

*Un nuovo design per dispositivi
in Zirconia-Ceramica
parzialmente stratificati
III^a parte: Tecnica A.R.D. - Z.P.S.
Incertezza Multidimensionale
Calibrazione volumetrica
Stratificazione "del giovane Eyck"*

Paolo Smaniotto

Nei precedenti due articoli sono stati trattati alcuni argomenti che mi hanno portato gradualmente ad adottare un nuovo progetto per la realizzazione di dispositivi protesici in Zirconia-Ceramica parzialmente stratificati. In questa terza parte sottolineo ed amplio tali motivazioni proponendo la valutazione di due aspetti:

1. Incertezza Multidimensionale

2. Calibrazione volumetrica,

argomenti che oggi con lo studio, l'evoluzione e l'introduzione in odontoiatria protesica di nuove tecnologie e strumenti a controllo numerico, credo utile analizzare. Per meglio comprenderli, farò un breve excursus sul passaggio dalla metallo-ceramica al metal-free (Figg. 1 e 2).

Ancora oggi la protesi in metallo-ceramica rappresenta una opzione di trattamento diffusa. Molti odontoiatri, in virtù delle sperimentate tecniche di fabbricazione, dell'accettabile risultato estetico e dell'alta percentuale di sopravvivenza (tra il 74%-85% dopo 15 anni d'utilizzo [1,2]) continuano a prescriverla (Figg. da 3 a 7).

Le frequenti discolorazioni gengivali attorno al margine delle metallo-ceramiche insieme alle reazioni allergiche di alcune

leghe ad uso dentale sono tutt'ora i punti deboli di tali dispositivi protesici, mentre dispositivi dentali in ceramica integrale hanno ottenuto importante attenzione ed interesse per i loro sviluppi estetici e di biocompatibilità in comparazione ai tradizionali dispositivi in metallo ceramica [3].

Per questi motivi l'impiego in odontoiatria di riabilitazioni metal-free è divenuto sempre più comune [4-6].

Il maggior difetto di questi materiali è di norma la minor resistenza a frattura paragonata al metallo; di conseguenza i sistemi protesici metal-free, soprattutto in disilicato di litio, sono stati utilizzati tradizionalmente nelle aree dove i carichi occlusali sono minori.

Con l'introduzione delle nuove ceramiche ad alta resistenza ed in particolare della zirconia policristallina tetragonale parzialmente stabilizzata con ittrio (Y-TZP) il campo di applicazione dei restauri in ceramica integrale si è ampliato: l'elevata resistenza a flessione di 900 MPa e la resistenza a frattura di 9 MPa m^{1/2} della Y-TZP hanno permesso il suo utilizzo per la fabbricazione di framework per FDPs anche nei settori posteriori, regione molare inclusa [7,8].



Fig. 1 Robustezza, precisione e...
(presupposti per dispositivi protesici
funzionali ed estetici)
Fotolia: tiero - Fotolia



Fig. 2 ...creatività: Prendi il meglio che esiste e miglioralo.
Se non esiste, crealo. Henry Royce (imprenditore)

A causa della sua limitata traslucenza, per ottenere una migliore estetica, il framework in zirconia deve essere rivestito con porcellana per stratificazione o presso-fusa, dando così alla riabilitazione finale caratteristiche ottiche e mimetismo che rendono difficile la distinzione rispetto ai denti naturali adiacenti [9] (Figg. da 8 a 10).

Dagli studi clinici fin qui condotti [11,12,13] su dispositivi in zirconia-ceramica, si osserva che, mentre il core in zirconia presenta una elevata resistenza a frattura (un solo caso di cedimento riportato in uno studio dove un ponte posteriore di 5 elementi si è fratturato a causa di un trauma, Sailer et al. 2007), il chipping o frattura della ceramica di rivestimento rappresenta un evento frequente in questo tipo di riabilitazione, il più frequente tra i problemi tecnici.

Dalla revisione sistematica di Pjetursson [14] risulta che il chipping della ceramica di rivestimento dal framework in zirconia è del 10% (Tinschert et al. 2005), 15% (Sailer et al. 2007) e 60% (Raigrodsky et al. 2006) nell'arco di 5 anni, mentre nelle metallo-ceramica dopo un periodo di osservazione di 5 anni, il chipping della ceramica di rivestimento si presenta solo nel 2,9% dei casi.

Il dato è stato confermato anche dallo studio clinico randomizzato controllato (RCTs) di I. Sailer [15] che evidenzia nell'arco di tre anni la comparsa di chips minori (risolvibili con lucidatura) più frequenti nella zirconia rispetto al metallo; le fratture clinicamente inaccettabili della ceramica di rivestimento, sono state trovate solo nelle FDPs in zirconia-ceramica con una percentuale del 8,5%.

Le cause del chipping dei sistemi in zirconia-ceramica non sono ancora ben chiare. Diversi fattori che possono influenzare la frequenza dei chipping sono stati studiati in svariati

test di laboratorio. Tra i fattori analizzati vi sono: la compatibilità del TEC tra ceramica di rivestimento e zirconio [16,17], differenti trattamenti di superficie del framework [18], la resistenza a flessione delle ceramiche da rivestimento [19], la forza di legame tra ceramica da rivestimento e zirconia [20-22].

Un altro elemento da considerare rispetto al rischio di chipping è il design del framework che deve garantire uno spessore uniforme della ceramica di rivestimento e supportare la stessa [23].

Le considerazioni sopra citate hanno portato vari autori a proporre diverse soluzioni per la realizzazione di dette strutture (vedi prima parte dell'articolo). Personalmente, sin dal 2005 in occasione del Closed Meeting A.I.O.P. tenutosi a Castiglion della Pescaia ho proposto la realizzazione di strutture in Zirconia aventi non solo forma anatomica ma con particolari nervature atte a meglio sostenere la ceramica di rivestimento.

