



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

Sede Amministrativa: Università degli Studi di Padova
Dipartimento di Tecnica e Gestione dei Sistemi Industriali

SCUOLA DI DOTTORATO DI RICERCA IN: INGEGNERIA MECCATRONICA E
DELL'INNOVAZIONE MECCANICA DEL PRODOTTO
CICLO XXVII

Dispositivi protesici in Odontoiatria Digitale:

dall'impronta digitale intraorale alla produzione con tecnologie Cad-Cam.

Caratterizzazione in vitro della precisione di accoppiamento e delle proprietà meccaniche.

Direttore della Scuola: Ch.mo Prof. Alessandro Persona

Supervisore: Ch.mo Prof. Roberto Meneghello

Dottorando: Lorenzo Graiff

Alla mia famiglia, il vostro amore e sostegno hanno reso tutto più facile.

RINGRAZIAMENTI

Prima di tutto desidero esprimere il mio sincero apprezzamento e gratitudine al Prof. Roberto Meneghello, il mio relatore di tesi, per le sue conoscenze non solo in campo ingegneristico che ha voluto condividere con me, inestimabile guida, per la pazienza nei momenti frustranti e la tenacia per il continuo spronarmi a raggiungere i più alti standard in ogni passo di questo progetto di ricerca. Vorrei, ringraziare tutto il team del LIN di Padova, Laboratorio di Disegno e Metodo dell'Ingegneria Industriale: Prof. Gianmaria Concheri, Ing. Gianpaolo Savio e Ing. Matteo Turchetto, per il loro preziosissimo aiuto, il tempo che mi hanno dedicato, l'incoraggiamento e le raccomandazioni nel corso degli ultimi tre anni. Desidero inoltre ringraziare gli odontotecnici Sig. Alfredo Rizzati, Sig. Alessandro Tosato e Sig. Nicola Faggionato per l'aiuto nella realizzazione dei campioni clinici. Ringrazio anche le aziende Ivoclar Vivadent Italia, VITA Zahnfabrik Italia, 3M-Espe Italia e Kuraray Italia e 3D Fast per la generosa donazione dei materiali utilizzati. Un ringraziamento speciale mi sento di rivolgerlo al mio primo maestro nel mondo dei materiali dentali, il Prof. Francesco Simionato, per la passione che è riuscito a trasferirmi in questo campo molti anni fa, per il suo tempo, e l'aiuto insostituibile in alcune fasi sperimentali e nella preziosa correzione del capitolo sui materiali. Ringrazio infine AIMAD, (Accademia Italiana dei Materiali Dentari), per avermi messo a disposizione il proprio laboratorio prove, per i test di adesione tra zirconia e Lava Ultimate, e in particolare il Sig. Patrizio Marcato titolare di Adriatica Servizi, sede di AIMAD.

INDICE

INDICE.....	1
Abstract.....	5
Sommario	7
Leggenda abbreviazioni	10
CAPITOLO 1. Il settore dentale	11
1.1 Introduzione	11
1.2 La filiera produttiva	13
1.3 Dispositivi dentali	14
1.3 Processi produttivi di protesi in metallo-ceramica e metalfree	18
BIBLIOGRAFIA	20
CAPITOLO 2. Il settore dentale digitale	23
2.1 Percorso tradizionale	23
2.1.1 Il primo step: l'impronta	24
2.1.2 Il modello in gesso	24
2.1.3 La modellazione in cera	24
2.1.4 La fusione	25
2.1.5 La ceramizzazione	26
2.1.6 Criticità del percorso tradizionale	26
2.2 Il processo produttivo computerizzato	27
2.2.1 Storia	28
2.2.2 La modellazione CAD	29
2.2.3 Reverse Engineering	30
2.2.4 CAM	31
2.2.5 Le macchine CNC	31
2.2.6 Tecnologie Additive (Additive Manufacturing)	33
2.3 La filiera digitale in campo dentale	34
2.3.1 Storia	35
2.4 Le fasi della filiera digitale dentale	36
2.4.1 L'acquisizione mediante Scanner 3D	38
2.4.1.1 Come funziona uno scanner laser 3D	38
2.4.1.2 Il principio di base di uno scanner 3D per utilizzo in laboratorio	38
2.4.1.3 Gli scanner intraorali	42
2.4.1.4 Tecniche di acquisizione con gli scanner intraorali	49
2.4.1.5 Scanner del futuro?	50
2.4.1.6 Precisione degli scanner	54

