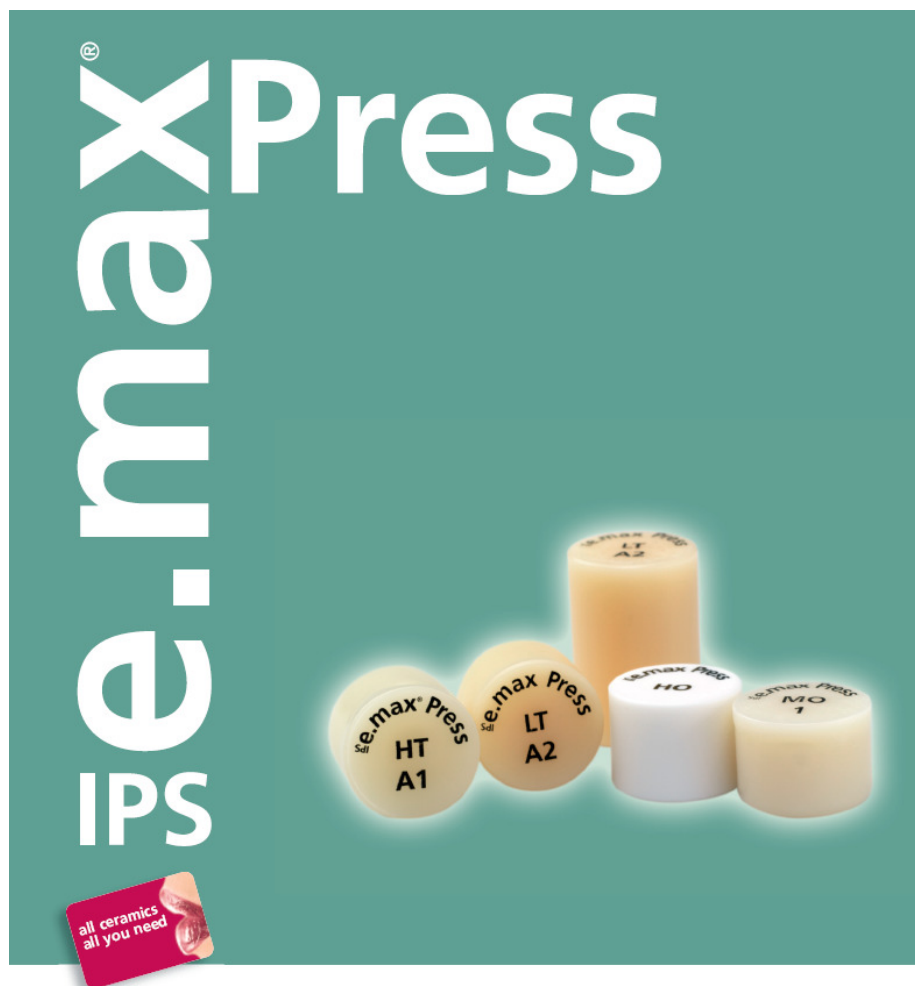


IPS e.max[®] Press



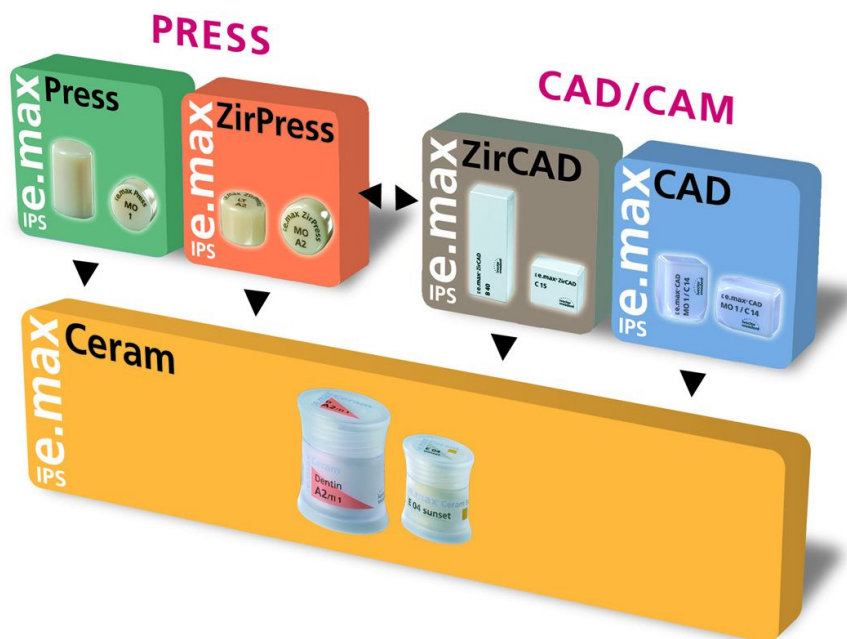
Documentazione scientifica

Indice

1. Introduzione.....	3
1.1 Panoramica del sistema IPS e.max	3
1.2 IPS e.max Press	4
2. Dati tecnici.....	6
3. Test in scienza dei materiali	7
3.1 Caratteristiche fisiche.....	7
3.2 Resistenza alla flessione.....	7
3.3 Tenacia alla rottura	9
4. Test in vitro.....	11
4.1 Resistenza alla frattura di ponti nei settori anteriori.....	11
4.2 Resistenza alla frattura di ponti latero-posteriori di 3 elementi	12
4.3 La trasmissione della luce	13
4.4 Precisione della chiusura marginale.....	14
4.5 Resistenza alla frattura di corone parziali	15
4.6 Quota di sopravvivenza e resistenza alla frattura di corone parziali su premolari in ceramica integrale	16
4.7 Quota di sopravvivenza di corone molari nel simulatore di masticazione	17
4.8 Cementazione di IPS e.max Press.....	18
5. Studi clinici.....	20
5.1 PD Dr. Edelhoff, Clinica Universitaria Aachen	20
5.2 Prof. Dr. Kern, Clinica Universitaria Schleswig-Holstein, Kiel	20
5.3 Prof. Dr. Anusavice, University of Florida, Gainesville; Dr. Esquivel-Upshaw, University of Texas Health Center, San Antonio.....	21
5.4 Dr. Stappert, Clinica Universitaria, Freiburg i. Br.	23
5.5 Prof. Dr. Watson, King's College, London.....	23
5.6 Prof. Dumfahrt, Clinica Universitaria, Innsbruck.....	25
5.7 ZA R. Watzke, Clinica interna, Ivoclar Vivadent AG, Schaan	25
5.8 Conclusioni.....	26
6. Biocompatibilità	27
6.1 Introduzione.....	27
6.2 Stabilità chimica.....	27
6.3 Citotossicità.....	27
6.4 Sensibilizzazione, irritazione	28
6.5 Radioattività.....	28
6.6 Rischi biologici per utilizzatori e pazienti.....	29
6.7 Conclusioni.....	29
7. Indice delle fonti bibliografiche.....	30

1. Introduzione

1.1 Panoramica del sistema IPS e.max



IPS e.max é un sistema di ceramica integrale composto dalle seguenti 5 componenti:

- IPS e.max Press (grezzi per pressatura in vetroceramica a base di disilicato di litio (LS₂))
- IPS e.max ZirPress (grezzi per pressatura in vetroceramica a base di fluoro-apatite)
- IPS e.max CAD (blocchetti in vetroceramica a base di disilicato di litio (LS₂) per la tecnologia CAD/CAM)
- IPS e.max ZirCAD (blocchetti in ossido di zirconio per la tecnologia CAD/CAM)
- IPS e.max Ceram (ceramica da rivestimento estetico contenente fluoro-apatite)

1.2 IPS e.max Press

1.2.1 Materiale / produzione



Abb. 1: grezzi IPS e.max Press

IPS e.max Press sono grezzi pressabili (fig.1) in vetroceramica a base di disilicato di litio (LS_2) disponibili in diversi gradi di opacità (HT, LT, MO, HO).

Sono utilizzabili per la realizzazione di strutture oppure per la realizzazione di restauri totalmente anatomici (anche parzialmente ridotti).

Lo sviluppo si basa su una vetroceramica del sistema di disilicato di litio (fig. 2 **Fig. 2**). Grazie a nuove tecnologie e parametri di lavorazione ottimizzati, si evita la formazione di difetti nel volume dei grezzi.

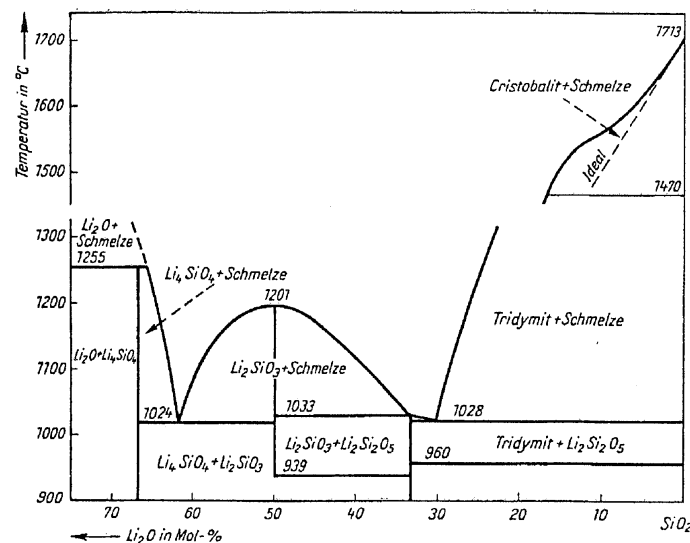


Fig. 2: Sistema di materiale SiO_2 - Li_2O [1]

I coefficienti di espansione molto simili della vetroceramica a base di disilicato di litio (LS_2) e dell'ossido di zirconio (IPS e.max ZirCAD) offrono la possibilità di utilizzo di una ceramica per stratificazione universale (IPS e.max Ceram) per l'intero sistema IPS e.max.

La lavorazione odontotecnica di IPS e.max Press avviene attraverso la nota tecnica della cera persa, che si distingue per l'elevata precisione di chiusura.

1.2.2 La colorazione

La colorazione si orienta alle esigenze dell'utilizzatore. Lo schema cromatico, è mantenuto il più semplice possibile, anche se allo stesso tempo le diverse indicazioni richiedono diverse gradazioni di traslucenza. I grezzi MO di maggiore opacità, di regola vengono stratificati esteticamente con IPS e.max Ceram, ed in tal modo con 4 gruppi cromatici da MO 1 a MO4

ed un colore Bleach MO 0, si possono soddisfare tutti i requisiti. Il colore viene prodotto attraverso ioni polivalenti disciolti nel vetro. Il meccanismo della colorazione degli ioni ha il vantaggio di una distribuzione omogenea degli ioni coloranti in un materiale monofase. I grezzi LT più traslucidi sono indicati sia per la sovrastratificazione (cut-back) con IPS e.max Ceram, che per restauri pressati in forma totalmente anatomica. Questi sono disponibili nei 16 colori A-D ed inoltre in 4 colori Bleach (BL). La colorazione in questo caso avviene con pigmenti di colore particolarmente ben compatibili con la matrice di vetro, con i quali si ottiene un elevato valore e contemporaneamente elevato croma. La fluorescenza dei grezzi LT è calibrata in modo naturale secondo le indicazioni. Grazie alla leggera opalescenza i restauri hanno un aspetto particolarmente vitale, in particolare in caso di bordi a finire. Per la copertura di monconi decolorati è inoltre disponibile un grezzo HO particolarmente opaco.

Infine con il grezzo altamente traslucido HT, Ivoclar Vivadent AG mette a disposizione la ceramica ideale per inlays ed onlays. Questi grezzi presentano il cosiddetto effetto camaleontico, con il quale la ceramica riproduce l'influsso cromatico della sostanza dentale circostante.

