

MODULO 1

Maryland bridge:
nuovi materiali
e nuove applicazioni

A. Savi, M. Tamani, A. Crescini, O. Turillazzi

fad

Conoscenze di base

1. Preparazioni parziali per Maryland bridge (MB)
2. Struttura dei materiali compositi e delle ceramiche integrali
3. Nozioni di adesione dentaria

Obiettivi

1. Valutare come lo sviluppo di nuovi materiali compositi e ceramici abbia modificato le caratteristiche e le possibilità terapeutiche dei tradizionali MB in metallo-ceramica
2. Analizzare i vantaggi e gli svantaggi dei MB metal-free realizzati in composito rinforzato con fibre, zirconio e disilicato di litio
3. Presentare casi clinici esemplificativi per ognuno dei MB metal-free analizzati

Punti chiave

1. I MB in metallo-ceramica, grazie al carattere conservativo del trattamento, rappresentano una valida soluzione terapeutica nelle monoedentulie anteriori, soprattutto in pazienti giovani. Tuttavia, le difficoltà associate

alla preparazione dei denti pilastro e alla realizzazione degli stessi MB possono limitare il ricorso a questa alternativa terapeutica.

2. Lo sviluppo di nuovi materiali compositi rinforzati con fibra e di nuovi materiali ceramici (soprattutto zirconio e disilicato di litio) ha consentito la realizzazione di MB metal-free in sostituzione dei MB tradizionali con sottostruttura in metallo.
3. I MB metal-free, indipendentemente dal materiale con cui sono realizzati, presentano vari vantaggi rispetto ai MB in metallo-ceramica: migliore estetica dei denti pilastro, possibilità di riparazione in situ (per quelli in composito), possibilità di modificare le dimensioni mesio-distali e/o il profilo di emergenza dei denti pilastro, preparazione estremamente conservativa e facile.
4. Grazie a queste caratteristiche i MB metal-free risultano essere un'ottima soluzione terapeutica soprattutto nel trattamento delle monoedentulie anteriori in pazienti giovani.
5. I dati di letteratura circa la prognosi a lungo termine dei MB metal-free sono limitati, a causa del loro recente sviluppo. Gli studi che ne analizzano il successo a lungo termine sono ancora pochi e i loro risultati, seppur positivi, si riferiscono a un arco temporale piuttosto breve.

Modalità di partecipazione al corso

L'iscrizione dovrà avvenire tramite compilazione della scheda di adesione disponibile sul nostro portale www.OdontoConsult.it, che permetterà al provider di fornire via eMail all'utente uno username e una password.

Per maggiori informazioni www.OdontoConsult.it

PROTESI FISSA

Maryland bridge: nuovi materiali e nuove applicazioni

Maryland bridge: new materials and new applications

Ricevuto il

5 giugno 2012

Accettato il

9 novembre 2012

*Autore di riferimento

Andrea Savi

andrea@studiosavi.com

A. Savi^{a,*}, M. Tamani^b, A. Crescini^a, O. Turillazzi^a^a Libero professionista in Brescia^b Libero professionista in Parma e Brescia

Riassunto

Obiettivi. I Maryland bridge (MB) in metallo-ceramica rappresentano una valida soluzione terapeutica nel trattamento delle monoedentulie anteriori. Recentemente, il continuo sviluppo dei materiali odontoiatrici ha permesso di sostituire la sottostruttura in metallo con compositi rinforzati con fibra o materiali ceramici e di realizzare MB metal-free, modificando in modo rilevante le caratteristiche di questa opzione terapeutica. **Materiali e metodi.** Sulla base dei dati presenti in letteratura si analizzano i vantaggi e gli svantaggi dei MB metal-free in composito rinforzato con fibre, zirconio e disilicato di litio riportando per ciascuno uno o più casi clinici. **Risultati e conclusioni.** Indipendentemente dal materiale prescelto, i MB metal-free possono fornire un ottimo risultato estetico a fronte di un intervento estremamente conservativo e costituiscono, pertanto, un'ottima soluzione terapeutica per la riabilitazione di spazi edentuli anteriori, soprattutto in pazienti giovani.

Parole chiave

- Maryland bridge
- Compositi rinforzati con fibre
- Zirconio
- Disilicato di litio
- Preparazioni parziali

Abstract

Objectives. Metal-ceramic Maryland bridges (MB) represent a good therapeutic option for the treatment of anterior edentulism. Recently, metal understructure has been substituted with fiber-reinforced composite or ceramic materials. The introduction of these materials has determined the possibility to realise metal-free MB, improving this therapeutic solution. **Materials and methods.** Advantages and disadvantages of metal-free MB are analysed with particular regard to specific material used for their construction (fiber-reinforced composite, zirconia, lithium disilicate). Clinical cases also illustrate the possible application of metal-free MB. **Results and conclusions.** Regardless of the material used, metal-free MB represent a good therapeutic solution for the rehabilitation of anterior edentulism, especially in young patients.

Key words

- Maryland bridge
- Fiber-reinforced composite
- Zirconia
- Lithium disilicate
- Partial preparations

1. Introduzione

I Maryland bridge (MB) in metallo-ceramica rappresentano una valida opzione terapeutica per la riabilitazione degli spazi edentuli anteriori, soprattutto in pazienti giovani con denti pilastro esenti da carie [1,2]. I principali vantaggi di questa tecnica sono:

- **preparazione dentale minima:** la preparazione di un elemento dentario come pilastro di un MB in metallo-

ceramica comporta, a seconda del tipo di preparazione e dell'elemento interessato, una perdita in peso dello stesso che oscilla fra il 3% e il 10%, un valore minimo se paragonato alla perdita compresa fra il 63% e il 72% conseguente alla preparazione per una corona completa [2];

- **margini sopragengivali:** mentre la preparazione per una protesi fissa tradizionale prevede normalmente margini sottogengivali, quella per MB prevede sempre margini

sopragengivali. Oltre a facilitare la presa dell'impronta, questa preparazione limita anche l'eventualità di danni a carico del parodonto [3,4];

- **assenza di chirurgia:** a differenza della riabilitazione implantare, quella con MB non richiede interventi chirurgici [5]. Fanno eccezione i casi in cui, per un migliore risultato estetico finale, è opportuno ispessire la gengiva dello spazio edentulo con un innesto gengivale.