2.4.1.7 Dispositivi per rilevare la posizione implantare: Scanbody o Scan Abutment	57
2.4.2 Software di progettazione	58
2.4.3 Il Cam	60
2.4.4 Sistemi di fabbricazione	61
2.4.4.1 Tecnica sottrattiva-CNC	61
2.4.4.2 Sistema CNC da laboratorio.....	61
2.4.4.3 Sistema CNC chairside.....	62
2.4.5 Tecnica additiva	63
2.4.5.1 Stereo Litographic Apparatus (SLA)	66
2.4.5.2 Fused Deposition Modeling (FDM)	67
2.4.5.3 Digital Light Processing (DLP)	67
2.4.5.4 Selective Laser Sintering (SLS)	68
2.4.5.5 Selective Laser Melting (SLM)	69
BIBLIOGRAFIA	70
CAPITOLO 3. Materiali per il Cad-Cam in campo dentale	75
3.1 Generalità	75
3.2 Materiali per protesi in ceramica integrale	75
3.2.1 Introduzione	75
3.2.2 Ceramiche feldspatiche.....	75
3.2.3 Vetroceramica rinforzata con leucite	76
3.2.4 Vetroceramica a base di disilicato di litio	77
3.2.5 Ceramiche all'ossido di alluminio	79
3.2.6 Zirconia tetragonale policristallina stabilizzata con ittria (Y-TZP).....	80
3.2.7 Vetroceramica rinforzata con zirconia	83
3.3 Materiali per Cad-Cam in resina composita.....	84
3.3.2 Paradigm MZ 100	84
3.3.3 Lava Ultimate.....	85
3.3.4 Enamic	85
3.3.5 Cerasmart	86
3.4 Materiali utilizzati in bi-strato (Multilayer).....	86
3.4.1 Metallo-ceramica	86
3.4.1 Zirconia-ceramica	87
3.4.2 Tecnica di stratificazione manuale della ceramica	88
3.4.3 Tecnica di rivestimento estetico per pressatura.....	88
3.4.4 Tecnica di rivestimento mediante lavorazione Cad-Cam	89
3.4.4.1 Tecnica CAD-on.	89
3.4.4.2 Tecnica Rapid Layer Technology (RLT).....	91

BIBLIOGRAFIA.....	92
CAPITOLO 4 Caratterizzazione in vitro della precisione di accoppiamento e delle proprietà meccaniche.....	101
4.1 Struttura e sviluppo della sperimentazione.....	101
4.2 Sviluppo delle prove geometriche.....	102
4.3 Sviluppo delle prove meccaniche	102
4.3.1 Caratterizzazione meccanica	104
4.3.2 Resistenza a fatica come parametro qualificante in ambito dentale.....	104
4.4 Adesione zirconia composito: test di taglio.....	107
BIBLIOGRAFIA.....	108
4.5 Precisione e accuratezza con True Definition Scanner in arcate complete riabilite con impianti	111
4.5.1 Introduzione	111
4.5.2 Materiali e metodi.....	113
4.5.3 Risultati.....	121
4.5.4 Discussione.....	125
4.5.5 Conclusione	128
BIBLIOGRAFIA.....	129
4.6 Valutazione geometrica dell accoppiamento delle componenti della protesi multilayer Cad-on	131
4.6.1 Introduzione	131
4.6.2 Materiali e metodi.....	135
4.6.3 Risultati.....	138
4.6.4 Discussione.....	140
4.6.5 Conclusione	142
4.6.6 Analisi 3 D: confronto tecnico A e B	143
BIBLIOGRAFIA.....	149
4.7 Resistenza alla frattura di ponti Cad-Cam multilayer privi di metallo.	153
4.7.1 Introduzione	153
4.7.2 Materiale e metodi.....	154
4.7.3 Risultati.....	158
4.7.4 Discussione.....	160
4.7.5 Conclusione	162
BIBLIOGRAFIA.....	163
4.8 Valutazione mediante test a fatica di corone in resina composita realizzate mediante lavorazione Cad-Cam e cementate su pilastri in titanio e zirconia.	167
4.8.1 Introduzione	167
4.8.2 Materiali e metodi.....	168

4.8.3 Risultati	173
4.8.4 Discussione	175
4.8.5 Conclusione	177
BIBLIOGRAFIA	178
4.9 Adesione zirconia-Lava™ Ultimate	181
4.9.1 Introduzione	181
4.9.2 Materiali e metodi	184
4.9.3 Risultati	187
4.9.4 Discussione	189
4.9.5 Conclusione	190
BIBLIOGRAFIA	191

Abstract

The objective of this work is to study some various aspects of the modern digital workflow to produce Fixed Dental Prostheses (FDP): from the optical impression, directly in the mouth, to the finalization of the prosthetic device specific for the patient. The motivation of this study is related to the growing need around the dental world to optimize and modernize the workflows that are still essentially artisanal.

Taking advantage of modern digital technologies, that are rapidly spreading in the dental field, it is possible to obtain products with the highest quality standards, with lower production costs. Moreover it is important to spread the knowledge and skills to the dentists and to the dental technicians for an optimal use of these knowledges.

In particular, we have have taken into consideration the following issues of distinct particular clinical importance:

- optical intraoral scanning technology: specific operative and technical performance of these digital devices were investigated with particular reference to edentulous patients who need a full-arch implants rehabilitation,
- innovative ceramic materials, used to produce metalfree multilayer bridges on natural teeth using Cad-Cam technology. It was also investigated an innovative resin composite material, which is also workable with Cad-Cam technology and used for the production of single crowns on implants.

The revision of the scientific literature, suggested goals and metrological aspects of the experimental program of this research.

