

I materiali oggi: performance, caratteristiche e limiti

Nicolino Angeloni*, Damiano Cigni**

*

Odontotecnico libero professionista, Teramo
Socio Attivo AIOP, Coordinatore commissione editoriale
AIOP

**

Odontoiatra libero professionista, Teramo
Socio Ordinario AIOP

IN COLLABORAZIONE CON



PAROLE CHIAVE

Implantologia, riabilitazioni full-arch, parametri perimplantari, connessione a doppia conometria, flusso di lavoro digitale, follow-up a 5 anni.

INTRODUZIONE

L'evoluzione delle tecnologie digitali ha cambiato in maniera significativa la routine quotidiana degli operatori, sostituendosi pian piano alle procedure analogiche (1).

Processi di fabbricazione più controllati da parte dell'industria hanno reso possibile la produzione di materiali, dedicati alle tecnologie digitali, migliorati nella compattezza e nelle proprietà.

Le indicazioni di scelta dei materiali variano a seconda delle differenti condizioni cliniche, ma ancora oggi non esiste un criterio assoluto che renda indiscutibile l'utilizzo di un dato materiale per una specifica situazione.

Le variabili da prendere in considerazione sono molteplici ed includono anche le richieste del paziente e le sue possibilità economiche, ol-

tre che le quotidiane pressioni commerciali da parte delle aziende sugli operatori.

Per ottenere un dispositivo medico su misura sicuro, è sicuramente fondamentale una buona conoscenza di tutti i materiali presenti sul mercato, delle loro proprietà, caratteristiche, performance e lavorabilità.

Analizzeremo quindi di seguito le caratteristiche dei materiali più utilizzati per la realizzazione di protesi su denti e su impianti.

La scelta dei materiali metal free può essere difficoltosa per l'operatore in quanto le variabili da prendere in considerazione sono numerose: il tipo di caso, le tecniche di lavorazione, l'esperienza, la purezza e l'origine dei materiali, le proposte commerciali delle aziende.

La zirconia è un materiale meno trasparente rispetto alle vetrocerami-



Fig. 1a



Fig. 1b

Fig. 1a, 1b Faccetta estetica in ceramica feldspatica sul 12. **Fig. 1c-1e.** **1c** Struttura della zirconia verificata al SAM. **1d, 1e** Differenze strutturali tra la zirconia cubica e tetragonale controllate al SAM.

che, ha una resistenza strutturale maggiore grazie alla sua struttura policristallina ed alle sue varie forme di reticolo (figura 1).

È un ossido metallico non mordenzabile: deve pertanto essere esclusivamente sabbiato con AL₂O₃ e trattato con silani prima della cementazione (2).

Non sviluppa un legame chimico con la ceramica di rivestimento ed in un primo momento ha dato problematiche di chipping. Tuttavia, oggi il suo utilizzo come materiale monolitico, tenendo sotto controllo il design della travata, gli spessori e le indicazioni, lo rende un materiale sicuro per la realizzazione di dispositivi protesici come corone, ponti piccoli ed estesi su denti ed impianti (figura 2). Sono state introdotte sul mercato nuove formulazioni con reticolo cristallino cubico, con proprietà ottiche migliorate rispetto alla zirconia tetragonale, pur conservando una buona resistenza ed una riduzione del fenomeno dell'aging.

Per ottenere superfici dettagliate e lucide, il materiale andrebbe lavorato prima della sinterizzazione con frese, gomme e spazzolini, tenendo sotto controllo le microvibrazio-

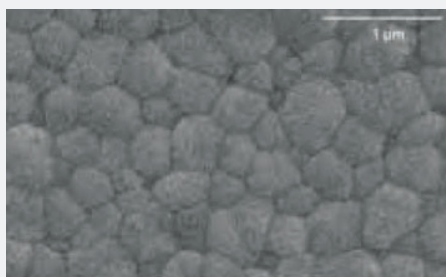


Fig. 1c

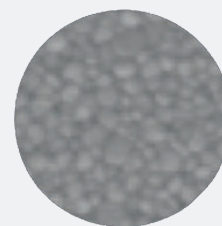


Fig. 1d

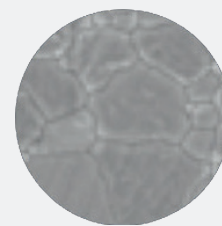


Fig. 1e



Fig. 2 Travate in zirconia rifinite prima della ceramizzazione: importante il design della travata.

ni, ottenendo una riduzione di tempo sulla finitura ed una qualità del dettaglio superficiale (figura 3).

