali	9
3.1	Caratteristiche fisiche	9
4.	Test in vitro	10
4.1	Resistenza alla flessione di IPS e.max CAD	10
4.2	Comportamento di affaticamento ed affidabilità di IPS e.max CAD	10
4.2.1	Dr. Güß, Clinica Universitaria Friburgo, Germania	10
4.2.2	Dr. Silva, Dr. Thompson, New York University, New York, USA	12
4.3	Cementazione di IPS e.max CAD	13
4.3.1	Influsso della mordenzatura della superficie ceramica	14
4.3.2	Ricerche riguardanti la resistenza al taglio	15
4.3.3	Carico di frattura	16
4.4	Abrasione dell'antagonista	17
4.4.1	Misurazione dell'abrasione dell'antagonista	17
4.4.2	Influsso sull'usura della durezza e della resistenza	18
4.4.3	Influsso della ruvidità superficiale sull'usura	19
5.	Studi clinici	21
5.1	Studi clinici con IPS e.max CAD MO	21
5.1.1	Prof. Nathanson; Boston University, Massachusetts	21
5.1.2	Dr. J.A. Sorensen, Pacific Dental Institute, Portland, Oregon, USA	21
5.2	Studi clinici con IPS e.max CAD LT, HT	21
5.2.1	Dr. F. Beuer, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Monaco, Germania	21
5.2.2	Dr. S. Reich, Università Leipzig, Germania	21
5.2.3	Dr. J. Fasbinder, University of Michigan, Ann Arbor, USA	22
5.2.4	Dr. B. Zimmerli, Università Berna, Svizzera	22
5.2.5	Dr. A. Bindl, Università Zurigo, Svizzera	22
5.2.6	Dr. A. Peschke, Clinica interna della Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL	22
5.3	Conclusioni	23
6.	Biocompatibilità	24
6.1	Introduzione	24
6.2	Stabilità chimica	24
6.3	Citotossicità	25
6.4	Sensibilizzazione, irritazione	26
6.5	Radioattività	26
6.6	Mutagenità	26
6.7	Rischi biologici per utilizzatori e pazienti	27
6.8	Esperienza clinica	27
6.9	Conclusioni	27
7.	Indice delle fonti bibliografiche	28

1. Introduzione

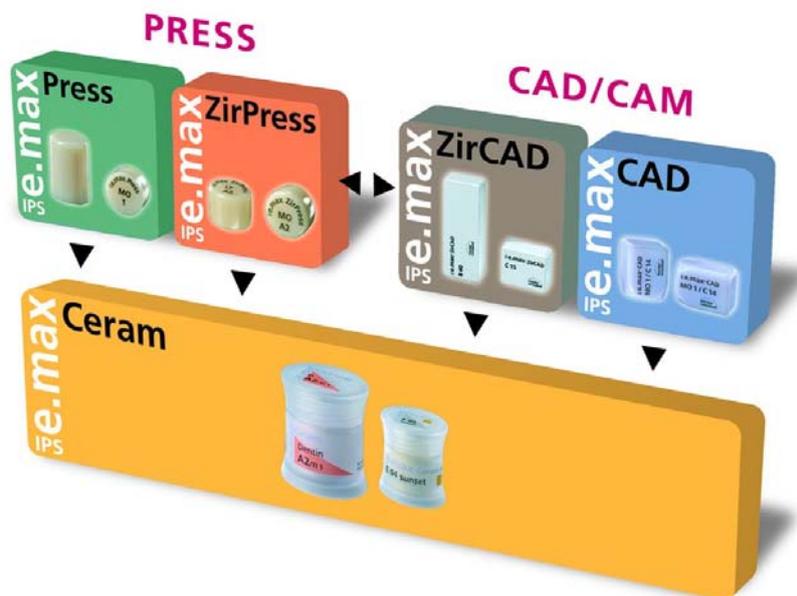
1.1 Il sistema IPS e.max – un sistema per tutte le indicazioni

IPS e.max è un innovativo sistema di ceramica integrale con il quale si possono realizzare tutte le indicazioni della ceramica integrale – dalla faccetta sottile fino al ponte di 12 elementi.

IPS e.max comprende materiali altamente estetici e resistenti sia per la tecnologia Press che per la tecnologia CAD/CAM. Fanno parte del sistema innovative vetroceramiche a base di disilicato di litio soprattutto per restauri di denti singoli e ossido di zirconio altamente resistente per ponti estesi.

Ogni caso di paziente ha le proprie esigenze ed i propri obiettivi. IPS e.max soddisfa queste esigenze, in quanto grazie alla sue componenti di sistema, ha la possibilità di ottenere tutto il necessario:

- Nel campo della tecnologia di pressatura con IPS e.max Press è disponibile una vetroceramica a base di disilicato di litio altamente estetica e con IPS e.max ZirPress un grezzo in vetroceramica a base di fluoro-apatite per la rapida ed efficiente tecnica di sovrappressatura di ossido di zirconio.
- Nel campo della tecnologia CAD/CAM, a seconda del paziente, può utilizzare l'innovativo blocchetto in disilicato IPS e.max CAD oppure l'ossido di zirconio altamente resistente IPS e.max ZirCAD.
- La ceramica per stratificazione a base di nano-fluoro-apatite IPS e.max Ceram, impiegata come anello di giunzione per la caratterizzazione/rivestimento estetico di tutte le componenti IPS e.max, sia che si tratti di ceramica a base di vetro o di ossido, completa il sistema IPS e.max.



1.2 IPS e.max CAD

1.2.1 Panoramica

IPS e.max CAD è disponibile in diverse gradazioni di traslucenza: MO, LT ed HT.

IPS e.max CAD MO è un materiale per strutture di colore dentale, estetico, rivestibile esteticamente con IPS e.max Ceram.

I blocchetti IPS e.max CAD LT dispongono di minima traslucenza e sono disponibili in diversi colori A-D e Bleach. Grazie alla minima traslucenza ed alla varietà cromatica, con questa vetroceramica si possono realizzare restauri totalmente anatomici. Per restauri altamente estetici è possibile una riduzione parziale della superficie labiale, che viene quindi stratificata con IPS e.max Ceram.

Infine con i blocchetti IPS e.max CAD HT, Ivoclar Vivadent AG offre la ceramica ideale per inlays ed onlays. Questi blocchetti presentano il cosiddetto effetto camaleontico, nel quale la ceramica rispecchia l'influsso cromatico della sostanza dentale circostante.

1.2.2 Materiale / produzione

IPS e.max CAD è una vetroceramica a base di disilicato di litio (LS₂) (fig. 1) per la tecnologia CAD/CAM.

I blocchetti vengono fusi massicciamente (grezzi in vetro trasparente, fig. 2). La produzione avviene in modo continuo attraverso un processo tecnico (processo di presso-fusione). Grazie alla nuova tecnologia, che differisce notevolmente dal processo di sinterizzazione dei grezzi Empress/Empress 2, con parametri di procedimento ottimizzati, si evita la formazione di difetti (pori, corpi colorati, ecc.) nel volume dei blocchi. I blocchetti, grazie alla cristallizzazione parziale, vengono regolati in modo tale, che si trovano in una fase intermedia facilmente lavorabile, che permette una facile fresatura con i sistemi CAD/ CAM (stato traslucente blu

Fig. 3). Attraverso la cristallizzazione parziale si formano cristalli di metasilicato di litio Li₂SiO₃, che conferiscono al materiale una buona lavorabilità unitamente ad una resistenza e stabilità dei bordi relativamente buona.

Dopo aver conferito la forma, i restauri vengono sottoposti a tempera ed ottengono pertanto lo stato pre-cristallizzato. In tal caso si formano cristalli di disilicato di litio Li₂Si₂O₅, che conferiscono all'oggetto la desiderata elevata resistenza.

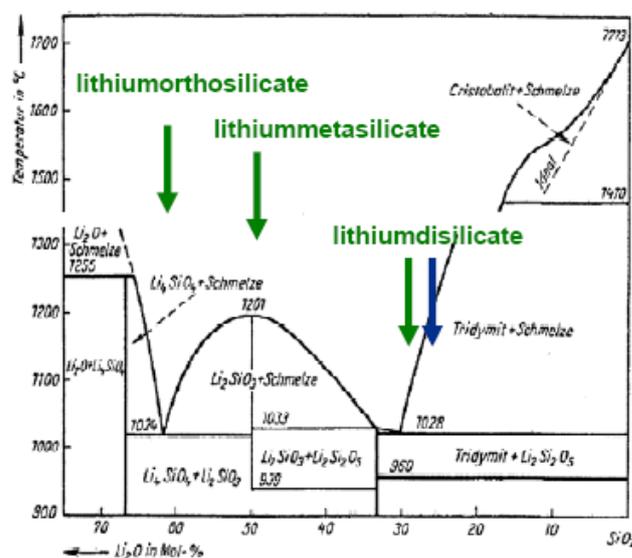


Fig. 1: Il sistema del materiale SiO₂-Li₂O, secondo Kracek, 1930 [1]



Fig. 2: grezzo di vetro



Fig. 3: blocchetti parzialmente cristallizzati

1.2.3 Colorazione

La colorazione dei vetri avviene attraverso una colorazione a ioni. Allo stato parzialmente cristallizzato, gli elementi coloranti polivalenti sono presenti in altri stati di ossidazione, rispetto al prodotto finale. Questo determina, che i prodotti (eccetto MO 0) allo stato parzialmente cristallino presentino una colorazione bluastra (figg. 3 e 4). Il colore dentale e l'opacità desiderata si formano attraverso la tempra, nella quale si formano i cristalli di disilicato di litio, ed il successivo raffreddamento definito (fig. 5).



Fig. 4: corona allo stato parzialmente cristallizzato



Fig. 5: corona allo stato finale (cristallizzato)

1.2.4 La struttura

IPS e.max CAD parzialmente cristallizzato (Fig. 6):

La struttura è composta dal 40% di cristalli di metasilicato di litio (Li_2SiO_3), immersi in una fase di vetro. Le dimensioni dei grani dei cristalli a forma di piastrina è nel campo di 0,2 – 1,0 μm .

Le zone mordenzate rappresentano i cristalli di metasilicato di litio.

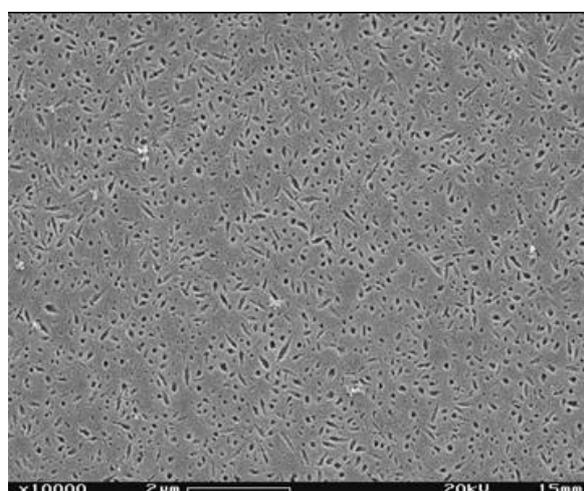


Fig. 6: IPS e.max CAD parzialmente cristallizzato (SEM, mordenzato 0,5% HF 10 sec.)