The investigations, have evaluated precision and accuracy aspects of the optical impression of implants position, the geometric coupling precision of the multilayer metal free bridge components, mechanical resistance of different types of materials, and adhesion between a recent Cad-Cam resin composite referred as, Resin Nano-Ceramic (RNC) and zirconia. Moreover the introduction of instruments and methods established in the technical-scientific field, has been provided suitable to characterize the manufacturing processes used, the materials used and the devices manufactured.

More in detail, the activities involved:

1. the study, in terms of metrological performance, of the acquisition process performed by the True Definition Scanner using a clinical sample reproducing a fully edentulous arch rehabilitated with 6 implants,

2. the verification of the geometric precision of the coupling component, sub and superstructure, of multilayer metalfree bridges made with different ceramic materials (zirconia-lithium disilicate), produced by Cad-Cam technology, and assembled by two different operators; the assembly / union of the bridge components, is instead carried out manually by the dental technicians totally handmade;

3. the analysis of the mechanical behavior, static, of the multilayer metalfree bridges, cited in paragraph 2, compared with another type of multilayer prosthesis (from the same Cad projects) but made with zirconia and glass ceramic (RLT),

4. the analysis by mechanical test, both static and under fatigue, of an innovative composite material resin supplied in blocks for Cad-Cam processing: Lava Ultimate. This new composite material presents, mechanical properties (Young's modulus), more similar to the natural tooth, compared to other aesthetic materials.

For this reason, it was used to produce single crowns on implants comparing two different modes of use: cementing a composite crown produced with Cad-Cam technology directly on a titanium standard abutment supplied by industry, or producing a Cad-Cam zirconia customized abutment and cementing the composite crown to this;

5. verification of bonding capacity between zirconia and Lava Ultimate, using two different resin cements by means of shear bond test.

Based on the results of the test campaigns conducted in this study it can be stated that:

1 technologies of digital intraoral optical impression are able to fulfill the clinical requirements of precision even in the case of full arch implants rehabilitations,

2. multilayer metalfree bridges, made with Cad-Cam technology according to the precision requirements of digital workflow, are affected by the intervention of the dental technician during the final assembly of the bridge components, resulting in reduced quality of precision established in the Cad phase,

3 multilayer metalfree bridges show fracture toughness values greater than or equal to the minimum values reported in the scientific literature,

4. the implants crowns made with the innovative composite material subjected to strength tests and fatigue resistance, when cemented on an customized zirconia abutment, have superior mechanical characteristics than the cheapest solution, which provides the composite crown cementation directly to a standardized titanium abutment,

5. the use of adhesive cements for luting Lava Ultimate on zirconia, allowed to highlight the opposite results regards the strenght of adhesion, measured by means of the shear bond test.

Sommario

L'obiettivo di questo lavoro è studiare alcuni aspetti della moderna filiera produttiva digitale di manufatti protesici in campo dentale: dalla realizzazione dell'impronta ottica, direttamente nel cavo orale, alla finalizzazione del dispositivo protesico individualizzato per il paziente. La motivazione di questo studio risiede nell'esigenza sempre più sentita da parte di tutto il mondo dentale di ottimizzare e modernizzare i flussi di lavoro che sono ancora essenzialmente artigianali. Sfruttando le moderne tecnologie digitali, che si stanno rapidamente diffondendo in campo dentale, è possibile ottenere prodotti finiti di più alto standard qualitativo a fronte di costi di realizzazione più contenuti a condizione di diffondere ai clinici ed agli odontotecnici le conoscenze e le competenze necessarie all'utilizzo ottimale.

In particolare sono stati presi in considerazione i seguenti temi di particolare rilevanza clinica:

- la tecnologia di scansione ottica intraorale: sono state indagate le specificità operative e le prestazioni tecniche in particolare riferimento all'impiego per edentulie totali riabilite mediante impianti,
- i materiali ceramici innovativi, lavorabili mediante tecnologia Cad-Cam ed impiegati per realizzare protesi a ponte su denti naturali di tipo multilayer metalfree. E' stato inoltre indagato un innovativo materiale in resina composita, anch'esso utilizzabile con tecnologia Cad-Cam ed impiegato per la realizzazione di corone singole su impianti.

La revisione della letteratura tecnico scientifica, ha suggerito gli obiettivi e gli aspetti metrologici del programma di ricerca sperimentale da condurre.

Le indagini hanno riguardato aspetti di precisione ed accuratezza della lettura ottica della posizione degli impianti, di precisione geometrica di accoppiamento di protesi multilayer metal free, di resistenza meccanica di diverse tipologie di materiali e di adesione tra un recente composito a matrice resinosa, denominato *Resin Nano-Ceramic* (RNC) e zirconia; hanno previsto l'introduzione di strumenti e metodi consolidati in campo tecnico-scientifico, adatti a caratterizzare i processi di fabbricazione utilizzati, i materiali impiegati e i dispositivi realizzati.