1.2.3 La struttura

La struttura di IPS e.max è composta dal 70% ca. di cristalli di disilicato di litio $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, rivestiti in una matrice di vetro. La fase cristallina principale di disilicato di litio è presente in forma di cristalli aghiformi (Fig. 3). La lunghezza dei cristalli è di 3-6 μm .

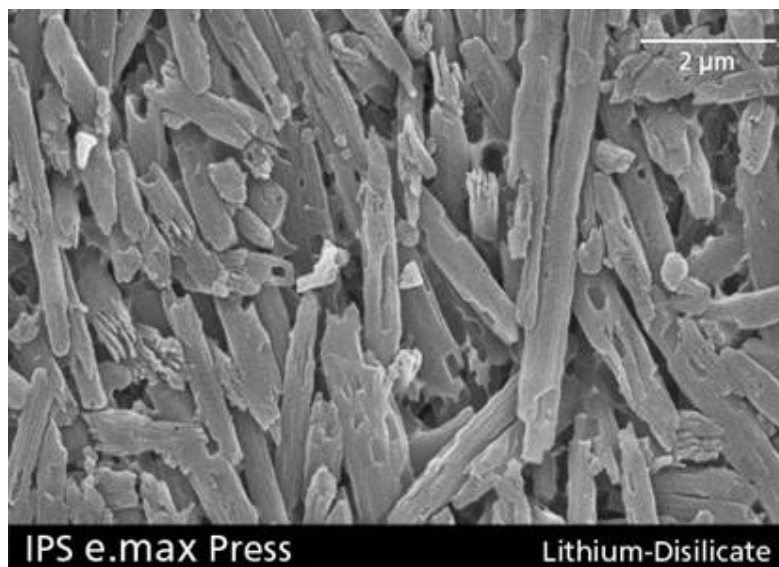


Fig. 3: struttura di IPS e.max Press (SEM, mordenzato in vapore di HF per 30 sec.)

2. Dati tecnici

IPS e.max Press

Grezzo in ceramica per pressatura

Composizione standard:

(% in peso)

SiO ₂	57 – 80
Li ₂ O	11 – 19
K ₂ O	0 – 13
P ₂ O ₅	0 – 11
ZrO ₂	0 – 8
ZnO	0 – 8
altri ossidi e pigmenti ceramici	0 – 10

Caratteristiche fisiche:

Secondo:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Resistenza alla flessione (biassiale)	400 ± 40 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)	10.55 ± 0.35 10 ⁻⁶ K ⁻¹

3. Test in scienza dei materiali

3.1 Caratteristiche fisiche

Caratteristica fisica	Valore	Ricercatore
Resistenza alla frattura (SEVNB)	2.5 – 3.0 MPam ^{1/2}	intern. (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
Modulo E	95 ± 5 GPa	intern. (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
Modulo E	91.0 GPa	Albakry et al. [2]
Modulo E	94.4 GPa	Lohbauer
Modulo E	96.0 GPa	Anusavice
Numero di Poisson ν	0.23	Albakry et al. [2]
Durezza Vickers HV10	5900 ± 100 MPa	intern. (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
Durezza	5.5 GPa	Albakry et al. [3]
Densità	2.5 ± 0.1 g/cm ³	intern. (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)

Tab. 1: caratteristiche fisiche

3.2 Resistenza alla flessione

3.2.1 Resistenza alla flessione di IPS e.max Press (diversi metodi)

La resistenza alla flessione dipende notevolmente dal metodo di misurazione impiegato. La Fig. 4 mostra una panoramica dei valori di resistenza misurati con diversi processi di misurazione.

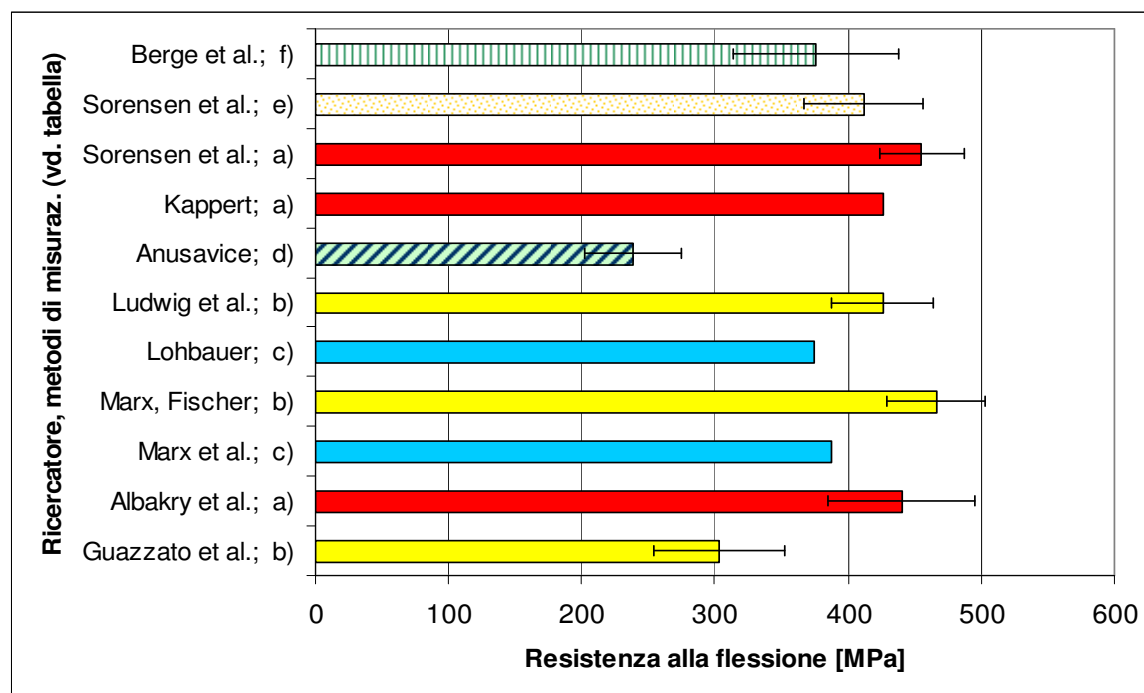


Fig. 4: Resistenze alla flessione di IPS e.max Press rilevate con diversi metodi di misurazione (vedi anche Tab. 2)

Ricercatore	Resistenza alla flessione [MPa]	Metodi di misurazione:
Berge et al.[4]; f)	375.7	Resistenza biassiale ISO 6872; test in H ₂ O
Sorensen et al.[5]; e)	411.6	Resistenza biassiale (test in condizioni bagnate)
Sorensen et al.[5]; a)	455.5	Resistenza biassiale
Kappert; a)	426	Resistenza biassiale
Anusavice[6]; d)	239	Resistenza biassiale a 4 punti dopo 48 h conservazione in H ₂ O
Ludwig et al.[7]; b)	426	Resistenza biassiale a 3 punti
Lohbauer; c)	374.4	Resistenza Weibull $\sigma_{63.21\%}$; test di flessione a 4 punti DIN EN 843-1
Marx, Fischer; b)	466	Resistenza alla flessione a 3 punti
Marx et al.[8]; c)	388	Resistenza Weibull $\sigma_{63.21\%}$; test di flessione a 4 punti DIN EN 843-1
Albakry et al.[2]; a)	440	Resistenza biassiale
Guazzato et al.[9]; b)	303	Resistenza alla flessione a 3 punti

Tab. 2: Dati e metodi di misurazione relativi alla Fig. 4

3.2.2 Resistenza biassiale di diverse ceramiche per pressatura

Albakry et al. [2] hanno rilevato la resistenza biassiale ed il modulo di Weibull di diverse ceramiche per pressatura della Ivoclar Vivadent AG. Per ogni materiale sono stati testati 20 dischi, il test é avvenuto secondo ASTM F 394-78.

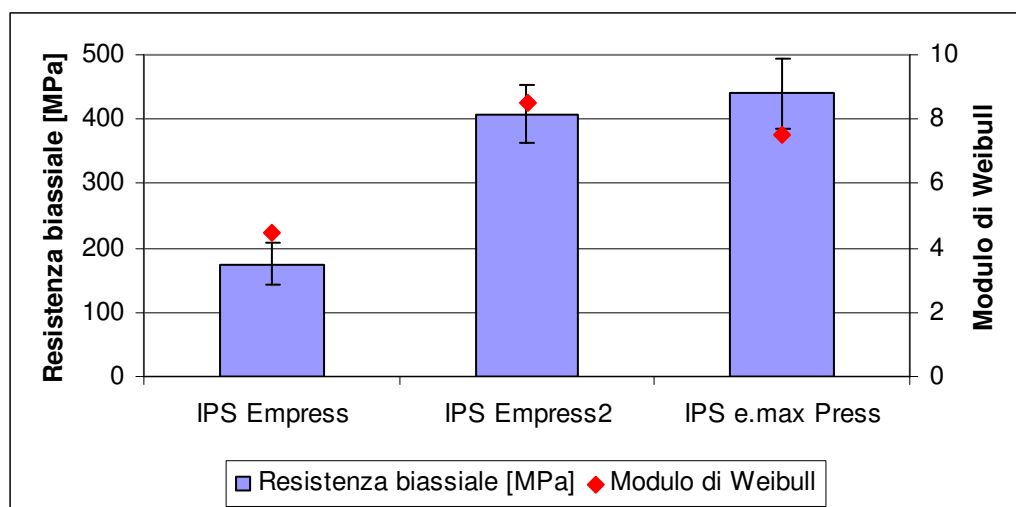


Fig. 5: resistenza biassiale e modulo Weibull di diverse ceramiche per pressatura (Albakry et al.[2])

- I valori di resistenza notevolmente superiori di IPS e.max Press ed IPS Empress 2 sono da ricondurre alla composizione del materiale (cristalli di disilicato di litio).
- I moduli Weibull più elevati di IPS e.max Press ed IPS Empress 2 indicano, che i valori rilevati di questi materiali sono più affidabili con minore dispersione dei valori.

3.2.3 Resistenza di Weibull $\sigma_{63.21\%}$

Nel rilevamento dei valori di resistenza, per la ceramica si arriva ad una dispersione relativamente grande dei valori. Pertanto per la ceramica spesso viene indicata la cosiddetta resistenza Weibull $\sigma_{63.21\%}$, questo significa che a questa resistenza il 63.21% di tutte le prove fallisce. Vengono utilizzate anche le definizioni „resistenza caratteristica“ e „resistenza media“.

Marx et al. [8] hanno rilevato la resistenza di Weibull con il test di flessione a 4 punti (DIN V ENV 843-1), con un numero di campioni di n=30.

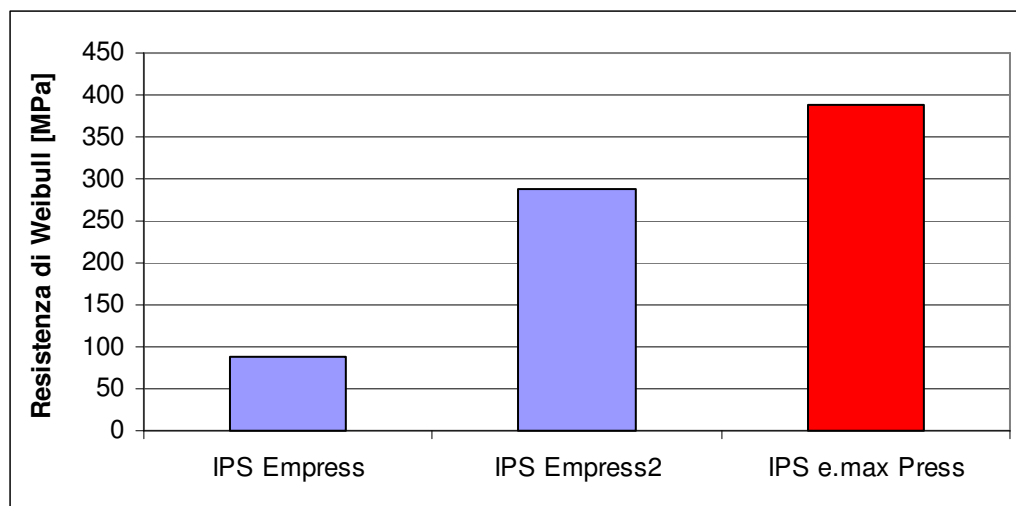


Fig. 6: resistenza Weibull $\sigma_{63,21\%}$ di ceramiche per pressatura (Marx et al. [8])

- IPS e.max Press presenta una resistenza di Weibull notevolmente superiore rispetto ad IPS Empress 2.

