



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI NAPOLI "FEDERICO II"

Facoltà di Medicina e Chirurgia

Dipartimento di Scienze Odontostomatologiche e Maxillo-Facciali

Corso di Dottorato in Scienze Odontostomatologiche

XIX Ciclo

Coordinatore: Prof. Sandro Rengo

**ALTERNATIVE COMPUTERIZZATE CAD/CAM ALLE TRADIZIONALI
PROCEDURE PROTESICHE PER LA REALIZZAZIONE DI PROTESI
PARZIALI FISSE IN ZIRCONIA: METODICA LAVA SYSTEM**

Coordinatore

Ch.mo Prof. Sandro Rengo

Candidato

Dott. Francesco Vaccaro

Anno Accademico 2005-2006

INDICE

| | |
|--------------------------------------|---------|
| La ceramica: cenni storici | pag. 2 |
| Evoluzione delle ceramiche integrali | pag. 4 |
| La zirconia | pag. 6 |
| Adesione alla zirconia | pag. 7 |
| Il sistema Lava | pag. 9 |
| Analisi della letteratura | pag. 11 |
| Studio sperimentale | pag. 12 |
| Caso clinico I | pag. 21 |
| Caso clinico II | pag. 23 |
| Bibliografia | pag. 25 |

LA CERAMICA: CENNI STORICI

La ceramica rappresenta un materiale di fondamentale importanza nell'ambito dell'odontoiatria ricostruttivo-protetica.

La storia fa risalire al XVII secolo il suo primo utilizzo in ambito protesico.

All'inizio del XIX secolo Charles Henry Land sviluppò per la prima volta una corona in ceramica integrale che era ovviamente realizzata in ceramica feldspatica (Kelly & al., 1996).

Cinquanta anni dopo, al fine di eliminare il problema della scarsa resistenza alla frattura delle corone a giacca, Mc Lean e Hughes rinforzarono con ossido di alluminio la ceramica feldspatica ottenendo, però, risultati piuttosto scadenti.

Molti altri furono i tentativi di rinforzare la ceramica al fine di evitarne la frattura, principalmente aumentando il contenuto dei cristalli; nascono così l'Empress (più leucite), il Cerapearl (più idrossiapatite), o l'In Ceram (per infiltrazione di un insieme di ossidi di alluminio, magnesio e zirconia).

Tuttavia la ceramica è un materiale indispensabile per gli innumerevoli vantaggi che offre, tra i quali ricordiamo: le eccezionali caratteristiche mimetiche, la biocompatibilità, il coefficiente di espansione termica, simile a quello di un elemento dentario naturale, la traslucenza e la fluorescenza.

A dispetto di questi innumerevoli vantaggi le ceramiche manifestano un grosso limite, la scarsa resistenza alla tensione.

Tale limite può essere attribuito alla presenza ed alla propagazione di microfratture presenti sulla sua superficie, che la rendono poco resistente alla frattura in seguito a carico masticatorio.

Già nel 1920 Griffith, dimostrò la presenza di microfessure all'interno della ceramica ed a seconda del numero e della direzione di tali difetti la sollecitazione concentrata sulle loro estremità può determinare una diminuzione notevole della resistenza alla frattura.

Le dimensioni di uno di questi difetti (noto con il nome di "difetti di Griffith") vanno da 3 a 6 μm ; tuttavia le fibre di vetro, che compongono la ceramica, sono caratterizzate da una resistenza alla trazione particolarmente elevata.

Sebbene siano state avanzate numerose teorie per giustificare l'elevata resistenza alla trazione delle fibre di vetro, la spiegazione risiede, probabilmente, nel fatto che queste ultime presentano un numero limitato di "difetti di Griffith".

Dal momento che le dimensioni di tali difetti vanno da 3 a 6 μm , è evidente che le fibre di vetro, aventi una dimensione di 1 μm , ne sono prive.

Pertanto sarà ragionevole concludere che una fibra del diametro di 1 μm avrà una resistenza alla trazione superiore, per unità di superficie, a quella di una fibra avente diametro di 100 μm .

La resistenza alla trazione aumenta sensibilmente in presenza di spessori inferiori ai 5 μm .

Questi risultati sembrano confermare la presenza di "difetti di Griffith" e la loro enorme influenza sulla resistenza della ceramica alla trazione. Il fatto che, nelle corone a giacca, la frattura avvenga spesso a livello del terzo cervicale, può essere attribuito alla presenza, nella zona superficiale vestibolare della corona, di microfessure di Griffith dovute a sollecitazione termiche che sono il prodotto della differenza di contrazione termica tra la superficie vestibolare e gli strati interni causate da un processo di veloce raffreddamento.

Il risvolto clinico evidenzia che, se si applica una forza sulla zona palatale di un elemento dentario antero superiore, si eserciterà una sollecitazione sulle zone adiacenti alla regione cervicale, concentrate in particolar modo, sulle microfessure presenti sulla superficie della ceramica.

La presenza di carichi successivi non farà altro che allargare e propagare queste fissurazioni, fino ad arrivare alla frattura della corona a giacca anche in seguito all'applicazione di una forza relativamente modesta.

È noto, tra l'altro, che la resistenza testata sulla ceramica umida è decisamente inferiore rispetto a quella testata su ceramica asciutta.

Questo fenomeno è spiegabile tenendo conto dell'espansione igroscopica delle fessurazioni dovuta all'assorbimento di H₂O.

Pertanto l'inevitabile contatto con la saliva può essere un ulteriore elemento di riduzione della resistenza alla frattura delle corone a giacca in ceramica.

Con l'intento di eliminare tali inconvenienti nel 1965 Mc Lean e Hughes realizzarono la ceramica alluminosa, ottenuta mescolando delle particelle di cristallo di allumina, delle dimensioni di 20-30µm, con della polvere di porcellana.

Basandosi sull'eccezionale resistenza meccanica dell'allumina, di gran lunga superiore rispetto alle tradizionali ceramiche feldspatiche, i due autori fusero i cristalli di allumina con la ceramica.

I risultati furono ottimi dal punto di vista della resistenza meccanica, ma pessimi dal punto di vista estetico a causa di una netta diminuzione della trasparenza.

Come avremo modo di constatare nel prosieguo della trattazione, l'introduzione di diverse tipologie di ceramiche unite all'uso di moderne tecniche di laboratorio (CAD-CAM) ha dato risultati ottimi sia per quanto attiene alla resistenza che all'estetica.

EVOLUZIONE DELLE CERAMICHE INTEGRALI

Nel corso degli anni diversi sono stati i tentativi di rinforzare la ceramica, principalmente basati sull'aumento del contenuto in cristalli, ritroviamo così l'Empress (più leucite), il Cerapearl (più idrossiapatite), l'In Ceram (ossido di vetro infiltrato a base di alluminio, magnesio e zirconia), il Procera (ceramica policristallina) e molti altri ancora.