I principali svantaggi dei MB in metallo-ceramica derivano dalla presenza di una sottostruttura in metallo, e in particolar modo dalla difficoltà di cementare adesivamente in modo efficace e duraturo tale sottostruttura ai denti pilastro:

- **decementazione:** Pjetursson et al. [6], in una metanalisi di 12 studi pubblicati a partire dagli anni Novanta e con follow-up di almeno 5 anni, hanno osservato come la decementazione sia la complicanza più frequente per i MB in metallo-ceramica, registrando una percentuale media di decementazione a 5 anni del 14,1% (IC 95%: 8,6-22,7%);
- **difficoltà di preparazione:** la necessità di avere preparazioni perfettamente parallele a livello dei denti pilastro, per ridurre la concentrazione di stress all'interfaccia cemento/struttura metallica, impone che i denti pilastro di un MB in metallo-ceramica siano preparati servendosi di un parallelometro endorale;
- **estetica dei denti pilastro:** nei MB in metallo-ceramica il colore scuro delle leghe vili impiegate può talvolta trasparire attraverso lo smalto dei denti pilastro, creando un alone grigiastro intorno agli stessi. Questo effetto, più evidente nei denti con ampie zone di traslucenza incisale e interprossimale, come gli incisivi centrali superiori dei pazienti giovani, è estremamente importante [2,7]. Non solo è relativamente frequente [8], ma quando si verifica è il parametro che influisce più negativamente sul grado di soddisfazione del paziente [4].

Il continuo miglioramento dei materiali odontoiatrici consente di realizzare MB con sottostruttura non più in metallo, ma in composito o in ceramica.

Gli autori dichiarano che lo studio presentato è stato realizzato in accordo con gli standard etici stabiliti nella Dichiarazione di Helsinki, e che il consenso informato è stato ottenuto da tutti i partecipanti prima del loro arruolamento allo studio.

2. Maryland bridge in composito rinforzato con fibra

Vari studi hanno evidenziato come la decementazione dei MB derivi nella maggior parte dei casi dal fallimento del legame tra il cemento e la struttura metallica. Molto più rare sono invece le decementazioni conseguenti a fratture coesive del cemento o al fallimento del legame adesivo tra cemento e smalto dei denti pilastro [9,10]. Secondo gli autori la naturale mobilità che tutti gli elementi dentari possiedono crea, durante la funzione, continue forze di tensione e di compressione a livello dell'interfaccia cemento/metallo. Questi ripetuti stress possono portare all'insuccesso del legame adesivo e quindi alla decementazione del MB [9].

Secondo Vallittu [11] la scelta di un materiale con modulo elastico inferiore a quello delle leghe metalliche potrebbe ridurre la concentrazione di stress all'interfaccia cemento/MB e quindi il rischio di decementazione, poiché permette di realizzare una struttura per MB in grado di flettersi sotto carico e assecondare la naturale mobilità dei denti pilastro. Contemporaneamente, la scelta di un materiale in grado di sviluppare un migliore legame adesivo con il cemento rispetto a quello che possono fornire le leghe metalliche può ulteriormente contribuire a ridurre il rischio di decementazione [9]. Secondo Vallittu [11] questo materiale è rappresentato dai compositi rinforzati con fibra (Fiber-Reinforced Composite, FRC).

I FRC sono stati sviluppati a partire dagli anni Sessanta e Settanta al fine di migliorare le proprietà meccaniche dei materiali compositi. Strutturalmente i FRC sono formati da due componenti principali: le fibre e la matrice resinosa. Le prime costituiscono la componente di rinforzo, fornendo resistenza e rigidità al materiale finale; la matrice resinosa, invece, mantiene unite le fibre permettendo di trasferire le forze che gravano sul materiale alle fibre stesse. La matrice assolve anche il compito di proteggere le fibre dagli insulti chimici e termici e di fornire al materiale finale un'adeguata maneggevolezza e lavorabilità [12].

Le fibre normalmente più impiegate sono quelle di vetro, di polietilene o di carbonio. Il loro diametro è generalmente compreso tra 7 e 10 μm . A seconda della configurazione interna della loro struttura si distinguono: **fibre unidirezionali** (fibre lunghe, continue, parallele tra loro) e **fibre intrecciate** (fibre più corte, variamente intersecate tra loro). La matrice resinosa in cui sono immerse le fibre è solitamente formata da

polimeri a struttura lineare o reticolata [12]. Alcuni produttori di FRC hanno proposto l'impiego di matrici resinose a base di *polimeri reticolati interpenetrati*. Questi materiali, designati con l'acronimo IPN (Interpenetrating Polymer Networks), sono polimeri formati da catene lineari termoplastiche intrecciate attraverso un reticolo polimerico termoindurente [9].

Considerata la struttura dei FRC, si può capire come le loro proprietà meccaniche siano particolarmente complesse e legate a vari fattori. Tra questi, come indicato da vari studi [9,12,13], i principali sono:

- la tipologia e la densità delle fibre impiegate;
- l'orientamento delle fibre;
- il grado di impregnazione delle fibre di rinforzo da parte della matrice resinosa e il legame fibra/matrice resinosa;
- il tipo di resina impiegata.

Complessivamente, nonostante le diverse variabili sopra citate, i FRC presentano valide proprietà meccaniche: il rapporto resistenza/peso dei FRC è infatti superiore a quello di molte leghe metalliche. La resistenza alla flessione è di circa 300-1.000 MPa, a differenza delle protesi in oro e ceramica che invece possiedono valori di resistenza alla tensione pari a 500-750 MPa [14]. In particolare vari autori consigliano l'impiego di fibre di vetro che, oltre a un'elevata resa estetica, offrono diversi vantaggi rispetto alle altre tipologie esistenti: un elevato numero di fibre per unità di volume, un rapporto resistenza/peso molto alto, un'elevata resistenza termica e chimica, un basso assorbimento di acqua e una notevole stabilità dimensionale [15].

2.1 Vantaggi

I MB realizzati con FRC presentano alcuni importanti vantaggi rispetto a quelli in metallo-ceramica.

2.1.1 Migliore estetica dei denti pilastro

Come si è detto, nei MB in metallo-ceramica il colore scuro delle leghe vili normalmente impiegate può talvolta trasparire attraverso lo smalto dei denti pilastro creando un alone grigiastro intorno agli stessi. Nei MB realizzati in FRC il composito può riprodurre esattamente il colore dei denti pilastro, eliminando completamente questo inconveniente [9,15,16].

2.1.2 Possibilità di realizzare appoggi vestibolari

L'elevato risultato estetico del composito permette di realizzare ancoraggi dei MB non solo sul versante palato-linguale, ma

eventualmente anche su quello vestibolare dei denti pilastro. Secondo Vallittu et al. [9] questa possibilità, aumentando la superficie di adesione, migliora notevolmente anche la ritenzione del MB.

2.1.3 Possibilità di riparazione in situ

Nel caso in cui si verifichi un'usura eccessiva o una delaminazione del composito che ricopre le fibre, questo può essere aggiunto direttamente in bocca senza richiedere la decementazione del MB. Anche qualora si verifichi la frattura delle fibre di rinforzo, nuove fibre possono essere aggiunte direttamente in bocca senza decementare il MB [12,15].