Successivamente, al X Closed Meeting A.I.O.P. di Cortina nel 2008 ho presentato il frutto di tali studi concretizzatosi nella forma di struttura denominata A.R.D. (Anatomic-Ridge-Design) pubblicata nel 2008 nel testo *Estetica e tecnica dei nuovi materiali* (Ed. teamwork media srl, Brescia [24-25-26]). Inizialmente l'utilizzo della zirconia era analogo alla metallo ceramica, si provvedeva cioè a rivestire il framework con ceramica dedicata. A tal scopo, il disegno A.R.D. valutato presso l'Università di Bologna dal Prof. Paolo Baldissara e coll. si è dimostrato particolarmente performante (vedi immagini e didascalie).



Figg. da 3 a 7 Caso A - Dispositivo protesico in metallo ceramica, funzione garantita dall'accuratezza dell'esecuzione. Per quanto concerne l'estetica oggi abbiamo a disposizione anche altri materiali che prevedono la realizzazione di framework non metallici



*Figg. da 8 a 10 Caso B -
Arcata superiore realizzata
in Zirconia stratificata
analogamente a quanto si
fa con la metallo ceramica*

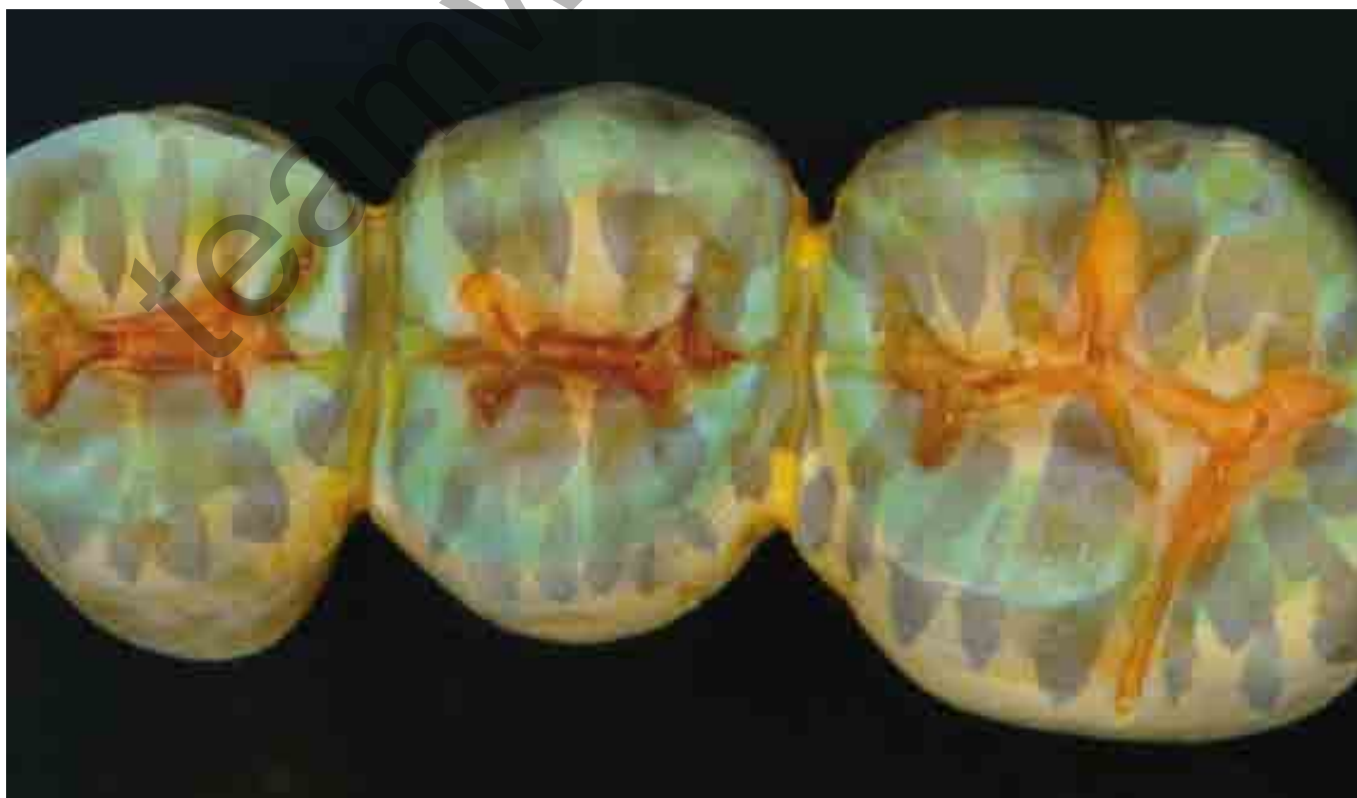


Fig. 11 Caso C - Ponte posteriore da 24 a 26 in Zirconia presinterizzata e infiltrata



Figg. da 12 a 14 Ponte posteriore da 24 a 26 in Zirconia Monolitica sinterizzata ed accuratamente rifinita e glasata (vedi articolo 2^a parte). In talune situazioni di posizione e ampiezza del sorriso può essere un'opzione sufficiente alla soluzione funzionale del caso



Dal 2008 ad oggi molte cose sono cambiate, l'utilizzo routinario di strutture metal-free ha ridotto l'uso della tradizionale metallo-ceramica; questo ha portato alla nostra attenzione materiali zirconici con caratteristiche estetiche decisamente superiori alla Zirconia di prima generazione. Con tali materiali si è passati alla realizzazione di dispositivi protesici MONOLITICI soprattutto nei settori posteriori (Figg. da 11 a 14).

Figg. da 15 a 19 Caso D - In altre situazioni in cui vengano interessati settori estetici, qualora sia prescritto l'uso di Zirconia è indispensabile procedere con la stratificazione di ceramica dedicata. Il caso proposto è stato stratificato solo in zona vestibolare degli elementi 14-13 e 21 ed a livello del pontic 15-16 con ceramica rosa nella sola zona di discesa gengivale



Figg. da 20 a 23 Caso E - Fullarch in Zirconia. La prescrizione prevede la realizzazione di una arcata stratificata nella sola porzione vestibolare da 16 a 26 con aree funzionali in ZrO_2



Figg. 24 e 25 Viene segnalata con matita a cera la zona non funzionale da fresare manualmente con tecnica Z.P.S. al fine di favorire il risultato estetico



All'inizio con una certa titubanza, poi con più convinzione visto i risultati clinici, si è passati a strutture combinate dove la ceramica di rivestimento viene applicata solo in alcune zone particolarmente estetiche. Questo è possibile anche grazie a nuovi liquidi e tecniche d'infiltrazione atte a rendere sempre più estetiche le predominanti strutture in zirconia (Figg. da 15 a 19).