3.3 Tenacia alla rottura

La tenacia alla rottura K_{IC} é un mezzo di misurazione della resistenza che un materiale oppone ad un'incrinatura che si propaga. K_{IC} , denominato anche fattore di intensità di tensione critico oppure resistenza all'incrinatura, é il valore limite, al quale l'elemento di costruzione si rompe in maniera totale e l'energia accumulata si libera in forma di nuove superfici, calore ed energia cinetica

3.3.1 Tenacia alla rottura di IPS e.max Press (diversi metodi)

Per il rilevamento della resistenza alla frattura esistono diversi metodi. Si possono effettuare confronti fra materiali, come anche per le resistenze alla flessione, se é stato utilizzato lo stesso metodo anche per la determinazione del K_{IC} . In questo documento, non entriamo nei particolari dei vari procedimenti, tuttavia qui di seguito riportiamo una breve descrizione dei due metodi che sono stati utilizzati per le prove di IPS e.max Press.

IF (Intendation fracture):

Ad avvenuta preparazione dei campioni, con diversi carichi, si effettuano carichi a impressione di durezza Vickers. Le incrinature, che si formano agli angoli dell'impressione vengono misurate con l'aiuto di un microscopio a luce. Dalla lunghezza di queste incrinature, del carico apportato e determinati indici del materiale (modulo E, durezza) si può calcolare la tenacia alla frattura. A seconda delle dimensioni, forma ed orientamento dei cristalli, il materiale è microscopicamente anisotropo. Questo significa, che le incrinature delle impressioni si propagano in modo differente parallelamente e verticalmente rispetto ai cristalli. Pertanto ne risultano due diversi valori, che nella ricerca vengono definiti $IF_{\text{parallelo}}$ rispettiv. $IF_{\text{perpendicolare}}$.

IS (Intendation strength):

Ad avvenuta preparazione dei campioni con diversi carichi, si effettuano carichi a impressione di durezza Vickers. Le prove vengono quindi sottoposte ad un test di resistenza (a 3 punti, 4 punti oppure biassiale). Dal valore di resistenza rilevato, dal carico apportato e dagli indici del materiale (modulo E, durezza), si può calcolare la tenacia alla frattura.

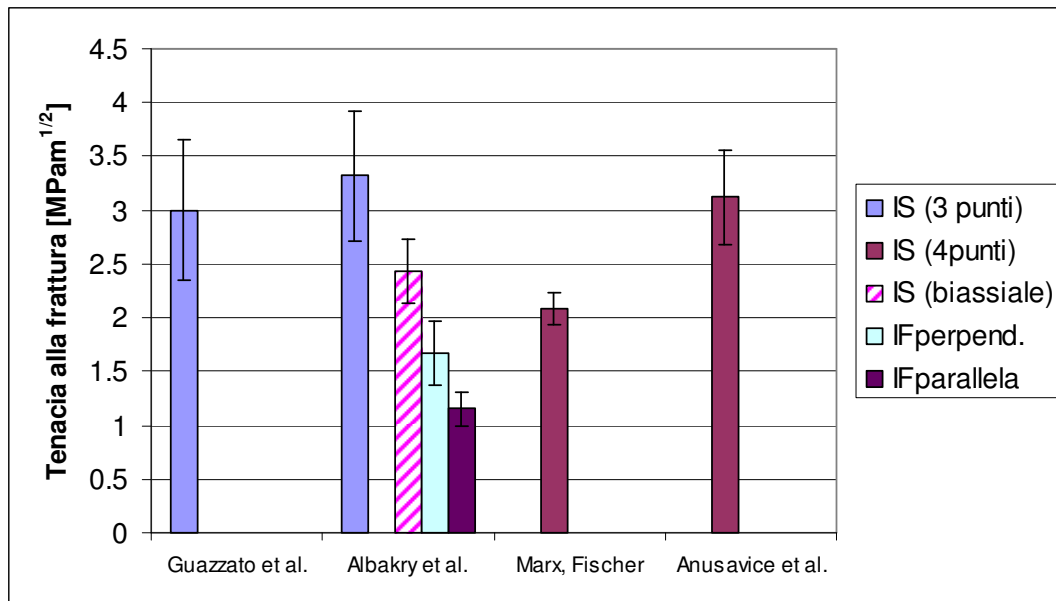


Fig. 7: Tenacia alla rottura di IPS e.max Press secondo diversi metodi (Guazzato [9], Albakry [3], Marx/Fischer, Anusavice et al. [6])

Le evidenti differenze di valore di tenacia alla rottura dimostrano, quanto “sensibile” sia l’interpretazione di un singolo valore. I valori di tenacia alla frattura sono fortemente dipendenti dai singoli metodi. L’influsso del metodo a sua volta dipende anche fortemente dal materiale testato (vedi capitolo 3.3.2). Albakry et al. [3] fanno riferimento alla ricerca di Fischer et al [10], nella quale il metodo IF viene ritenuto un metodo non idoneo per la determinazione del K_{IC} e classificato soltanto per una prima stima grossolana della tenacia alla rottura.

3.3.2 Tenacia alla rottura: influsso del metodo per diverse ceramiche per pressatura

Albakry et al. [3] hanno rilevato la tenacia alla rottura secondo diversi metodi.

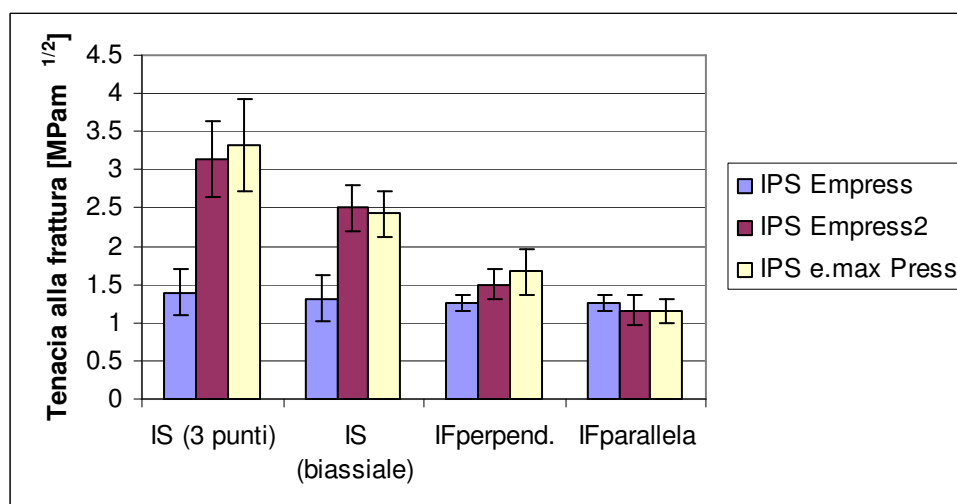


Fig. 8: tenacia alla rottura di ceramiche pressabili rilevata secondo diversi metodi (Albakry et al [3])

La tenacia alla rottura delle ceramiche a base di disilicato di litio (LS_2) IPS Empress2 ed IPS e.max Press dipende fortemente dal metodo di misurazione, mentre per IPS Empress si riscontrano soltanto minime differenze. Albakry et al. [3] presumono che vi sia un influsso dovuto all’orientamento dei cristalli di disilicato di litio. Questo orientamento avviene durante il processo di termopressatura dei singoli campioni. A seconda del metodo di misurazione

possono essere necessari altri campioni. Le dimensioni dei cristalli e la loro direzione influisce sul decorso delle incrinature.

4. Test in vitro

4.1 Resistenza alla frattura di ponti nei settori anteriori

Ludwig et al. [7] hanno rilevato la resistenza alla frattura di ponti anteriori sotto carico statico e dinamico. I ponti sono stati realizzati secondo istruzioni d'uso e quindi glasati.

Nella prova statica, l'elemento intermedio é stato caricato in un'angolazione di 30° fino alla rottura. Con carico dinamico é stato determinato il carico, con il quale il ponte dopo 1,2 milioni di cicli non si rompe.

Metodi:

statico (N=6): carico statico (in angolazione di 30°) sull'elemento intermedio fino alla frattura

dinamico (N=12): - fino a 300N: simulatore di masticazione, con termocicli
- da 300N: unità di carico pneumatico, senza termocicli

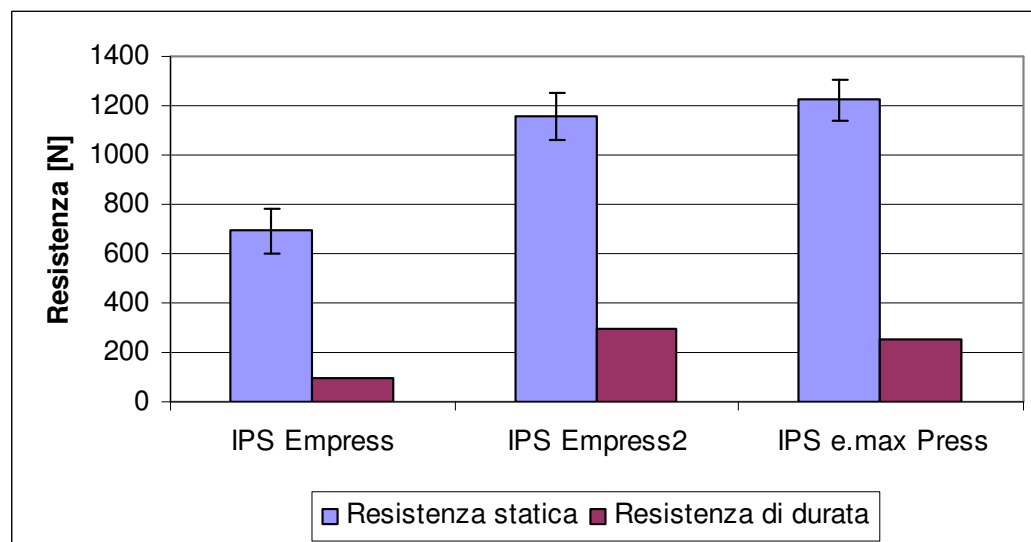


Fig. 9: resistenza statica alla frattura e resistenza di durata di ponti anteriori (Ludwig et al. [7])

- La resistenza di durata di IPS e.max Press é notevolmente superiore al carico possibile in condizioni naturali nei settori anteriori [7].
- E' possibile supporre che ponti anteriori di tre elementi in IPS e.max Press con relativo dimensionamento, siano resistenti alla frattura nel tempo.

4.2 Resistenza alla frattura di ponti latero-posteriori di 3 elementi

Schröder ha verificato la resistenza alla frattura statica di strutture e di ponti di 3 elementi IPS e.max Press. Le strutture sono state testate con e senza rivestimento estetico, i ponti sono stati pressati anatomicamente e testati con glasura (2 diverse glasure) e senza glasura (solo sabbati).