L'idea di utilizzare una diversa tecnologia di laboratorio, al fine di ottenere manufatti più resistenti, si può attribuire a Duret (1970). Dieci anni più tardi Mormann sviluppò il sistema Cerec, che rese possibile l'applicazione del CAD-CAM in ambito odontoiatrico (Kelly & al., 1996).

Allo stato attuale delle conoscenze possiamo classificare le ceramiche integrali in tre gruppi (Suttor & al., 2001):

1. Le ceramiche vetrose (es. Empress)

Tali ceramiche sono realizzate partendo da una matrice vetrosa nella quale sono già presenti nuclei di cristallizzazione.

In seguito a cottura la parte amorfa (non cristallina) viene successivamente cristallizzata.

Tali materiali sono detti multifasici, in quanto constano di differenti fasi con differente composizione (parte cristallina e parte amorfa).

Durante il processo di cristallizzazione il volume subisce solo minime modificazioni.

Bisogna inoltre chiarire che esiste una sostanziale differenza tra le ceramiche vetrose e le ceramiche di rivestimento.

Le prime, come già detto, sono realizzate partendo da una matrice vetrosa, che viene successivamente cristallizzata attraverso diversi procedimenti (termici, chimici, ottici, elettrici).

Le ceramiche di rivestimento sono realizzate, invece, facendo precipitare in maniera disordinata cristalli in una matrice composta principalmente da vetro.

2. Le ceramiche vetroinfiltrate (es. In Ceram)

Sotto tale denominazione vengono incluse strutture in allumina (In Ceram Allumina) od in allumina-zirconia (In Ceram Zirconia), che sono prodotte mediante sinterizzazione di una struttura pressata, la quale verrà poi infiltrata con vetro. Le ceramiche vetroinfiltrate non cambiano il loro volume in quanto la struttura porosa viene riempita completamente da vetro. Anche tale sistema rientra nelle ceramiche multifasiche.

3. Le ceramiche policristalline

Questo terzo gruppo è rappresentato da Al_2O_3 (allumina) e ZrO_2 (zirconia).

Tali ceramiche sono realizzate mediante un processo chimico in cui la polvere è inizialmente convertita nella cosiddetta fase "green". Ciò che ne deriva è una struttura molto porosa e senza alcuna consistenza. Le reali proprietà meccaniche vengono raggiunte mediante sinterizzazione della fase green, ciò si traduce in una contrazione lineare del materiale che oscilla tra il 15 ed il 25% (mentre il volume si riduce di più del 40%).

Allumina e zirconia sono classificate come materiali monofasici e privi di vetro e sono gli unici materiali in grado di garantire estetica e resistenza allo stesso tempo.

Nel 1999 Tinschert prima e Fischer poi, dimostrarono che l'unico materiale in grado di assicurare una sufficiente resistenza, nel caso di un ponte di tre elementi nei settori posteriori, era l'In Ceram Zirconia (Vita). Tuttavia il problema era legato ai microdifetti che venivano a manifestarsi al termine della sinterizzazione nella ceramica di rivestimento, i quali portavano ad una grossa diminuzione della resistenza alla frattura, nonostante venissero utilizzati materiali così resistenti. In particolare l'estensione del microcrack subcritico si traduceva in un fallimento dei ponti nelle prove in vivo.

Secondo Munz & Fett (1999) tre sono i tipi di fratture che si possono verificare nelle ceramiche: l'estensione del crack subcritico, l'estensione del crack stabile, e l'estensione del crack instabile. Il primo crack è responsabile di fratture che possono verificarsi anche in seguito a stress di intensità inferiore rispetto a quelli limite (Rodel & al., 1990; Seidel & Rodel, 1997; Fett & al. 2000), ed è inoltre responsabile della frattura dei materiali ceramici a lungo termine, ossia della diminuzione della resistenza alla frattura in funzione del tempo (Ritter, 1995).

In seguito ad una sollecitazione limite crescente la ceramica va incontro dapprima ad una propagazione stabile, poi instabile del crack ed infine si frattura.

Tuttavia alcune ceramiche mostrano un incremento di resistenza alle forze via via che il crack si estende, se questo risulta di tipo stabile (Steinbrech & Schmenkel, 1988; Fett & Munz, 1993). Questo fenomeno è meglio conosciuto come comportamento R-curve. Tale effetto può essere spiegato nelle ceramiche tradizionali con il cosiddetto "effetto ponte" rappresentato da un aumento di attrito all'apice del crack, mentre nella zirconia è una conseguenza della trasformazione di fase. Il comportamento R-curve è direttamente proporzionale alla grandezza del crack, per cui più largo risulta il crack maggiore risulterà l'aumento di resistenza alla frattura delle ceramiche; ma i due fattori che influenzano la durata di tali tipi di restauri sono rappresentati dall'estensione del microcrack subcritico e dai fenomeni di fatica.

Il primo fattore è già stato spiegato, per quanto concerne, invece, la velocità di propagazione del microcrack, possiamo dire che essa dipende sia dalla durezza del materiale utilizzato, che dall'ambiente orale.

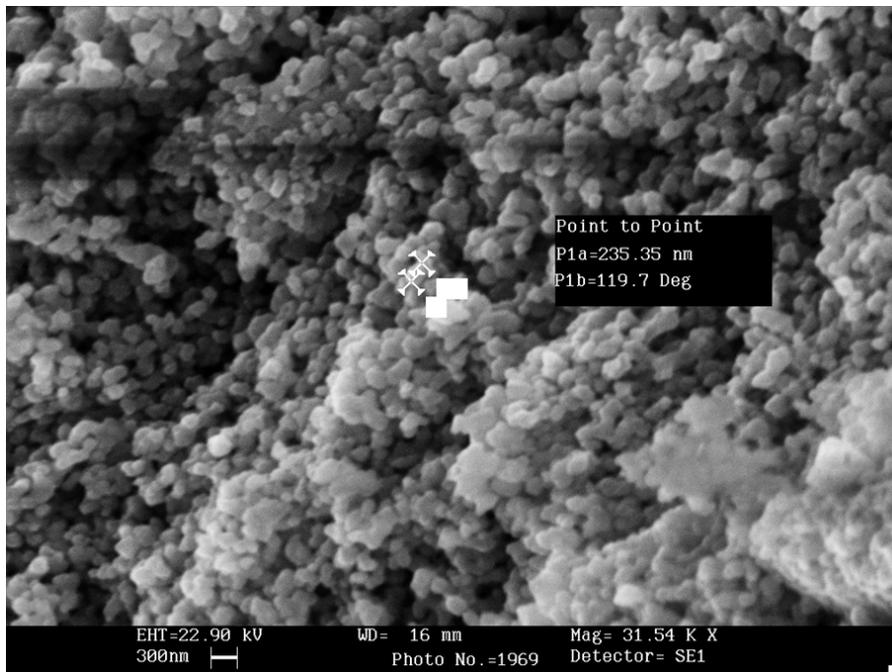
In particolare l'acqua contenuta nella saliva porta ad un aumento del cosiddetto stress da fatica nei materiali contenenti vetro; cioè l'acqua, reagendo col vetro, causa la rottura di quest'ultimo, determinando un aumento della velocità di propagazione delle microfratture.