2.1.4 Preparazione dentale minima

I MB in FRC richiedono una preparazione dentale molto più semplice e limitata rispetto a quelli in metallo-ceramica. Infatti la preparazione in genere consiste nella sola riduzione palato-linguale dei denti pilastro per garantire un adeguato spessore agli ancoraggi del MB [14,16].

2.2 Svantaggi

2.2.1 Instabilità cromatica

Anche i FRC tendono a pigmentarsi [13]. Nel caso di MB con soli appoggi palato-linguali ciò non comporta conseguenze esteticamente significative. Nel caso di MB con appoggi anche vestibolari può invece essere necessario rilucidare periodicamente gli appoggi per mantenere un adeguato risultato estetico.

2.2.2 Resistenza all'usura

I MB in FRC presentano una ridotta resistenza ai fenomeni di erosione/abrasione rispetto a quelli in metallo-ceramica o in ceramica integrale. In particolare il composito impiegato per ricoprire la struttura in FRC può facilmente subire fenomeni di erosione/abrasione e/o delaminazione, con conseguente esposizione delle fibre di rinforzo. Anche se questa situazione può essere facilmente riparata, come visto in precedenza, comporta un maggior rischio di frattura [9,11,13,15].

2.3 Prognosi a lungo termine

Come conseguenza del notevole sviluppo tecnologico che negli ultimi anni ha interessato i FRC, gli studi che valutano la prognosi a lungo termine di ponti realizzati con questi materiali,

nei settori sia posteriori sia anteriori, non sono molti né di grandi dimensioni. Se a ciò si aggiunge l'estrema difficoltà nel confrontare fra di loro i risultati dei vari studi, causa il gran numero di variabili coinvolte, si può intuire come sia arduo estrapolare dati generali [13].

Un primo studio volto a determinare la prognosi a lungo termine dei MB in FRC è stato realizzato da Unlu et al. [17]. Gli autori hanno indagato il successo a lungo termine di ponti in FRC con soli appoggi di tipo Maryland e con un singolo elemento intermedio. Per la realizzazione dei ponti gli autori hanno utilizzato una fibra in polietilene ad alto peso molecolare non prevedendo alcuna preparazione per i denti pilastro. Complessivamente sono stati realizzati 23 ponti in 23 pazienti. A 2 anni dall'inizio dello studio gli autori hanno riportato una sopravvivenza del 91,3% scesa al 78,3% a 3 anni.

In un studio più recente van Heumen et al. [15] hanno valutato il successo a 5 anni dei MB in FRC posizionati nel settore anteriore. Per la realizzazione dei ponti, tutti con due soli elementi pilastro e un elemento intermedio, sono state scelte fibre di vetro unidirezionali impregnate manualmente al momento del loro impiego. Complessivamente nello studio, in parte retrospettivo e in parte prospettico, sono stati realizzati 48 MB per cui gli autori hanno riportato, a 5 anni, un successo del 50% e una sopravvivenza del 68%. Si tratta di percentuali piuttosto basse se paragonate a quelle fornite da Unlu et al. [17], la cui giustificazione può derivare da:

- **materiale impiegato:** le fibre di vetro impregnate manualmente possiedono proprietà meccaniche potenzialmente inferiori rispetto alle analoghe preimpregnate, in conseguenza della difficoltà a impregnare correttamente e completamente le fibre con la matrice resinosa; questa condizione può determinare un deterioramento delle proprietà meccaniche finali del materiale;
- **condizioni di cementazione:** gli stessi autori riportano come al momento della cementazione non sia stata sempre impiegata la diga di gomma. In presenza di un manufatto protesico il cui mantenimento in sede dipende completamente dalla cementazione adesiva, l'impiego della diga di gomma è categorico.

2.4 Caso 1

Paziente di sesso femminile di anni 16, con agenesia degli elementi 12 e 22. Al termine della terapia ortodontica la paziente è stata inviata alla nostra attenzione per riabilitare gli spazi edentuli (fig. 1).

Per aumentare lo spessore delle selle edentule è stato eseguito un innesto bilaterale di connettivo prelevato dal tuber (fig. 2); successivamente la presenza di corone cliniche basse, dovuta ad alterata eruzione passiva (fig. 3a,b), ha richiesto una gengivectomia (fig. 4a,b).

Caso 1

Fig. 1



Fig. 1 Immagine frontale della paziente al termine della terapia ortodontica

Fig. 2



Fig. 2 Selle edentule subito dopo l'innesto bilaterale

Fig. 3a



Fig. 3b



Fig. 3a,b Sondaggio a livello dei denti pilastro, conseguente ad alterata eruzione passiva

La maturazione del tessuto a livello della sella edentula è stata condizionata con apparecchio mobile per ottenere una forma a pontic (fig. 5a-c). Ottenuto il corretto condizionamento tessutale (fig. 6a-c) si è rilevata un'impronta con un silicone per addizione dell'arcata superiore, procedendo quindi alla realizzazione dei MB in fibra di vetro con elemento intermedio in composito (fig. 7a-c). Sui denti pilastro non è stata effettuata alcuna preparazione.

Posizionata la diga di gomma, i denti pilastro sono stati prima detersi con spazzolino e pomice, quindi mordenzati con acido ortofosforico al 37% per 30 secondi. Rimosso il gel, le superfici mordenzate dei denti pilastro sono state accuratamente lavate,

asciugate e poi trattate con un sistema adesivo a tre passaggi. Contemporaneamente le superfici interne degli appoggi, una volta detersi con glicina, sono state trattate con silano e bonding. Sia sui denti pilastro sia sugli appoggi dei MB il bonding, una volta applicato, non è stato polimerizzato. Come cemento si è utilizzato un composito microibrido da restauro. Il composito, opportunamente riscaldato in un apposito fornello, è stato applicato con una spatolina sulla superficie interna degli appoggi, quindi il manufatto è stato posizionato sui denti pilastro. Come ausilio al corretto posizionamento del MB, in assenza di preparazione dei denti pilastro, si è fatto ricorso a una guida in resina trasparente precedentemente realizzata

Fig. 4a



Fig. 4a,b Gengivectomia

Fig. 4b



Fig. 5a



Fig. 5b



Fig. 5c



Fig. 5a-c Apparecchio mobile impiegato per condizionare i tessuti a livello delle selle edentule (ovate pontic)

in laboratorio. Rimosso il cemento in eccesso mediante pennellini, specillo e filo interdentale, i MB sono stati ricoperti con uno strato di glicerina trasparente procedendo, poi, alla polimerizzazione del cemento-composito (fig. 8a,b).

Su richiesta della paziente è stato mantenuto il diastema tra gli incisivi centrali (figg. 9, 10a,b, 11).