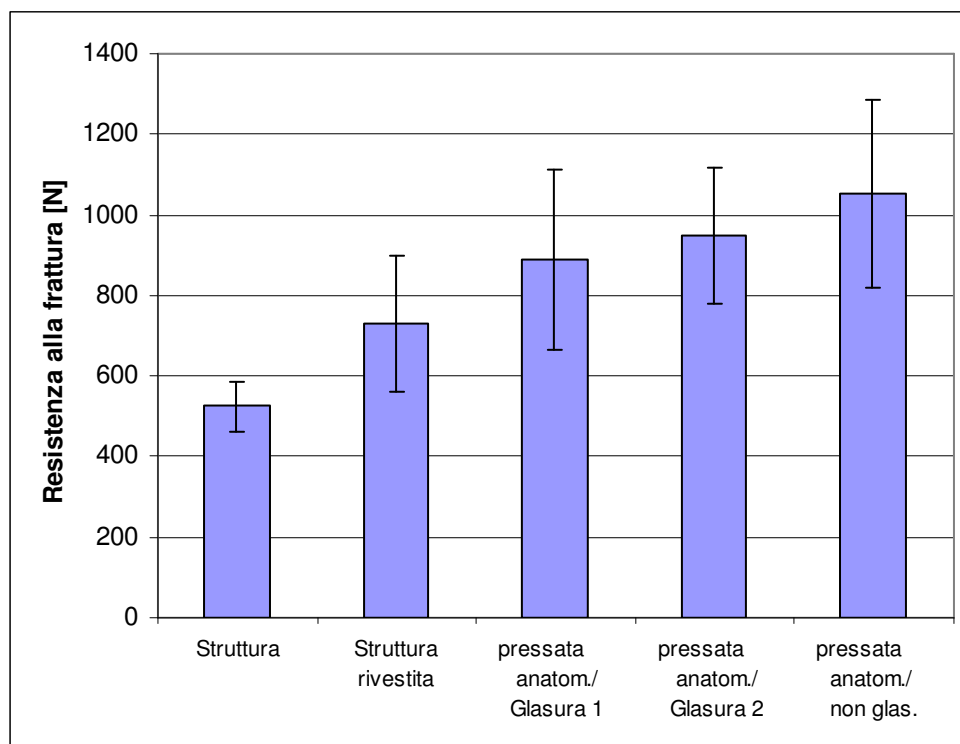


Fig. 10: resistenza alla frattura di ponti latero-posteriori di 3 elementi realizzati in IPS e.max Press (Schröder)

- Ponti pressati anatomicamente raggiungono i massimi valori di resistenza alla frattura.
- La resistenza alla frattura delle strutture rivestite é maggiore di quella delle strutture non rivestite. Il miglioramento é spiegabile dalla sezione più grande rispetto alle strutture senza rivestimento estetico.

4.3 La trasmissione della luce

4.3.1 La trasmissione della luce attraverso materiali per struttura e cementi

Edelhoff et al. [11] hanno testato la trasmissione di luce di diversi materiali per struttura e cementi. Su dischi in ceramica dello spessore di 0,9 mm è stato applicato 0,1 mm di cemento. Come confronto si sono considerati dischi di 1,0 mm di spessore non stratificati. Dopo conservazione per 30 giorni in saliva artificiale è stata rilevata la trasmissione di luce per mezzo di uno spettrofotometro.

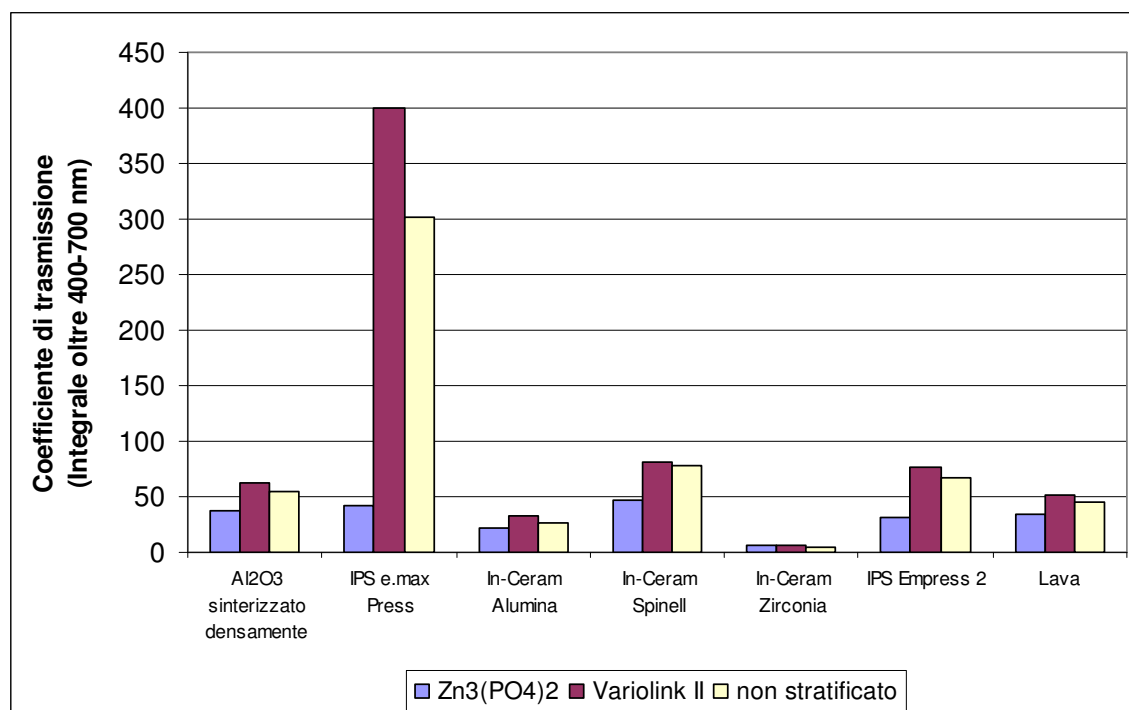


Fig. 11: Trasmissione di luce attraverso struttura e cemento (Edelhoff et al. [11])

- La stratificazione con Variolink II trasparente ha portato ad un significativo aumento della trasmissione di luce.
- La scelta del materiale da fissaggio ha avuto un maggiore influsso sulle ceramiche più traslucenti.

4.3.2 Trasmissione di luce attraverso materiale per struttura e dentina

La trasmissione di luce é stata rilevata da Edelhoff et al. [12] per mezzo di dischi in ceramica dello spessore di 0,1 mm. La misurazione é avvenuta dopo conservazione per 30 giorni in saliva artificiale.

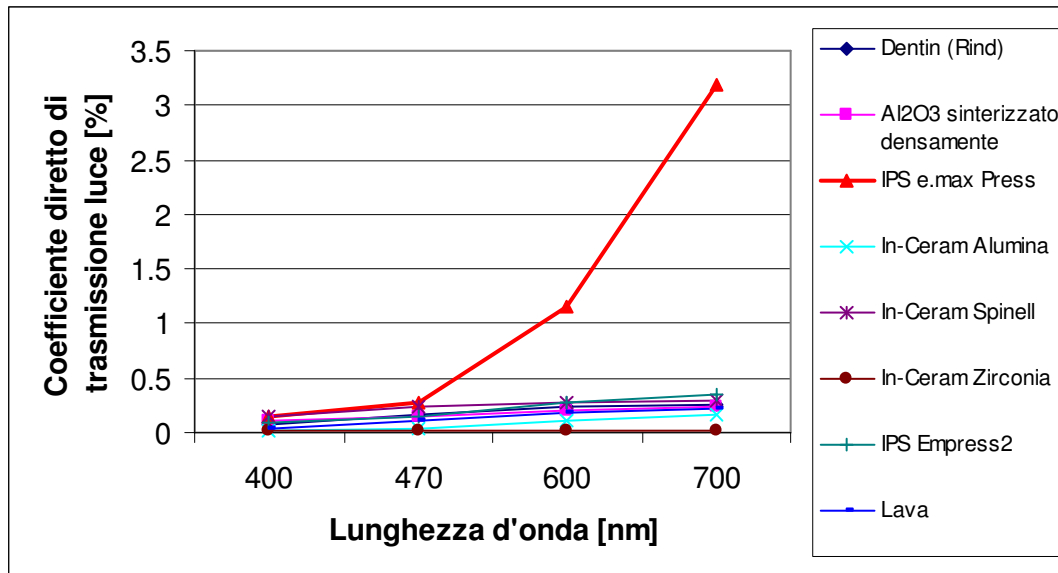


Fig. 12: Trasmissione di luce attraverso materiali per struttura e dentina (Edelhoff et al.) [12]

- Die Lichttransmission steigt mit grösserer Wellenlänge.
- IPS e.max Press weist von allen getesteten Materialien die höchste Lichttransmission auf.

4.4 Precisione della chiusura marginale

Stappert et al. [13] hanno rilevato la larghezza della fessura marginale di ponti di 3 elementi prima della cementazione, dopo la cementazione e dopo carico termomeccanico. Sono stati testati IPS Empress 2, IPS e.max Press e come gruppo di controllo, ponti in metaloceramica (Metalor V-Classic/Vita Omega Ceramic). I ponti sono stati cementati con Variolink II. Il carico termomeccanico è avvenuto nel simulatore di masticazione (120'000 cicli, 49N, 5°/55°C).

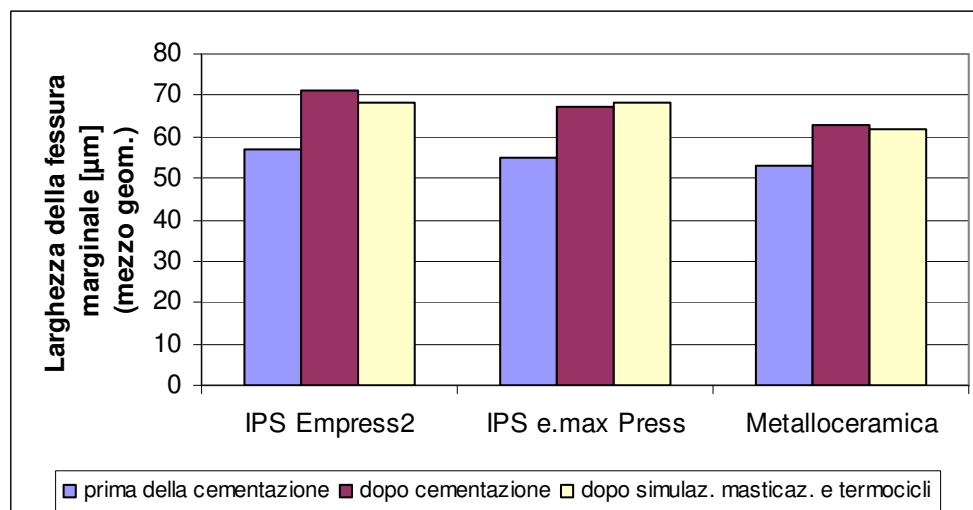


Fig. 13 larghezza della fessura marginale di ponti di 3 elementi (Stappert et al.) [13]

- In tutti i gruppi si é riscontrato un significativo ingrandimento della fessura marginale dopo la cementazione.
- Le larghezze delle fessure marginali dei materiali testati sono tutte circa allo stesso livello.
- La simulazione di masticazione ed i termocicli non hanno alcun significativo influsso sulla precisione.
- Tutti i valori osservati sono nell'ambito di accettabilità clinica.

4.5 Resistenza alla frattura di corone parziali

Su molari naturali con corone in ceramica integrale differientemente preparate, é stata rilevata la resistenza alla frattura (Stappert et al. [14; 15]). Come gruppo di controllo sono stati utilizzati denti preparati con inlay MOD e denti non preparati. Le preparazioni di corone parziali sono avvenute includendo 1-4 cuspidi occlusali (TK-1, TK-2, TK-3, TK-4).