Dal 2011 ad oggi con il trend d'incremento di strutture monolitiche in Zirconia sempre in crescita, ho valutato la possibilità di realizzare strutture solo parzialmente stratificate Z.P.S. al fine di sfruttare la fisicità della zirconia e l'estetica della ceramica (Figg. da 20 a 49).

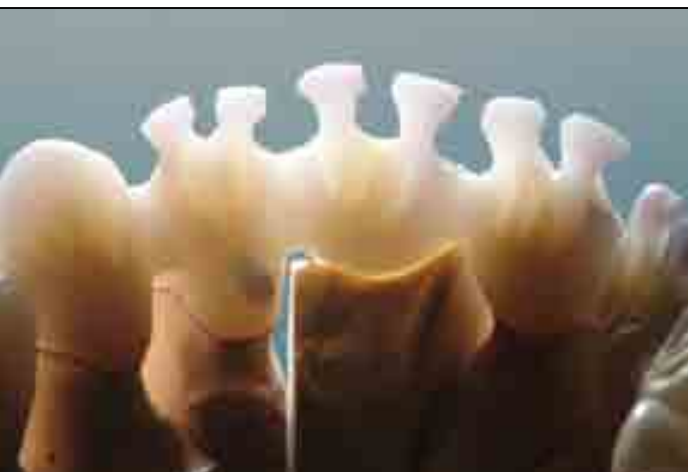
Per meglio inquadrare motivazioni e tecniche, di seguito accenno a due nuovi argomenti utili alla realizzazione pratica di strutture Z.P.S.



*Figg. da 26 a 31
Fasi di rifinitura.
Solo manualmente
è possibile ottenere
i risultati necessari
descritti in quanto
anche le più sofisticate
attrezzature
Cad-Cam non possono,
per la limitatezza
operativa di cui
dispongono, ottenere
tali forme*



Figg. da 32 a 36 Oggi è possibile realizzare strutture monolitiche dal colore individuale. L'iconografia evidenzia alcuni particolari del processo d'infiltrazione, procedimento che necessita d'una certa curva d'apprendimento



Figg. da 37 a 40 Vari particolari della struttura sinterizzata. La funzione è garantita dalla presenza della Zirconia, non solo nei quadranti posteriori in zona oclusale ma anche nei tragitti funzionali del sestante anteriore. Infiltrazione individuale e spessori mirati della Zirconia sono indispensabili per poter ottenere un risultato positivo



Figg. 41 e 42 Le strutture realizzate con tecnica Z.P.S. a seguito della funzionalizzazione in fase clinica, durante la prova possono essere improntate per ottenere un modello di rimontaggio. Le immagini evidenziano come l'originale forma Z.P.S. non presenta alcun problema di eventuale frattura durante le fasi di sviluppo, apertura e rifinitura del modello

Fig. 43 Dopo lo scrupoloso controllo funzionale ottenuto con il rimontaggio dei modelli in articolatore, si procede con la stratificazione delle masse ceramica con la tecnica "del giovane Eyck", utilizzando spatole e pennelli di varia forma e misura





Figg. 44 e 45 Struttura terminata. Il connubio Zirco-Ceramico consente con tecnica Z.P.S. d'ottenere una buona risposta ottico luminosa anche in zone ad alta valenza estetica



Figg. da 46 a 49 Dall'alto in basso, visione clinica del tragitto funzionale di protrusiva. Funzione protetta dalla Zirconia, estetica delegata alla Ceramica. Statica in centrica e dinamica funzionale della tecnica Z.P.S.