Più in dettaglio, l'attività ha riguardato:

1. lo studio, in termini di prestazioni metrologiche, del processo di acquisizione effettuato mediante il sistema di scansione True Definition Scanner su un campione clinico riprodotto un'arcata completamente edentula riabilitata con 6 impianti;
2. la verifica della precisione geometrica di accoppiamento delle componenti, sotto e sovrastruttura, di protesi metalfree multilayer realizzate con materiali ceramici diversi (zirconia-disilicato di litio) prodotte mediante tecnologia Cad-Cam, e assemblate da due operatori diversi; l'assemblaggio/unione delle componenti, dei singoli ponti, viene invece realizzato manualmente dall'odontotecnico con tecnica totalmente artigianale;
3. l'analisi del comportamento meccanico, statico, delle protesi metalfree multilayer, citate al punto 2, confrontate con un altro tipo di protesi multilayer (provenienti dagli stessi progetti Cad) ma costituite da zirconia e ceramica feldspatica (RLT),
4. l'analisi mediante prova meccanica, statica e a fatica, della resistenza di un innovativo materiale in resina composita fornito in blocchetti per lavorazione Cad-Cam: Lava Ultimate. Questo nuovo materiale composito presenta, rispetto ad altri materiali estetici quanto a proprietà meccaniche dichiarate, (modulo di Young), un comportamento più simile al dente naturale. In quest'ottica, è stato utilizzato per realizzare corone singole su impianti, confrontando due modalità diverse di impiego: cementando una corona realizzata con questo composito e prodotta con tecnologia Cad-Cam direttamente su un pilastro standard in titanio fornito dall'industria, o realizzando con lavorazione Cad-Cam una sottostruttura in zirconia individualizzata e cementando su quest'ultima la corona in composito;
5. la verifica delle capacità adesive tra zirconia e Lava Ultimate, utilizzando due diversi cementi resinosi mediante test di taglio.

Sulla base dei risultati delle campagne sperimentali condotte in questo studio è possibile affermare che:

- 1 le tecnologie di impronta ottica digitale intraorale sono in grado di rispondere ai requisiti clinici di precisione anche nel caso di arcate complete riabilite su impianti,
2. le protesi multilayer metalfree, realizzate con tecnologia Cad-Cam secondo i requisiti di precisione propri dal workflow digitale, risentono dell'intervento di assemblaggio finale che esegue l'odontotecnico, con conseguente riduzione delle qualità di precisione stabilite in fase progettuale,
3. i ponti multilayer metalfreee presentano valori di resistenza alla frattura superiori o uguali ai valori minimi riportati dalla letteratura scientifica

4. le corone su impianti realizzate con l'innovativo materiale composito, sottoposto a prove di resistenza statica e a fatica, quando cementate su un moncone individualizzato in zirconia, hanno caratteristiche meccaniche superiori alla soluzione più economica, che prevede la cementazione della corona direttamente ad un pilastro standardizzato in titanio.
5. l'utilizzo di cementi adesivi per cementare Lava Ultimate su zirconia, ha permesso di evidenziare comportamenti opposti per quanto riguarda le forze di adesione misurate con il test di taglio.

Leggenda abbreviazioni

CAD	Computer Aided Design
CAM	Computed Aided Manufacturing
STL	Standard Triangulation Language
RP	Rapid Prototyping
AM	Additive Manufacturing
SLM	Selective Laser Melting
SLS	Selective Laser Sintering
RLT	Rapid Layer Technology
DLP	Digital Light Processing
FDM	Fused Deposition Modeling
CNC	Computer Numerical Control
CEREC	Chairside Economical Restoration of Esthetic
FDP	Fixed Dental Prosthesis
ISO	International Standardization for Organization
N	Newton
TDS	True Definition Scanner
OCT	Tomografia a Coerenza Ottica
HFUS	High Frequency Ultrasound
Y-TZP	Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystals
LS2	Disilicato di Litio
PEEK	Polietere Etere Ketone
Bis-GMA	Bisfenolo-A Glicidil-Metacrilato
TEGDMA	Trietile Glicole Di Metacrilato
UDMA	Uretano Di Metacrilato