La cementazione é avvenuta adesivamente (Variolink II). Tutti i campioni sono stati sottoposti ad una simulazione di masticazione con termocicli (1,2 mio cicli, 98N, 5%/55°C) e quindi caricati fino alla rottura in un apparecchio di test universale.

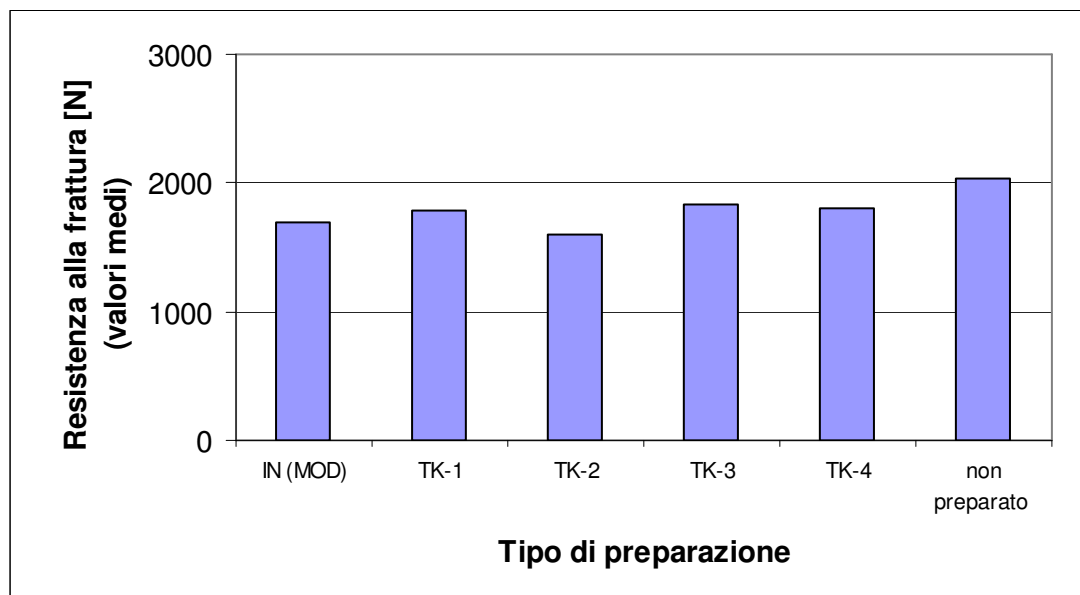


Fig. 14: resistenza alla frattura di molari naturali con corone parziali preparate differientemente (Stappert et al. [14; 15])

- La quota di sopravvivenza *in vitro* nel simulatore di masticazione per tutte le prove é stata del 100%.
- Indipendentemente dall'estensione del restauro ceramico, nei settori latero-posteriori si sono ottenuti valori di resistenza alla frattura che non differiscono significativamente da denti naturali non preparati.

4.6 Quota di sopravvivenza e resistenza alla frattura di corone parziali su premolari in ceramica integrale

Su premolari superiori naturali é stato rilevato l'influsso di diverse forme di preparazione e spessori sul comportamento di affaticamento e la resistenza alla frattura di corone parziali e faccette in ceramica integrale [16]. Come gruppo di controllo sono stati impiegati denti preparati a inlay MOD e denti non preparati. La cementazione delle corone parziali é avvenuta adesivamente (Variolink II). Tutti i campioni sono stati sottoposti a simulazione di masticazione con termocicli (1,2 mio di cicli, 49N, 5%/55°C) e quindi caricati fino alla rottura in un apparecchio di test universale.

Le seguenti preparazioni sono state testate (per ogni tipo di preparazione N=16):

- denti non preparati
- inlay MOD
- corone parziali con cuspidi palatali ridotte di 2,0 mm, 1 mm rispettiv. 0,5 mm.
- corone parziali con riduzione palatale e vestibolare delle cuspidi di 2,0 mm, 1 mm rispettiv. 0,5 mm.
- faccette integrali: riduzione dell'intera superficie di masticazione e preparazione a veneer del segmento facciale
 - spessore occlusale 2,0 mm / segmento facciale 0,8 mm
 - spessore occlusale 1,0 mm / segmento facciale 0,6 mm
 - spessore occlusale 0,5 mm / segmento facciale 0,4 mm

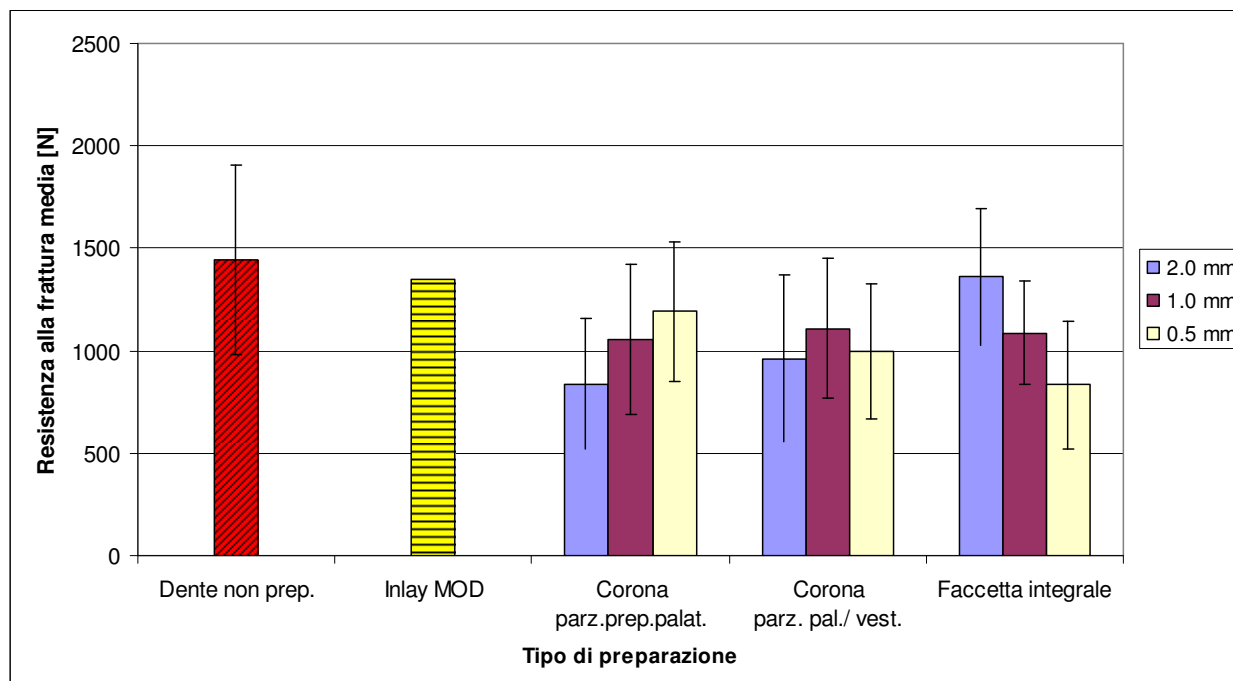


Fig. 15: resistenza alla frattura media di diverse corone parziali e faccette integrali su premolari superiori (in seguito a simulazione di masticazione) [16].

- La quota di sopravvivenza di oltre 1,2 mio di cicli nel simulatore di masticazione ammonta per tutte le corone premolari al 100%.

- Le resistenze alla frattura delle corone palatali parziali (TK pal.) non differiscono significativamente dalle corone parziali nelle quali é stata coinvolta l'intera superficie di masticazione (TK pal./vest.).
- Preparazioni inlay MOD, nonché faccette integrali con 2,0 mm di spessore occlusale e 0,8 mm di segmento facciale, non si distinguono significativamente nella resistenza alla frattura dai premolari naturali non preparati [16].
- Lo spessore nelle corone ridotte palatalmente e nelle corone premolari comprendenti l'intera superficie di masticazione (TK pal./vestz.) non ha un influsso significativo sul carico di frattura.

4.7 Quota di sopravvivenza di corone molari nel simulatore di masticazione

L'incidenza di fratture nella ceramica integrale é un importante indice di misurazione per la probabilità di sopravvivenza, rispettiv. la necessità di riparazioni di trattamenti protesici.

4.7.1 Simulatore di masticazione Willitec

Il test in vitro nel simulatore di masticazione serve a valutare il rischio in riguardo alla comparsa di fratture su corone in ceramica integrale su monconi standardizzati con carico eccentrico, con un antagonista in acciaio e simulazione di carico ad incrementi (100.000 cicli con 30 N, 100.000 cicli con 50N, 100.000 cicli con 90N). Per una migliore simulazione delle condizioni in bocca, oltre ai 300.000 cicli viene aggiunto un carico con termocicli (5/55°C; 1630x).

Si misura il numero di cicli fino a quando si riscontrano fratture.

Nella ricerca presente nel simulatore di masticazione Willitec sono state testate corone molari totalmente anatomiche con spessori delle cuspidi di 2 mm (N=8).

- La quota di sopravvivenza nel simulatore di masticazione Willitec (300.000 cicli) ammonta per tutte le corone molari al 100%.

4.7.2 Simulatore di masticazione eGo

In un ulteriore test nel simulatore di masticazione eGo 24 corone molari (totalmente anatomiche; spessore delle cuspidi 2 mm) sono state sottoposte a 2,4 mio di carico centrico (forza = 100N).

- Anche in questo test la quota di sopravvivenza (2,4 mio di cicli) delle corone molari é stato del 100%.

4.8 Cementazione di IPS e.max Press

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

IPS e.max Press, a differenza di IPS Empress possiede una resistenza alla flessione più che doppia (160 MPa) ed è considerata una vetroceramica altamente resistente. Per questo motivo, a seconda del tipo di restauro, non è obbligatoria una cementazione adesiva.

4.8.1 Influsso della mordenzatura della superficie ceramica

Con il cemento vetroionomero Vivaglass CEM sono state effettuate prove per la determinazione della resistenza al taglio, per determinare l'influsso della mordenzatura. Direttamente dopo il pretrattamento, sono stati detersi i substrati con acetone. Cilindri in Tetric Ceram sono stati cementati con Vivaglass CEM sulla ceramica e conservati per 24 h in acqua fino al taglio.

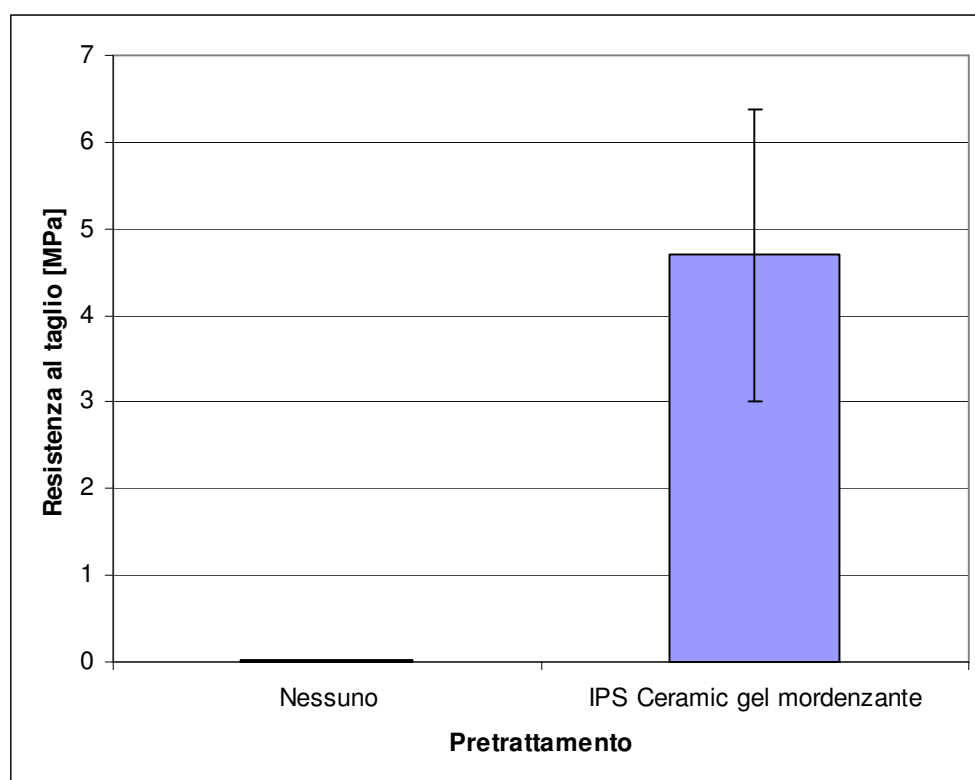


Fig. 16 influsso del condizionamento con IPS Ceramic gel mordenzante sulla resistenza al taglio di ceramica a base di disilicato di litio (LS₂) e Vivaglass CEM (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2006)

- Senza una struttura ritentiva, non avviene un'adesione con il cemento vetroionomero misurabile. 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) viene prescritto un trattamento delle relative superfici ceramiche con IPS Ceramic gel mordenzate per 20 sec.