3. Maryland bridge in ceramica integrale

Dai primi anni Novanta un numero crescente di autori ha iniziato a suggerire l'impiego dei MB integralmente in ceramica al fine di superare i limiti estetici di quelli in metallo-ceramica. Secondo gli stessi autori i MB in ceramica integrale, oltre a una migliore estetica, presentano anche altri vantaggi quali:

- un'elevata biocompatibilità;
- un coefficiente di espansione termica simile a quello dei tessuti dentali;
- una maggiore resistenza alla degradazione nella cavità orale e ai fenomeni di corrosione elettrolitica;
- una ridotta conducibilità termica [2,18].

I primi MB in ceramica integrale sono stati realizzati in ceramica alluminosa, riportando tuttavia risultati non molto positivi. In diversi studi questi MB hanno registrato fino al 30% di insuccessi già dopo un solo anno di follow-up.

Il continuo sviluppo delle ceramiche dentali ha messo a disposizione, per la realizzazione di MB in ceramica integrale,

Fig. 6a



Fig. 6b



Fig. 6c



Fig. 6a-c Maturazione con il corretto condizionamento delle selle edentule a 3 mesi dall'intervento

Fig. 7a

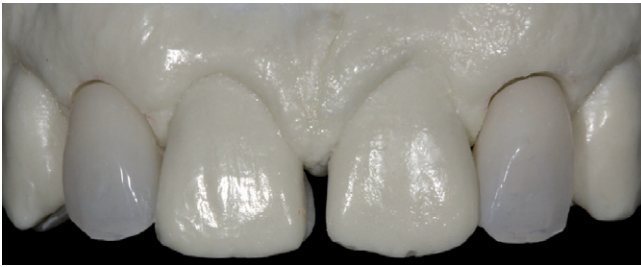


Fig. 7c



Fig. 8a



Fig. 8b

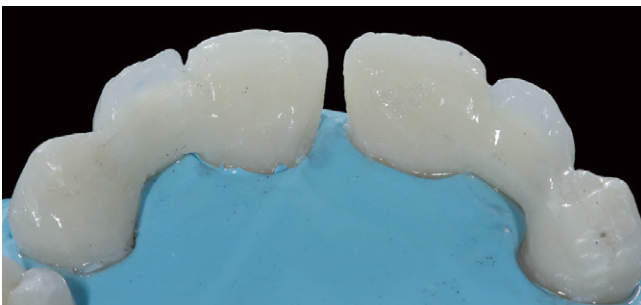


Fig. 8a,b Cementazione dei MB.

a) Rimossi gli eccessi di composito i manufatti sono stati ricoperti con uno strato di glicerina trasparente procedendo quindi alla polimerizzazione del cemento-composito.
b) Visione palatina dei MB al termine della polimerizzazione

Fig. 7b



Fig. 7a-c MB in FRC

materiali con proprietà meccaniche decisamente superiori rispetto alla ceramica alluminosa, come la zirconia e il disilicato di litio.

4. Maryland bridge in biossido di zirconio (zirconia)

La zirconia o biossido di zirconio è un ossido ceramico i cui cristalli sono disposti in una struttura polimorfa, ossia in una struttura cristallina che si modifica a seconda della temperatura.

Fig. 9



Fig. 9 Controllo a distanza dei MB. Su richiesta della paziente è stato mantenuto il diastema tra gli incisivi centrali

Fig. 10a



Fig. 10b



Fig. 10a,b Profilo di emergenza degli elementi intermedi

A temperatura ambiente si trova in fase monoclina, mentre a 1.170 °C avviene la sinterizzazione, ovvero la trasformazione nella fase tetragonale in cui il materiale presenta elevate proprietà meccaniche. Aumentando ancora la temperatura fino a 2.370 °C il reticolo assume forma cubica e con un ulteriore incremento si verifica un processo di fusione. Durante il processo di raffreddamento nell'ossido di zirconio si verifica un passaggio dalla fase tetragonale a quella monoclina; a ciò si accompagna un aumento di volume dei cristalli fino al 4-5% con conseguente formazione di cricche e rottura del pezzo. Aggiungendo un ossido stabilizzante è possibile spostare i

settori stabili delle fasi di trasformazione del punto di fusione verso la temperatura ambiente. Questo consente di evitare che il reticolo cristallino dell'ossido di zirconio si trasformi durante il raffreddamento, da tetragonale a monoclina. Allo scopo si utilizzano ossido di calcio (CaO), ossido di magnesio (MgO), ossido di ittrio (Y_2O_3) oppure ossido di cerio (CeO_2). In odontoiatria si impiega prevalentemente ossido di zirconio policristallino stabilizzato con ossido di ittrio (Y-TZP), per le sue elevate proprietà meccaniche: in particolare i valori di resistenza alla flessione (900-1.000 MPa) e soprattutto di tenacità a frattura (circa 10 MPa $m^{1/2}$) erano impensabili in passato per

Fig. 11



Fig. 11 Integrazione con il sorriso della paziente

una ceramica [19]. Proprio in virtù di tali proprietà meccaniche, a partire dagli anni Novanta la zirconia è stata adoperata per la realizzazione di corone e ponti anche di tipo MB.

4.1 Vantaggi

4.1.1 Migliore estetica dei denti pilastro

I MB in zirconia offrono una migliore estetica rispetto a quelli in metallo-ceramica. Tale vantaggio è ancor più evidente nei casi in cui, a fini estetici, sia necessario modificare le dimensioni mesio-distali e/o il profilo di emergenza dei denti pilastro. Modifiche di questo tipo possono essere realizzate facilmente anche con i MB in FRC, tuttavia la ridotta resistenza all'abrasione/erosione e l'instabilità cromatica dei compositi comportano frequenti operazioni di reintervento per lucidare o aggiornare il composito eventualmente abraso [13].

4.1.2 Preparazione dentale minima

Rispetto alla preparazione per i MB in metallo-ceramica quella per i MB in zirconia è estremamente più conservativa e semplice. Infatti, in relazione allo spazio interarcata, un MB in zirconia prevede:

- nessuna preparazione dei denti pilastro (morso aperto) [1,7];
- la riduzione completa della superficie palato-linguale dei denti pilastro. Questa riduzione di circa 0,5 mm è poi affiancata da una preparazione assiale con un leggero chamfer sia delle superfici interprossimali, adiacenti allo spazio edentulo, sia delle superfici palato-linguali al di sotto del cingolo. Il chamfer avente spessore di circa 1 mm è normalmente posizionato a 1 mm dal margine gengivale. Secondo gli autori, oltre a evitare un eventuale sovracontorno della struttura protesica, esso consente anche una migliore distribuzione dei carichi occlusali sui denti pilastro [3].

Indipendentemente dal tipo di preparazione dei denti pilastro gli autori e le aziende fornitrici consigliano di realizzare MB in zirconia con alette di supporto spesse almeno 0,5 mm e connettori di almeno 7 mm².