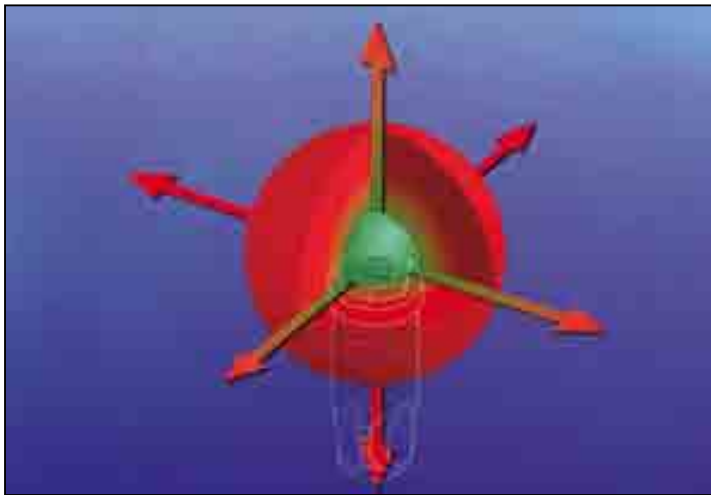
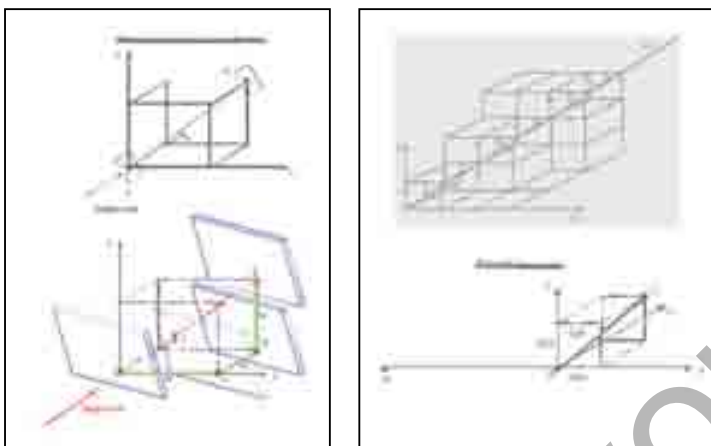
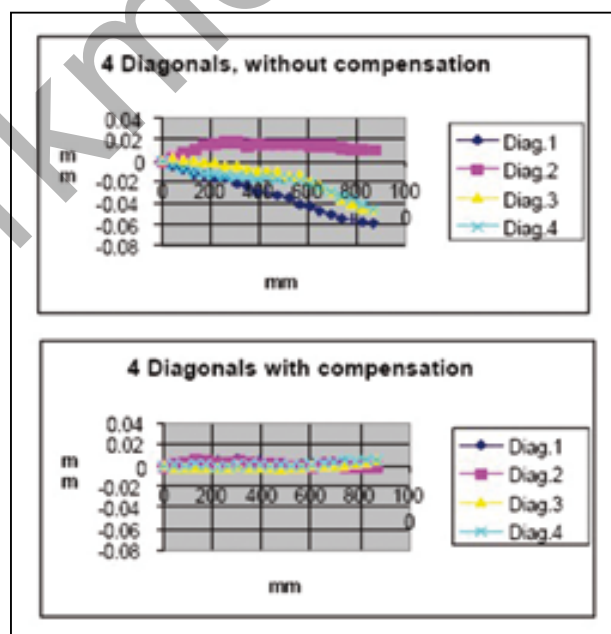
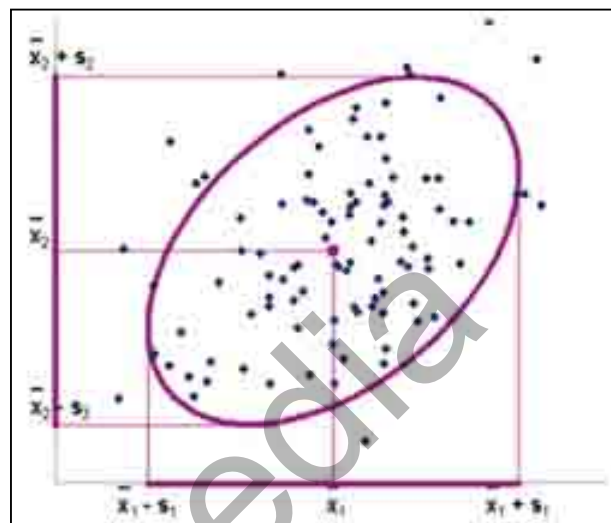


Fig. 50 L'incertezza multidimensionale e la compensazione volumetrica vanno considerate nelle tre dimensioni dello spazio negli assi X-Y-Z



Figg. da 51 a 54 I disegni illustrano graficamente la necessità di compensare volumetricamente i dispositivi tecnologici coinvolti nella produzione Cad-Cam



Incetenza multidimensionale e calibrazione volumetrica

Normalmente l'odontotecnico è abituato a realizzare con le proprie mani tutte le fasi atte alla realizzazione dei dispositivi protesici prescritti dagli odontoiatri con i quali collabora, tant'è che è in uso il termine **"manufatto protesico"**. Per misurarne la precisione, finora ci si è avvalsi del microscopio, misurando da punto a punto il livello di precisione raggiunta. Molto spesso i "manufatti" vengono realizzati "in più pezzi" per essere successivamente uniti tramite saldatura. Ora con l'avvento sempre più massiccio di tecnologie Computer Assisted come il Cad-Cam, taluni passaggi non sono più possibili. Ad esempio: nell'utilizzo di metodiche che prevedono

l'uso del metal-Free in Disilicato di Litio o della Zirconia non è possibile procedere con alcuna tecnica di saldatura. Per questo motivo è necessario adottare tecniche Cliniche e di Laboratorio estremamente precise sia nella fase di rilevamento dell'impronta che nelle successive fasi di elaborazione e realizzazione del DISPOSITIVO PROTESICO [27-28-29].

Non potendo frammentare i problemi (come succedeva con la metallo-ceramica), ora è necessario utilizzare altri metodi di valutazione della precisione, al fine di realizzare DISPOSITIVI PROTESICI monoblocco altamente e costantemente precisi.

Utilizzando dispositivi in Zirconia la precisione va considerata non solo da un punto di vista lineare (microscopia ottica) ma, trattandosi di DISPOSITIVI MULTIDIMENSIONALI,

dobbiamo analizzare nuove conoscenze inerenti altri parametri di misurazione che deleghiamo ai nostri software, introducendo il concetto di "incertezza multidimensionale". Possiamo quindi immaginare che ciascun punto testato su un particolare reale e di cui viene indicata la posizione tramite le coordinate X,Y,Z nel sistema di riferimento prescelto (Fig. 50), possa, in realtà, trovarsi in una sfera il cui centro è applicato nelle stesse coordinate determinate ed il cui raggio varia in funzione dell'entità d'incertezza (Fig. 51).

Gli elementi geometrici ideali calcolati saranno quindi determinati con una variabilità in funzione dell'incertezza associata alla posizione di ciascun punto testato; il risultato della misurazione sarà quindi influenzato "dall'accortezza" dell'Operatore in sede di costruzione del programma di misurazione.

Sono quindi fondamentali le scelte circa il numero e la distribuzione dei punti, la velocità e l'accelerazione della macchina, la configurazione del sistema testatore, la forza di contatto. L'argomento è particolarmente complesso, cercherò pertanto di riassumere ciò che nell'affrontarlo ho trovato d'utilità nel lavoro quotidiano (Figg. da 52 a 54).

Descrizione del problema. Il problema di ottimizzazione parametrica della caratteristica metrologica del sistema di misura viene definito identificando l'architettura del sistema, l'ambiente, il misurando e le reciproche interazioni.

Identificazione delle sorgenti di incertezza. Le principali sorgenti di incertezza possono derivare principalmente da variazioni dei parametri d'influenza di misura quali:

- Errori geometrici (posizione, rettilineità, angolo, parallelismo)
- Errori dovuti ad effetti della temperatura
- Errori dovuti a deformazioni elastiche (schacciamento del misurando, deformazione della scala di misura...)
- Errori di correzione progetto (incertezza interna).