4.8.2 Test di resistenza al taglio

Come esempio per la cementazione adesiva, sono stati comparati i valori di resistenza al taglio di Multilink Automix e Panavia F con due cementi compositi autoadesivi. La superficie da cementare del campione in ceramica IPS e.max è stata pretrattata per 20 sec. con IPS Ceramic gel mordenzante. Quindi è stato applicato per 60 Monobond-S per la silanizzazione. I cilindri in ceramica sono stati cementati secondo le istruzioni d'uso su dentina umana pretrattata. Dopo 24 h di conservazione in acqua, i campioni sono stati sottoposti al taglio.

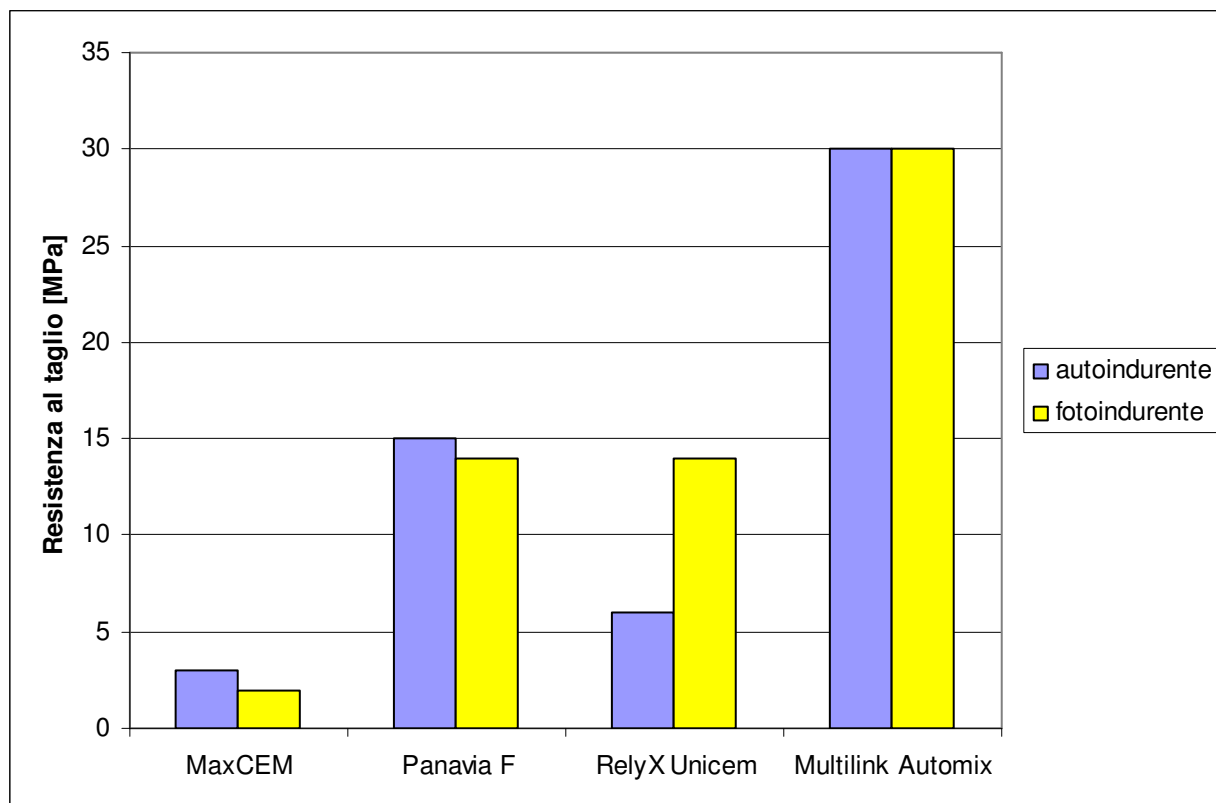


Fig. 17: resistenze al taglio di cementi compositi fra vetroceramica e dentina (Applied Testing Center, Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, 2006)

Per la cementazione di IPS e.max Press sono preferibilmente indicati cementi compositi come Multilink Automix oppure Variolink II. In caso di preparazione di corone, è possibile consigliare anche la cementazione convenzionale, per esempio con il cemento vetroionomero Vivaglass CEM.

5. Studi clinici

5.1 PD Dr. Edelhoff, Clinica Universitaria Aachen

Titolo:	Prove cliniche di IPS e.max Press rivestito con IPS Eris for E2
Obiettivo:	L'affidabilità clinica di restauri IPS e.max Press
Metodo di studio:	Su 52 pazienti sono stati cementati 139 restauri (121 corone, 18 ponti). La cementazione è avvenuta in gran parte adesivamente (Variolink II), in pochi casi con cemento vetroionomero (Vivaglass Cem).
Risultati:	Dopo un tempo di osservazione medio di 3 anni non si sono riscontrati insuccessi a causa di fratture delle strutture. Anche per il rivestimento estetico non ci sono stati distacchi e incrinature.

5.2 Prof. Dr. Kern, Clinica Universitaria Schleswig-Holstein, Kiel

5.2.1 Affidabilità clinica di ponti in ceramica pressabile

Titolo:	Studio quinquennale prospettivo su ponti inlay e ponti a corona in ceramica integrale
Obiettivo:	Affidabilità clinica di ponti inlay e ponti a corona pilastro in IPS e.max
Metodo di studio:	36 ponti a corona sono stati cementati su 29 pazienti. La cementazione di circa la metà dei ponti a corona è avvenuta convenzionalmente. I rimanenti ponti a corona sono stati cementati adesivamente (Variolink II). Ca. 90% dei restauri è stato cementato nei settori latero-posteriori.
Risultati [17]:	Dopo un tempo di osservazione medio di 48 mesi nei ponti a corona non si sono riscontrate fratture. La quota di sopravvivenza a quattro anni secondo Kaplan Meier è del 100%. Nel rapporto intermedio dopo 7 anni sono state riferite 2 fratture.

5.2.2 Valutazione clinica del comportamento della fessura marginale

Titolo:	Ricerca clinica della precisione di un sistema di ceramica integrale sperimentale prima e dopo la cementazione
Obiettivo:	Ricerca della precisione di ancoraggi di ponti ad intarsio ed a corona
Metodo di studio:	Lo studio comprendeva 19 pazienti. Per ogni ponte è stato testato un ancoraggio (11 corone, 8 inlays). Sono state rilevate delle impronte sia prima che dopo la cementazione adesiva (Variolink II). La larghezza delle fessure è stata misurata nel SEM. I contorni sono stati suddivisi in settori di 200 µm. Per la valutazione è stato considerato il valore più grande di ogni settore.

Risultati [18]:

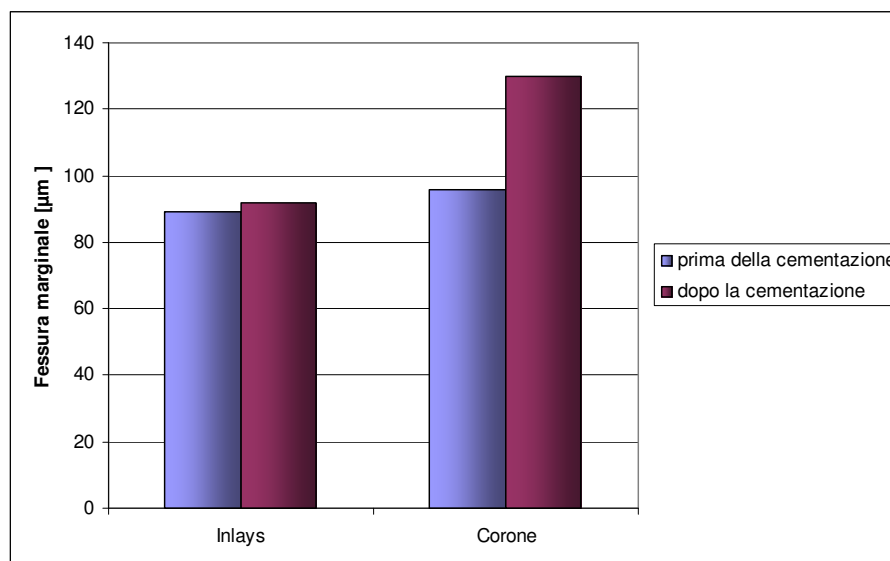


Fig. 18: fessure marginali di inlays e corone prima e dopo la cementazione (Wolfart et al [18])

Le fessure marginali dei ponti con ancoraggio con corona, dopo la cementazione, erano significativamente superiori rispetto a prima. Nei ponti intarsio, attraverso la cementazione, non si è riscontrata alcuna modifica significativa della fessura marginale. Le fessure marginali nei ponti intarsio ed a corona rientrano negli standard biologicamente accettabili.

5.3 Prof. Dr. Anusavice, University of Florida, Gainesville; Dr. Esquivel-Upshaw, University of Texas Health Center, San Antonio

5.3.1 Affidabilità clinica di ponti latero-posteriori

Titolo: Comportamento *in vivo* di un materiale sperimentale per ponti lateroposteriori

Obiettivo:

- conferma clinica di IPS e.max Press per ponti lateroposteriori nel rispetto delle dimensioni delle connessioni prescritte
- Influsso delle massime forze di masticazione sulla quota di sopravvivenza dei ponti.

Metodo di studio: 30 ponti (tecnica di pittura, glasati), sono stati cementati su 21 pazienti. La cementazione é avvenuta convenzionalmente (Protec CEM) oppure adesivamente (Variolink II). Di ogni ponte sono state misurate le sezioni delle connessioni. Di ogni paziente é stata rilevata la forza di masticazione. Questi dati dovranno essere di supporto all'interpretazione delle osservazioni cliniche.

Risultati [19;20;21]: risultati a 4 anni:
senza considerazione delle indicazioni del produttore per quanto riguarda le dimensioni delle connessioni in 4 anni si sono riscontrati 4 insuccessi a causa di fratture (4/30), che corrisponde ad una quota di successo dell'87%.

In un caso di frattura si rileva una forza di masticazione massima di 1031N ed in 2 casi il mancato rispetto delle dimensioni delle connessioni previste.

Se nella valutazione si considerano le forze di masticazione e le dimensioni delle connessioni (indicazioni del produttore) in oltre 4 anni si ottiene una quota di insuccessi a causa di frattura (1 ponte) del 3,3%.