4.2 Svantaggi

4.2.1 Adesione

A differenza degli altri materiali impiegati per la costruzione di MB, la zirconia ha il suo principale limite proprio nelle difficoltà

associate alla cementazione adesiva. Se da un lato l'elevata stabilità chimica e le notevoli proprietà meccaniche fanno della zirconia un ottimo biomateriale, dall'altro lato rendono molto difficile ottenere un'elevata e duratura adesione, dal punto di vista sia chimico sia meccanico [19]. A differenza delle ceramiche vetrose che vedono nella mordenzatura acida con acido fluoridrico un ottimo metodo di preparazione all'adesione, la zirconia non è soggetta a un efficace irruvidimento superficiale se trattata con acido fluoridrico; analogamente, essendo priva di una matrice vetrosa, non offre spontaneamente un buon legame con un sistema tradizionale silano e bonding resinoso [20].

Nel corso degli anni gli autori hanno sviluppato diversi trattamenti superficiali della zirconia allo scopo di permetterle la cementazione adesiva.

Sabbiatura. Alla fine degli anni Novanta Kern et al. [21] proposero di utilizzare la sabbiatura per aumentare l'adesione dei cementi alla zirconia. L'incremento della superficie destinata all'adesione, ma anche della ruvidità e dell'energia di superficie, costituisce il meccanismo basilare attraverso il quale la sabbiatura avrebbe effetto [21]; non trascurabile, secondo alcuni autori, sarebbe anche la sua azione di detersione da eventuali agenti contaminanti [22]. Diversi studi successivi hanno evidenziato complessivamente una ridotta influenza della granulometria dell'allumina e della pressione di erogazione sull'entità e sulla durata del legame cemento-zirconia. È comunque consigliabile evitare particelle troppo grandi (> 110 μm) e pressioni elevate (> 2,8 bar) al fine di limitare i possibili danni prodotti dalla sabbiatura sulla superficie della zirconia [22], che secondo alcuni autori potrebbero influire negativamente sulle sue proprietà meccaniche predisponendo a fratture dei manufatti [23]. Molto più importante rispetto alle modalità di sabbiatura si è rivelata invece la natura del cemento impiegato dopo la stessa.

Numerosi studi hanno evidenziato come l'abrasione con particelle di allumina permetta un legame duraturo tra il cemento e la ceramica solo quando è associata all'applicazione del monomero fosfato funzionale MDP, sia esso contenuto in un primer o nel materiale da cementazione [22,24]. Secondo alcuni autori la sabbiatura seguita dall'applicazione del monomero fosfato funzionale rappresenta a tutt'oggi il sistema più semplice ed efficace per la cementazione adesiva della zirconia [23].

Silicatizzazione. Questa procedura prevede l'impiego di un sistema di sabbiatura tribologico-chimico in cui si

utilizzano particelle di ossido di alluminio ricoperte di silice. Il calore prodotto dall'impatto sulla superficie della zirconia determina la separazione della particella di ossido di alluminio dal proprio rivestimento in silice, che resta adeso alla superficie della zirconia e può quindi essere condizionato con sistemi costituiti da silano e adesivi resinosi in modo analogo alle ceramiche vetrose. La metodica produce anche un irruvidimento della superficie trattata, permettendo un'adesione micromeccanica oltre che chimica (resa possibile dal rivestimento di silice) [23]. Tale procedimento consente di ottenere buoni livelli di adesione, ma di breve durata; dopo sollecitazione termocicliche è stata infatti rilevata una diminuzione dell'adesione superiore che in altri trattamenti, quali la sabbiatura e l'applicazione di cementi a base di monomero fosfato [25]. Questo comportamento potrebbe derivare dal fatto che l'elevata durezza superficiale della zirconia consente alla silicatizzazione di deporre uno strato molto sottile di silice sulla superficie stessa [19].

Selective Infiltration Etching (SIE). Tramite un processo di maturazione indotto dal calore associato a un trattamento di infiltrazione selettiva, questa metodica consente di ampliare gli spazi presenti fra i grani di zirconio presenti sulla superficie del manufatto trattato, rendendola ruvida e porosa. La superficie nanoritentiva così ottenuta, abbinata a un cemento resinoso a doppia polimerizzazione, ha permesso di raggiungere valori molto alti di resistenza alla microtrazione. In particolare gli autori [20] hanno riportato, per i campioni di zirconia sottoposti alla SIE rispetto a quelli sottoposti a sabbiatura con ossido di alluminio a 50 µm con 0,2 MPa di pressione, valori di resistenza alla microtrazione non solo più elevati ma anche più stabili dopo invecchiamento artificiale.

Rivestimento in ceramica. Come suggerito da Derand et al. [26] un'altra metodica per rendere possibile la cementazione adesiva dei manufatti in zirconia prevede di rivestire la superficie interna degli stessi con una ceramica vetrosa, al fine di ottenere una superficie ruvida e chimicamente più reattiva. In uno studio successivo Kitayama et al. [27] hanno riportato come il rivestimento di superfici in zirconia con ceramica vetrosa e la successiva applicazione di silano forniscano livelli di adesione, con due differenti cementi resinosi, molto più elevati rispetto a quelli raggiungibili con la sola sabbiatura delle superfici in zirconia. In entrambe gli studi gli autori non hanno registrano

fratture adesive a livello dell'interfaccia zirconia/ceramica vetrosa né fratture coesive a livello della ceramica vetrosa [26,27].

Primer. Diversi monomeri contenuti in primer o cementi sono stati utilizzati per ottenere un'adesione chimica con la zirconia. In particolare sono stati analizzati vari tipi di monomeri organofosfati e acido-carbossilici; secondo gli autori questi avrebbero la capacità di legarsi agli ossidi metallici presenti sulla superficie della zirconia permettendo un'adesione chimica [22,25]. L'entità dell'adesione è comunque limitata e richiede sempre un pretrattamento volto a conseguire anche un'adesione meccanica. In proposito Yang et al. [22] hanno indagato come la resistenza alla trazione tra la zirconia e un cemento composito autoadesivo cambi a seconda del pretrattamento effettuato sulla superficie della zirconia. I pretrattamenti presi in esame sono stati:

- a) nessun pretrattamento;
- b) abrasione con ossido di alluminio a 50 µm e due differenti pressioni (0,05 MPa e 0,25 MPa);
- c) applicazione di uno fra tre differenti primer;
- d) la combinazione di b e c.

Gli autori hanno osservato come il pretrattamento con il solo primer (indipendentemente dal tipo impiegato) fornisca valori di resistenza alla trazione piuttosto bassi, comunque inferiori rispetto a quelli garantiti dalla sabbiatura e soprattutto che si azzerano dopo 150 giorni di conservazione in acqua. Sulla scorta di questi risultati gli autori sostengono la necessità di un pretrattamento meccanico della superficie in zirconia per ottenere un legame chimico stabile nel tempo.