IPS e.max CAD totalmente cristallizzato (Fig. 7): (temperato a 850°C)

La struttura è composta da ca. 70% di cristalli di disilicato di litio di granulometria fine $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, immersi in una matrice vetrosa. Attraverso la mordenzatura con vapori di acido fluoridrico la fase vetrosa viene dissolta ed i cristalli di disilicato di litio diventano visibili.

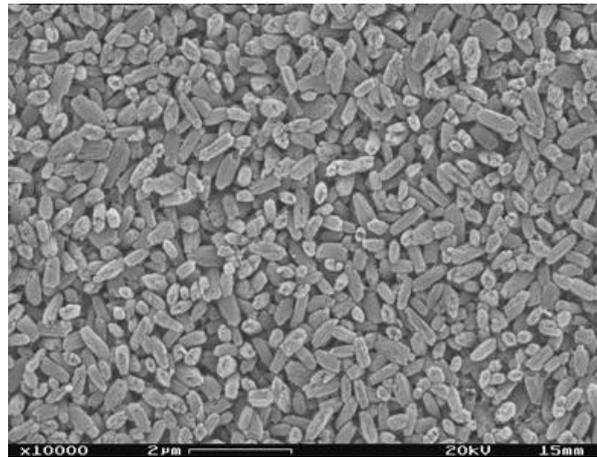


Fig. 7: IPS e.max CAD pre-cristallizzato (SEM, mordenzato con vapori HF, 30 sec.)

1.2.5 Glasura immediata: IPS e.max CAD Crystall./Glaze

La glasura immediata (spray) IPS e.max CAD Crystall./Glaze consente di effettuare la cristallizzazione e la cottura di glasura in un'unica fase di lavoro. Dopo la fresatura di restauri totalmente anatomici in un sistema CAD/CAM si applica la glasura e quindi in un forno per cottura di ceramica dentale (p.es. Programat CS) si effettua contemporaneamente la cristallizzazione e la glasura. La glasura può essere applicata come pasta con un pennello oppure rapidamente in forma di spray.

Si crea un buon legame fra strato di glasura e la vetroceramica a base di disilicato di litio (LS_2). Il passaggio è privo di bolle ed incrinature (Fig. 8).

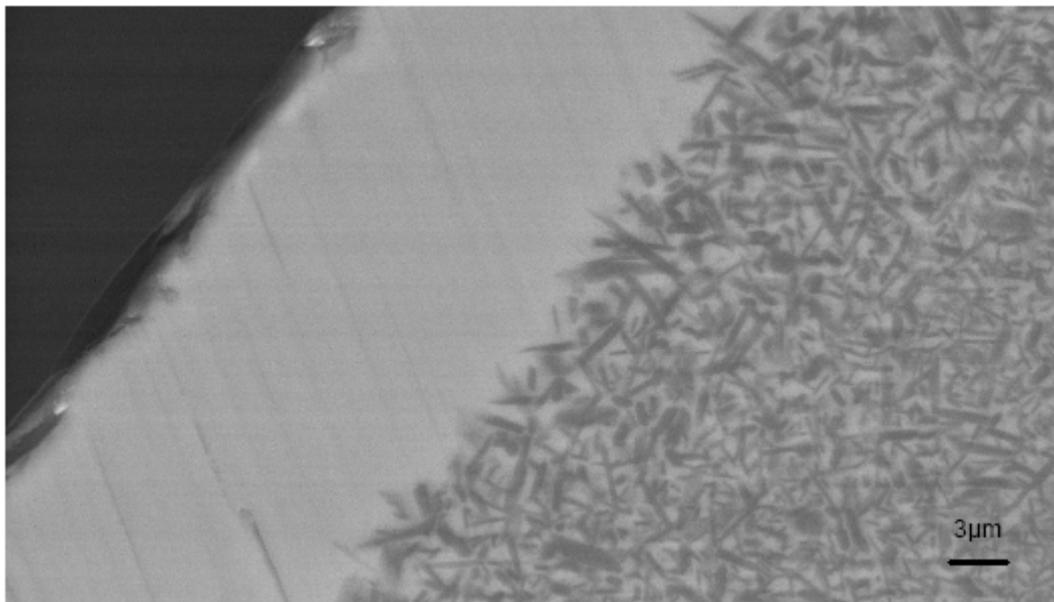


Fig. 8: Superficie di passaggio fra glasura immediata (spray) IPS e.max CAD Crystall./Glaze ed il materiale base IPS e.max CAD. (immagine SEM; campione lucidato)

2. Dati tecnici

IPS e.max CAD

Blocchetti in ceramica per la tecnologia CAD/CAM

<u>Composizione standard:</u>	(% in peso)
SiO ₂	57.0 – 80.0
Li ₂ O	11.0 – 19.0
K ₂ O	0.0 – 13.0
P ₂ O ₅	0.0 – 11.0
ZrO ₂	0.0 – 8.0
ZnO	0.0 – 11.0
Al ₂ O ₃	0.0 – 5.0
MgO	0.0 – 5.0
Ossidi coloranti	0.0 – 8.0

Caratteristiche fisiche:

Secondo:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Resistenza alla flessione (biassiale)		360 ± 60 MPa
Solubilità chimica		40 ± 10 µg/cm ²
Coefficiente di espansione	(100 - 400°C)	10.15 ± 0.4 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Coefficiente di espansione	(100 - 500°C)	10.45 ± 0.4 10 ⁻⁶ K ⁻¹

IPS e.max CAD Crystall.

Glaze Paste, Glaze Spray, Shades, Stains, Add-On

Composizione standard:

(% in peso)

SiO ₂	60.0 – 65.0
K ₂ O	15.0 – 19.0
Al ₂ O ₃	6.0 – 10.5
Altri ossidi, pigmenti	0.0 – 8.0

	Glaze Paste	Glaze Spray	Shade	Stains	Add-On
Polvere	70 - 90	40 - 60	70 - 90	70 - 90	100
Glicoli	15 - 20	-	15 - 20	15 - 20	-
Propanolo	-	15 - 20	-	-	-
Isobutano come gas propellente	-	20 - 40	-	-	-

Caratteristiche fisiche:

Secondo:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

		Glaze Paste e Spray	Shade	Stains	Add-On
Solubilità chimica	µg/cm ²	10 ± 5	50 ± 10	50 ± 10	10 ± 5
Coefficiente di espansione (100 - 400°C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	9.5 ± 0.5	9.5 ± 0.5	9.5 ± 0.5	9.5 ± 0.5
Temperatura di vetrificazione	°C	560 ± 10	560 ± 10	560 ± 10	560 ± 10

3. Prove in scienza dei materiali

3.1 Caratteristiche fisiche

Tab. 1: Caratteristiche fisiche (Ivoclar Vivadent, Schaan, 2005/06)

Caratteristica	Stato parzialmente cristallizzato	Stato totalmente cristallizzato
Resistenza biassiale (ISO 6872)	130 ± 30 MPa	360 ± 60 MPa
Tenacia alla frattura (SEVNB)	0.9 – 1.1 MPa m ^{1/2}	2.0 – 2.5 MPa m ^{1/2}
Durezza Vickers	5400 ± 100 MPa	5800 ± 100 MPa
Modulo E		95 ± 5 GPa
CET (100-500°C)		10.45 ± 0.25 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Densità		2.5 ± 0.1 g/cm ³
Contrazione lineare durante il processo di tempera	0.2%	
Solubilità chimica	100 – 160 µg/cm ²	30 – 50 µg/cm ²

4. Test in vitro

Prima che IPS e.max CAD giunga in cavo orale del paziente, sono stati effettuati test *in-vitro* di comportamento e di prestazione in confronto ad affermati materiali. Questi test possono dare indicazioni in merito a quale sarà il comportamento del nuovo materiale per le indicazioni consigliate. I test sono standardizzati. Nonostante ciò, rispecchiano sempre soltanto una realtà parziale dell'effettiva situazione clinica. I valori riscontrati non rappresentano valori assoluti, bensì servono soltanto al confronto di diversi materiali testati alle stesse condizioni.

4.1 Resistenza alla flessione di IPS e.max CAD

Metodo: La resistenza alla flessione a 3 punti di IPS e.max CAD è stata determinata su 400 bastoncini campione, secondo ISO 6872. I campioni sono stati fresati con CEREC MCXL oppure E4D e quindi elaborati secondo il protocollo standard ISO, nonché sottoposti ad una serie di condizioni cliniche, come p.es. la lucidatura manuale o la glasura.

Risultato: IPS e.max CAD con ca. 300 fino a oltre 400 MPa, ha dimostrato una resistenza alla flessione molto elevata in tutte le condizioni testate (fig. 9) [2].

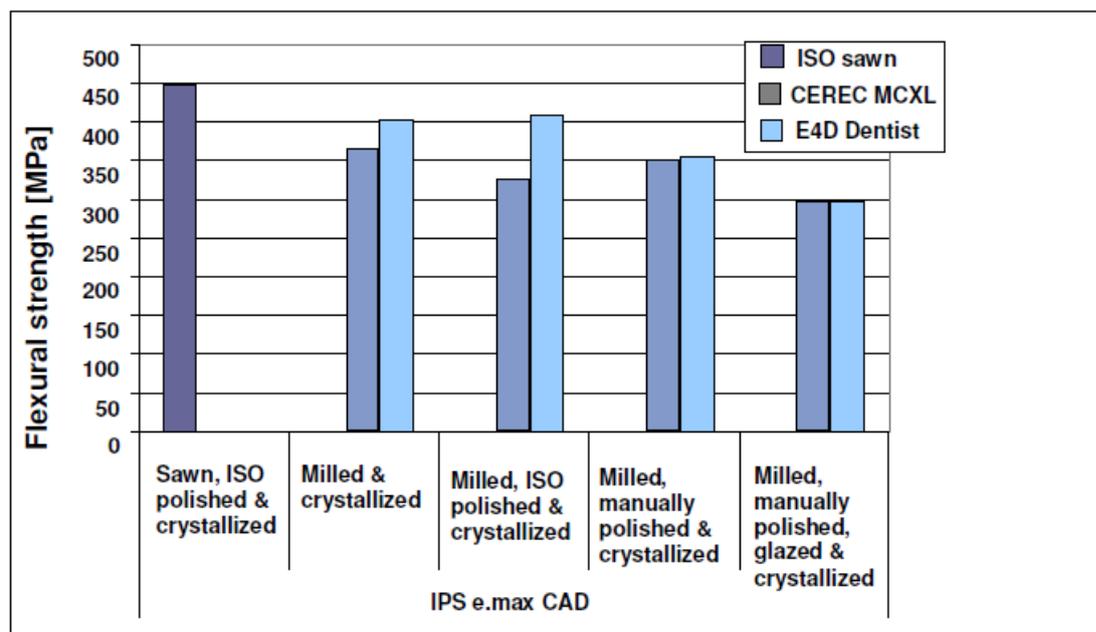


Fig. 9: la resistenza alla flessione di IPS e.max CAD nel test di flessione a tre punti secondo ISO 6872 [2].