5.3.2 Affidabilità clinica di corone latero-posteriori (confronto di materiali)

Titolo: Rilevamento del comportamento di abrasione di smalto dentale e restauri ceramici (corone) nell'impiego clinico

Obiettivo: Rilevamento del comportamento abrasivo di smalto dentale e corone in IPS e.max Press nell'impiego clinico

Metodo di studio: Su 31 pazienti sono state cementate in tutto 36 corone in metalloceramica e ceramica integrale. Le corone sono state suddivise in 3 gruppi:

- corone in metalloceramica (IPS d.SIGN; n=12)
- corone in IPS Empress 2 rivestite con IPS Eris for E2 (n=12)
- corone in IPS e.max Press rivestite con IPS Eris for E2 (n=12)

La cementazione di corone in ceramica integrale é avvenuta con Variolink II. Le corone in metalloceramica sono state cementate con RelyX Unicem. Subito dopo la cementazione sono state effettuate immagini "Baseline" ed impronte per determinare in seguito l'abrasione.

Risultati: Sono stati riferiti la frattura di una corona IPS Empress 2, nonché la scementazione di una corona IPS e.max Press. valutazioni dell'abrasione dello smalto hanno dimostrato solo una leggera relazione fra abrasione e forza masticatoria massima. Questo dimostra, che per l'abrasione altri fattori esercitano un influsso dominante. L'abrasione del dente antagonista era per tutti i materiali superiore che nel dente naturale (smalto/smalto).

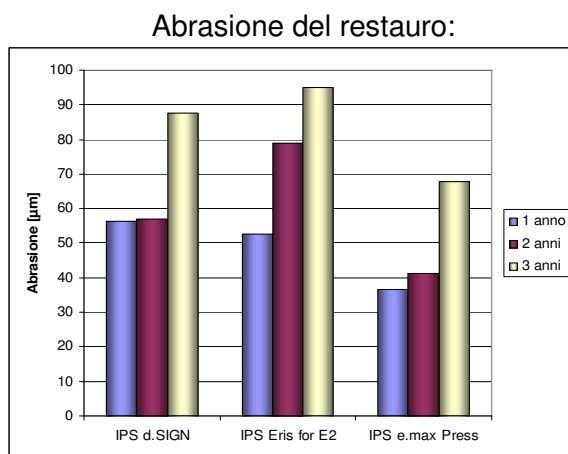


Fig. 19: Abrasione delle corone ceramiche in relazione al tempo di permanenza in bocca

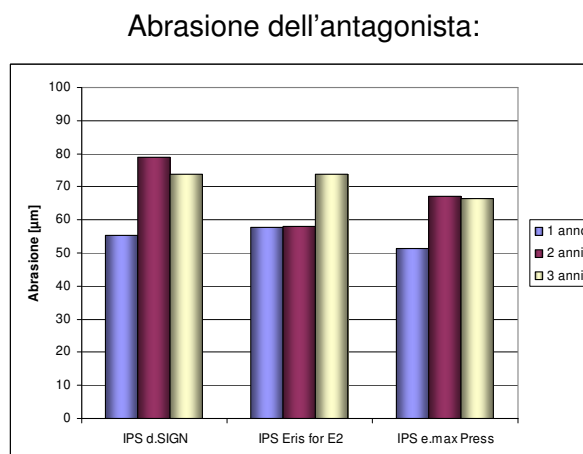


Fig. 20: Abrasione del dente antagonista in relazione al tempo

5.3.3 Affidabilità clinica di corone latero-posteriori

Titolo:	Affidabilità clinica e caratteristiche di abrasione di corone in ceramica a base di disilicato di litio rivestite esteticamente
Obiettivo:	Affidabilità clinica e caratteristiche di abrasione di corone in ceramica a base di disilicato di litio (LS ₂) tenendo in considerazione le forze masticatorie
Metodo di studio:	30 corone sono state cementate in 30 pazienti. Per 10 corone la cementazione é avvenuta con Variolink II, per le altre 20 la cementazione é stata prima effettuata temporaneamente.
Risultati [22]:	Dopo un tempo di osservazione di un anno tutte le corone hanno avuto una buona valutazione. Non ci sono stati insuccessi. L'analisi statistica non ha rilevato alcuna significativa relazione fra forza masticatoria massima ed abrasione.

5.4 Dr. Stappert, Clinica Universitaria, Freiburg i. Br.

Titolo:	Valutazione clinica di corone parziali nei settori molari del mascellare inferiore realizzate in ceramica integrale a base di disilicato di litio (LS ₂) e CEREC 3
Obiettivo:	Affidabilità clinica di corone parziali in ceramica integrale nei settori latero-posteriori (IPS e.max Press e ProCAD)
Metodo di studio:	Cementazione di corone/inlays in IPS e.max Press (n=40) e ProCAD (n=40). Per ogni gruppo max. 20 denti pilastro devitalizzati, stabilizzati con sistema di perni in ceramica integrale.
Risultati [23]:	La quota di sopravvivenza a 36 mesi era del 100% per IPS e.max Press 100%, e del 97% per ProCAD.

5.5 Prof. Dr. Watson, King's College, London

5.5.1 Comportamento clinico di corone latero-posteriori

Titolo:	Valutazione clinica di due sistemi disponibili sul mercato rispetto ad un sistema ceramico sperimentale
Obiettivo:	Comportamento clinico di corone latero-posteriori. Comparazione di tre materiali ceramici rispettiv. metallo-ceramici.
Metodo di studio:	90 corone latero-posteriori sono state cementate in 48 pazienti: <ul style="list-style-type: none">- 30 corone totalmente anatomiche IPS e.max Press- 30 corone stratificate Procera-AllCeram (PA)- 30 corone in metallo-ceramica (PFM, IPS Classic) La valutazione nelle visite di controllo é avvenuta secondo criteri USPHS.

Risultati [24-26]: Valutazione dopo 54 mesi:

- Non sono state rilevate modifiche o solo minime modifiche dei restauri IPS e.max Press secondo i criteri USPHS (decolorazione, deposito di placca, distacchi, ...)
- Frattura di 2 corone Procera-Allceram

5.5.2 Studio clinico prospettivo: abrasione antagonista ed abrasione di restauri ceramici

Obiettivo: Rilevamento dell'abrasione dell'antagonista ed abrasione di restauri ceramici durante 2 anni di impiego clinico. Comparazione di tre materiali ceramici rispettiv. metallo-ceramici.

Metodo di studio: 90 corone latero-posteriori sono state cementate in 48 pazienti:

- 30 corone totalmente anatomiche IPS e.max Press
- 30 corone stratificate Procera-AllCeram (PA)
- 30 corone in metallo-ceramica (PFM, IPS Classic)

Durante 2 anni a distanze regolari sono state prese impronte rilevando l'abrasione mediante una nuova tecnica.

Risultati: Misurazioni dopo 2 anni, hanno rilevato che corone IPS e.max Press presentano un'abrasione minore di tutte le corone Procera-AllCeram. Anche l'abrasione del dente antagonista é minore.

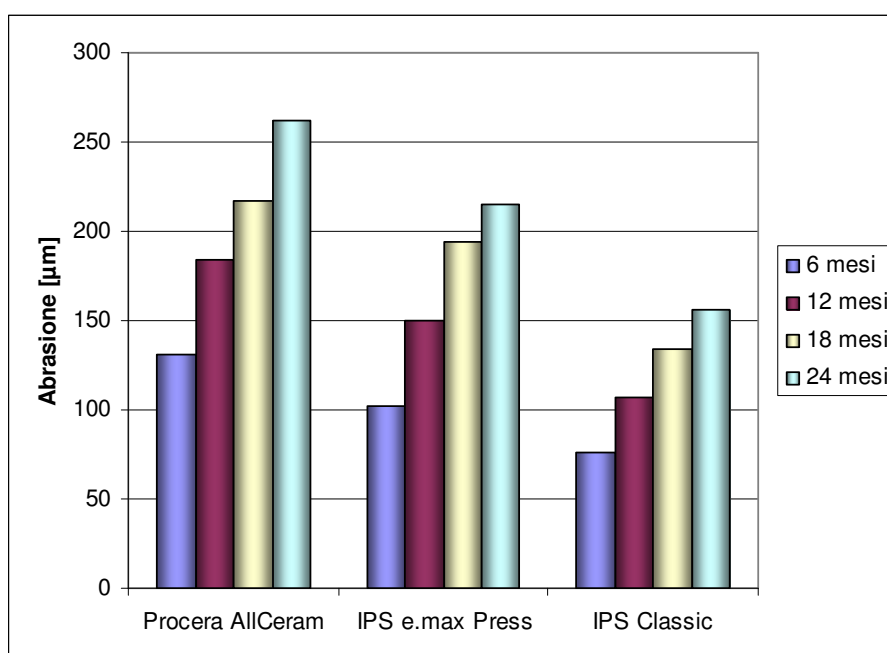


Fig. 21: Abrasione delle corone in ceramica rispetto al tempo di permanenza in bocca

5.6 Prof. Dumfahrt, Clinica Universitaria, Innsbruck

Titolo:	L'affidabilità clinica di un nuovo sistema di ceramica per pressatura – inlays, onlays, faccette
Obiettivo:	L'affidabilità clinica di IPS e.max Press nel campo di indicazioni inlay, onlay e faccette
Metodo di studio:	Cementazione di 177 restauri (totalmente anatomici o rivestiti esteticamente con IPS Eris for E2) su 26 pazienti. Cementazione con Variolink II. Numero di restauri: 41 inlays, 66 onlays, 24 corone, 46 faccette.
Risultati	La quota di sopravvivenza dopo 24 mesi é del 100%. La precisione di adattamento viene valutata come ottima. La lavorabilità viene giudicata molto buono sia dal punto di vista clinico che tecnico.

5.7 ZA R. Watzke, Clinica interna, Ivoclar Vivadent AG, Schaan

5.7.1 IPS e.max Press LT

Titolo:	Studio clinico prospettivo con IPS e.max Press LT
Obiettivo:	Rilevare l'affidabilità clinica di IPS e.max Press LT
Metodo di studio:	Cementazione di 35 restauri (fra cui corone, corone parziali, inlay). Cementazione adesiva di 14 restauri (5 Variolink II, 9 Multilink Automix), ed una volta convenzionalmente con Vivaglass Cem.
Risultati:	In un tempo di osservazione fino a 23 mesi non sono stati riferiti eventi negativi.

5.7.2 IPS e.max Press HT

Titolo:	Studio clinico prospettivo con IPS e.max Press HT
Obiettivo:	Valutazione dell'affidabilità clinica di IPS e.max Press HT
Metodo di studio:	Cementazione di 60 restauri (Onlays, Inlays). Cementazione adesiva con Variolink II rispettiv. Multilink Automix.
Risultati:	In un tempo di osservazione fino a 23 mesi non sono stati riferiti eventi negativi.

5.8 Conclusioni

Dati da studi clinici in merito ad IPS e.max Press sono molteplici e disponibili in riguardo a lunghi periodi di tempo. Per questo motivo é stato possibile definire esattamente il campo di indicazioni di questa ceramica per pressatura a base di disilicato di litio (LS₂). Con la versione di strutture in IPS e.max Press MO ed IPS e.max Press LT sono già disponibili numerosi studi clinici. Finora si é affermata bene sul mercato. La versione HT é impiegata da 28 mesi principalmente per inlays ed onlays.

Procedendo secondo le indicazioni delle istruzioni d'uso, IPS e.max Press può essere impiegata clinicamente con successo.

6. Biocompatibilità

6.1 Introduzione

I materiali ceramici impiegati in odontoiatria, sono considerati come straordinariamente „biocompatibili“ [27-29].