4.3 Caso 2

Paziente di sesso femminile di anni 24 si è presentata alla nostra osservazione al termine della terapia ortodontica eseguita presso il proprio ortodontista. La paziente presentava agenesia di 12 e 22 (fig. 12a,b). Le controindicazioni alla riabilitazione mediante terapia impiantare degli elementi mancanti erano costituite non solo dalla mancanza di spazio tra le radici e dalla giovane età della paziente, ma anche da gravi problemi di salute generale che sconsigliavano qualsiasi trattamento chirurgico. Sono stati realizzati due elementi in ceramica con struttura di supporto in zirconia con doppio appoggio (fig. 13a,b). Non è stata effettuata alcuna preparazione dei denti pilastro. Per rendere possibile la cementazione adesiva dei manufatti in

Caso 2

Fig. 12a



Fig. 12b

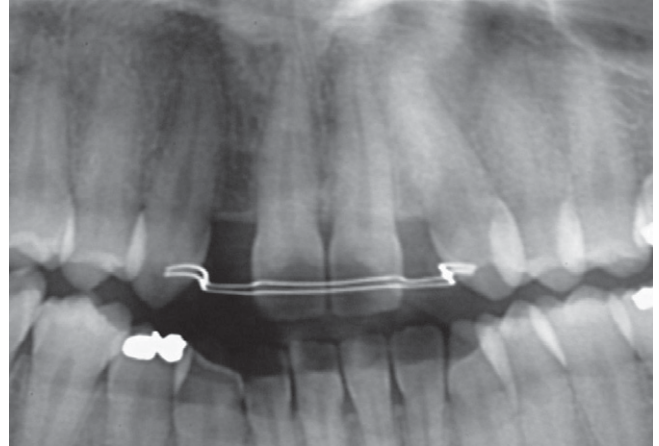


Fig. 12a,b Visione clinica (a) e radiografica (b) della selle edentule da riabilitare

zirconia la superficie interna degli appoggi (MB) è stata rivestita, mediante spray, con polvere di ceramica opaca cotta a basso punto di fusione.

La cementazione è stata eseguita come nel caso 1, tranne che per la preparazione del MB. In questo caso la superficie interna degli appoggi, una volta detersa, è stata mordenzata con soluzione tampone al 9% di acido fluoridrico per 30 secondi e quindi accuratamente lavata e asciugata. Al fine di rimuovere completamente i sali di ceramica residuati dalla mordenzatura con acido fluoridrico, i manufatti sono stati immersi in alcol trasparente puro in ultrasuoni per 4 minuti. A questo punto

sulla superficie interna degli appoggi è stato applicato con un pennellino prima uno strato di silano (asciugato con un getto di aria calda), poi uno strato di bonding. Al momento il follow-up è di 7 anni (fig. 14).

4.4 Caso 3

Paziente di sesso femminile di anni 18. In seguito a schisi la giovane presenta agenesia del 12 e perdita di attacco distale in 11 (fig. 15a,b). La condizione parodontale e ossea in corrispondenza dello spazio edentulo controindica la

Fig. 13a



Fig. 13b



Fig. 13a,b MB al momento della cementazione

Fig. 14



Fig. 14 Controllo a 7 anni

riabilitazione tramite impianto. La paziente presenta inoltre un biotipo parodontale sottile e festonato con recessione su 41. È stato realizzato un elemento in ceramica con supporto in zirconia a doppio appoggio e con sistema di ritenzione ottenuto mediante l'applicazione con pennello di un sottile strato di ceramica opaca a basso punto di fusione (fig. 16). Anche in questo caso non è stata effettuata alcuna preparazione dei denti pilastro. La cementazione è stata eseguita con le stesse modalità descritte nel caso 2.

Per ottenere una migliore integrazione estetica si è proceduto a un innesto di tessuto connettivo nello spazio edentulo del 12 e alla copertura della recessione su 41 mediante tecnica bilaminare (fig. 17).

A distanza di 5 anni si è verificata la decementazione del MB in posizione 21. Una possibile concausa è da ricercarsi

nell'accentuata mobilità di 21. Il rifacimento è stato realizzato con appoggio singolo sul canino.

5. Maryland bridge in disilicato di litio

La struttura di questa ceramica è costituita per circa il 70% da cristalli di disilicato di litio immersi in una matrice vetrosa [28]. La disposizione, le dimensioni e la compattezza dei cristalli aumentano notevolmente la resistenza e la tenacità della ceramica. In particolare, grazie alla loro forma ad ago, i cristalli di disilicato di litio sono in grado sia di aumentare la formazione di ponti cristallini che si tendono tra le due pareti di un'eventuale frattura rallentandone la propagazione, sia di bloccare, deflettere in maniera

Caso 3

Fig. 15a



Fig. 15b



Fig. 15a,b Visione clinica (a) e radiografica (b) della sella edentula

Fig. 16

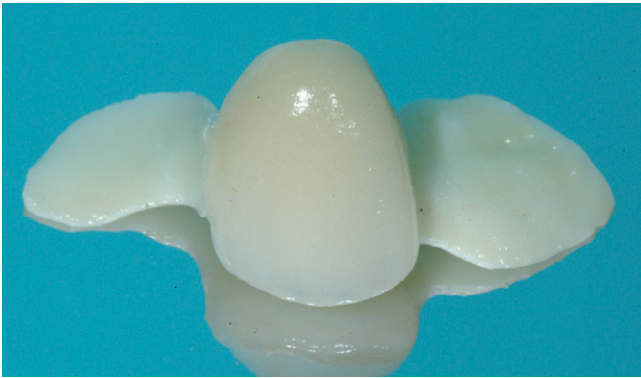


Fig. 16 MB al momento della cementazione

meccanica le fessure in formazione. Manufatti in disilicato di litio possono essere realizzati sia con un sistema CAD/CAM sia con la tecnica della termopressatura. I cristalli hanno lunghezza di 1-2 μm nella tecnica CAD/CAM e di 3-6 μm nella termopressatura. La differenza nelle dimensioni dei cristalli spiega in parte i diversi valori di resistenza alla flessione registrati per il disilicato termopressato (400 MPa) e quello CAD/CAM (360 MPa) [29].

Considerata la recente introduzione sul mercato non sono ancora disponibili studi clinici a lungo termine, tuttavia i risultati finora resi noti sono molto interessanti. Gli autori hanno riportato alte percentuali di successo per gli onlay in disilicato termopressato (100% dopo 3 anni), ma anche per le corone integrali (96,6% dopo 3 anni), per i ponti su inlay realizzati con tecnica monolitica (100% dopo 4 anni) e per i ponti su corone complete (93% dopo 8 anni) [29]. Recentemente il disilicato termopressato è stato impiegato anche per realizzare MB [2,30].