Sul fronte delle vetroceramiche (figura 4a), le feldspatiche, avendo una matrice vetrosa, hanno una resa estetica migliore. Trattandosi di materiali fragili, vengono utilizzate solo ed esclusivamente per la realizzazione di additional o faccette este-

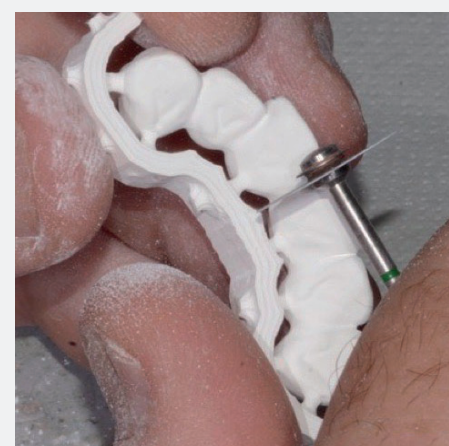


Fig. 3a Lavorazione in fase green della zirconia prima della sinterizzazione, strategica per ottenere un buon controllo anatomico e della superficie.



Fig. 3b Manufatto in zirconia ancorato sulla barra dopo la sinterizzazione.

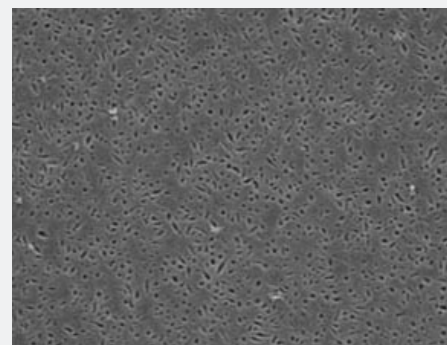
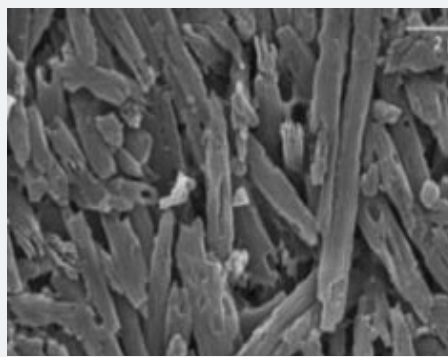
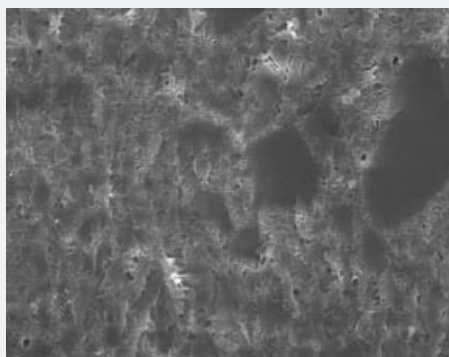


Fig. 4a-4c Differenze dei reticoli strutturali controllati al SAM della ceramica feldspatica (**4a**), del disilicato di litio pressato (**4b**) e del disilicato di litio fresato (**4c**).

Fig. 5a-5d. 5a Risoluzione con tecnica minimamente invasiva con restauro in disilicato di litio pitturato cementato adesivamente. **5b, 5c** Particolari della rifinitura e della tessitura superficiale del disilicato prima della lucidatura. **5d** Manufatto metal free in disilicato monolitico prima della cementazione.

tiche nelle zone anteriori o come rivestimento estetico supportato.

Il disilicato di litio pressofuso (figure 4b) offre una precisione ed una resistenza migliore (400 mpa) rispetto a quello fresato (figura 4c). Tale caratteristica aumenta dopo la cementazione adesiva.

Lo stesso è performante quando utilizzato con la tecnica di pittura superficiale e con la tecnica di micro-stratificazione con fluoroceramica parziale del margine o dell'intera superficie estetica, ed è ideale se monolitico nelle situazioni protesiche dove gli stress meccanici sono più importanti.