Per biocompatibilità in generale si intende una buona compatibilità (tessuti) [30] rispettivamente la caratteristica di materiali di non attivare o attivare solo minime reazioni con i tessuti corporei. Questo significa che un materiale dentale è “biocompatibile” quando dal punto di vista delle proprietà del materiale e della funzione si integra nell’ambiente biologico del corpo e non determina reazioni indesiderate [31].

La buona nomea della ceramica in riguardo a biocompatibilità [27; 32] negli ultimi 40 anni è cresciuta ed è sicuramente dovuta alle particolari caratteristiche del materiale.

Grazie ai processi di fusione e sinterizzazione nella produzione e realizzazione vengono eliminate tutte le sostanze facilmente volatili. Le seguenti caratteristiche sono responsabili della buona compatibilità delle ceramiche dentali.

- componenti innocue (principalmente ossidi di silicio, alluminio, sodio e potassio) [27; 32; 33]
- solubilità molto ridotta [33]
- elevata stabilità agli acidi nell’aggressivo ambiente orale [27; 32]
- minima tendenza al deposito di placca [27; 32]
- nessuna interazione con altri materiali [27; 32]
- nessun degrado chimico con formazione di prodotto di decomposizione [27; 32]

Di principio queste ceramiche si possono definire come “bio-inerti” [30].

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 [27] le ceramiche sono considerate come i materiali dentali dalla maggiore stabilità.

Solubilità chimica di IPS e.max Press (nach ISO 6872):

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

(Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2005)

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

6.3 Citotossicità

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, ma una notevole differenza rispetto al composito impiegato (Fig. 22).

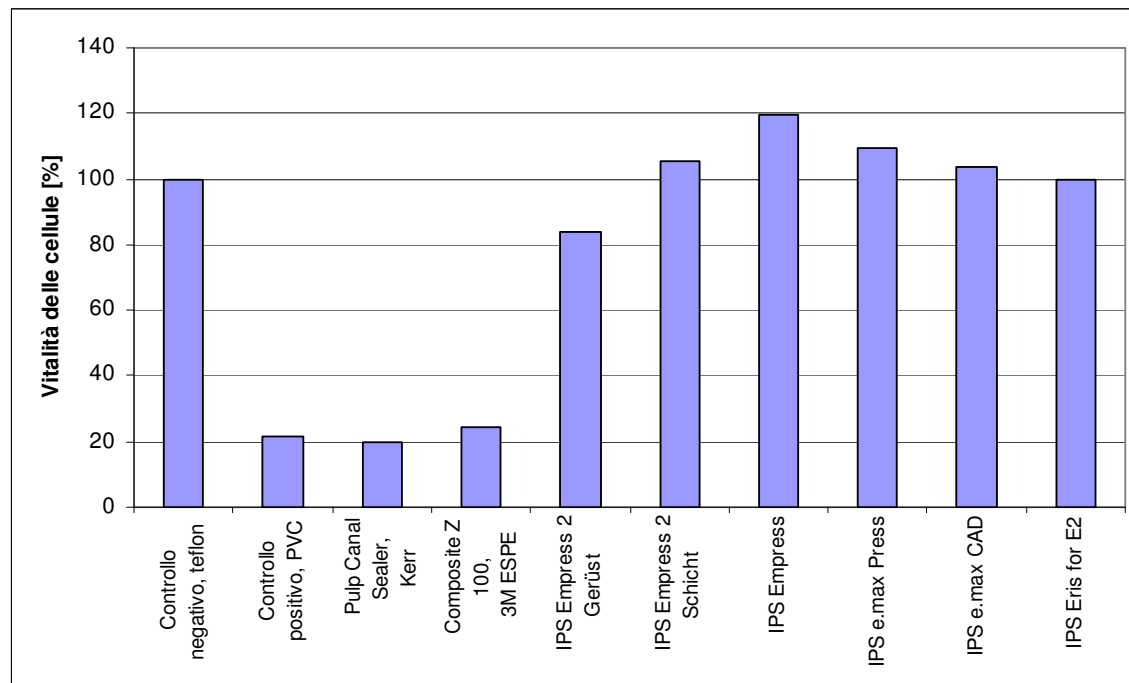


Fig. 22: test di citotossicità (contatto diretto con cellule [34])

- Alle condizioni scelte per il test, per IPS e.max Press non è stato rilevato alcun potenziale citotossico [34].

6.4 Sensibilizzazione, irritazione

Cavazos [35] ed Allison et al. [36] hanno dimostrato che la ceramica dentale, contrariamente ad altri materiali dentali, a contatto con la mucosa orale non porta ad alcuna o solo minima reazione negativa. Mitchell [37] nonché Podshadley ed Harrison [38] in test su impianti hanno dimostrato, che la ceramica sottoposta a glasura porta ad una reazione irritante molto ridotta [37; 38] e notevolmente meno irritante rispetto ad altri materiali dentali accettati come l'oro e la resina [38].

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 la ceramica IPS e.max Press.

- 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 frequenti osservazioni critiche in merito ad una possibile radioattività. L'origine è data dal fatto che negli anni 70, in alcuni prodotti di metalloceramica sono stati impiegati piccolissimi quantitativi di sostanze fluorescenti

radioattive [39-41]. In tal senso vi sono stati anche calcoli in merito ad un possibile carico radioattivo dovuto alla ceramica inserita in bocca [42]. Poiché dall'inizio degli anni 80, vi sono sufficienti alternative per ottenere la fluorescenza senza additivi radioattivi, si può presumere che già negli anni 80 tutti gli importanti produttori abbiano rinunciato all'uso di tali sostanze. Ciò nonostante non si possono escludere così facilmente possibili fonti di radioattività. Minime impurità di uranio o di torio nelle materie prime naturali impiegate oppure negli additivi coloranti non sono facilmente eliminabili [39]. Pertanto nelle norme relative alla ceramica (EN ISO 6872, EN ISO 9693, ISO 13356) è stato determinato che non sono permessi additivi radioattivi e sono stati fissati i valori limite per la radioattività massima tollerabile.

Per IPS e.max Press, tramite γ spettrometria è stata misurata la seguente radioattività:

	^{238}U [Bq/g]	^{232}Th [Bq/g]
IPS e.max Press	< 0.030	< 0.030
Grenzwert nach ISO 6872:2008	1.000	-

Istituto di ricerca Jülich (2006)

- La radioattività misurata per IPS e.max Press è notevolmente inferiore al valore massimo fissato dalla norma. (A confronto: le attività della crosta terrestre sono di ^{238}U e ^{232}Th nel campo di 0.030 Bq/g)

6.6 Rischi biologici per utilizzatori e pazienti

Il massimo potenziale di rischio di una ceramica è per l'odontotecnico (piuttosto trascurabile per l'odontoiatra) in seguito alla frequente rifinitura, con la quale si libera polvere fine minerale, che non dovrebbe essere inalata. Lavorando con impianto di aspirazione e mascherina questo potenziale rischio può essere in gran parte evitato. Per l'odontoiatra nel trattamento con restauri ceramici finiti non è riscontrabile pressoché alcun rischio. Anche per il paziente il rischio biologico, dal punto di vista della ceramica, è da ritenere minimo. L'assunzione di ceramica abrasiva o l'ingestione di distacchi di ceramica sono da considerare innocui. Attenendosi ai corretti campi di indicazione e con un buon adattamento non sono prevedibili effetti collaterali sistemici o locali [27; 43].

6.7 Conclusioni

Questa raccolta dimostra, che dalle ceramiche dentali in generale proviene un rischio molto ridotto ed è data una buona biocompatibilità. Da questo punto di vista le ceramiche nel campo dentale possono essere definite il materiale di scelta.

In base ai dati a disposizione ed alle attuali conoscenze si può affermare, che IPS e.max Press 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. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89:374-380.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2003;31:181-188.
4. Berge HX, Sorensen JA, Edelhoff D. Split energy factor theory in fracture analysis of dental ceramics. *J Dent Res* 2001;80:57.
5. Sorensen JA, Berge HX, Edelhoff D. Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength. *J Dent Res* 2000;79:217.
6. Anusavice KJ, Della Bona A, Mecholsky JJ. Fracture behavior of Leucite- and Lithia-Disilicate-based hot-pressed ceramics. *J Dent Res* 2001;80:544.
7. Ludwig K, Kubick S, Klopfer S. In vitro investigations on the fracture strength of anterior bridges made of IPS Empress, IPS Empress 2 and new all-ceramic materials. *Int Symp Crystallization in Glasses & Liquids* 2000;73:293-317.
8. Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001;56:90-98.
9. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-448.
10. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002;18:12-19.
11. Edelhoff D, Sorensen J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. *J Dent Res (Spec Iss A)* 2002;81.
12. Edelhoff D, Sorensen JA. Light transmission through all-ceramic framework materials and bovine dentin. *J Dent Res* 2001;80:600.
13. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaption of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 2004;196:766-770.
14. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137:514-522.
15. Stappert C, Att W, Strub JR. Überlebensrate und Bruchfestigkeit von vollkeramischen Teilkronen unterschiedlicher Präparation nach thermozyklischer Kausimulation. Eine In-vitro-Studie. *Abstracts* 2002.
16. Stappert CF, Guess PC, Gerds T, Strub JR. All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent* 2005;18:275-280.
17. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2005;18:497-505.

18. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical Evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003;16:587-592.
19. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-475.
20. Esquivel-Upshaw J, Young H, Jones C, Yang M, Anusavice K. Four-Year Clinical Performance of a Lithia Disilicate-Based Core Ceramic for Posterior Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont* 2008;21:155-160.
21. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. *Int J Prosthodont* 2006;19:391-396.
22. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater* 2008;24:667-673.
23. Guess PC, Stappert CF, Strub JR. Erste klinische Ergebnisse einer prospektiven Studie an IPS-e.max-Press- und CEREC-ProCAD-Teilkronen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2006;116:493-500.
24. Etman MK, Watson TF, Woolford MJ. Clinical performance of experimental glass-ceramic posterior crowns: 3D measurement of clinical wear. *J Dent Res (Spec Iss A)* 2002;81.
25. Etman MK, Woolford MJ, Watson TF. 3-year Clinical Evaluation of Experimental Glass-Ceramic Crowns: In-vivo Elemental Analysis. *J Dent Res* 2004;83(Spec Iss A):Abstract #0197.
26. Etman MK, Woolford MJ, Dunne SM, Wilson N. 54 Months Clinical Performance and Crack Propagation in All-Ceramic Restorations. *J Dent Res* 2005;84(Spec Iss A).
27. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6:82-89.
28. McLean J. *Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik*. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 1978.
29. Roulet J, Herder S. *Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 1989.
30. Ludwig K. *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde*. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 2005.
31. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent* 2001;86:203-209.
32. Anusavice K. *Phillips' Science of Dental Materials*. Eleventh Edition. W. B. Saunders Company Philadelphia; 2003.
33. Schäfer R, Kappert HF. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993;48:625-628.
34. Dahl JE. MTT-test. NIOM Report No. 004/04. 2004.
35. Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. *J Prosthet Dent* 1968;20:143-153.
36. Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. *J Dent Res* 1958;37:66-67.
37. Mitchell DF. The irritational qualities of dental materials. *J Am Dent Assoc* 1959;59:954-966.

38. Podshadley AG, Harrison JD. Rat connective tissue response to pontic material. J Prosthet Dent 1966;16:110-118.
39. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:688-690.
40. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. Br Dent J 1974;136:101-106.
41. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. Dtsch Zahnärztl Z 1976;31:860.
42. 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.
43. 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 ritenute 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 fossero a conoscenza della possibilità di tali danni.

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

Contenuti: Petra Bühler-Zemp / Dr. Thomas Völkel

Traduzione: Laura Fait

Editing: R. Boccanera

Edizione: marzo 2009

Sostituisce versione: marzo 2007