4.2 Comportamento di affaticamento ed affidabilità di IPS e.max CAD

4.2.1 Dr. Güß, Clinica Universitaria Friburgo, Germania

Obiettivo: il comportamento di affaticamento ("fatigue behavior") e l'affidabilità ("reliability") di corone monolitiche realizzate al CAD/CAM in IPS e.max CAD sono state testate in uno studio di Güß et al. [3].

Metodo I: sono state costruite 19 corone totalmente anatomiche e fresate con un sistema CAD/CAM. Le corone sono state mordenzate per 20 secondi con acido fluoridrico al 5%, silanizzate con Monobond Plus e cementate adesivamente con Multilink Automix su un moncone invecchiato, realizzato in composito simile alla dentina. Prima del test di carico, i campioni sono poi stati conservati per almeno sette giorni in acqua. Durante il test di carico, le corone sono state esposte ad un pistone in carburo di tungsteno, che si muoveva

dalle cuspidi disto-buccali di 0,7 mm in direzione linguale per simulare movimenti di occlusione. Sono stati impiegati tre diversi gradi di stress, dei quali quello massimo ammontava a 1000 N. Dopo il test, le corone sono state analizzate tramite stereomicroscopio con luce polarizzata, per verificare la presenza di danni.

Risultati I: In queste condizioni non si sono riscontrate fratture o distacchi delle corone IPS e.max CAD.

Metodo II: Nella seconda parte della ricerca le corone sono state sottoposte ad un test di carico alla frattura.

Risultati II: Le corone IPS e.max CAD presentavano fratture con incrinature fino al moncone in composito a forze abbastanza elevate (2576 ± 206 N). Invece nel caso di IPS e.max ZirCAD si sono riscontrate esclusivamente fratture nella ceramica da rivestimento estetico IPS e.max Ceram (1195 ± 221 N).

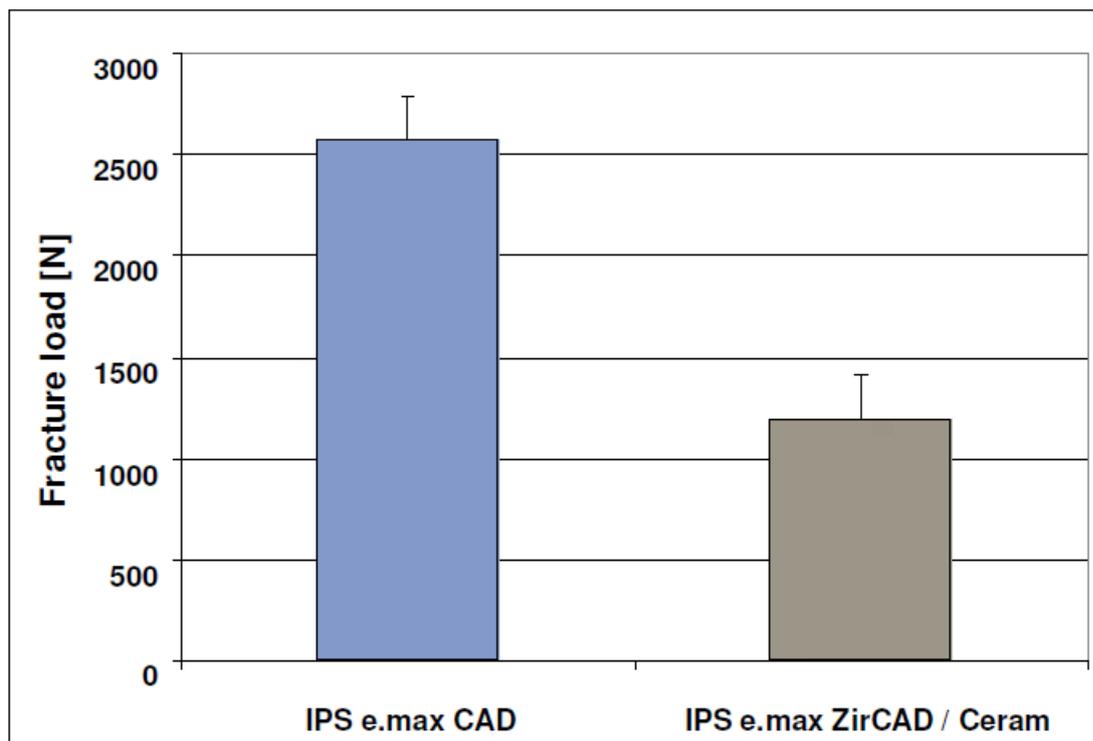


Fig. 10 carico alla frattura di IPS e.max CAD [3].

Conclusioni: le corone totalmente anatomiche in IPS e.max CAD si sono rivelate resistenti all'affaticamento in test di carico ciclico. Nel confronto, invece le corone in ossido di zirconio hanno presentato insuccesso attraverso fratture nel materiale da rivestimento estetico a forze notevolmente inferiori.

4.2.2 Dr. Silva, Dr. Thompson, New York University, New York, USA

Obiettivo: testare il comportamento di affaticamento („fatigue behavior“) e l'affidabilità („reliability“) di corone monolitiche realizzate al CAD/CAM in IPS e.max CAD rispetto a corone in ossido di zirconio rivestito esteticamente e convenzionale metallo-ceramica [4, 5]. Da un lato si trattava di corone con uno spessore occlusale di 1 mm e dall'altro di corone con 2 mm di spessore, 1,5 mm di nucleo e 0,5 mm di faccette vestibolari.

Metodo: per ogni gruppo sono state realizzate 21 corone, fresate con un sistema CAD/CAM ed infine sottoposte a glasura. Le corone sono state cementate adesivamente con Multilink Automix su un moncone invecchiato, realizzato in composito simile alla dentina. Prima del test di carico, i campioni sono poi stati conservati per almeno sette giorni in acqua. Durante il test di carico, le corone sono state esposte ad un pistone in carburo di tungsteno, che si muoveva dalle cuspidi disto-buccali di 0,7 mm in direzione linguale per simulare movimenti di occlusione. Sono stati impiegati tre diversi gradi di carico. Dopo il test, le corone sono state analizzate tramite stereomicroscopio con luce polarizzata, per verificare la presenza di danni.

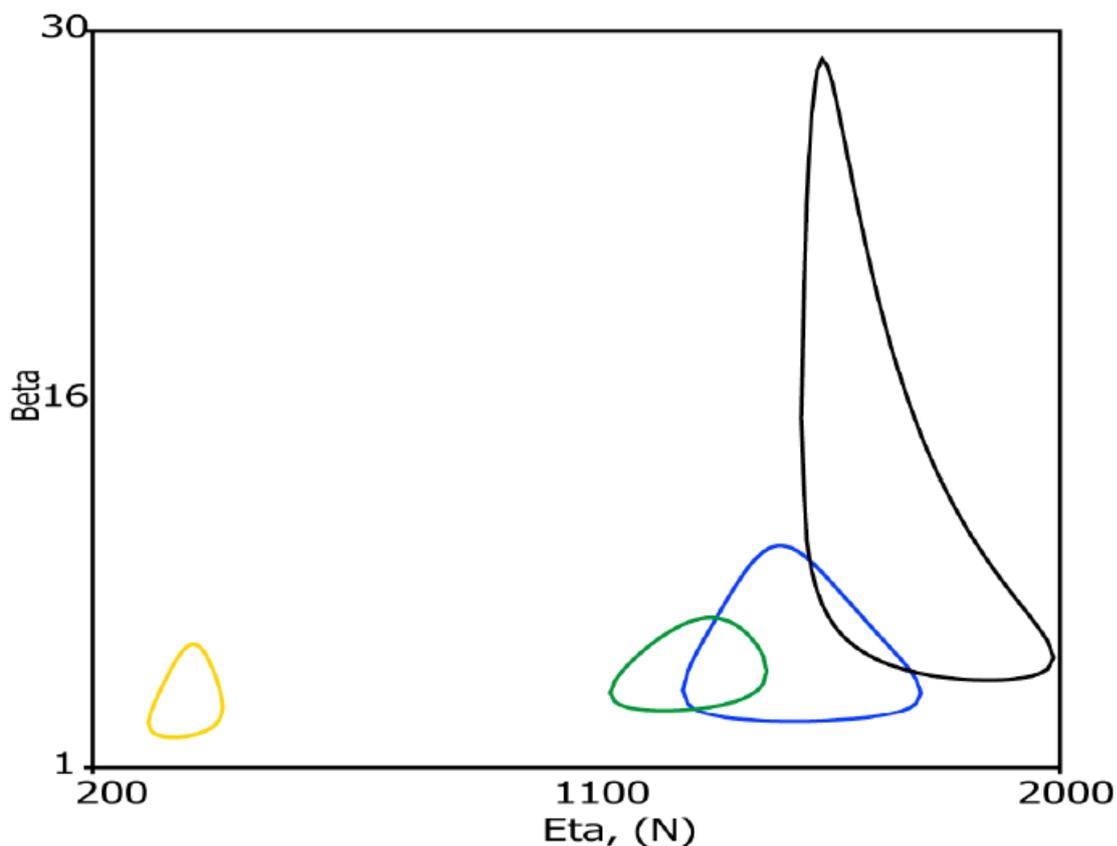


Fig. 11: resistenza Weibull di ossido di zirconio (giallo), metallo-ceramica (verde), IPS e.max CAD 1mm (blu) ed IPS e.max CAD 2mm (nero) [4, 5].

Risultati: la caratteristica resistenza (resistenza Weibull) di IPS e.max CAD monolitico era di 1535 N per e.max CAD 1 mm e 1610 N per IPS e.max CAD 2 mm. Questi valori sono comparabili alla metallo-ceramica (1304 N) e superiori all'ossido di zirconio sovrastratificato (371 N) (vedi fig. 11). Le fratture osservate erano fratture complete per IPS e.max CAD e chipping negli altri due gruppi. Il materiale e.max CAD ha presentato la massima affidabilità.

4.3 Cementazione di IPS e.max CAD

La vetroceramica IPS Empress si è affermata clinicamente per molti anni non per ultimo anche grazie all'eccellente cementazione adesiva con materiali come Variolink II. Nella vetroceramica, attraverso la mordenzatura con acido fluoridrico al 5% (IPS Ceramic gel mordenzante) si crea prima una superficie ritentiva ottimizzata, sulla quale si applica quindi Monobond-S, un silanizzante. La superficie silanizzata consente un ideale accoppiamento del cemento composito. L'impiego di un composito ha il vantaggio, che la resistenza alla pressione elevata rispetto ai cementi inorganici, contribuisce all'elevata resistenza alla frattura dei restauri IPS Empress cementati.