Se necessario, si effettuano prove preliminari al fine di valutare l'entità dei loro effetti e definire dei limiti congrui alla variazione dei parametri d'influenza che consentono di ottenere dispositivi protesici di costante precisione.

Definizione dell'obiettivo. Minimizzare la variazione e la deviazione media dal valore nominale della risposta al fine d'ottenere, in situazioni di spazi e volumi diversi, il medesimo risultato di precisione.

Conclusioni. È utile adottare una procedura per la riduzione dell'incertezza che permetta di contenere i costi di un sistema di misura. Si individua la combinazione dei parametri che minimizzino gli effetti sia della variabilità dei parametri d'influenza, sia dell'incertezza dei parametri di progetto.

Quanto sopra evidenzia la necessità d'utilizzare sistematiche CAD-CAM che prevedano la possibilità d'una costante calibrazione metrologica delle macchine e che queste siano realizzate con idonea architettura di sistema (solidità, ottima componentistica e ispezionabilità).

IMPORTANTE è procedere alla calibrazione molto spesso, per esperienza SEMPRE dopo aver fresato materiali diversi; passando, ad esempio, da un disco in PMMA ad uno in Zirconia è importante procedere ad una nuova calibrazione del sistema.

Esempio: variazioni di temperatura nella lavorazione del PMMA

La principale variabile in gioco è fornita dalle differenti temperature (del campione, del misurando, della scala) e dai rispettivi coefficienti di dilatazione termica. Nel bilancio delle incertezze particolare importanza rivestono quindi le misure ausiliarie e la relativa strumentazione. Generalmente, la relazione tra la temperatura e la lunghezza di un oggetto viene data dalla formula seguente:

$$LT = L20 \times [1 + a(T-20)]$$

LT = lunghezza del blocchetto alla temperatura T;

L20 = lunghezza del blocchetto a 20 °C;

a = coefficiente di dilatazione termica del blocchetto;

T = temperatura del blocchetto al momento della misura.

Nei nostri fresatori CAM una delle cause d'incertezza delle misure è la presenza di deviazioni degli equipaggi mobili (carrelli che movimentano i manipoli fresatori, instabilità o usura delle frese) dalla direzione ideale e dall'assetto originale; tali deviazioni si manifestano per ciascuno di essi, in numero di 6, e precisamente tre lineari e tre angolari, per ciascuna direzione del moto.

Quindi in totale gli "errori geometrici" saranno 3 (per i tre assi X-Y-Z) X 6 (gli errori per ciascun asse) = 18, a cui aggiungere gli errori di deviazione dalla perpendicolarità per ciascuna coppia di assi.

Esempio di moto di un fresatore CAM:

- deviazione dalla pos. ideale su X, al moto in direzione X
- deviazione dalla pos. ideale su Y, al moto in direzione X
- deviazione dalla pos. ideale su Z, al moto in direzione X
- rotazione attorno ad X, al moto su X
- rotazione attorno ad Y, al moto su X
- rotazione attorno a Z, al moto su X

La periodica calibrazione dei fresatori CAM consente la riduzione a valori accettabili della pur sempre presente incertezza multidimensionale tipica delle lavorazioni complesse quali quelle odonto-protesiche.

L'incertezza multidimensionale è in parte legata alla tecnologia Cad-Cam ma anche alla natura del misurando, cioè del DISPOSITIVO PROTESICO in produzione.

Per questo motivo, in laboratorio mi limito alla realizzazione di dispositivi "teneri" come il PMMA e la Zirconia presintetizzata, al fine di ridurre le reciproche interazioni atte a scatenare il problema; così facendo, sono in grado d'ottenere risultati di qualità costante.

L'argomento Valutazione dell'incertezza nelle misure dimensionali e geometriche è complesso e coinvolge varie discipline quali Fisica, Chimica, Informatica, Ingegneria di macchine e materiali, ha inoltre richiami di statistica, calcolo delle probabilità e Incertezza di misura con classificazione delle componenti di incertezza:

- Incertezza di tipo A
- Incertezza di tipo B
- Incertezza combinata
- Incertezza estesa

e loro valutazione in accordo alla norma UNI CEI ENV 13005 e UNI EN ISO 14253-1 e 2.

Conscio della limitatezza delle mie conoscenze in merito, non ho rinunciato con umiltà a proporre quanto quotidianamente faccio in laboratorio, rinviando alla bibliografia l'eventuale approfondimento.

Calibrazione volumetrica

Consente sulla base di quanto descritto di registrare il nostro fresatore tenendo in considerazione i parametri di:

- rettilineità delle guide
- perpendicolarità
- effetto dello spostamento del baricentro e dei contrappesi.

Ma che cos'è la misura volumetrica?

La norma ASME B5.54 standard al paragrafo 5.9.2 dice:

"La precisione volumetrica è valutata misurando la precisione di posizione della macchina e delle sue componenti lungo le diagonali del corpo macchina".

I migliori fresatori CAM hanno la possibilità di effettuare la compensazione volumetrica che viene anche chiamata di cedimento o incrociata; a tal fine è importante misurare gli erro-

ri volumetrici della macchina e compensarli accuratamente e velocemente onde evitare costosi fermi macchina e ancor più insuccessi con i nostri clienti odontoiatri. L'errore volumetrico può essere usato per generare un file di compensazione che permetta al fresatore di compensare gli errori volumetrici ed ottenere un elevato standard di precisione [30-31].

La competizione, in un mercato globale com'è il nostro, richiede di ottimizzare le prestazioni dei nostri fresatori Cam per ottenere una maggiore produttività ed una migliore qualità. Oggi più di ieri, attraverso l'ultima generazione di macchine a controllo numerico è possibile ottenere ottime prestazioni ad un minor costo. Certamente vi è ancora margine di miglioramento, tenendo in considerazione il fatto che i sistemi devono essere aperti e dialogare tra loro.