I materiali con strutture policristalline, come allumina e zirconia, non contengono vetro nella loro composizione per cui non vanno soggette a tale tipo di problema manifestando una eccellente stabilità a lungo termine.

Infine lo spessore dell'armatura rappresenta un altro punto importante nella resistenza alla frattura di tali tipi di restauri; nel caso dell'In Ceram lo spessore deve essere di 0,8 mm, nell'Empress 1 mm mentre nella sistematica Lava bastano appena 0,5 mm.

LA ZIRCONIA

L'ossido di zirconio, normalmente utilizzato nell'odontoiatria restaurativo-protetica, è composto da una struttura tetragonale policristallina parzialmente stabilizzata da ittrio (Y-TZP). La zirconia allo stato puro, durante i suoi processi di trasformazione dalla fase cubica, a quella tetragonale e infine a quella monoclinica, mostra un grosso cambiamento di volume, in particolare dopo la sinterizzazione che rende il materiale instabile (Yanagida & al., 1996). L'aggiunta dell'ittrio, in misura del 3-6%, risulta pertanto indispensabile in quanto stabilizza la zirconia nella fase tetragonale (Yanagida & al., 1996). La zirconia, insieme all'ittrio in concentrazione inferiore rispetto a quella che servirebbe a stabilizzarla completamente, è chiamata ossido di zirconio parzialmente stabilizzato da ittrio (YPSZ); quest'ultimo risulta avere eccezionali proprietà fisiche e meccaniche, ben al di sopra dell'allumina (Takagi & al., 1985). Tali vantaggi sono principalmente dovuti alla trasformazione dalla fase tetragonale a quella monoclinica che determina, in seguito a stress esterni, come il raffreddamento post-sinterizzazione, un incremento del volume stimato intorno al 3-4%. Tale fattore induce uno stress compressivo in prossimità dell'apice del crack, che evita la propagazione di quest'ultimo, spiegando la grossa resistenza alla frattura che la zirconia possiede rispetto a tutti gli altri tipi di ceramiche. La reazione di indurimento avviene quando le particelle di zirconia sono nella fase instabile della forma tetragonale o al massimo al limite della trasformazione $T \rightleftharpoons M$.



Zirconia pre-sinterizzazione (LAVA System™ 3M ESPE):
struttura policristallina tetragonale

ADESIONE ALLA ZIRCONIA

Al pari delle corone in oro-ceramica, quelle in zirconia possono essere cementate in modo tradizionale, così come prescrivono le case costruttrici; è possibile utilizzare il fosfato di zinco, i cementi vetroionomerici, i compomeri o i vetroionomeri modificati con resina (Gorodovsky & al., 1992).

La ritenzione di un cemento tradizionale è dovuta alle caratteristiche fisiche intrinseche del cemento stesso ed a quelle micromeccaniche, legate ai caratteri di superficie della preparazione (Oilo & al., 1978).

I sistemi adesivi, al contrario, sono basati sull'utilizzo di tecniche di mordenzatura acida, sia del moncone che della superficie interna della corona, o su tecniche self-etching.

Sebbene la cementazione adesiva determini un miglior sealing delle corone in ceramica integrale (Behr & al., 2004), l'uso di tali cementi è limitato a causa della difficoltà di isolamento del campo operatorio (Kurbad, 2002).

Il pretrattamento acido della superficie interna della corona, necessario per avere un'adesione con la ceramica, è solitamente realizzato mediante l'applicazione di acido fluoridrico (Ozcan & al., 2003). Tale mordenzatura, che determina la creazione di micropozzetti ritentivi nella ceramica feldspatica e nell'Empress, non ha alcun effetto nelle ceramiche prive di vetro (vedere figure sotto) e quindi nemmeno sulla zirconia (Sun & al., 2000).

Pertanto, al fine di migliorare l'adesione alla zirconia, sono stati utilizzati trattamenti tribochimici (Rocatec), termici con silice o sabbiature.

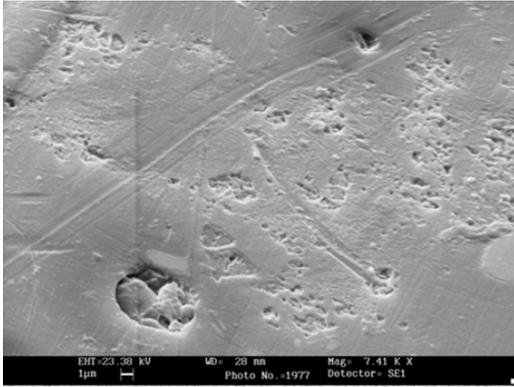
Il trattamento tribochimico (Rocatec), che migliora la ritenzione dell'In-Ceram e della sistemica Procera allumina (Blixt & al., 2000; Blatz & al. 2003), non ha alcun effetto positivo sulla zirconia (Kern & al. 1998). Ozcan & al., (2003) comparando il trattamento con silice, unito alla silanizzazione, alla sabbiatura, ottennero migliori risultati utilizzando la prima tecnica.

Altri studi dimostrarono risultati altrettanto positivi utilizzando la sabbiatura congiuntamente ad un cemento resinoso contenente un monomero intrinsecamente adesivo (Kern & al., 1998).

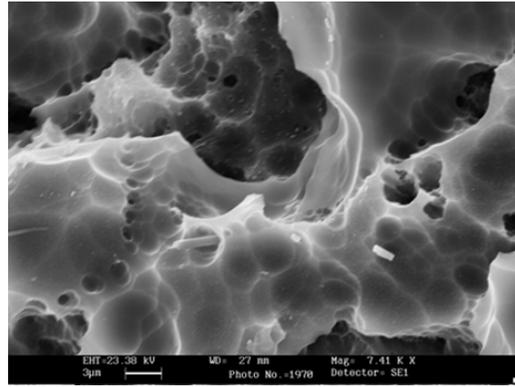
Gli unici due cementi che hanno queste caratteristiche sono il Panavia ed il Superbond; in particolare il secondo, sulla zirconia, ha dato effetti migliori del primo (Derand & al., 2000).