IPS e.max CAD, diversamente ad IPS Empress (160 MPa) presenta una resistenza alla flessione più che doppia ed è considerata "vetroceramica altamente resistente". Per questo motivo, a seconda del restauro, non è sempre obbligatoria una cementazione adesiva.

4.3.1 *Influsso della mordenzatura della superficie ceramica*

Obiettivo: Con il cemento vetroionomero Vivaglass CEM sono state effettuate prove per la determinazione della resistenza al taglio, per rilevare l'influsso della mordenzatura.

Metodo: Subito dopo il pretrattamento i substrati sono stati detersi con acetone. Dei cilindri realizzati in Tetric Ceram sono stati cementati sulla ceramica con Vivaglass CEM e conservati per 24 h in acqua fino al test di resistenza al taglio.

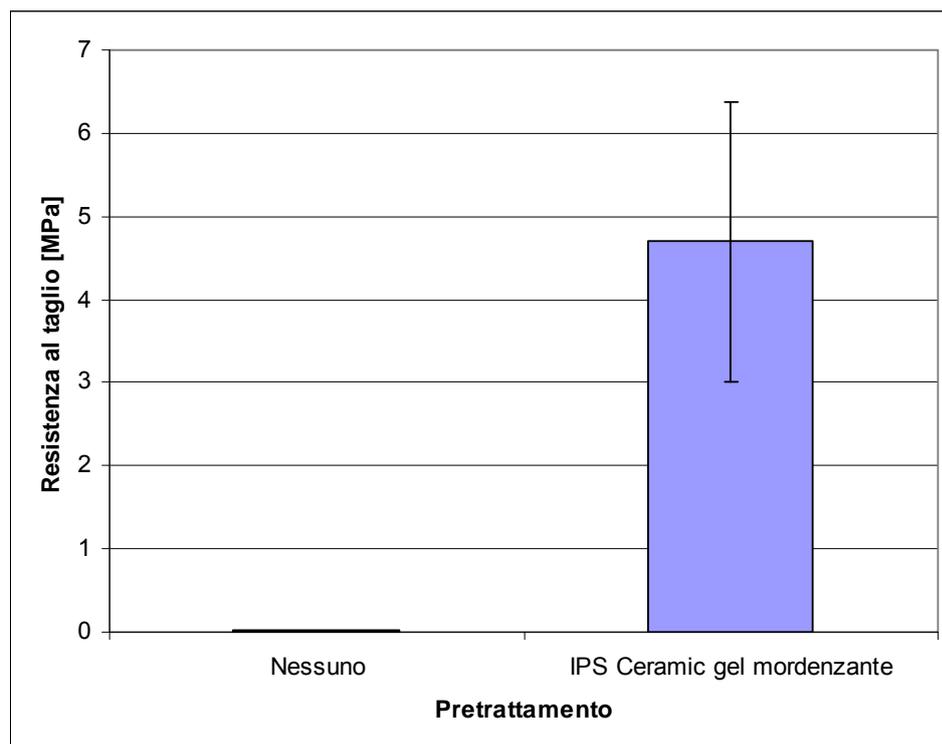


Fig. 12: Influsso del condizionamento con IPS Ceramic gel mordenzante sulla resistenza al taglio di ceramica a base di disilicato di litio (LS₂) e Vivaglass CEM (Ivoclar Vivadent AG), Schaan 2006

Risultato: Senza una trama ritentiva non avviene alcuna adesione misurabile con il cemento vetroionomero (fig. 12).

Conclusioni: Per questo motivo, per la cementazione convenzionale di ceramica a base di disilicato di litio (LS₂) (IPS e.max Press ed IPS e.max CAD) deve essere effettuato un trattamento delle superfici ceramiche interessate con IPS Ceramic gel mordenzante per 20 s.

4.3.2 Ricerche riguardanti la resistenza al taglio

Obiettivo: Per la cementazione adesiva sono stati comparati i valori di Multilink Automix e Panavia F con due cementi compositi autoadesivi.

Metodo: La superficie da cementare del campione ceramico in IPS e.max è stata pretrattata per 20 secondi con IPS Ceramic gel mordenzante. Quindi è stato applicato Monobond-S per la silanizzazione. I cilindri in ceramica, seguendo le istruzioni d'uso, sono stati cementati su dentina umana pretrattata. Dopo 24 ore di conservazione in acqua i campioni sono stati sottoposti al test di taglio (fig. 13).

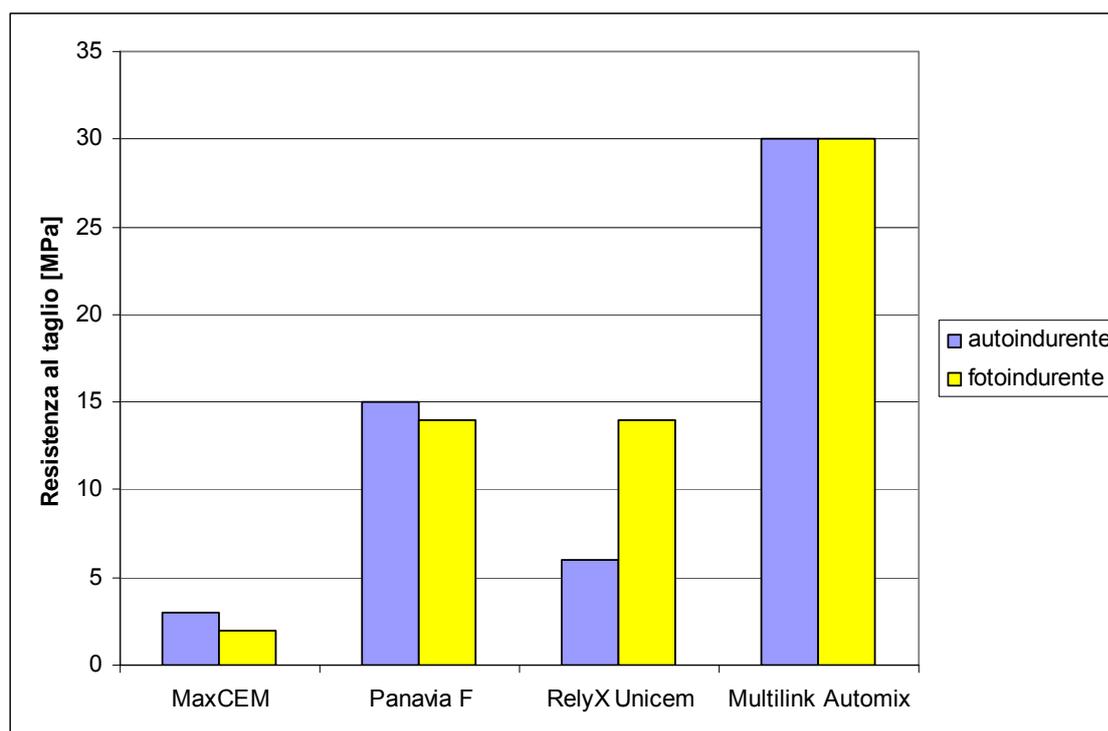


Fig. 13: Resistenza al taglio di cementi compositi fra vetroceramica e dentina (Applied Testing Center, Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, 2006)

Conclusioni: Per la cementazione di IPS e.max CAD sono preferibilmente indicati cementi compositi adesivi come Multilink Automix oppure Variolink II. In caso di preparazione ritentiva di corone, è possibile anche la cementazione convenzionale con il cemento vetroionomero Vivaglass CEM.

4.3.3 Carico di frattura

Obiettivo: E' stato rilevato il carico di frattura di corone IPS e.maxCAD cementate con diversi prodotti e comparato con quello di altre ceramiche (Vita Mark II, Empress CAD).

Metodo: di ogni ceramica sono state fresate 75 corone. Le superfici interne sono state mordenzate, trattate con Bonding e quindi fissate su abutment implantari. Le superfici esterne degli abutment sono state sabbiate, sgrassate e trattate con Bonding. Le corone sono state cementate con uno dei cinque diversi cementi (Multilink Implant, Variolink II, Rely X Unicem, FujiCem, Panavia 2.0). Il carico di frattura è stato determinato dopo termocicli (5000 cicli, 5 - 55°C) sotto carico statico in un apparecchio di test universale.

Risultato: Per IPS e.max CAD sono stati rilevati in totale i valori di carico alla frattura più elevati. Non è stata rilevata alcuna differenza con i diversi materiali da fissaggio [6].

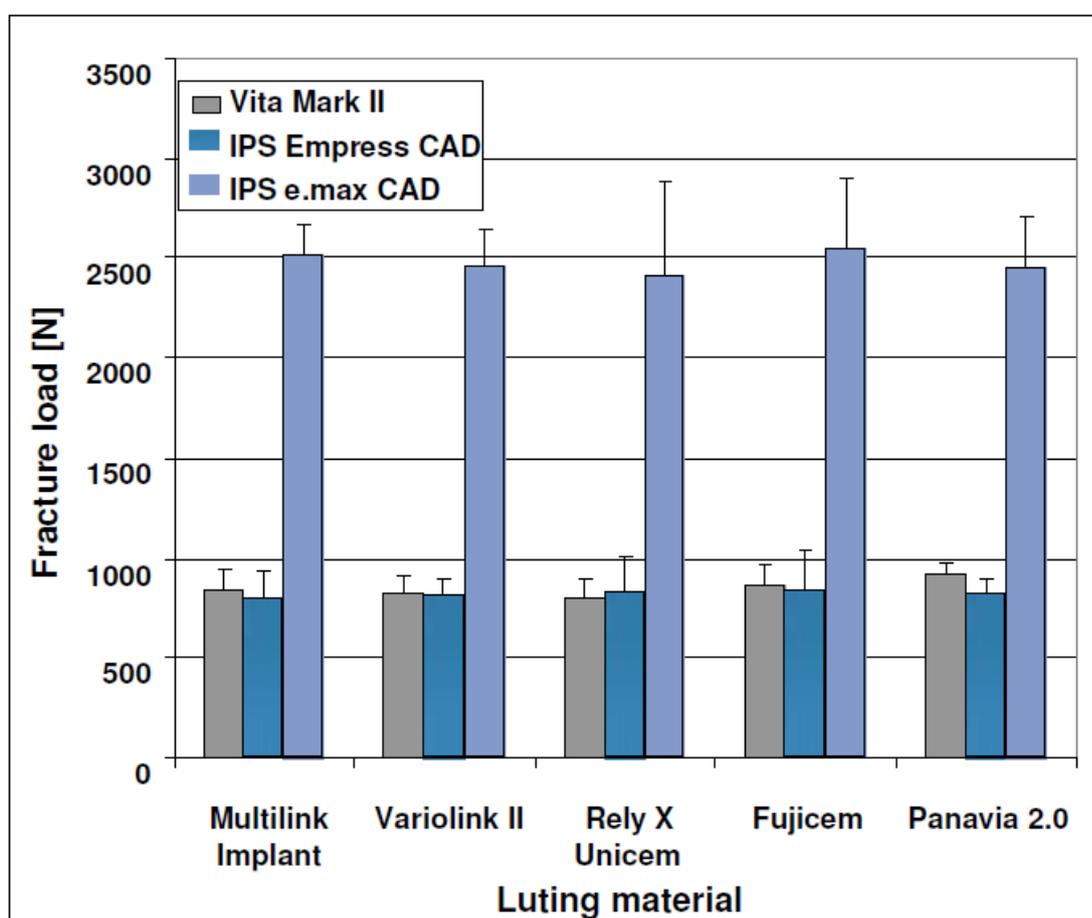


Fig. 14: carico alla frattura di tre ceramiche (Vita Mark II, IPS Empress CAD ed IPS e.max CAD) utilizzando diversi materiali da fissaggio [6].