CAPITOLO 1. Il settore dentale

1.1 Introduzione

In campo dentale, per decenni, i restauri completi di corona, sono stati usati per preservare la funzione e l'aspetto estetico dei denti naturali danneggiati. Corone in metallo-ceramica sono considerati come il gold standard per restauri anche estesi in protesi fissa¹ grazie alla loro elevata resistenza, precisione, integrità marginale e favorevole tasso di sopravvivenza a lungo termine^{1,2}. Tuttavia, le complicazioni biologiche come parodontite^{1,3}, distacchi di ceramica / delaminazione⁴, ma soprattutto la mancanza di aspetto naturale hanno spinto la ricerca, già da diversi anni, ad indagare soluzioni alternative^{5,6}. Progressivamente, l'interesse e la domanda di restauri più biocompatibili e metal-free, sia da parte dei medici che dei pazienti, ha incoraggiato i ricercatori verso materiali alternativi. Per soddisfare questa esigenza, sono stati sviluppati materiali ceramici con migliorate caratteristiche di biocompatibilità verso i tessuti molli⁷, una longeva stabilità del colore, una migliore resistenza all'usura, ed eccellenti proprietà di trasmissione della luce⁸. Nel 1965, McLean⁹ ha introdotto una ceramica feldspatica rinforzata con allumina, che è stata proposta per il restauro dei denti anteriori. Da allora, altri sistemi sono stati sviluppati e resi via via disponibili in commercio. Negli anni '80, le tecnologie di progettazione, computer aided design / produzione assistita dal calcolatore, computer aided manufacturing (Cad-Cam) sono state introdotte in odontoiatria. L'accesso a processi automatizzati e standardizzati di produzione, la qualità omogenea del materiale, la riproducibilità dei restauri, e la riduzione dei costi di produzione sono stati progressivamente raggiunti con lo sviluppo appunto della tecnologia Cad-Cam. L'introduzione di questa particolare tecnologia produttiva ha incentivato anche lo sviluppo di nuovi materiali sia di natura ceramica che resinosa (compositi) o ibrida (ceramico/resinosa) sia per applicazioni stratificate e multilayer che per soluzioni monolitiche. Il fenomeno di delaminazione/chipping dei restauri multilayer in ceramica e la frattura dei restauri monolitici in ceramica, tuttavia, rappresenta ancora la complicanza clinica più comunemente riportata in letteratura scientifica^{10,11,12}. Per i materiali monolitici ibridi e compositi a base di resina lavorati con tecnologia Cad-Cam, essendo i più recentemente comparsi in commercio, ci sono ancora informazioni molto limitate sulla durata a lungo termine nel cavo orale.^{13,14,15}

Il processo di trasferimento tecnologico che ha favorito l'introduzione delle tecnologie di lavorazione Cad-Cam in ambito dentale ha richiesto un adattamento della applicazione industriale su più fronti: strumenti di reverse engineering, progettazione assistita da calcolatore, produzione automatizzata, tecnologie di fabbricazione additiva, ecc.

Anche i termini utilizzati per nominare, descrivere, e classificare queste nuove tecnologie digitali, hanno richiesto per ogni operatore del settore dentale, l'introduzione di un nuovo vocabolario completamente nuovo e totalmente diverso da quello utilizzato tradizionalmente.

La tecnologia digitale sta avanzando velocemente nel settore dentale: i computer stanno facendo quello che in precedenza era la normale attività artigianale manuale dell'odontotecnico rendendo i processi di lavorazione più facili, più veloci, più economici e più prevedibili. La riduzione dei costi di produzione farà in modo che questi sviluppi continueranno ad interessare sempre più il panorama del settore dentale per i prossimi anni, come esemplificato dalla recente introduzione di una nuova gamma di strumenti digitali: gli scanner intraorali. In modo schematico lo sviluppo del Cad-Cam è basato su 3 elementi: (1) acquisizione dati, (2) l'elaborazione dei dati, e (3) fabbricazione del dispositivo una volta avvenuta l'elaborazione dei dati. Gli scanner intraorali, permettono di ottenere il modello 3D virtuale direttamente nella bocca del paziente; da questo punto di partenza si aprono notevoli possibilità, sia da un punto di vista diagnostico che di possibile realizzazione di riabilitazioni protesiche sfruttando completamente la nuova filiera digitale. Con tale tecnologie è infatti possibile realizzare non solo restauri singoli ma anche estese riabilitazioni sia su denti che su impianti, protesi parziali o totali rimovibili, bite e mascherine chirurgiche. L'acquisizione 3D dei tessuti del cavo orale e la successiva elaborazione dei dati, permette al clinico di fare diagnosi, pianificare interventi chirurgici implantari, pianificare e progettare piani di trattamento ortodontici; è inoltre possibile raccogliere dati di follow-up sia a fini diagnostici, sia della dentatura naturale e dei tessuti molli e duri ad essa associata, oppure, la scansione intraorale, può essere impiegata anche per valutare il comportamento in vivo di diversi materiali nel tempo sottoposti al banco di prova naturale rappresentato, appunto, dal cavo orale del paziente. Essendo l'impronta digitale, il primo step di una nuova filiera produttiva, dalla precisione di raccolta dei dati, dipende tutto il successivo flusso di lavoro, infatti, dipende dall'accuratezza di questo prima fase se sarà possibile avere o meno un prodotto finito altamente accurato e preciso.

Gli scanner intraorali sono attualmente considerati come i potenziali primi attori, per superare le numerose fonti di errore introdotte dalla rilevazione di un'impronta tradizionale con elastomero e la successiva colatura del modello in gesso. L'acquisizione intraorale potrebbe segnare l'inizio di un'era completamente nuova in odontoiatria. Tuttavia, vi è ancora insufficiente conoscenza circa il comportamento delle diverse tecnologie contenute in questi strumenti, l'accuratezza, e i fattori che possono condizionare i risultati di precisione e affidabilità di questi dispositivi per ogni scansione effettuata.