Infine uno studio recente, condotto da Ernst & al. (2005), confermando lo studio di Derand, ha dimostrato che il Superbond risulta avere i migliori risultati, in termini di ritenzione sulla zirconia, ma che tale valore non era sostanzialmente superiore ai cementi vetroionomerici od a quelli modificati con resina. Tale ricerca ha anche verificato che il trattamento tribochimico (Rocatec) non migliora la ritenzione della zirconia.

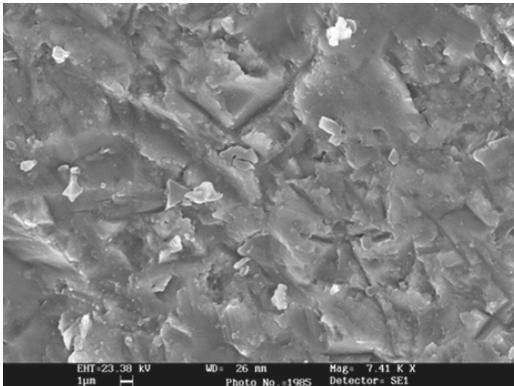
IMMAGINI AL SEM



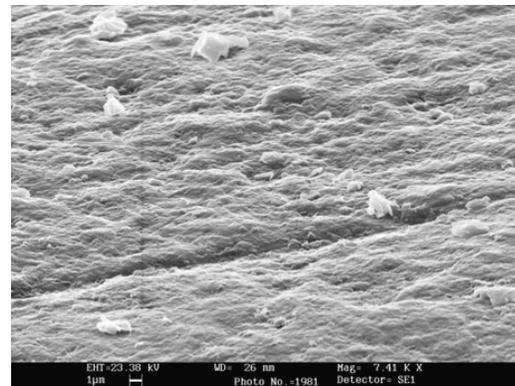
ceramica feldspatica non trattata



ceramica feldspatica trattata con acido fluoridrico al 40% per 2 minuti



Zirconia non trattata



Zirconia trattata con acido fluoridrico al 40% per 2 minuti

IL SISTEMA LAVA

La sistemica Lava utilizza la tecnologia CAD\CAM per realizzare armature da 1 a 4 elementi in zirconia parzialmente stabilizzata da ittrio (3%). Ciò risulta in accordo con uno studio condotto da Takagi & al.(1985) i quali hanno dimostrato che, concentrazioni di ittrio superiori al 3-4% si traducono in una minore resistenza alla flessione.

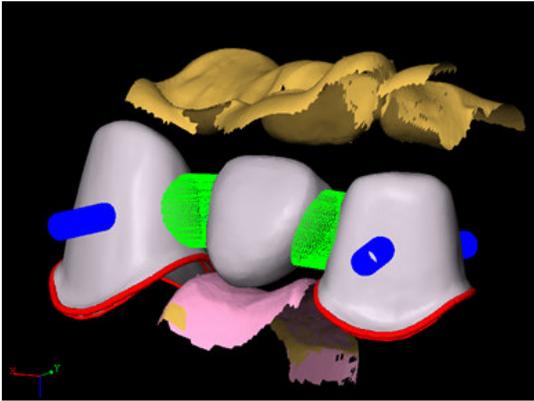
La struttura della zirconia è quella policristallina tetragonale con diametro delle particelle di circa 0,5 μ m. Tale sistemica si avvale di uno scanner speciale (Lava Scan), di una fase CAM (Lava Form), di un forno per la sinterizzazione (Lava Therm), oltre al software CAD\CAM.

La fase di scannerizzazione si compone di uno scanner di tipo ottico con una luce bianca triangolare e di un PC con il software CAD Lava. Una volta sezionato il modello, la replica del moncone in gesso viene posizionato al di sotto dello scanner, che legge tutte le informazioni e le trasferisce in forma tridimensionale al monitor, insieme alla gengiva ed alla registrazione interocclusale. L'intero processo dura circa 5 minuti nel caso di una corona singola e 12 minuti nel caso di un ponte di 3 elementi.

Il disegno della struttura, come l'inserimento di un pontic (fatto da un database) o la modellazione dei connettori, viene realizzata con l'ausilio della tastiera e del mouse. I dati vengono poi trasferiti alla macchina fresatrice. Al fine di compensare la contrazione da sinterizzazione, che per la zirconia si aggira intorno al 20-25%, la macchina che esegue la fase CAM, realizza una struttura più larga. Il tempo di fattura è di circa 35 minuti per una corona singola e di 90 minuti per un ponte di tre elementi. Una rifinitura manuale può essere fatta poco prima della sinterizzazione e nello stesso tempo c'è la possibilità di colorare la struttura con sette tipi di colori Vita. Si procede poi con la sinterizzazione in un forno preprogrammato per otto ore, incluse le fasi di riscaldamento e raffreddamento. Infine la struttura viene ultimata con l'apposizione di una particolare ceramica di rivestimento (Lava Ceram) avente lo stesso coefficiente di espansione termica della zirconia (-0,2 ppm)



Lava Scan



Disegno tridimensionale del software



Lava Form

ANALISI DELLA LETTERATURA

Diversi studi sono stati condotti sulle ceramiche integrali, ma pochi sono quelli in vivo che si ritrovano in letteratura sull'utilizzo della zirconia nei settori posteriori.

Sorensen & al. (1998) dimostrarono come l'In Ceram Allumina non fosse sufficientemente resistente per sostituire un primo molare mediante un ponte di tre elementi a causa di fenomeni di fatica, se sottoposto a 450 MPa. Anche per l'Empress 2, Sorensen & al. (1999) verificarono che tale tipo di sistemica poteva al massimo sostituire fino al primo premolare, manifestando un limite di resistenza alle forze di 340 MPa.

Takagi & al. (1985) studiarono il comportamento della zirconia parzialmente stabilizzata con il 3 % di ittrio, dimostrandone una resistenza alla flessione di circa 1000 MPa ed un modulo di elasticità di 200 GPa, valori di gran lunga superiori a quelli dell'allumina.

Tinschert & al. (2000) paragonando diverse sistematiche CAD/CAM arrivarono alla conclusione che, nel test di resistenza alla flessione a quattro punti, la zirconia raggiungeva i migliori risultati mostrando una resistenza di $913 \pm 50,2$ MPa.

Jung & al. (2000) valutarono la diminuzione della resistenza alle forze di ceramica feldspatica, ceramica vetrosa, ceramica alluminosa vetroinfiltrata, e zirconia parzialmente stabilizzata da ittrio (3%), mediante test Herziano con cicli di carico multipli a quattro punti. La zirconia mostrò i migliori risultati, raggiungendo valori di resistenza alla flessione di 1300 MPa, ed allo stesso tempo non vi fu nessun tipo di decremento nella resistenza alle forze.