Conclusioni: IPS e.max CAD, presenta, indipendentemente dalla cementazione, un'elevata stabilità meccanica.

4.4 **Abrasiono dell'antagonista**

I restauri, le cui superfici occlusali sono in materiali ceramici, sono soggetti ad usura, come del resto avviene per lo smalto naturale. Vi sono diversi fattori tipici del paziente che influiscono su questa usura (p.es. alimentazione, parafunzioni e bruxismo).

4.4.1 *Misurazione dell'abrasione dell'antagonista*

L'usura è un processo continuo, che inizia in modo quasi impercettibile e che si nota soltanto dopo diverso tempo. L'odontoiatra si accorge dell'usura durante il controllo clinico soltanto se la perdita locale verticale è molto accentuata oppure se la perdita riguarda l'intero restauro.

Una precisa quantificazione dell'usura in condizioni cliniche *in situ* è estremamente dispendiosa. La misurazione dell'usura avviene tramite impronte intraorali che vengono valutate attraverso un metodo di misurazione (modelli iniziali e successivi). La precisione di questo metodo di misurazione è determinata dalla qualità dell'impronta.

L'entità dell'usura dipende naturalmente anche dalle forze esercitate ed è pertanto individuale e soggettiva. La scelta dei testatori influisce sui risultati. Uomini e pazienti giovani possiedono forze masticatorie più elevate di donne ed anziani. Anche l'alimentazione influisce in modo determinante. Pertanto è necessario un numero elevato di casi, per ottenere risultati assicurati nonostante questi effetti individuali.

In laboratorio, l'usura viene simulata nei simulatori di masticazione. I valori rilevati possono essere utilizzati soltanto per la comparazione oppure per un allineamento di diversi materiali, poiché riproducono solo limitatamente le reali condizioni cliniche. I valori/campioni possono essere comparati fra di loro soltanto se questi sono stati misurati in condizioni esattamente comparabili (l'esecuzione di test non è regolata da norme ed i risultati pertanto di regola sono diversi).

Alla Ivoclar Vivadent i test *in-vitro* vengono effettuati come segue:

Scelta del primo rispett. secondo molare superiore, le cui cuspidi palatali siano simili nella forma e ripidità dei versanti (fig. 15). Queste vengono rifinite e posizionate nella fossa centrale di molari inferiori in ceramica standardizzati.

Nel simulatore di masticazione Willytec (SD Mechatronik GmbH, Germania) si simula il test di usura, portando l'antagonista con 5 kg di carico per 120000 volte contro la corona, ogni volta con uno spostamento laterale di 0,7 mm (fig. 16). L'intero test avviene in un bagno di acqua a temperatura variabile (5°C/55°C). Per ogni materiale, di regola si testano otto campioni allo stesso tempo.

La quantificazione avviene con uno scanner al laser etkon es1 su modelli in gesso, realizzati con una tecnica di duplicazione dal campione originario.

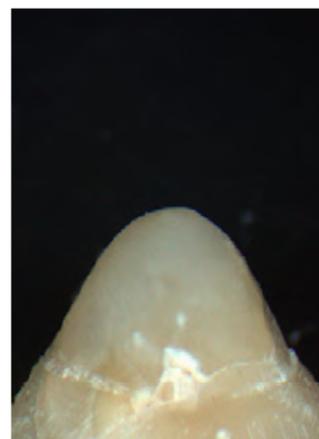


Fig. 15: un antagonista in smalto rifinito da una cuspido palatale di un molare superiore

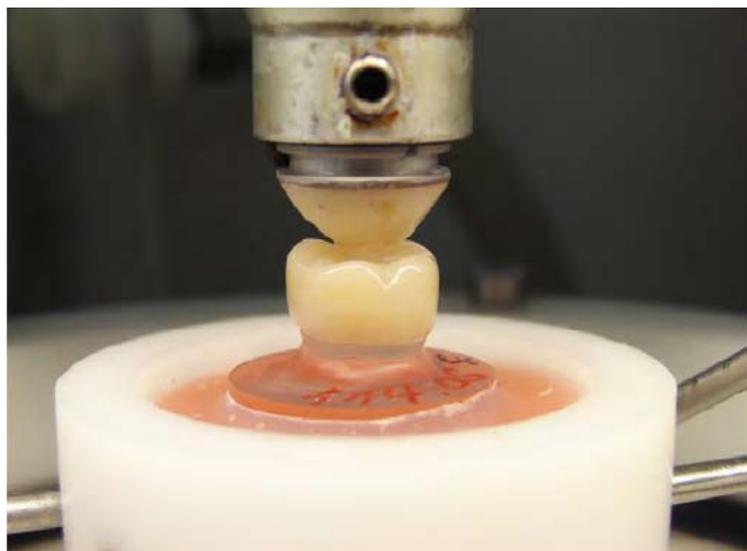


Fig. 19: corona in ceramica nella camera di test del simulatore Willytec con antagonista in smalto, incollato con composito ad un supporto.

4.4.2 *Influsso sull'usura della durezza e della resistenza*

I materiali ceramici di per se' sono considerati come poco soggetti all'usura. Spesso si parte dal presupposto che materiali più duri e resistenti siano più stabili, ma che siano piuttosto dannosi per l'antagonista, scambiando però la resistenza con la durezza del materiale.

La resistenza descrive la resistenza a deformazioni di un materiale o di una costruzione (restauro) attraverso forze agenti dall'esterno. La durezza invece rappresenta una caratteristica superficiale che descrive la resistenza di un materiale o di una costruzione contro la penetrazione di altri oggetti e pertanto può essere in interazione con altri materiali. Resistenza e durezza sono caratteristiche completamente indipendenti e non correlate fra di loro. I processi di abrasione e di usura, possono per es. essere minimizzati attraverso un indurimento superficiale, senza modificare la resistenza del materiale. In molti campi tecnici è in uso effettuare un aumento della durezza della superficie con una contemporanea lisciatura delle superfici per minimizzare l'usura delle componenti in frizione fra di loro (p.es. pistone o albero e cilindro).

La tabella 2 compara valori di resistenza e durezza Vickers di diverse ceramiche dentali. Risulta evidente che IPS e.max CAD rispett. IPS e.max Press, nonostante l'elevata resistenza alla flessione, non sono più dure delle ceramiche meno resistenti IPS Empress oppure Mark II (VITA Zahnfabrik).

	IPS Empress	IPS e.max Press	IPS e.max CAD	VITA Mark II	Y-TZP
Materiale	Leucite	Disilicato di litio	Disilicato di litio	Feldspato	Ossido di zirconio
Resistenza alla flessione (MPa)	160	400	360	154	900
Durezza Vickers (MPa)	5900	5800	5800	5600	13000
Tenacia alla frattura (MPa m ^{0.5})	1,2	2,7	2,5	1,37	5,5

Tab. 2 caratteristiche di diverse ceramiche dentali.

Conclusioni: ne' la durezza, ne' la resistenza di un materiale influiscono in modo determinante sull'abrasione o sull'usura.

4.4.3 *Influsso della ruvidità superficiale sull'usura*

L'usura dipende in modo determinante dall'attrito, cioè dalla superficie dei materiali che si toccano. In tal senso la ruvidità della superficie è un parametro importante. Le superfici lisce offrono poca resistenza e causano pertanto meno usura o abrasione al materiale contrapposto che non superfici ruvide, non lucidate.

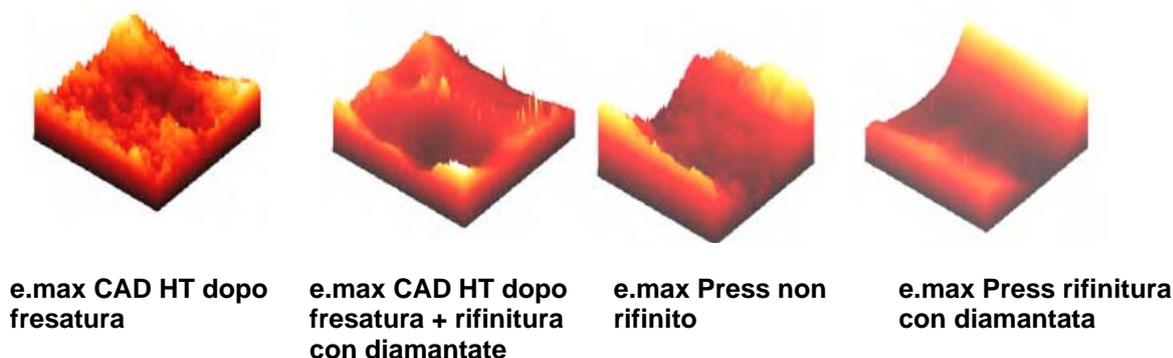
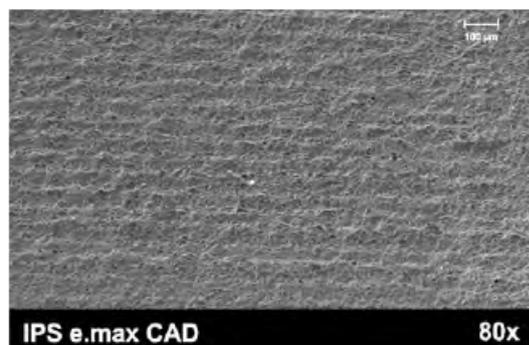
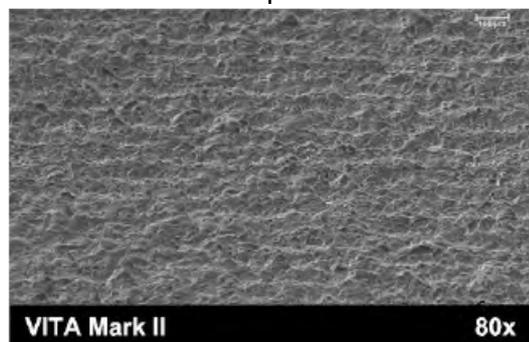