Il "virtuale" fa sempre più parte del nostro lavoro quotidiano sia in fase progettuale che esecutiva, ed è nostra competenza saper gestire ed utilizzare file che ci vengono inviati da più operatori che utilizzano vari Cad, i quali si devono interfacciare a più Cam; tutto questo implica un'attenta analisi di prodotti, attrezzature e loro calibrazione.

Soluzioni protesiche

Iconografia e didascalie presentano alcune soluzioni protesiche realizzate su strutture in Zirconia presinterizzata con l'ausilio delle tecniche A.R.D. e Z.P.S. Questo evidenzia come vi siano ampi spazi di "personalizzazione" anche nel mondo virtuale del CAD (Figg. da 55 a 59).

Il valore aggiunto che possiamo dare farà sempre più la differenza. L'identificazione delle zone che con la tecnica Z.P.S. vanno delegate all'area funzionale e delle altre che vanno eliminate per consentire la stratificazione della ceramica è un passaggio delicato e preciso che non può essere delegato al fresatore CAM.



Figg. da 55 a 57 Caso F - Tramite procedimenti 3D Cad è possibile realizzare virtualmente qualsiasi forma dentale o dento-scheletrica, dal dente singolo sino a complesse ricostruzioni su denti naturali o impianti.

Nella mia pratica di laboratorio preferisco eseguire la progettazione di forme e volumi ottenuti tramite l'abituale ceratura manuale; ciò mi consente di realizzare e verificare le cerature valutando attentamente ogni particolare sia in statica che in dinamica funzionale. Solo successivamente passo alla doppia scansione ed alla realizzazione dei file STL che verranno elaborati dal fresatore Cam





Figg. 58 e 59 Realizzazione del dispositivo in Zirconia presinterizzato così come si presenta dopo la fresatura meccanica



Figg. da 60 a 62 Identificazione e riduzione manuale Z.P.S. nella zirconia presinterizzata delle aree estetico-funzionali degli elementi 12-11-21-22



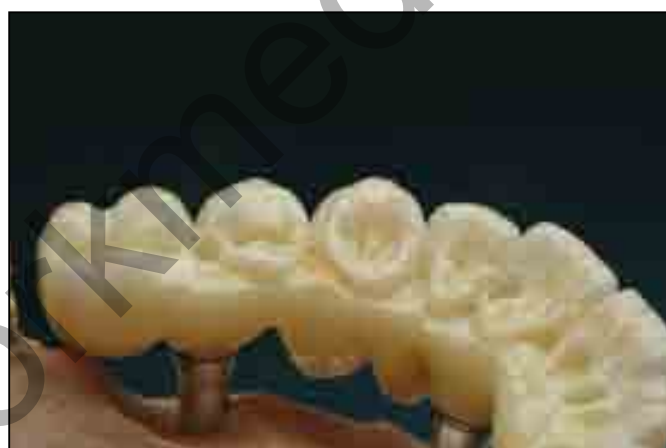
Solo esperienza e conoscenza con l'ausilio di buone mani possono "rifinire con gli infiniti assi che l'anatomia umana possiede" dette strutture, rendendole idonee ad accogliere la ceramica dedicata in rapporto ad ogni singolo e sempre diverso caso clinico. Una volta identificate le aree si procede con attenzione alla loro definizione. Molto importante per ottenere quanto proposto è modulare lo spessore e la forma (Figg. da 24 a 31). Lo SPESSORE sappiamo quanto incida in merito all'effetto trasparenza - traslucenza che vogliamo ottenere, motivo per cui sarà necessario graduarlo al fine di ot-

tenere i risultati desiderati, arrivando nella zona incisale sino ad uno spessore minimo di 0,2 decimi di millimetro (Figg. da 63 a 66). Per quanto concerne la FORMA, al fine di meglio dissipare e diffondere la luce all'interno dei nostri elementi, propongo di realizzare le strutture di sostegno con una sezione triangolare con il vertice rivolto verso vestibolare (Figg. da 60 a 62); così facendo irrobustiremo la struttura e permetteremo un miglior angolo di riflessione e rifrazione alla luce che verrà assorbita dai nostri elementi Zirco-Ceramici.



Figg. da 63 a 67 Risultato post sinterizzazione con effetti ottico-luminosi evidenziati dalla luce passante





Figg. 68 e 69 Emiarcate dx e sx in visione occlusale. La buona soluzione di continuità cromatica tra i materiali e l'ottima resistenza funzionale rendono questo tipo di riabilitazione ben accetta da pazienti e professionisti

In merito alla stratificazione delle masse ceramica utilizzate nelle strutture A.R.D. - Z.P.S., vorrei accennare alla tecnica "del giovane Eyck" utile al fine di ridurre tempi e costi di produzione pur mantenendo una elevata resa estetica.

Jan van Eyck (pittore fiammingo - Maaseik, 1390 - Bruges 1441). Tra le caratteristiche più evidenti dello stile di Jan van Eyck ci sono l'altissima qualità pittorica, sicuramente la più alta tra i pittori fiamminghi del secolo XV, la verosimiglianza, la perfezione formale, l'attenzione al dettaglio minuto ed alla resa delle superfici, lo studio della luce, lo spazio dove si collocano con sicurezza le figure. Con Van Eyck si aprì una nuova era anche dal punto di vista della tecnica pittorica. Fu il primo ad impiegare oli vegetali come leganti per i pigmenti colorati degli strati di colore centrali e superiori; questo gli permetteva di ottenere una scala molto ampia di toni di colore utilizzando anche il medesimo colore diversamente saturato, che consentiva alla luce di diffondersi all'interno delle sue opere, offrendo all'occhio umano effetti mai ottenuti prima d'allora (Tecnica mista di pigmento di van Eyck). Caratteristica fondamentale della sua tecnica, è il ricorso ad una serie di strati sottili di colore - velature - stesi uno sopra l'altro su una base chiara e luminosa al fine di raggiungere progressivamente il risultato d'insieme finale (tecnica sottrattiva); le

innovazioni da lui introdotte si riferiscono all'utilizzo di oli cotti misti a resine nonché di oli schiariti e pre-polymerizzati. Analogamente anche durante la stratificazione delle nostre strutture è possibile utilizzare "poche" masse (4 - Dentina cromatica - Dentina - Smalto - Traspa) che opportunamente miscelate e adeguatamente desaturate consentono d'ottenere un buon risultato metamero (riferimenti bibliografici - Federica Ammiraglio - Van Eyck, Rizzoli/Skira, Milano 1985 - Pierluigi De Vecchi ed Elda Cerchiari, I tempi dell'arte, volume 2, Bompiani, Milano 1999).