1.2 La filiera produttiva

La filiera produttiva del settore dentale comprende una moltitudine di fornitori di beni e di servizi che sono finalizzati alla salute orale dei cittadini. All'interno della filiera produttiva si possono identificare i seguenti soggetti imprenditoriali che ricoprono un ruolo determinante nello sviluppo del settore: ¹⁶

- Produttori di materiale dentale di consumo, sono imprese che producono e forniscono beni consumabili per l'odontotecnico e l'odontoiatra;
- Produttori di apparecchiature dentali, sono imprese che producono e forniscono attrezzature tradizionali (es. forni, saldatrici, sterilizzatrici, etc.) che consentono al laboratorio odontotecnico e allo studio odontoiatrico di fornire le prestazioni richieste;
- Produttori di arredo tecnico, (riuniti, mobili specifici) sono imprese che realizzano e forniscono arredamento funzionale agli operatori del settore;
- Produttori di apparecchiature dentali avanzate, sono imprese che producono strumenti avanzati (es. scanner laser 3D, macchine utensili, etc.) per la realizzazione di dispositivi dentali;
- Distributori, sono imprese che distribuiscono beni e servizi agli operatori;
- Laboratori odontotecnici, sono i produttori dei dispositivi medici;
- Studi odontoiatrici, rappresentano i medici professionisti del settore.

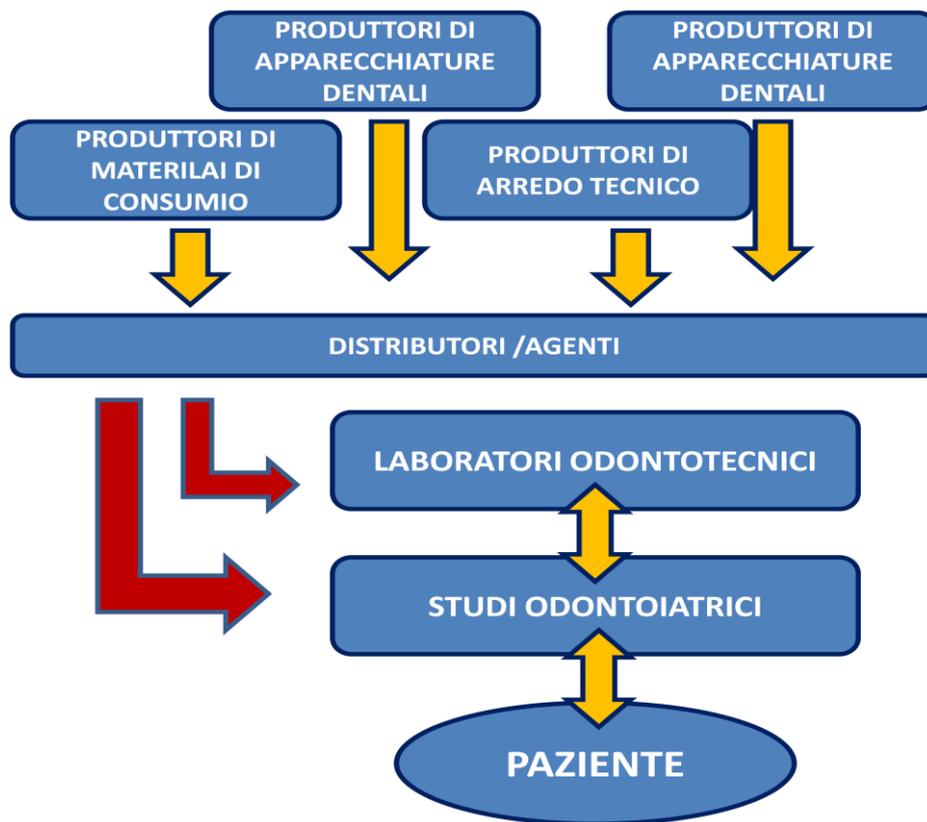


Fig. 1.1 principali attori della filiera produttiva del settore dentale.

1.3 Dispositivi dentali

La protesi dentaria è un dispositivo che sostituisce la dentatura originaria quando questa non è più in grado di soddisfare le esigenze funzionali ed estetiche. Ogni realizzazione è un componente meccanico molto complesso e deve soddisfare criteri di resistenza meccanica e di biocompatibilità, ma anche requisiti estetici e fonetici. La progettazione della protesi riveste quindi un ruolo fondamentale, e se non adeguatamente studiata, non sarebbe in grado di essere stabile, ritentiva e resistente di fronte degli elevati carichi masticatori e alle diverse sollecitazioni. L'entità e la direzione delle forze che si sviluppano dipendono da diversi fattori quali lo stato di salute del paziente, la morfologia dei denti, le caratteristiche della muscolatura gnatologica, la presenza o meno di protesi e il tipo delle stesse. Le forze misurate su denti naturali, possono variare notevolmente da un soggetto all'altro; in letteratura vengono riportati valori con un massimo a livello del primo molare, nell'intervallo da 216 N a 847 N.^{17,18} Questi valori cambiano sensibilmente in presenza di protesi; ad esempio in portatori di protesi totali vengono riportati valori di forze masticatorie di 60 N¹⁹ e 113 N 144 N²⁰ in protesi totali a supporto impiantare; mentre in protesi fisse a 3 elementi sempre a supporto impiantare vengono riportati valori medi di forze masticatorie pari a 220