Fig. 17: le immagini tridimensionali di superfici occlusali non trattate e trattate con diamantata fine di corone in IPS e.max CAD HT rispet. IPS e.max Press (FRT MicroProf, 300 Hz frequenza di ricezione, risoluzione orizzontale 1 μm , risoluzione verticale 20 nm). (Ivoclar Vivadent)

tracce della fresa dopo la fresatura



trattamento con diamantate

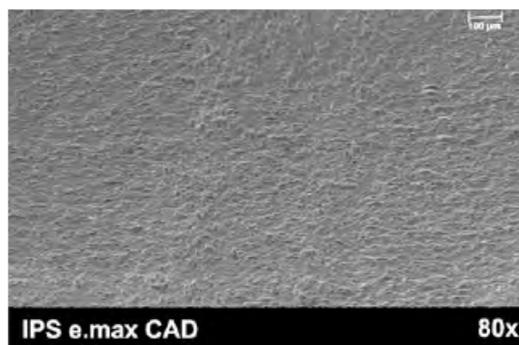
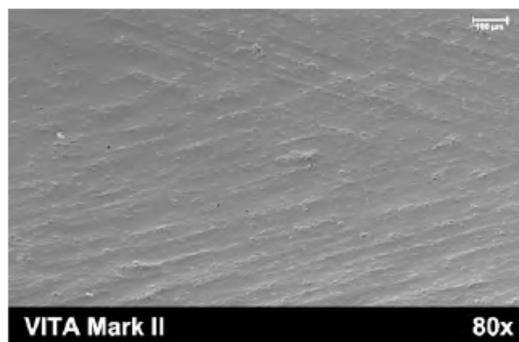


Fig. 18: ruvidità superficiale di ceramica fresata con (a destra) e senza rifinitura (a sinistra) il sistema OptraFine. Riga superiore: VITA Mark II, riga inferiore IPS e.max CAD. Immagini al microscopio a scansione elettronica (Ivoclar Vivadent).

La ruvidità superficiale assume una particolare importanza in riguardo all'abrasione dell'antagonista. Come mostra l'immagine 19, l'abrasione dell'antagonista rispetto a IPS e.max CAD non trattato (UB) e pertanto ruvido, è notevolmente maggiore che dopo il trattamento (B), che riduce la ruvidità. L'abrasione dell'antagonista, dopo il trattamento si trova nel campo di quello di IPS e.max Press, che per i motivi sopra citati, anche in stato non trattato, possiede già una ruvidità superficiale relativamente ridotta, presentando quindi una bassa abrasione dell'antagonista.

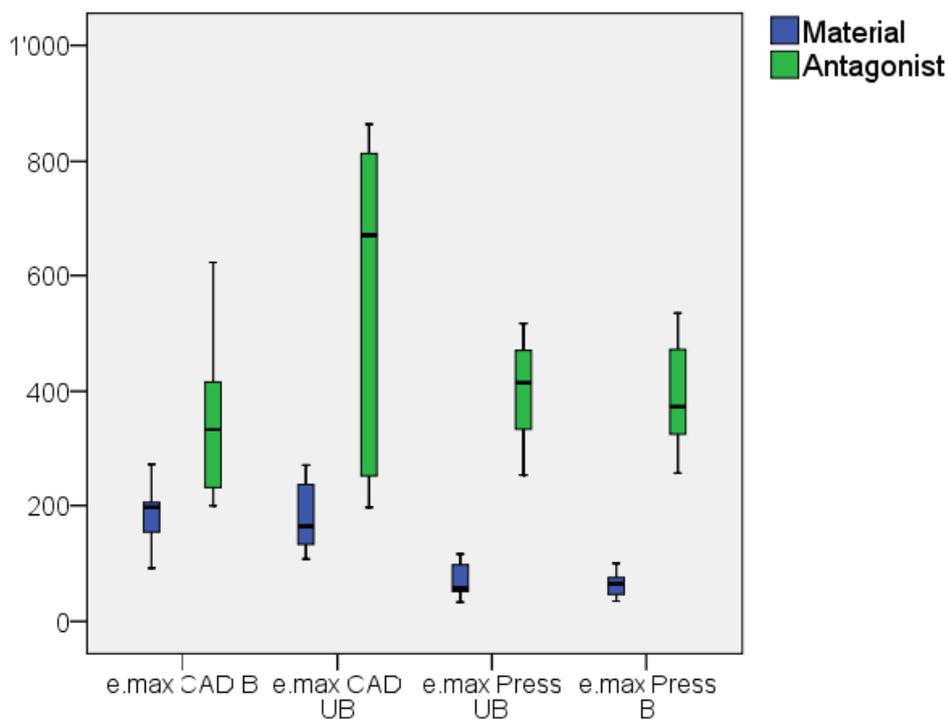


Fig. 19: Influsso della ruvidità della superficie ceramica sull'abrasione dell'antagonista. L'usura di ceramica ed antagonista di corone non trattate (UB) e trattate con diamantate fini (25 μm) (B) in IPS e.max CAD ed IPS e.max Press. (Ivoclar Vivadent).

Conclusioni: l'iniziale ruvidità superficiale dopo una lavorazione CAM dipende dalla ceramica utilizzata. Essa dipende dal processo di fresatura e dalle frese utilizzate. Per mantenere l'abrasione dell'antagonista al minimo, è di significativa importanza la rifinitura delle superfici ceramiche, soprattutto in caso di restauri realizzati al CAM. Per ridurre l'usura dello smalto antagonista, la superficie ceramica deve pertanto essere rifinita secondo le indicazioni del produttore, anche se la corona viene successivamente sottoposta a glasura. La glasura da sola non è un valido sostituto di una buona rifinitura con diamantate fini o una lucidatura del materiale di base, perché la struttura superficiale del materiale sottostante è a contatto da subito o dopo un breve tempo di usura, con l'antagonista.

5. Studi clinici

5.1 Studi clinici con IPS e.max CAD MO

5.1.1 Prof. Nathanson; Boston University, Massachusetts

Affidabilità clinica di corone IPS e.max CAD rivestite con IPS e.max Ceram

Obiettivo: Testare l'affidabilità clinica di 31 corone in disilicato di litio (LS₂) lavorabili al CAD/CAM.

Le strutture in IPS e.max CAD sono state rivestite esteticamente con IPS e.max Ceram e cementate con Multilink rispettiv. Multilink Automix.

Risultati: Dopo un tempo di osservazione fino a 3 anni, si è riscontrata una frattura su una corona (in seguito a trattamento canalare) [7].

5.1.2 Dr. J.A. Sorensen, Pacific Dental Institute, Portland, Oregon, USA

Affidabilità clinica di corone posteriori IPS e.max CAD stratificate con IPS e.max Ceram.

Obiettivo: Cementazione di 30 corone posteriori in strutture IPS e.max CAD rivestite con IPS e.max Ceram. I restauri sono stati cementati con Multilink Automix.

Risultati: Dopo un tempo di osservazione di 2 anni, sono state riportate le fratture di due corone.

5.2 Studi clinici con IPS e.max CAD LT, HT

5.2.1 Dr. F. Beuer, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Monaco, Germania

Studio clinico di restauri in ceramica integrale in ceramica a base di disilicato di litio (LS₂) lavorabile al CAD/CAM

Obiettivo: Testare l'affidabilità clinica di corone e ponti parzialmente ridotti e lavorabili al CAD/CAM realizzati in ceramica a base di disilicato di litio (LS₂). Realizzazione di 38 restauri in IPS e.max CAD totalmente anatomici rispettiv. parzialmente ridotti, tramite sistema KaVo Everest (36 corone, 2 ponti). Stratificazione delle corone/ponti con IPS e.max Ceram, cementazione con Multilink Sprint.

Risultati: Dopo un tempo di osservazione di 2 anni, non é stato rilevato alcun insuccesso dei restauri finora cementati [8].

5.2.2 Dr. S. Reich, Università Leipzig, Germania

Studio clinico per la valutazione di un ceramica lavorabile al CAD/CAM di nuova concezione per la realizzazione chairside di restauri di denti singoli

Obiettivo: Valutazione di 41 corone IPS e.max CAD realizzate nello studio dentistico con l'apparecchio CEREC 3D. La cementazione avviene con Multilink Sprint.

Risultati: Dopo un tempo di osservazione di due anni non si sono riscontrate fratture.

5.2.3 Dr. J. Fasbinder, University of Michigan, Ann Arbor, USA

Valutazione clinica di un materiale vetroceramico per corone CAD/CAM.

Obiettivo: Affidabilità clinica attraverso un arco di tempo minimo di 3 anni di corone totalmente anatomiche IPS e.max CAD.

Realizzazione chairside di 62 corone (premolari e molari) su un'apparecchiatura CEREC 3D. Cementazione: metà con Multilink Automix e metà con Multilink Sprint.

Risultati: Dopo un tempo di osservazione fino a 3 anni, non sono state riscontrate fratture [10].

5.2.4 Dr. B. Zimmerli, Università Berna, Svizzera

Studio clinico per la cementazione di inlay ed endo-corone in ceramica a base di disilicato di litio (LS₂) con il cemento composito autoadesivo a confronto con Variolink II.

Obiettivo: Affidabilità clinica di min. 60 restauri IPS e.max CAD (inlays ed endo-corone) di cui la metà cementata semiadesivamente e l'altra metà adesivamente.

Risultati: Dopo un tempo di osservazione fino ad 1 anno non sono state rilevate fratture nelle corone cementate (50 endo-corone, 25 inlays).

5.2.5 Dr. A. Bindl, Università Zurigo, Svizzera

Studio clinico sulla quota di sopravvivenza e la qualità clinica di corone latero-posteriori realizzate al CAD/CAM in ceramica a base di disilicato di litio (LS₂).

Obiettivo: Affidabilità clinica di 42 corone latero-posteriori in IPS e.max CAD LT

Risultati: Dopo un tempo di osservazione fino a due anni è stato riferito soltanto un debonding. Tutte le corone erano intatte.

5.2.6 Dr. A. Peschke, Clinica interna della Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL

Valutazione dell'affidabilità clinica di restauri totalmente anatomici in IPS e.max CAD

Obiettivo: Realizzazione e cementazione di 37 corone (di cui 15 cementate adesivamente, 22 convenzionalmente) e 71 inlays/onlays/corone parziali (tutti cementati adesivamente).

Risultati: Dopo un tempo di osservazione medio di 45 mesi, si sono riscontrate 2 fratture di corone (una con cementazione convenzionale dopo 4 anni ed una con cementazione adesiva dopo un anno). Per entrambe le corone è stata rilevata una mancata osservanza degli spessori minimi occlusali.