5.1 Vantaggi

5.1.1 Migliore estetica dei denti pilastro

Rispetto ai MB in metallo-ceramica quelli in disilicato di litio, esattamente come quelli in zirconia, offrono una migliore estetica. In particolare il disilicato di litio, grazie alla sua notevole "traslucenza", permette di ottenere ottimi risultati più facilmente della zirconia soprattutto laddove sia necessario modificare le dimensioni mesio-distali e/o il profilo di emergenza dei denti pilastro.

Fig. 17



Fig. 17 Controllo a 5 anni dalla cementazione del MB

5.1.2 Preparazione dentale minima

Come per i MB in zirconia, anche la preparazione per i MB in disilicato di litio è estremamente conservativa e semplice. Infatti in relazione allo spazio interarcata (rapporti interarcata) un MB in disilicato di litio prevede:

- nessuna preparazione dei denti pilastro;
- la riduzione completa della superficie palato-linguale dei denti pilastro. Questa riduzione di circa 0,5 mm è poi affiancata da uno stop verticale a livello del cingolo e da un minimo box interprossimale [2].

Indipendentemente dal tipo di preparazione dei denti pilastro, gli autori e le aziende fornitrici consigliano di realizzare MB in disilicato di litio con alette di supporto spesse almeno 0,4 mm e connettori con un'altezza minima di 4 mm [2].

5.1.3 Adesione

A differenza della zirconia il disilicato di litio, essendo una ceramica vetrosa, trova nella mordenzatura con acido idrofluoridrico e nella successiva applicazione di silano e bonding resinoso un facile sistema per ottenere un'adeguata e duratura cementazione adesiva. La cementazione adesiva dei MB in disilicato di litio, a differenza di quelli in zirconia, risulta quindi una procedura molto semplice e predicibile.

5.2 Svantaggi

5.2.1 Prognosi a lungo termine

Essendo la realizzazione dei MB un'applicazione relativamente recente del disilicato di litio, non esistono ancora in letteratura

molti studi che ne valutino il successo a lungo termine. Un primo studio è stato condotto da Ries et al. [2]. Gli autori hanno indagato il successo a lungo termine di 26 MB realizzati in vetroceramica con leucite e di 12 MB in disilicato di litio termopressato. In tutti i casi i MB sostituivano un singolo elemento mancante, presentando in 17 casi due alette di ancoraggio e in 21 casi una sola aletta. Al termine dello studio gli autori hanno registrato una sopravvivenza del 60,3% per i MB con due alette di ancoraggio (periodo di osservazione medio: 21,2 mesi) e del 90,9% per i MB con una sola aletta di ancoraggio (periodo di osservazione medio: 15,1 mesi). Purtroppo gli autori non hanno riportato la percentuale di sopravvivenza in relazione al materiale impiegato [2].

Più recentemente uno studio con un'impostazione del tutto analoga è stato realizzato da Zhou et al. [30]. In questo caso, al termine dei 3 anni di studio, gli autori hanno riportato una sopravvivenza complessiva dell'88,5%.

Caso 4

Fig. 18



Fig. 18 Immagine al termine della terapia ortodontica

5.3 Caso 4

Paziente di sesso femminile di anni 16 giunta alla nostra osservazione al termine di una terapia ortodontica (fig. 18) realizzata dal proprio ortodontista che aveva provocato il parziale riassorbimento radicolare degli incisivi centrali e dei canini (fig. 19). In considerazione delle conseguenze subite dalla precedente terapia non si è ritenuto opportuno sottoporre la paziente a una seconda terapia ortodontica e si è optato per un trattamento di mantenimento.

Per migliorare la condizione di spessore della sella edentula dei laterali la paziente è stata sottoposta a innesti di tessuto connettivo e successivo condizionamento con provvisori rimovibili. Completata la fase di maturazione e di condizionamento dei tessuti (fig. 20a-c), sono state rilevate le impronte per la realizzazione di una struttura in disilicato (fig. 21a-c) senza alcuna preparazione degli elementi.

Fig. 19

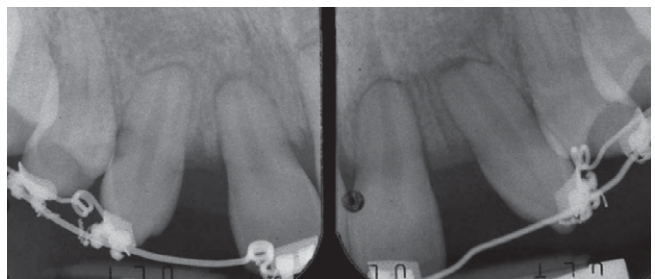


Fig. 19 Radiografie delle selle edentule: si noti il riassorbimento a carico delle radici sia degli incisivi centrali sia dei canini

Fig. 20a



Fig. 20b



Fig. 20c



Fig. 20a-c Forma a pontic delle selle edentule ottenuta dopo gli innesti e il successivo condizionamento dei tessuti con apparecchi rimovibili

Fig. 21a

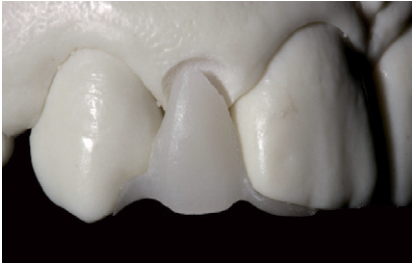


Fig. 21b



Fig. 21c

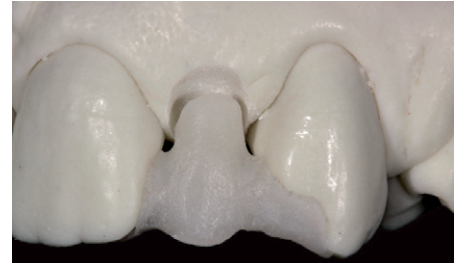


Fig. 21a-c Strutture in disilicato di litio in prova sui modelli

Fig. 22a



Fig. 22b



Fig. 22c



Fig. 22a-c Strutture in disilicato di litio in prova in bocca

Una volta verificato l'alloggiamento delle strutture (fig. 22a-c) il ponte è stato ceramizzato e preparato per la cementazione (fig. 23a-c) mediante mordenzatura con una soluzione tampone al 4,9% di acido fluoridrico per 20 secondi. Al fine di rimuovere completamente i sali di ceramica residuati dalla mordenzatura con acido fluoridrico anche in questo caso il manufatto è stato immerso in acqua distillata in ultrasuoni per 4 minuti. A questo punto sulla superficie interna degli appoggi è stato applicato con un pennellino prima uno strato di silano (asciugato con

un getto di aria calda), poi uno strato di bonding. Le restanti procedure di cementazione sono state eseguite esattamente come descritto nel caso 1 (figg. 24a-c, 25a,b).