N.²¹ Nel caratterizzare le caratteristiche qualitative di una protesi, non meno importanti risultano essere anche i requisiti estetici, ottenuti rendendo la protesi il più naturale possibile anche grazie all'impiego di materiali ceramici: la stratificazione della ceramica, la forma, il colore, e le caratteristiche di naturalezza che si riescono a riprodurre del dente, sono infatti alla base del successo estetico di ogni protesi realizzata dall'odontotecnico. Da un punto di vista progettuale anche la scelta del materiale utilizzabile è rilevante, poiché consente soluzioni protesiche differenti in funzione delle esigenze richieste dai singoli casi. Nonostante la complessità di un dispositivo dentale renda difficile fornire una classificazione delle soluzioni protesiche, si possono identificare principalmente tre categorie di dispositivi: (tabella 1.1)

- **Protesi fissa:** le protesi dentarie fisse sono ponti o corone che vengono cementati ai denti e non sono più rimovibili dal paziente senza subire alterazioni che ne compromettono la riutilizzabilità.
- **Protesi rimovibili:** la protesi dentaria rimovibile è quella che il paziente può rimuovere dalla bocca, consentendo l'osservazione di norme igieniche ed il controllo periodico dei tessuti osseo-mucosi
- **Protesi combinata:** la protesi dentaria combinata è quella composta in parte da protesi fissa e in parte da protesi rimovibile, strettamente collegate tra loro.
-

DISPOSITIVI	SUPPORTO	RIMOVIBILITÀ	DEFINIZIONE
Protesi fissa	Dentale e/o implantare	non rimovibile	- Protesi singolo dente - Protesi di più denti - Provvisoria
Protesi rimovibile	Mucoso e/o dentale	rimovibile	- Parziale - Totale - Provvisoria
Protesi combinata	Dentale e/o implantare Ad appoggio dentale e mucoso e/o Implantare e mucoso	in parte fissa ed in parte rimovibile	- Parziale - Overdenture - Provvisoria

Tabella 1.1 classificazione dei dispositivi dentali.

Nel seguito sono presentate le principali caratteristiche dei dispositivi sopra citati, ponendo particolare attenzione alle protesi fisse in metallo-ceramica e alle protesi totali mobili in resina che risultano essere tra i dispositivi dentali più largamente diffusi. Per tali realizzazioni dentarie sono descritte brevemente le principali fasi del processo produttivo, al fine di evidenziare le difficoltà, le problematiche e le criticità che si riscontrano nella progettazione e nella produzione dei dispositivi.

1.3.1 Protesi dentarie fisse

Le corone sono protesi fisse per denti singoli dei quali almeno la radice è conservata. Esse si ancorano al dente opportunamente preparato (moncone) o, tramite perni endocanalari, alla radice. Nei ponti l'elemento dentario estratto viene sostituito da una protesi che comprende anche gli elementi dentali adiacenti che vengono per questo ridotti a monconi o protesizzati anch'essi. Se l'elemento mancante viene sostituito con un impianto in metallo biocompatibile (es. titanio) allora si parla di protesi su impianti. L'elemento mancante assieme agli elementi pilastro (i monconi sui quali si appoggia) forma il ponte. Le protesi dentarie fisse si suddividono in:

- **Protesi fissa in metallo-ceramica:** si tratta di ponti o corone costituiti da una sottostruttura in materiale metallico, rivestita in materiale ceramico. Uno degli svantaggi della ceramica tradizionale è legato alle scarse proprietà meccaniche se caricata a trazione o a taglio. Un metodo per minimizzare tali limiti è quello di "legare" la ceramica a una sottostruttura metallica che copia la geometria delle preparazioni dentarie. Queste protesi sono in grado di fornire, se correttamente realizzate, un lungo periodo di servizio e soddisfacenti prestazioni sia sul piano funzionale che su quello estetico. Le protesi fisse in metallo-ceramica rispetto alle altre classi di protesi fisse sono più versatili, durature e, in genere, presentano una maggior precisione. Poiché per la realizzazione di queste protesi sono richieste numerose fasi, delicate ed impegnative, esse si collocano in genere nelle fasce più costose delle protesi dentarie.
- **Protesi fissa in ceramica metal-free (totalmente in ceramica):** si tratta di corone o ponti costruiti in ceramica integrale, senza parti metalliche. Rispetto alle protesi in metallo ceramica sono in grado di fornire risultati estetici più soddisfacenti e non sono causa di allergie nel paziente; il principale svantaggio è legato alle caratteristiche

meccaniche e strutturali delle ceramiche impiegate per la realizzazione delle protesi. L'impiego di materiali ceramici ad alta resistenza quali la zirconia o il disilicato di litio, lo sviluppo di materiali resinosi compositi prodotti a livello industriale in blocchetti fresabili e lo sviluppo delle tecnologie Cad-Cam stanno cambiando in modo radicale la richiesta di realizzazione di protesi "metal free" sia su denti naturali che su impianti.