Può essere mordenzato con Etching gel hydrofluoric. Occorre fare attenzione a rispettare attentamente i tempi indicati nelle istruzioni d'uso, perché una mordenzatura eccessiva può comportare la riduzione della forza di adesione e provocare difetti strutturali nel restauro (figura 5). La mordenzabilità è un fattore im-



Fig. 5a

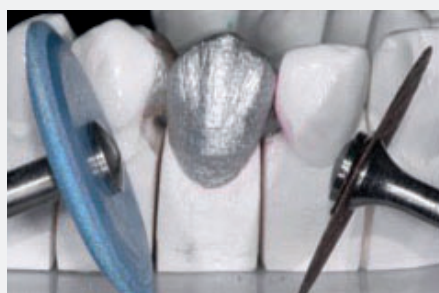


Fig. 5b

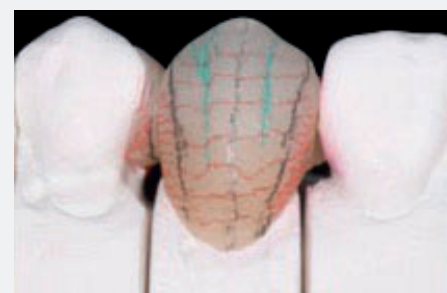


Fig. 5c



Fig. 5d

portante che aumenta il sigillo, condiziona la ritenzione ed influenza in maniera significativa la precisione e la resistenza meccanica (figura 6).

Sia la zirconia che il disilicato di litio mostrano un grado di abrasione sugli elementi dentari bassi. La zirconia, in particolare, è poco abrasiva se viene lucidata meccanicamente e se non viene utilizzata glasura

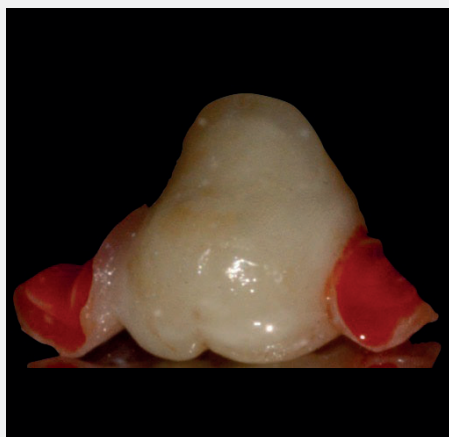


Fig. 6a-6c Mordenzatura della ceramica con acido etching gel (6a). Precisione e dettaglio dell'anatomia occlusale di un table top (6b, 6c).

di superficie.

Anche il disilicato di litio dovrebbe essere lucidato attentamente in laboratorio dopo gli aggiustamenti occlusali, in quanto nel cavo orale è un materiale difficile da lavorare (3).

Le leghe metalliche: la metallo-ceramica rappresenta ancora il gold standard (4, 5) sulla longevità dei restauri protesici e le percentuali del contenuto nobile della lega e le caratteristiche fisico-chimiche rivestono un ruolo molto importante. Le leghe metalliche formano un legame chimico, fisico e compressivo con la ceramica di rivestimento (8).

Quelle definite ad alto titolo presentano un contenuto aureo del 75%, hanno una buona lavorabilità ed una bassa corrosione dipendente dalla qualità e quantità dei metalli a indice di nobiltà elettronica contenuti all'interno della composizione della lega.

Sono le più costose e trovano indicazione per la costruzione di corone e ponti poco estesi in quanto potrebbero flettersi sotto i carichi masticatori. Prima della ceramizzazione, queste leghe presentano una ossidazione chiara, pertanto risultano essere più mascherabili dall'opacizzazione.

Si prestano dopo lucidatura finale



Fig. 7a-7b Manufatti protesici in lega di oro su impianti.

La particolarità della vite laterale facilita il clinico a qualsiasi rimozione e reintervento.



Fig. 8a-8b Monofusione con lega aurea a medio titolo e controllo degli spessori prima della ceramizzazione del manufatto protesico.

alla doratura di superficie (9) (figura 7).

Quelle di medio titolo hanno un contenuto aureo del 50%.

Le più utilizzate sono quelle ricche di palladio in quanto questo elemento aumenta il modulo di elasticità della lega, consentendo al materiale di poter essere utilizzato per trave ben progettate e più estese. Anche esse si prestano alla doratura di superficie. Lucidarle e rifinirle è più difficoltoso rispetto a quelle ad alto titolo.

All'interno di questo segmento di leghe bisogna scegliere quelle che non contengono elementi a basso indice di nobiltà elettronica come rame, ar-