Shimizu & al. (1993), testarono la zirconia stabilizzata con 3% di ittrio, sia in vitro, attraverso il test di resistenza alla flessione a tre punti, che in vivo sui conigli. La resistenza iniziale in vitro era di circa 1000 MPa, mentre venivano raggiunti valori superiori a 700 MPa dopo un periodo di tre anni in vivo.

Rountree & al. (2001) valutarono la resistenza alle forze tensili della sistemica Lava, in vitro, sottoponendo ponti di tre e quattro elementi a $1,2 \times 10^6$ cicli masticatori di 50 N e 10000 cicli termici (da 5 a 55°C) dopo cementazione mediante KetacCem. I risultati furono, per i ponti di tre elementi di 1458 ± 407 N mentre di 979 ± 245 per quelli di quattro elementi.

Rosentritt & al. (2001) studiarono, in vitro, la resistenza alla tensione di un ponte di tre elementi in zirconia, realizzato mediante la sistemica Lava, i cui pontics avevano una lunghezza di 10 mm. I campioni furono sottoposti a 6000 cicli termici ed a simulazione di cicli di masticazione ($1,2 \times 10^6$) con una forza pari a 50 N, dimostrando una resistenza alla tensione pari a 992 N, valore di gran lunga superiore se paragonato alla sistemica Empress 2 (387 N) od a quella In Ceram (334 N).

Hertlein & al. (2001) valutarono la precisione marginale, mediante analisi allo stereomicroscopio, di corone in zirconia (Lava), sia su elementi dentari anteriori che posteriori preparati con un chamfer, ritrovando valori di gap marginale pari a 38 ± 20 μm e di discrepanza marginale pari a 72 ± 36 μm . Un lavoro analogo fu eseguito su altri tipi di ceramiche integrali nei soli elementi anteriori da Yeo & al. (2003), dimostrando una imprecisione marginale di 83 ± 33 μm per il Celay In Ceram, 112 ± 55 μm per l'In Ceram tradizionale e di 46 ± 16 μm per l'IPS Empress.

STUDIO SPERIMENTALE

Lo scopo del presente lavoro è quello di valutare le performance cliniche di 15 ponti posteriori fissi di 3 elementi con 1 pontic, in zirconia, realizzato mediante il sistema LAVA (3M-ESPE).

Quest'ultimo consiste in blocchi di zirconia presinterizzati, dai quali vengono ricavati le strutture mediante la sistematica CAD-CAM.

I pazienti, di età compresa tra i 18 ed i 65 anni, sono stati selezionati in base a questi criteri di inclusione:

- presenza di almeno 20 elementi dentari
- assenza di protesi totali e parziali rimovibili (tranne nei siti in cui deve essere realizzato il ponte)
- presenza di una buona igiene orale, con un basso rischio di processi cariosi
- assenza di lesioni parodontali attive
- necessità di sostituire almeno un elemento dentario con una protesi fissa, che dovrà essere in occlusione
- possibilità di realizzare un massimo di due ponti per paziente
- un'ampiezza in senso occluso-gengivale di almeno 3 mm, misurati a livello interprossimale, tra la sommità della papilla e il margine occlusale del dente preparato
- presenza di almeno 15mm di effetto ferula sugli elementi trattati endodonticamente

Una volta inclusi nello studio, i pazienti hanno ricevuto e firmato sia il consenso informato che la scheda dei richiami periodici.

I ponti sono stati poi cementati con un cemento resinoso self-adhesive, che non richiede ne pretrattamenti ne applicazioni di adesivi (Rely-X-Unicem).

Al fine di testare la validità di tale ceramica nei settori posteriori è stato valutato sia il comportamento biomeccanico ,verificando la presenza di eventuali fratture nel materiale , sia quello biologico, monitorando i seguenti parametri:

- quantità di gengiva aderente
- indice gengivale
- indice parodontale
- integrità periapicale e pattern di riassorbimento osseo mediante rx endorali con centratore
- valutazione della sensibilità dei denti preparati, mediante compilazione , da parte del paziente ,di una scala visuale-analogica (VAS).

I richiami sono stati effettuati a 6-12-18-24-36 mesi monitorando in ciascun appuntamento tutti i parametri sopra indicati.

Procedure operative

I pazienti, i cui elementi dentali necessitano di terapie conservative ed endodontiche, sono stati inviati presso il proprio dentista .

Dopo la somministrazione di anestesia locale con adrenalina si è proceduto a preparare i denti pilastro mediante un manipolo ad anello rosso moltiplicatore di giri, sotto abbondante irrigazione, con fresa diamantata di diametro noto a grana media .

La riduzione, sia assiale che occlusale, è stata di circa 1,5 mm, mentre a livello marginale è stato realizzato un chamfer, localizzato in posizione sopra, iuxta o leggermente sottogengivale, a seconda dei casi.

Al termine, un provvisorio in resina, previamente preparato, è stato ribasato, rifinito e cementato con cemento provvisorio senza eugenolo (RelyX temp NE).

I pazienti sono stati rivisti a distanza di due settimane per la realizzazione dell'impronta di lavoro . In questa fase i provvisori sono stati decementati, i monconi sono stati puliti con una coppetta in gomma e pomice ed è stata operata una dislocazione verticale della gengiva, mediante l'utilizzo di un filo retrattore (Ultrapak – Ultradent).

Si è proceduto alla rifinitura dei monconi ed è stata rilevata un'impronta in polietere, con portaimpronta individuale, mediante la metodica monofasica a doppia miscelazione, utilizzando una pasta light sulla superficie dei monconi ed una medium nel portaimpronta .

Quindi è stata rilevata l'impronta in alginato dell'arcata antagonista, ed una registrazione interocclusale in silicone.

La struttura in zirconia è stata provata a distanza di due settimane dalla presa dell'impronta di lavoro e ne sono stati valutati il seating e l'adattamento marginale, sia mediante analisi allo stereomicroscopio, che utilizzando del fitcher all'interno delle cappe in zirconia .

Ogni modifica della struttura in zirconia è stata realizzata con una fresa diamantata e sotto abbondante irrigazione .

Un impronta di posizione in polietere è stata rilevata al termine di questa fase ed al contempo è stato preso il colore.

Quindi il lavoro è stato ultimato mediante stratificazione con ceramica di rivestimento dedicata e cementato dopo circa due settimane dall'appuntamento precedente.

La cementazione è stata di tipo adesivo utilizzando il RelyX Unicem (3M-ESPE).

Prima della cementazione si è proceduto a controllare il restauro definitivo, sia per quanto riguarda l'occlusione sia per quanto riguarda i punti di contatto, mediante carta per articolazione blu, con uno spessore da 25µm .