La tecnica di stratificazione prevede d'aver opportunamente trattato il framework in ZrO_2 presinterizzato con appositi colori d'infiltrazione; gli spessori mirati delle varie porzioni del framework dopo la sinterizzazione consentono di ottenere particolari effetti ottico-luminosi. Dopo applicazione delle masse ceramiche tali effetti verranno ulteriormente completati dando al restauro una gradevole naturalezza. L'utilizzo combinato di una struttura in Zirconia Z.P.S. realizzata con forma e colore calibrati, d'una ridotta quantità di ceramica in sole due cotture consente la contrazione dei tempi di realizzazione dando valore aggiunto alla proposta Z.P.S. (Figg. da 67 a 69).



Fig. 70 Fantasia, conoscenza ed esperienza uno stimolante connubio. Quanto sin ora proposto è frutto di ricerca stimolata dal continuo scambio tra tecnici e clinici al fine di migliorare la risposta atta ad ottenere risultati bio-funzionali di qualità

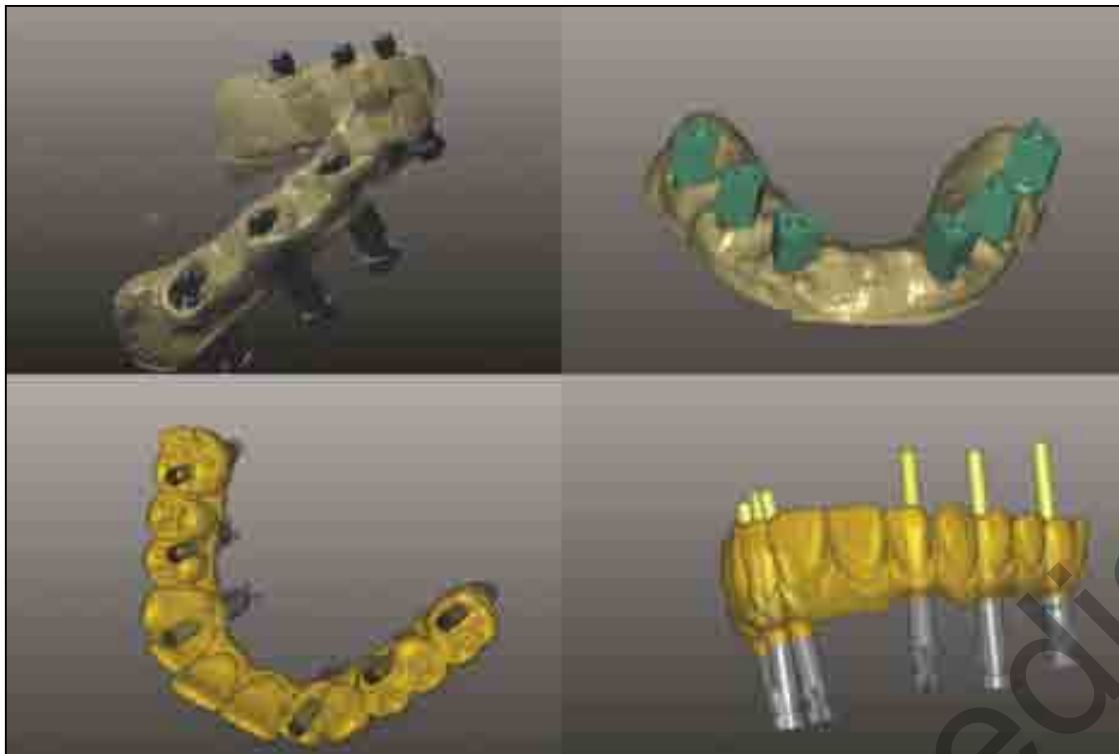


Figg. da 71 a 75 Poter valutare tridimensionalmente tramite ceratura realizzata manualmente i nostri progetti protesici può sembrare oggi un'inutile e costosa perdita di tempo, in realtà consente di pianificare e risolvere una grande quantità di problemi. C'è quindi necessità di recuperare il tempo investito durante le successive fasi di realizzazione e finitura dei nostri dispositivi protesici

Conclusioni

Il nuovo progetto e la tecnica proposta (Fig. 70) sono frutto d'una serie di fattori quali: frequentazione di corsi, congressi, conferenze e seminari, che con la lettura di alcune selezionate riviste non solo di settore [32-33-34], consente d'apprendere quanto proposto da vari professionisti delle materie inerenti lo sviluppo delle nuove tecnologie e da colleghi clinici e tecnici. A tutti Loro dobbiamo essere riconoscenti per impegno, competenza ed esperienza profusa.

Quella che stiamo attraversando non è un'epoca di cambiamenti, ma un cambiamento d'epoca, è un periodo di transizione che ci sta cambiando nel profondo, che ci obbliga a ripensarci (F. Morace - Un viaggio nel futuro possibile... che è già qui - 2013). In momenti di forte evoluzione sociale e professionale è utile che le "intuizioni" vengano messe a disposizione della categoria affinché sia possibile valutarne pregi ed eventuali carenze, con creatività, inventando, sperimentando, crescendo, sempre nell'interesse del benessere del paziente fruitore dei nostri dispositivi (Figg. da 71 a 85).