6. Conclusioni

Nella riabilitazione delle monoedentulie del settore anteriore il vantaggio fondamentale dei MB metal-free risiede nel

Fig. 23a



Fig. 23b



Fig. 23c



Fig. 23a-c MB al momento della cementazione

Fig. 24a



Fig. 24b

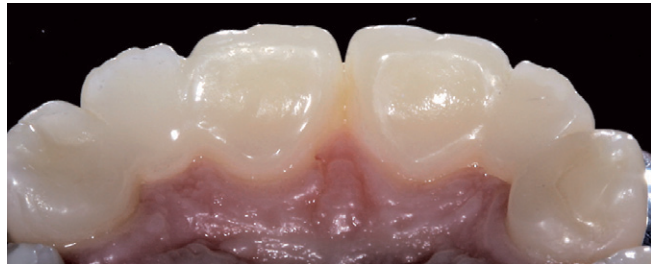


Fig. 24c



Fig. 24a-c Controllo a distanza

in metallo-ceramica. Infatti la sostituzione della sottostruttura in metallo con compositi rinforzati con fibra o ceramica elimina i possibili problemi di ossidazione/discromia a carico dei denti pilastro e, eventualmente, consente di modificare più facilmente la forma, le dimensioni mesio-distali e i profili di emergenza dei denti pilastro.

Il limite principale dei MB metal-free risiede almeno per ora nella loro prognosi a lungo termine. A causa della loro recente introduzione sul mercato, gli studi che ne analizzano il successo a lungo termine sono ancora pochi e i loro risultati, seppur positivi, si riferiscono a una durata temporale piuttosto breve [2,17,30]. In proposito, mentre per i MB in metallo-ceramica la decementazione di una delle due alette di supporto costituisce la complicanza più

carattere estremamente conservativo della soluzione terapeutica. In tutti e quattro i casi presentati nel dossier, nessuno dei denti pilastro è stato sottoposto a preparazione. Oltre a rendere molto semplice l'opzione terapeutica, ciò ne determina anche l'assoluta reversibilità. Aspetti, questi, ancora più importanti se si considera che i MB trovano la loro principale indicazione nel trattamento delle agenesie in pazienti adolescenti. Oltre a una preparazione e realizzazione molto più agevole, i MB metal-free permettono anche di ottenere ottimi risultati estetici più facilmente rispetto ai MB

Fig. 25a

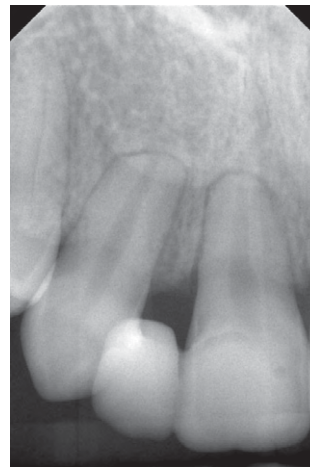


Fig. 25b



Fig. 25a,b Controlli radiografici

comune [6], per quelli metal-free, soprattutto in ceramica integrale, la complicità più frequente è data dalla frattura di una delle due alette di supporto [2]. Sulla base di questa osservazione alcuni autori stanno valutando la possibilità di realizzare MB in ceramica integrale con una sola aletta di ancoraggio [2].

Conflitto di interessi

Gli autori dichiarano di non aver nessun conflitto di interessi.

Finanziamento dello studio

Gli autori dichiarano di non aver ricevuto finanziamenti istituzionali per il presente studio.

Bibliografia

- Duarte S Jr, Phark JH, Tada T, Sadan A. Resin-bonded fixed partial dentures with a new modified zirconia surface: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2009;102(2):68-73.
- Ries S, Wolz J, Richter EJ. Effect of design of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures on clinical survival rate. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26(2):143-9.
- Turker SB, Guvenli SY, Arikan A. Replacement of two mandibular central incisors using a zirconium resin-bonded fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2005;94(6):499-503.
- Wyatt CC. Resin-bonded fixed partial dentures: what's new? *J Can Dent Assoc* 2007;73(10):933-8.
- Ritter AV. Talking with patients. Bonded bridges. *J Esthet Restor Dent* 2005;17(2):135-6.
- Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Brägger U, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(2):131-41.
- Holt LR, Drake B. The Procera Maryland Bridge: a case report. *J Esthet Restor Dent* 2008;20(3):165-71.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):31-41.
- Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):413-8.
- Imbery TA, Eshelman EG. Resin-bonded fixed partial dentures: a review of three decades of progress. *J Am Dent Assoc* 1996;127(12):1751-60.
- Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):241-6.
- Shi L, Fok AS. Structural optimization of the fibre-reinforced composite substructure in a three-unit dental bridge. *Dent Mater* 2009;25(6):791-801.
- van Heumen CC, Kreulen CM, Creugers NH. Clinical studies of fiber-reinforced resin-bonded fixed partial dentures: a systematic review. *Eur J Oral Sci* 2009;117(1):1-6.
- Guida A, Loghi S, Peciarolo MR, Di Giorgio R. Utilizzo clinico delle fibre rinforzate in composito. *Dental Cadmos* 2007;75(8):I-XXXIII.
- van Heumen CC, van Dijken JW, Tanner J, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dent Mater* 2009;25(6):820-7.
- Turker SB, Sener ID. Replacement of a maxillary central incisor using a polyethylene fiber-reinforced composite resin fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;100(4):254-8.
- Unlu N, Belli S. Three-year clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures using prefabricated pontics. *J Adhes Dent* 2006;8(3):183-8.
- Kern M, Gläser R. Cantilevered all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures: a new treatment modality. *J Esthet Dent* 1997;9(5):255-64.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011;27(1):71-82.
- Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont* 2010;19(5):340-6.
- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14(1):64-71.
- Yang B, Barlooi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater* 2010;26(1):44-50.
- Casucci A, Monticelli F, Goracci C, Mazzitelli C, Cantoro A, Papacchini F, et al. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. *Dent Mater* 2011;27(10):1024-30.
- de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 2009;25(2):172-9.
- Magne P, Paranhos MP, Burnett LH Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater* 2010;26(4):345-52.
- Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21(12):1158-62.
- Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A, et al. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J* 2009;28(4):446-53.
- Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent* 2010;22(5):332-41.
- Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):333-52.
- Zhou TF, Wang XZ, Zhang GR. All-ceramic resin bonded fixed partial denture made of IPS hot-pressed casting porcelain restore anterior missing teeth: a three years clinical observation. *Beijing Da Xue Xue Bao* 2011;43(1):77-80.