Inoltre i monconi sono stati detersi con coppette di gomma e pomice al fine di eliminare ogni residuo di cemento provvisorio, quindi, il campo è stato isolato mediante rulli di cotone e aspiratore. Il restauro è stato poi cosparso di paraffina liquida, sulla sua superficie esterna, ed è stata attivata e miscelata una capsula di Unicem.

Il cemento è stato inserito all'interno delle corone in uno strato sottile e, poco prima dell'indurimento completo, gli eccessi sono stati eliminati mediante specillo sottile e filo interdentale.

A distanza di due settimane dalla consegna del restauro sono stati valutati :

- indice gengivale
- profondità di sondaggio
- sensibilità relativa ai denti pilastro
- presenza di incrinature o fratture della ceramica.

Risultati

Sono stati realizzati 15 ponti posteriori di tre elementi in zirconia così ripartiti:

n°6 dal canino al secondo premolare di cui 3 inferiori e 3 superiori

N°5 dal secondo premolare al secondo molare inferiore

N°4 dal primo premolare al primo molare superiore

I pazienti sono stati richiamati a due settimane dalla consegna del ponte monitorando:

1. i denti pilastro dal punto di vista parodontale rispetto ad elementi dentari controlaterali per quanto riguarda:
 - indice gengivale
 - indice di placca
 - profondità di sondaggio

2. il ponte in zirconia valutando mediante analisi allo stereomicroscopio:
 - la precisione della corona e l'adattamento marginale
 - lo scolorimento marginale
 - la ruvidità superficiale

3. infine è stata valutata la sensibilità dei denti pilastro prima della preparazione degli stessi e nel primo richiamo rispetto agli elementi dentari controlaterali. Tale parametro è stato valutato chiedendo al paziente di segnare su una scala visuale analogica (VAS) il livello di sensibilità in seguito all'applicazione di aria compressa e di pellets di cotone ghiacciate.

Tutti i parametri suddetti sono riportati nella cartella opportunamente realizzata riportata nella pagina seguente.

CARTELLA CLINICA LAVA SYSTEM

APPENDICE 1:

Dott.

Modulo di presentazione del caso – FASE INIZIALE

Soggetto N°

Data:

Data del trattamento:

Data della valutazione iniziale:

Denti abutment #

#

Precisione della corona / adattamento marginale:

Dente # Alfa _____ Bravo _____ Charlie _____

Dente # Alfa _____ Bravo _____ Charlie _____

Scolorimento marginale:

Dente # Alfa _____ Bravo _____ Charlie _____

Dente # Alfa _____ Bravo _____ Charlie _____

Ruvidità superficiale:

Dente # Alfa _____ Bravo _____ Charlie _____

Dente # Alfa _____ Bravo _____ Charlie _____

Criteria USPHS per la valutazione clinica

| Categoria | Accettabile | Non accettabile | Criteri |
|-------------------------------|--------------------|------------------------|---|
| Adattamento marginale | Alfa | | Il restauro continua la forma anatomica esistente; la sonda non rileva |
| | Bravo | | La sonda rileva; presenza visibile di una crepa; smalto esposto |
| | | Charlie | Dentina o base esposta lungo il margine; il restauro è mobile, fratturato o mancante |
| Scolorimento marginale | Alfa | | Assenza di scolorimento evidente sul margine |
| | Bravo | | Leggera macchia sul margine |
| | | Charlie | Macchia evidente, non può essere rimossa, penetrazione fino alla dentina. |
| Ruvidità superficiale | Alfa | | Superficie liscia |
| | Bravo | | Leggermente ruvida o butterata |
| | | Charlie | Ruvida, non può essere lucidata Superficie profondamente butterata, con solchi, etc. |

Salute gengivale del dente ricostruito rispetto ad un dente vicino di riferimento*

Dente abutment #

Dente abutment

| | | | | |
|----------|---|---|---|---|
| Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Distale | 0 | 1 | 2 | 3 |

Dente di riferimento #

Dente di riferimento

| | | | | |
|----------|---|---|---|---|
| Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Distale | 0 | 1 | 2 | 3 |

| | | | | | | | | | |
|-----------------------|---|---|---|---|-----------------------------|---|---|---|---|
| Dente abutment # | | | | | Dente di riferimento # | | | | |
| <u>Dente abutment</u> | | | | | <u>Dente di riferimento</u> | | | | |
| Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 | Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 | Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Distale | 0 | 1 | 2 | 3 | Distale | 0 | 1 | 2 | 3 |

Codici: Condizioni gengivali (Silness e Loe, 1963)

0. *Gengive normali intorno alla corona e al dente di riferimento*
1. *Leggera infiammazione – leggero cambiamento di colore, leggero edema, nessun sanguinamento alla sonda*
2. *Infiammazione moderata – rossore, edema e lucidità della mucosa, sanguinamento alla sonda*
3. *Infiammazione severa – rossore ed edema marcati, tendenza al sanguinamento spontaneo*

** si noti che il dente di riferimento per la valutazione gengivale è un dente non ricostruito che può essere sia adiacente o nelle vicinanze di ognuno dei denti ricostruiti presi in esame*

Salute parodontale del dente ricostruito rispetto a un dente vicino di riferimento*:

| | | | | | | | | | |
|-----------------------|---|---|---|---|-----------------------------|---|---|---|---|
| Dente abutment # | | | | | Dente di riferimento # | | | | |
| <u>Dente abutment</u> | | | | | <u>Dente di riferimento</u> | | | | |
| Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 | Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 | Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Distale | 0 | 1 | 2 | 3 | Distale | 0 | 1 | 2 | 3 |

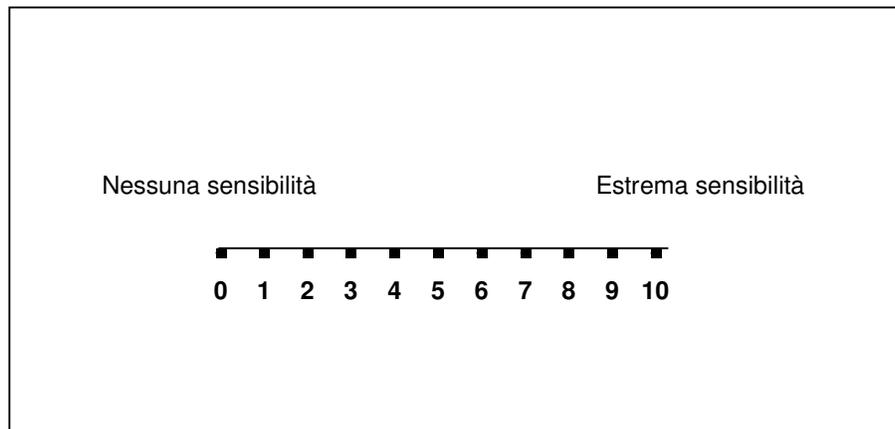
| | | | | | | | | | |
|-----------------------|---|---|---|---|-----------------------------|---|---|---|---|
| Dente abutment # | | | | | Dente di riferimento # | | | | |
| <u>Dente abutment</u> | | | | | <u>Dente di riferimento</u> | | | | |
| Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 | Facciale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 | Mesiale | 0 | 1 | 2 | 3 |
| Distale | 0 | 1 | 2 | 3 | Distale | 0 | 1 | 2 | 3 |