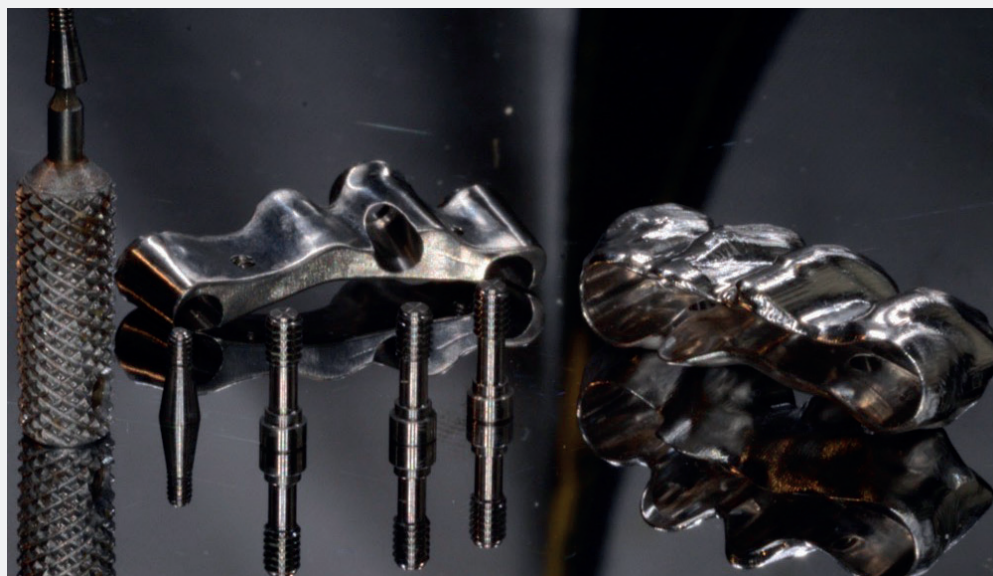
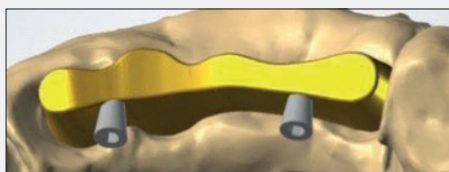


Fig. 9a-9d Progettazione digitale di una protesi su mesostruttura con vite su impianti utilizzando leghe non nobili (9a-9c). Mesostruttura primaria e secondaria in cromo-cobalto (9d).

gento, ecc. Tali elementi alimentano infatti i fenomeni corrosivi e influenzano negativamente i fenomeni di ossidazione del legame metallo ceramica (figura 8).

Quelle di basso titolo hanno un contenuto aureo inferiore al 25%. Queste leghe presentano delle proprietà meccaniche superiori, come il modulo di elasticità più alto, una capacità alla flessione inferiore, un'ossidazione più scura e risultano più difficili da mascherare con l'opaco della ceramica.

Sono più economiche e sono indicate quando sia necessario realizzare travate più lunghe e con spazi ridotti. Tuttavia presentano una capacità corrosiva maggiore e difficoltà alla lucidatura ed alla rifinitura.

Le leghe non nobili (le più utilizzate sono quelle al cromo cobalto), pur non contenendo elementi nobili all'interno della loro composizione, sono lavorabili con sistemi digitali ed analogici, hanno un modulo di elasticità circa doppio rispetto a quelle preziose - fattore importante



Fig. 10 Barra fresata su impianti in cromo cobalto.

per il carico e per il legame con la ceramica -, e un coefficiente di espansione CET (indica l'espansione della lega con l'aumento della temperatura) compatibile con tutte le ceramiche in commercio. Presentano un'ossidazione scura, ma si prestano a ricevere i bonding per aumentare l'adesione ed aiutare al mascheramento della superficie. Risulta difficoltoso



Fig. 11a, 11b Mesostruttura con vite in titanio e rivestimento estetico in zirconia monolitica: ottima l'integrazione nel cavo orale.



Fig. 12 Arcate in Pmma fresato e posizionato su barre di alluminio: utili per il clinico per controllare nel cavo orale i volumi estetici, la passività e l'occlusione.



Fig. 13 Composito fresato posizionato nel disco prima della rifinitura.

so dorarle in superficie (figura 9, 10). Il titanio è un metallo estremamente resistente e con un alto livello di biocompatibilità. In odontoiatria viene utilizzato puro a differenza di altre branche della medicina; questo perché i carichi compressivi da sopportare sono inferiori ed è a contatto con un ambiente più corrosivo ovvero il cavo orale (figura 11). Ha diversi gradi di purezza, quello di grado 1 è più puro e più integrabile ma non utilizzato in quanto particolarmente tenero e poco resistente, fino ad arrivare al grado 5 che è meno puro, utilizzato solo per realizzare alcune componenti protesiche.

La sua leggerezza ha un buon rapporto peso-resistenza, confrontandolo con l'acciaio di circa il 45% in meno.

Ha una bassa conducibilità termica - caratteristica importante per ridurre la sensibilità dentale -, ed è estremamente duttile. Ciò ne permette una lavorazione estremamente precisa da parte dell'operatore,



Fig. 14a Composito fresato ed incollato su monoblocco in titanio.