5.3 Conclusioni

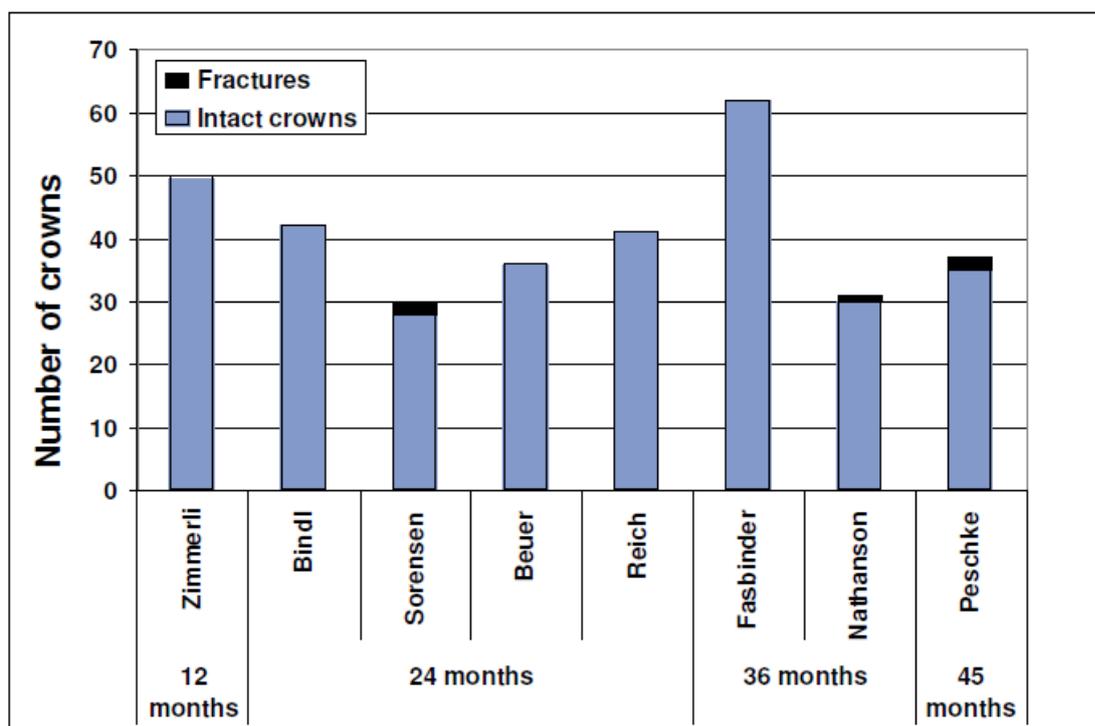


Fig. 20: corone intatte e fratture di corone in studi clinici fino a 45 mesi con IPS e.max CAD. Dr. Zimmerli, Università Berna (CH); Dr. Bintl, Università Zurigo (CH); Dr. Sørensen, Pacific Dental Institute, Oregon (USA); Dr. Beuer, Policlinico di Protesi Odontoiatrica, Monaco (D); Dr. Reich, Università Leipzig (D); Dr. Fasbinder, University of Michigan (USA); Prof. Nathanson, Boston University (USA); Dr. Peschke, Ivoclar Vivadent AG, Schaan (FL).

IPS e.max CAD é una vetroceramica a base di disilicato di litio altamente resistente. Con una resistenza di 360 MPa l'indicazione per corone anteriori e latero-posteriori totalmente anatomiche o parzialmente ridotte, nonché come materiale per struttura di corone anteriori è sicura. l'immagine 20 mostra una panoramica di risultati degli studi clinici e delle poche fratture riscontrate. Ulteriori indicazioni testate sono inlays, onlays e faccette. Gli spessori della struttura ed il rapporto fra struttura e materiale da rivestimento estetico devono corrispondere alle indicazioni delle istruzioni d'uso. Anche nella rifinitura della struttura devono essere rispettate le indicazioni. La sabbiatura con Al_2O_3 è esplicitamente controindicata, per non indebolire la ceramica.

6. Biocompatibilità

6.1 Introduzione

I materiali ceramici impiegati in odontoiatria, sono considerati straordinariamente “biocompatibili” [11-13]. Per biocompatibilità in generale si intende una buona compatibilità (tissutale) [14] rispettivamente la proprietà dei materiali di non scatenare o scatenare solo in minima parte, reazioni con i tessuti corporei. Questo significa che un materiale dentale è “biocompatibile” quando per le sue proprietà e la funzione si integra nell’ambiente biologico del corpo e non provoca alcuna reazione indesiderata [15].

La buona fama della ceramica in riguardo a biocompatibilità [10; 16] negli ultimi 40 anni è cresciuta ed è sicuramente dovuta alle particolari proprietà del materiale. Nella produzione, attraverso i processi di fusione e sinterizzazione si eliminano tutte le sostanze facilmente volatili. Le seguenti caratteristiche sono responsabili della buona compatibilità delle ceramiche dentali.

- sostanze contenute (principalmente ossidi di silicio, alluminio, sodio e potassio) che sono ritenute sicure [11; 16; 17]
- solubilità molto ridotta [17]
- elevata stabilità anche a mezzi acidi nell’ambiente orale aggressivo [11; 16]
- minima tendenza al deposito di placca [11; 16]
- assenza di interazioni disturbanti con altri materiali [11; 16]
- nessun degrado chimico sotto formazione di prodotti di decomposizione [11; 16]

Queste ceramiche possono principalmente essere definite “bio-inerti” [14].

Qui di seguito ulteriori informazioni sulla biocompatibilità di IPS e.max CAD.

6.2 Stabilità chimica

In bocca, i materiali dentali sono esposti ad un vasto campo di valori pH e di temperature. La stabilità chimica è pertanto un importante presupposto per tutti i materiali dentali.

Secondo Anusavice [11] le ceramiche sono considerate come materiali dentali dalla maggiore stabilità.

Stabilità chimica di IPS e.max CAD secondo ISO 6872:

	Solubilità chimica [µg/cm²]	Valore limite secondo la norma [µg/cm²]
IPS e.max CAD	40 ±10	< 100

(Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2006)

- La solubilità chimica di IPS e.max CAD è notevolmente inferiore al valore limite fissato dalla norma.

Inoltre l’analisi di ioni liberati da campioni in IPS e.max CAD in saliva artificiale ed acido acetico, ha rilevato un basso contenuto di ioni. I valori sono comparabili a quelli di altre ceramiche dentali. Pertanto è da considerare abbastanza improbabile, che componenti solubili della ceramica presentino effetti negativi, p.es. citotossicità.

6.3 Citotossicità

Il test della citotossicità rileva la reattività e la tolleranza di singole celle (generalmente fibroblasti di topi) a legami solubili di un materiale dentale. La citotossicità è quella caratteristica biologica, più facile da misurare; assume tuttavia espressività limitato come test a se' stante per la stima della biocompatibilità di un materiale dentale. Molti ricercatori pubblicano dati tossicologici per ceramiche dentali. Le condizioni sperimentali possono essere scelte in modo tale che vi sia un'immensa variabilità nei dati ottenuti. Questo spiega il perché in alcuni test venga rilevata la citotossicità ed in altri no. Se i risultati dei test mostrano effetti positivi, devono essere effettuati ulteriori test più complessi, per consentire una valutazione della biocompatibilità. Soltanto le esperienze cliniche offrono una valutazione conclusiva ed espressiva della biocompatibilità.

Il controllo della tossicità *in vitro* è stato effettuato dal NIOM, Scandinavian Institute of Dental Material, Haslum (N) per mezzo di contatto diretto con le cellule. Il test è avvenuto secondo la norma ISO 10993-5: *Biological evaluation of medical devices Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity*.

Non si sono riscontrate differenze statistiche fra le ceramiche (21). In tutte le ricerche con le ceramiche la vitalità delle cellule ammontava da oltre l'80 fino al 100%, questo significa che le cellule si comportavano come le cellule di controllo non trattate. Impiegando invece il composito, si è rilevata una notevole differenza: la vitalità delle cellule si abbassava al 20% ca. per cui è notevolmente più tossico della ceramica [18].

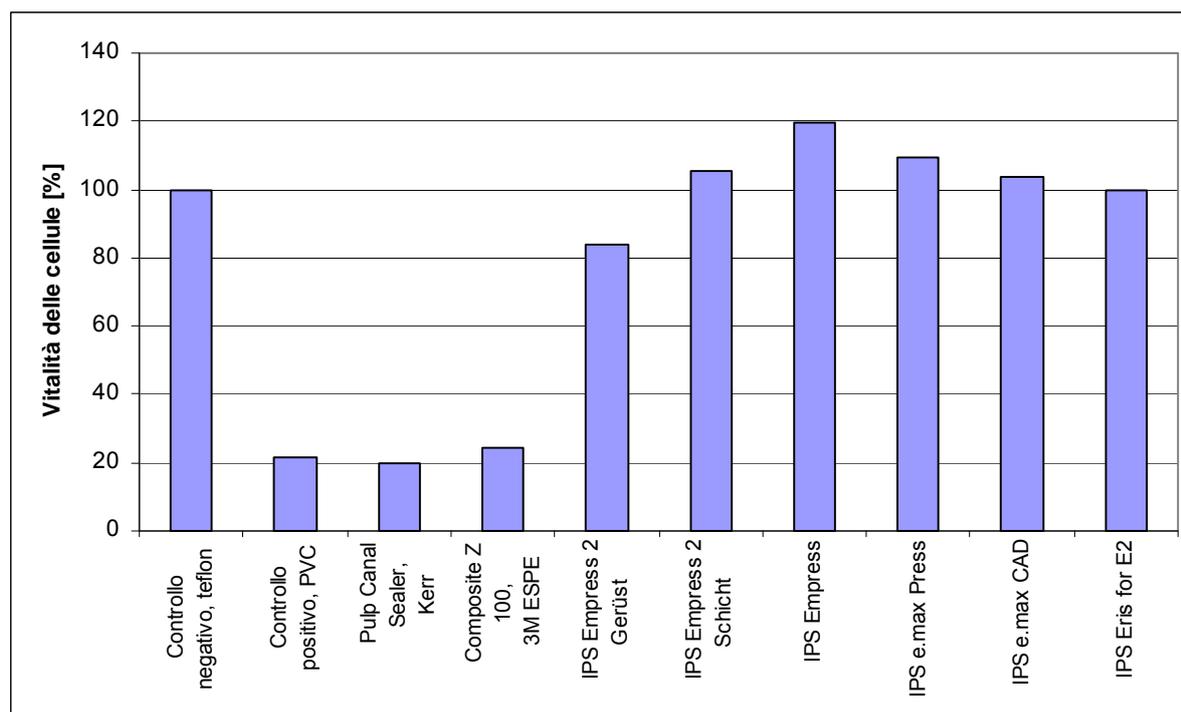


Fig. 21: test di citotossicità (test di contatto diretto con cellule [16])

Per IPS e.max CAD LT A1 è stato effettuato un ulteriore test di citotossicità, il test di diffusione di Agar. A tale scopo è stata testata la reazione di fibroblasti di topo a sostanze, che si diffondono attraverso il materiale del test attraverso uno strato di Agar e che potrebbero influire sulla vitalità delle cellule.