Codici: *Indice parodontale (Silness e Loe, 1964)*

0. *Non si rileva placca nell' area gengivale del dente ricostruito e del dente di riferimento*
1. *Una pellicola di placca aderente al margine gengivale libero e all' area adiacente al dente. La placca può solo essere riconosciuta facendo scorrere una sonda attraverso la superficie*
2. *Accumulo moderato di depositi morbidi nella tasca gengivale e sul margine gengivale e/o sulla superficie del dente adiacente. Facilmente visibile ad occhio nudo*
3. *Abbondanza di materiale morbido nella tasca gengivale e/o sul margine gengivale e sulla superficie del dente adiacente*

APPENDICE 2:

Visual Analogue Scale (VAS) – dente abutment #



Sondaggio Parodontale

| Dente | Mesiale | Vestibolare | Distale | Palatale |
|-------|---------|-------------|---------|----------|
| | | | | |
| | | | | |

I follow-up sono stati effettuati a 6-12-24 e 36 mesi ed in nessun caso si è riscontrato alcun tipo di problema, né dal punto di vista biomeccanico né da quello parodontale.

Dal punto di vista biomeccanico tutti i ponti hanno resistito e non si è riscontrata nessuna frattura né del core, né della ceramica di rivestimento. In un solo caso si è notata una imprecisione marginale relativa al core in zirconia (fig.7) che è stata corretta poi con ceramica di rivestimento (tabella 2).

Tale dato risulta in accordo con uno studio di Pallis & al. (2004) dove la resistenza alla frattura della zirconia risulta più alto degli altri tipi di ceramica integrale analizzati nello studio (Empress 2, Procera allumina); quest'ultimo sottolinea come i fallimenti della zirconia risiedono all'interfaccia cemento-core, mentre quelli dell'Empress 2, all'interfaccia core-ceramica di rivestimento.

Dal punto di vista parodontale non si è riscontrata alcuna differenza tra denti pilastro e elementi controlaterali, il che dimostra l'ottima biocompatibilità della zirconia con i tessuti marginali.

Per quanto attiene la precisione marginale, l'analisi allo stereomicroscopio ha rilevato un'ottimo valore e la sonda non ha rilevato nessun segno di sovra o sottocontorno (tabella1).

Questo dato risulta in accordo con uno studio in vitro di Tinschert & al. (2001), in cui il livello di precisione marginale risulta accettabile. Tuttavia tale studio dimostra anche che, all'aumentare della lunghezza del ponte, si riduce esponenzialmente la precisione marginale.

La discrepanza marginale rappresenta un dato fondamentale nelle ricostruzioni proteiche, in quanto predispone i denti pilastro a carie secondarie e può avere effetti deleteri sul parodonto marginale (Sorensen & al., 1986). Pertanto la precisione e l'adattamento marginale delle corone protesiche sono tra i principali artefici dei fallimenti, sia dal punto di vista biologico, che meccanico (Balder & al.,1991).

Gli ottimi risultati a cui giunge il presente studio sono confermati da uno studio analogo condotto da Raigrodski & al. (2006). Quest'ultimo, analizzando gli stessi parametri presi in considerazione nel presente studio su 20 ponti in zirconia, realizzati mediante la sistematica Lava, nello stesso periodo di tempo (36 mesi), ritrovarono più fratture della ceramica di rivestimento (5). Per quanto attiene i restanti parametri i risultati furono del tutto sovrapponibili.

Tabella 1

| | 6 mesi | 12 mesi | 24 mesi | 36 mesi |
|------|--------|---------|---------|---------|
| GI 0 | 15 | 12 | 13 | 11 |
| GI 1 | 0 | 3 | 2 | 3 |
| GI 2 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| GI 3 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| PI 0 | 15 | 14 | 13 | 11 |
| PI 1 | 0 | 1 | 2 | 4 |
| PI 2 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| PI 3 | 0 | 0 | 0 | 0 |

G.I.- gingival index

P.I. – parodontal index

Tabella 2

| | | 6 mesi | 12 mesi | 24 mesi | 36 mesi |
|---|---|--------|---------|---------|---------|
| Precisione/ adattamento marginale | A | 14 | 14 | 14 | 14 |
| | B | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | C | 0 | 0 | 0 | 0 |
| scolorimento marginale | A | 15 | 15 | 15 | 15 |
| | B | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | C | 0 | 0 | 0 | 0 |
| ruvidità superficiale | A | 15 | 15 | 15 | 15 |
| | B | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | C | 0 | 0 | 0 | 0 |

CASO CLINICO I



Fig. 1 foto preoperatoria



Fig.2 preparazione dei monconi



Fig. 3 prova del frame in zirconia



Fig. 4 ponte finito e cementato

CASO CLINICO II



Fig. 5 foto preoperatoria



Fig. 6 preparazione dei monconi

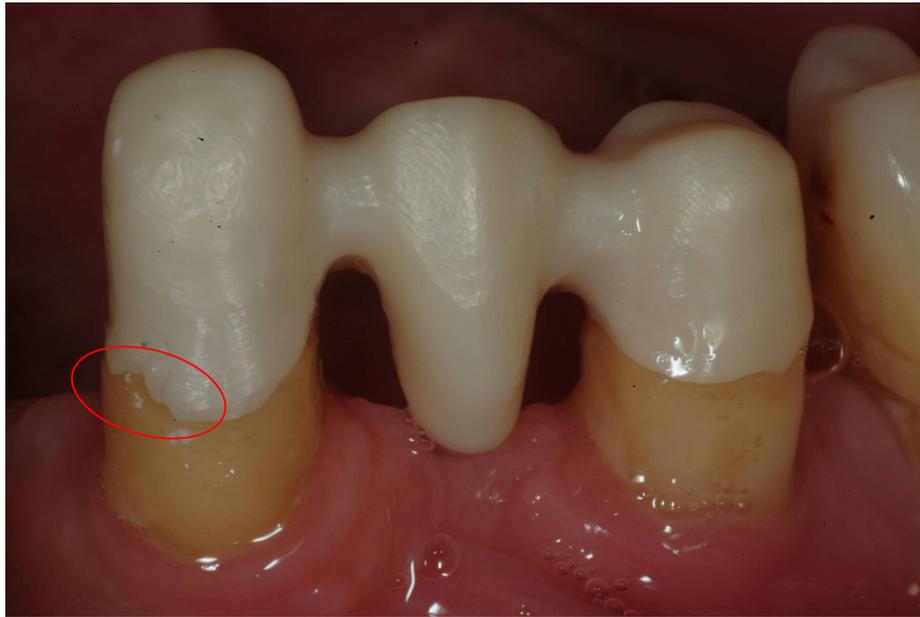


Fig. 7 prova del frame in zirconia: si noti la frattura a livello mesio-vestibolare



Fig. 8 ponte finito e cementato

BIBLIOGRAFIA

Balder J. D., Rozier R. G., McFall W. T., Ramsey D. L.

Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients

J. Prosthet. Dent. 1991; 65: 75-79

Behr M., Rosentritt M., Regnet T., Lang R., Handel G.

Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-ried systems

Dent. Mater. 2004; 20: 191-197

Blatz M. B., Sadan A., Blatz U.

The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera All-Ceram restorations

Quintess. Int. 2003; 34: 542-547

Blixt M., Adamczak E., Linden L. A., Oden A., Arvidson K.

Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cement

Int. J. Prosthodont. 2000; 13: 221-226

Derand P., Derand T.

Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics

Int. J. Prosthodont. 2000; 13: 131-135

Ernst C. P., Cohnen U., Stender E., Willershausen B.

In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents

J. Prosthet. Dent. 2005; 93: 551-558

Kelly J.R., Nishimura I., Campbell S.D.

Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives.

J Prosthet Dent. 1996 Jan;75(1):18-32.

Kern M., Wegner S. M.

Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability

Dent. Mater. 1998; 14: 64-71

Kurbad A.

Clinical aspects of all-ceramic CAD\CAM restorations

Int. J. Comput. Dent. 2002; 5: 183-197

Jung Y.G., Peterson I.M., Kim D.K.,

lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics

J. Dent. Res. 2000; 79: 722-731

Fett T., Munz D.

Evaluation of R-curve effects in ceramics

J. Mater. Sci. 1993; 28: 742-752

Fett T., Munz D., Thun G.

Method to estimate crack-tip toughness from bending tests on prenotched bars
J. Am. Ceram. Soc. 2000; 83: 421-423

Fischer H., Weinzierl P., Weber M., Marx R.

Finishing-induced damage to dental ceramic
DZZ 54 1999; 8: 484-488

Gorodovsky S., Zidan O.

Retentive strength, disintegration and marginal quality of luting cements
J. Prosthet. Dent. 1992; 68: 269-274

Griffith A. A.

Phenomena of rupture and flow of solids
Phil. Trans. Roy Soc. 1920; A224: 168-198

Hertlein G., Hoscheler S., Frank S.

Marginal fit of CAD/CAM manufactured all ceramic zirconia prostheses
J. Dent. Res. 2001; 80: 42 (abstract 049)

Mc Lean J. W., Hughes T. H.

The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides
Brit. Dent. J. 1965; 119: 251-267

Munz D., Fett T.

Ceramics: mechanical properties, failure behaviour, material selection
1st ed. Berlin: Springer

Oilo G., Jorgensen K. D.

The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements
J. Oral Rehabil. 1978; 5: 377-389

Ozcan M., Vallittu P. K.

Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics
Dent. Mater. 2003; 19: 725-731

Pallis K., Griggs J. A., Woody R. D., Guillen G. E., Miller A. W.

Fracture resistance of three all-ceramic restorative system for posterior applications
J. Prosthet. Dent. 2004; 91: 561-569

Raigrodski A. J., Chiche G. J., Potiket N., Hochstedler J. L., Mohamed S. E., Billiot S., Mercante D. E.

The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study.
J. Prosthet. Dent. 2006 Oct; 96(4): 237-44

Ritter J. E.

Predicting lifetimes of materials and material structures
Dent. Mater. 1995; 11: 142-146

- Rodel J., Kelly J. F., Lawn B. R.
In situ measurement of bridged crack interfaces in the scanning electron microscope
J. Am. Ceram. Soc. 1990; 73: 3313-3318
- Rosentritt M., Behr M., Lang R.
Fracture strength of tooth colored posterior fixed partial dentures
J. Dent. Res. 2001; 80: 57 (abstract 174)
- Rountree P., Nothdurft F., Pospiech P.
In-vitro investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridge of ZrO₂-ceramics
J. Dent. Res. 2001; 80: 57 (abstract 173)
- Seidel J., Rodel J.
Measurement of crack tip toughness in alumina as a function of grain size
J. Am. Ceram. Soc. 1997; 80: 433-438
- Shimizu K., Oka M., Kumar P.
Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramics
J. Biomed. Mater Res. 1993; 27: 729-734
- Sorensen S. E., Larsen I. B., Dreyer-Jorgensen K.
Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins
J. Scand. Dent. Res. 1986; 94: 109-114
- Sorensen J.A., Kang S.K., Torres T.J., Knode H.
Status of prospective clinical trials on In-Ceram bridges
J. Cal. Dent. Assoc. 1998; 26: 130-136
- Sorensen J.A., Cruz M., Mito W.T., Raffener O., Meredith H.R., Foser H.P.
A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic
Prac. Periodont. Aesthet. Dent. 1999; 11(1): 95-106
- Steinbrech R., Schmenkel O.
Crack resistance curves for surface cracks in alumina
J. Am. Ceram. Soc. 1988; 71: C271-C273
- Sun R., Suansuwan N., Killpatrick N., Swain M.
Characterization of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal
J. Dent. 2000; 28: 441-445
- Suttor D., Bunke K., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G.
LAVA-The system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks
Int. J. Computer. Dent. 2001; 4: 195-206
- Takagi H., Nishioka K., Kawanami T.
The properties of a closely sintered zirconia
Ceram Forum Int. 1985; 62: 195-198

Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K. J.
Marginal fit of alumina and zirconia-based fixed partial dentures produced by CAD\CAM system
Oper. Dent. 2001; 26: 367-374

Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.
Strength of zirconium oxide-reinforced In-Ceram alumina ceramic
DZZ 54 1999; 11: 695-699

Tinschert J., Zvez D, Marx R.
Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia based ceramics
J. Dent. 2000; 28: 529-535

Yamamoto M.
Metall-ceramics
Quintessenze Publishig CO. Ltd 1982

Yanagida H., Kawamoto K., Miyayama M
Chemistry of ceramics
Chichester: Wiley, 226-228, 247-249

Yeo I.S., Yang J. H., Lee J. B.
In vitro marginal fit of three all-ceramic crown system
J. Prosthet. Dent. 2003; 90: 459-464