Fig. 14b Particolari durante la fase di realizzazione del manufatto protesico prima di realizzare l'estetica rosa (Odt. Stefano Petreni).

pur prestando particolare cura alla rifinitura.

Oltre all'utilizzo per la fabbricazione di impianti e soluzioni protesiche, con l'avvento dei sistemi Cad-Cam in laboratorio, le soluzioni illustrate nelle figure 4 e 5 sono particolarmente adatte per la realizzazione di sottostrutture implantari, abutment singoli e multipli e sovrastrut-

ture su impianti rivestite da materiale estetico (composito, ceramica, resinatura).

Anche se l'industria afferma che le leghe di titanio utilizzate in implantologia sono biocompatibili, in realtà tutto questo è relativo in quanto la biocompatibilità dipende da diversi fattori come lo stato di salute generale del paziente, il pH salivare, il tipo di dieta, i diversi materiali con cui deve convivere all'interno del cavo orale e non ultimo la quantità e qualità degli elementi a basso indice di nobiltà elettronica contenuti all'interno della composizione della lega di titanio.

Al contrario di altri materiali le protesi in titanio non devono essere rimosse dal cavo orale per radiografie a scopo diagnostico.

L'aspetto negativo è il suo colore grigio, ma se nitrurato migliora le proprietà meccaniche-chimico-fisiche ed estetiche (10).

L'industria si è occupata in modo particolare dello sviluppo delle famiglie dei compositi e Pmma (figure 12, 13) offrendo una vasta scelta agli operatori, in base alle risoluzioni protesiche da realizzare. Questi materiali trasformati e compattati con protocolli industriali si rendono lavorabili in maniera efficiente con sistematiche Cad-Cam offrendo all'o-

peratore la possibilità di programmare integralmente l'intercambiabilità della parte estetica in qualsiasi momento, - non realizzabile con le tecniche analogiche -, nel caso di distacco dell'elemento dentale singolo e multiplo e soprattutto nella protesi implantare.

I materiali forniti in dischi con differenti spessori vengono lavorati per riduzione con sistemi Cad-Cam, ed eventualmente incollati con materiali compositi su strutture in metallo, soprattutto titanio e cromo cobalto (figura 14).

Si tratta di materiali performanti nell'elasticità e nell'estetica, che hanno un peso ridotto e si prestano alla riparabilità in maniera molto semplice. Ad ogni modo bisogna fare molta attenzione perché alcuni di essi soprattutto i PMMA, nelle indicazioni di utilizzo non possono permanere nel cavo orale per più di due anni (11).

La digitalizzazione dei processi produttivi, oltre ad ottenere un risultato costante garantendo una standardizzazione della qualità ed una circoscrizione degli errori all'interno di processi codificati, ci ha consentito di impiegare materiali che con le tecniche tradizionali analogiche non erano utilizzabili. Tutti i materiali in odontoiatria hanno una storia da rac-

contare: l'evoluzione dell'industria, associata alla nostra conoscenza, consentirà di individuare un ventaglio di soluzioni sempre più ampio. ●

Bibliografia

1. Davidowitz G, Kotick PG "The use of CAD/CAM in dentistry" *Dent Clin North Am* 2011 Jul;55(3):559-70
2. Alqutaibi et al. "Revolution of current dental zirconia: a comprehensive review". *Molecules* 2022 Mar 4;(5):1699
3. Schestatsky R et al. "CAD-CAM milled versus pressed lithium-disilicate monolithic crowns adhesively cemented after distinct surface treatments: fatigue performance and ceramic surface characteristics". *J Mech Behave Biomed Mater.* 2019 Jun;94:144-154
4. Sailer et al., *Clin. Oral Impl. Res.* 18 (Suppl. 3) 2007; 86-96
5. Pjeturson et al, *Clin. Oral Impl. Res.* 18 (Suppl. 3), 2007; 73-85 *Systematic Reviews*
6. De Backer et al., *Int. J Prosthodont* 2006; 19; 136-142 e 2007; 20;151-158
7. Walton TR. *Int J Prosthodont.* 2013 Mar-Apr; 26 (2): 151-60
8. Di Febo et al., *Int. J Prosthodont* 2015; 28; 246-251
9. Givan DA. "Precious metals in dentistry". *Dent Clin North Am* 2007 Jul;51(3):591-601
10. Takeuchi Y et al. "Fabrication systems for restorations and fixed dental prostheses made of titanium and titanium alloys". *J Prosthodont Res.* 2020 Jan;64(1):1-5
11. ZAFAR MS. "Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): an update". *Polymers.* 2020 Oct 8;12(10):2299