Dal test è risultato che e.max CAD LT A1 dopo esposizione di 48 ore non ha avuto alcun effetto negativo sulle cellule. Il materiale viene pertanto considerato non citotossico [19].

- Alle condizioni scelte per il test per IPS e.max CAD non è stato rilevato alcun potenziale citotossico.

6.4 **Sensibilizzazione, irritazione**

Cavazos [20] ed Allison et al. [21] hanno dimostrato che la ceramica dentale, contrariamente ad altri materiali dentali, a contatto con la mucosa orale non porta ad alcuna reazione negativa o solo una reazione minima. Mitchell [22] nonché Podshadley ed Harrison [23] hanno dimostrato con test su impianti, che la ceramica sottoposta a glasura, porta ad una reazione irritativa molto bassa [22; 23] e notevolmente meno irritante rispetto ad altri materiali dentali accettati come l'oro o la resina [23].

Una sperimentazione con criceti, nella quale campioni in IPS e.max CAD LT sono stati inseriti per almeno 5 minuti all'ora per 4 ore nelle guance, non ha rivelato alcuna irritazione delle mucose orali [22].

Poiché un'irritazione diretta delle cellule della mucosa a causa della ceramica è praticamente escludibile, un'eventuale irritazione è generalmente riconducibile ad un'irritazione meccanica. Questa comunque è normalmente evitabile seguendo le istruzioni d'uso per IPS e.max CAD.

➤ **La ceramica non possiede – o rispetto ad altri materiali dentali – possiede un minore potenziale irritante o sensibilizzante.**

6.5 **Radioattività**

In relazione alla ceramica dentale vi sono sempre osservazioni critiche in riguardo ad una possibile radioattività. L'origine deriva dal fatto che negli anni 70 in alcuni prodotti di metal-ceramica sono stati impiegati minime quantità di sostanze fluorescenti radioattive [25-27]. In tal senso ci sono stati anche calcoli in merito ad un possibile carico di raggi determinato dalla ceramica impiegata in bocca [28]. Poiché a partire dall'inizio degli anni 80 vi sono sufficienti alternative per ottenere la fluorescenza senza additivi radioattivi, si può presumere, che tutti gli importanti produttori abbiano rinunciato a queste sostanze già negli anni 80.

Tuttavia possibili fonti di radioattività non possono essere escluse così facilmente. Minime impurità di uranio o torio nelle materie prime impiegate in parte naturalmente oppure negli additivi coloranti non sono semplicemente eliminabili [25]. Pertanto nelle norme riguardanti la ceramica (EN ISO 6872; EN ISO 9693; ISO 13356) è stato fissato che non sono consentiti additivi radioattivi e sono determinati i valori limite per la radioattività massima tollerabile.

Per IPS e.max CAD è stata misurata la seguente radioattività attraverso γ -spettroscopia

	²³⁸ U [Bq/g]	²³² Th [Bq/g]
IPS e.max CAD	< 0.03	< 0.03
Valore limite secondo ISO 6872:2008	1.000	-

Istituto di Ricerca Jülich (2006)

La radioattività di IPS e.max CAD è notevolmente al di sotto del valore limite fissato dalla norma. (come confronto: le attività della crosta terrestre per ²³⁸U e ²³²Th sono nel campo di 0,03Bq/g).

6.6 **Mutagenità**

Proprio per materiali come le ceramiche dentali, che vengono portate in bocca dei pazienti nel corso di molti anni, l'effetto mutagenico del materiale o di componenti solubili, deve essere possibilmente escluso, per prevenire la formazione di cancro.

Un test importante nella verifica della mutagenità di sostanze è il test di AMES, un test batterico, che ricerca modifiche del patrimonio genetico. Per IPS e.max CAD LT A1, nel test di Ames non è stato trovato alcun potenziale mutagenico [29].

- Il rischio della formazione di tumori attraverso IPS e.max CAD è pertanto considerabile estremamente ridotto.

6.7 Rischi biologici per utilizzatori e pazienti

Il maggiore potenziale di pericolo in una ceramica è per l'odontotecnico a causa della frequente rifinitura. In tal modo si libera polvere minerale sottile, che non dovrebbe essere inalata. Lavorando con impianto di aspirazione e mascherina di protezione è possibile evitare in gran parte questo potenziale rischio.

Per l'odontoiatra nella manipolazione del restauro finito non è riscontrabile pressoché alcun rischio.

Anche per il paziente il rischio biologico derivante dal materiale ceramico è da classificare come minimo. L'assunzione di ceramica abrasa o l'ingestione di distacchi di ceramica sono da considerare privi di rischio. Con un corretto impiego secondo le indicazioni ed un corretto adattamento non sono prevedibili effetti collaterali locali o di tipo sistemico [11; 30].

6.8 Esperienza clinica

Le esperienze cliniche con le ceramiche al disilicato di litio (IPS Empress 2, IPS e.max Press) arrivano fino al 1998. Non ci sono finora segnalazioni di effetti indesiderati, che potrebbero essere in relazione con problemi di biocompatibilità.

6.9 Conclusioni

La vetroceramica al disilicato di litio, nell'ottica dell'impiego come dispositivo medico, è stata testata in riguardo a qualsiasi tipo di potenziale tossicologico. L'affidabilità clinica per oltre dieci anni, nonché i risultati di diversi istituti di ricerca certificati, in riguardo a test di citotossicità e test *in-vivo* hanno maggiore peso che le singole pubblicazioni sulla tossicità *in-vitro*.

Questa raccolta, dimostra che dalle ceramiche dentali in generale deriva un rischio molto ridotto e che è data una buona biocompatibilità. Da questo punto di vista le ceramiche nel campo dentale sono da definire come il materiale di scelta.

In base ai dati a disposizione ed alle attuali conoscenze si può affermare, che IPS e.max CAD non presenta alcun potenziale tossico. Con un utilizzo secondo le prescrizioni del produttore non sussiste alcun pericolo per la salute di paziente, odontotecnico ed odontoiatra.

7. Indice delle fonti bibliografiche

1. Kracek F. The binary system Li₂O - SiO₂. PhysChem 1930:2641-2650.
2. Clinician's report. IPS e.max CAD (Lithium Disilicate): A New All-Ceramic Alternative? October 2009; (2):10.
3. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. Int J Prosthodont 2010;23:151-159.
4. Silva, Nelson RFA, Thompson V. Interim Report. Project: Reliability of Reduced Thickness e.max CAD and Thinly Veneered e.max CAD Crowns. New York University. 2010.
5. L.D.M. Martins, P.G. Coelho, G.B. Valverde, E.A. Bonfante, G. Bonfante, E.D. Rekow, V.P. Thompson, N.R.F.A. Silva "Reliability: reduced-thickness and thinlyveneered lithium-disilicate vs. MCR and Y-TZP crowns" IADR Abstract 149736, San Diego, CA, 2011
6. K.M. Lehmann, E. Hell, G. Weibrich, M. Sattari Azar, E. Stender, H. Scheller "Stability of CAD/CAM Crowns on implant abutments using different luting systems" IADR Abstract 146630, San Diego, CA, 2011
7. Nathanson D, IADR abstract #0303, Toronto 2008.
8. Richter J, Schweiger J, Gernet W, Beuer F. Clinical Performance of CAD/CAMfabricated lithium-disilicate restorations. IADR Abstract #82, Munich 2009.
9. Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. Int J Prosthodont 2010;23(3):214-6.
10. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. Clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. 3-year report. November 2010.
11. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82-89.
12. McLean J. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 1978.
13. Roulet J, Herder S. Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin. 1989.
14. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 2005.
15. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. J Prosthet Dent 2001;86:203-209.
16. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh Edition. W. B. Saunders Company Philadelphia; 2003.
17. Schäfer R, Kappert HF. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:625-628.

18. Dahl JE. MTT-test. NIOM Report No. 004/04. 2004.
19. Grall, F. Toxicon Final GLP Report: 10-1251-G1. Agar Diffusion Test - ISO. April 2010.
20. Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. J Prosthet Dent 1968;20:143-153.
21. Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. J Dent Res 1958;37:66-67.
22. Mitchell DF. The irritational qualities of dental materials. J Am Dent Assoc 1959;59:954-966.
23. Podshadley AG, Harrison JD. Rat connective tissue response to pontic material. J Prosthet Dent 1966;16:110-118.
24. Lister S, Toxicon Final GLP Report: 10-1251-G2. Oral Irritation Test - Acute Exposure -- ISO Direct Contact. May 2010.
25. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:688-690.
26. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. Br Dent J 1974;136:101-106.
27. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. Dtsch Zahnärztl Z 1976;31:860.
28. Sairenji E, Moriwaki K, Shimizu M, Noguchi K. Estimation of radiation dose from porcelain teeth containing uranium compound. J Dent Res 1980;59:1136-1140.
29. Devaki S, Toxikon Final GLP Report: 10-1251-G3: *Salmonella typhimurium* and *Escherichia coli* reverse mutation assay - ISO. April 2010.
30. Mackert JR. Side-effects of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:90-93.

La presente documentazione contiene una panoramica di dati (informazioni) scientifici interni ed esterni. La presente documentazione è stata preparata esclusivamente per uso interno della Ivoclar Vivadent ed uso esterno per i partner della Ivoclar Vivadent. Non è previsto un uso diverso. Tutte le informazioni si ritengono attuali, tuttavia non tutte le informazioni sono state revisionate e non è possibile garantire la loro accuratezza, veridicità o attendibilità. Non siamo responsabili dell'uso delle informazioni, anche in caso di avvertenza del contrario. In particolare, l'uso delle informazioni è a proprio rischio. L'informazione è fornita in quanto tale, in quanto disponibile e senza alcuna garanzia espressa o implicita, compresa (senza limitazione) l'utilizzabilità o l'idoneità per uno scopo particolare.

L'informazione è stata fornita gratuitamente ed in nessun caso noi o chiunque altro nostro associato o altre persone potranno essere ritenuti responsabili di qualsiasi danno accidentale, diretto, indiretto, consequenziale, speciale o punitivo (incluso, ma non soltanto, danni per la perdita di dati, perdita dell'uso, o qualsiasi altro costo per procurare informazioni sostitutive) derivanti dall'uso o dall'inabilità di uso dell'informazioni anche nel caso in cui noi o nostri rappresentanti fossimo a conoscenza della possibilità di tali danni.

Ivoclar Vivadent AG
Ricerca & Sviluppo
Servizio Scientifico
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Contenuti: Dr. Kathrin Fischer / Petra Bühler-Zemp / Dr. Thomas Völkel

Traduzione: Laura Fait

Editing: R. Boccanera

Edizione: febbraio 2011

Sostituisce la versione di aprile 2009