Figg. da 76a a 76d Dopo la cementatura manuale si procede con la digitalizzazione per doppia scansione



Figg. da 77a a 77c Risultato della fresatura digitale Cam e della rifinitura manuale

Ringraziamenti

Un ringraziamento particolare al Prof. Francesco Simionato per i suggerimenti e lo spirito propositivo che mi ha stimolato a perseguire anche in questa nuova proposta. Ringraziare gli odontoiatri con i quali collaboro è sempre una gradita opportunità, con loro condivido il piacere di una professione che, seppur tra molte difficoltà, sa ancora riversare momenti di vera soddisfazione.



Figg. da 78 a 80 Le immagini evidenziano come la tecnica A.R.D. - Z.P.S. da me ideata e proposta ben si integri ed ampli le possibilità realizzative di cui disporre anche in presenza di riabilitazioni particolarmente complesse che oggi possiamo realizzare "quasi" completamente metal-free; per ottenere la massima precisione è indispensabile l'uso di connettori metallici



Figg. da 81 a 85 Particolari di varie angolazioni e incidenze luminose, continuità cromatica e funzionale unite alla pratica realizzazione abbinano la tradizione manuale alle nuove tecnologie informatizzate permettendo d'ottenere di routine buoni risultati



L'autore



Laboratorio odontotecnico

Paolo Smaniotto e C. sas • Via IV Armata, 44

36061 Bassano del Grappa (VI) • Tel. +39 0424 31414 • Fax +39 0424 392224

info@labsmaniotto.com • www.labsmaniotto.com

Bibliografia

- 1) Creugers NH, Kayser AF, von 't Hof MA (1994). A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 22:448-452.
- 2) Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont.* - 2002 Sep-Oct;15(5):439-45.
- 3) Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annu Rev Mater Sci* 1997;27:443-68.
- 4) McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85: 61-66.
- 5) Raigrodski AJ, Chiche GJ, Swift EJ Jr. All-ceramic fixed partial dentures, Part 1: in vitro studies. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14:188-191.
- 6) Raigrodski AJ, Chiche GJ, Swift EJ Jr. All-ceramic fixed partial dentures, Part 3: Clinical studies. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14: 313-319.
- 7) Sturzenegger B, Fehér A, Lüthy H, Schärer P, Gauckler U. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comp Dent* 2001; 4: 89-106.
- 8) Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schuhmacher M, Gauckler U, Hämmerle CHF. Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005; 21: 930-937.
- 9) Moustafa N. Aboushelib, DDS, MSc,1,2 Cornelis J. Kleverlaan, PhD,1 & Albert J. Feilzer, PhD, DDS1. Microtensile Bond Strength of Different Components of Core Veneered All-Ceramic Restorations. Part 3: Double Veneer Technique *Journal of Prosthodontics* 17 (2008) 9-13.
- 11) Sailer I et al. Five-Year Clinical Results of Zirconia Frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodontics* 2007;20:383-388.
- 12) Raigrodski AJ et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96:237-244.
- 13) Tinschert J et al. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zircon: 3-year result. *Int J Prosthodontics* 2008; 21; 217-222.
- 14) Sailer I et al. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part 2: fixed dental prostheses. *Clin Oral Impl Res*; 18; 86-96.
- 15) Sailer et al. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodontics* 2009; 22: 553-560.
- 16) Aboushelib MN et al. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21; 984-991.
- 17) Fisher J et al. Effect of thermal misfit between veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dent Mater J* 2007;26; 766-772.
- 18) Fisher J et al. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia /veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008; 27:448-454.
- 19) Fisher J et al. Flexural strength of veneering ceramic for zirconia. *J Dent* 2008; 36: 316-321.
- 20) Luthardt RG et al. Zirconia-TZP and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; 7:113-119.
- 21) Al Dohan HM et al. Shear strength of core-veneer interface bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91:349-355.
- 22) Aboushelib MN et al. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008;17: 401-408.
- 23) Bonfante EA et al. Effect of framework design on crown failure. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 194-199.
- 24) Weinberg LA. A new design for porcelain-fused-to metal prostheses. *J Prosthet Dent* 1967;17:178-194.
- 25) Shohar I, Whiteman AE. Reinforced porcelain system: A new concept in ceramometal restorations. *J Prosthet Dent* 1983; 50:489-496.
- 26) Paolo Smaniotto - Alexander Beikircher. *Estetica e tecnica dei nuovi materiali* - Ed. teamwork media srl-Brescia 2008
- 27) State of the art of zirconia for dental applications. Denry I, Kelly JR. *Dent. Mater.*2008 Mar; 24(3):299-307.
- 28) Factors essential for successful all-ceramic restorations. Donovan TE. *J Am Dent Assoc.* 2008 Sep; 139 Suppl:14S-18S. Review
- 29) Influence of glass ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. *Int J Prosthodontic.* 1998 Jan-Feb;11(1):27-32
- 30) A.H. Aref Sabrah - THE EFFECT OF FULL-CONTOUR Y-TZP CERAMIC SURFACE ROUGHNESS ON THE WEAR BOVINE ENAMEL AND SYNTHETIC HYDROXYAPATITE: AN IN-VITRO STUDY - Indiana University- School of Dentistry - December 2011
- 31) T.R.Tambra, M.E Razzoog, B.R. Lang, RF Wang, B.E Lang - U.K- IN VITRO WEAR OF HUMAN ENAMEL OPPOSING YTZP ZIRCONIA And various polished dental porcelain surfaces
- 32) A. Laciulli, F. Masiello, M. Polti *TRIBOLOGIA e APPLICAZIONI TRIBOLOGICHE* parte 2 - Università Studi Lecce-Facoltà Ingegneria - Corso Ingegneria dei materiali - a.a. 2003 - 2004
- 33) F. Simionato - *SCIENZA DEI MATERIALI DENTALI* - Vol. 1 e 2 - Ed. Piccin - Padova
- 34) P. Smaniotto - UN NUOVO DISEGNO PER DISPOSITIVI IN ZIRCONIA-CERAMICA PARZIALMENTE STRATIFICATI- Ed. teamwork media srl - dental dialogue anno XX - 6/2013 - pag. 112-118 - e dental dialogue anno XX 7/2013 pag. 112-122