Quando per la realizzazione di una protesi fissa (ponte o corona) vengono impiegati due materiali diversi utilizzeremo il termine di *protesi multilayer* indipendentemente dalla natura chimica del materiale e dalla tecnica di connessione/unione delle due componenti. Mentre con il termine *protesi fisse metal-free multilayer* si intendono quelle protesi in materiale estetico privo di metallo come zirconia-ceramica prodotte con tecniche miste Cad-Cam/tradizionali (framework in zirconia rivestiti di ceramica sinterizzata stratificata dall'odontotecnico), sia protesi le cui componenti sono completamente realizzate con tecnica Cad-Cam e poi unite/cementate in una successiva fase (es. framework in zirconia+ sovrastruttura in disilicato di litio o ceramica feldspatica o in resina composita, tutti materiali forniti in blocchetti fresabili).

1.3.2 Protesi dentarie mobili

Le protesi mobili si rendono necessarie in presenza di edentulismi parziali o totali, in cui sia impossibile progettare ed applicare una protesi fissa tradizionale o appoggiata a strutture di supporto artificiali inserite nell'osso: gli impianti.

Le protesi dentarie mobili si possono classificare in:

- **Protesi totale:** sono protesi che si rendono necessarie quando tutti i denti sono perduti; è quindi una protesi dentaria sostitutiva di tutti gli elementi dentali di un'arcata, solitamente posizionati su basi in resina acrilica ad appoggio mucoso. I denti artificiali utilizzati in tali dispositivi possono essere realizzati in resina o in ceramica.
- **Protesi parziale:** sono protesi dentali necessarie quando sono ancora presenti denti naturali, ma questi non sono in numero sufficiente per la costruzione di una protesi dentale fissa ancorata solamente ai denti residui. Oltre alla ricostruzione degli spazi edentuli, ha come scopo la conservazione delle strutture orali rimaste. Può essere composta da varie porzioni ed è fissata tramite ganci applicati ai denti residui. La

struttura di sostegno metallica viene definita protesi scheletrica o scheletrato. L'impiego di resine acriliche e resine composite per realizzare le basi di supporto ad appoggio gengivale ed i denti artificiali, permettono alla fine, di ottenere dispositivi protesici funzionalmente efficaci e con una buona resa estetica.

1.3.3 Protesi combinate

La protesi combinata è composta da una parte fissa, non rimovibile dal paziente, e da una parte mobile (estraibile dal paziente) che può risultare o meno dotata di una lieve mobilità (ammortizzazione), così da assorbire gradualmente i carichi masticatori che vengono diretti sui denti pilastro lungo l'asse longitudinale del dente. Il collegamento tra le due parti non avverrà con ganci, bensì con attacchi di precisione o dispositivi analoghi, con grande vantaggio sul piano estetico, funzionale e della stabilità. Questo tipo di protesi è indicata nella grande maggioranza dei casi che necessitano di protesi parziali, nella sostituzione di estese aree edentule, nei casi di complicazioni parodontali che abbiano controindicato l'uso di protesi parziali fisse.

1.3 Processi produttivi di protesi in metallo-ceramica e metalfree

La protesi fissa in metallo-ceramica o zirconia-ceramica, rappresenta una soluzione di restaurazione dentale, costituita da una sottostruttura portante in materiale metallico, o zirconia, rivestita per fine estetico, da uno strato di vetroceramica. Nella realizzazione di protesi in metallo-ceramica, la produzione di serie, ha faticato finora a diffondersi a causa dell'unicità delle problematiche legate ai singoli pazienti e all'elevatissima qualità necessaria in questo campo per la realizzazione di prodotti soddisfacenti e per la manutenzione degli stessi. Per tale ragione la produzione è stata, ed in gran parte è ancora, spiccatamente artigianale e richiede conoscenze fondate ed elevata abilità affinché il restauro sia preciso, funzionale e duraturo. Se da un lato una produzione di questo tipo permette di realizzare oggetti assolutamente personalizzati sul paziente, dall'altro non garantisce un'uniformità dei risultati. Il metodo tradizionale, e tutt'ora più diffuso, per produrre una protesi in metallo-ceramica utilizza il processo di fusione a cera persa. Negli ultimi anni si stanno sviluppando modalità di progettazione computer-aided, che utilizzano la tecnologia Cad-Cam per uso odontotecnico e consentono di produrre i dispositivi mediante frese CNC a 3-5 assi o tecniche di fabbricazione additiva (Additive Manufacturing - AD). Un ulteriore sviluppo del processo produttivo può essere dettato dall'introduzione dello scanner intraorale, che permette di by-passare la fase di riproduzione del modello fisico delle arcate

dentali, tradizionalmente ottenuto mediante la tecnica dell'impronta. Il grafico di Figura 1.2 confronta i processi produttivi citati, riportando sinteticamente le fasi di lavorazione per la realizzazione di una protesi in metallo-ceramica con una procedura tradizionale o digitale. Nel caso di una protesi fissa in zirconia ceramica, questa può essere realizzata secondo la unica e sola modalità produttiva che è quella appunto Cad-Cam.

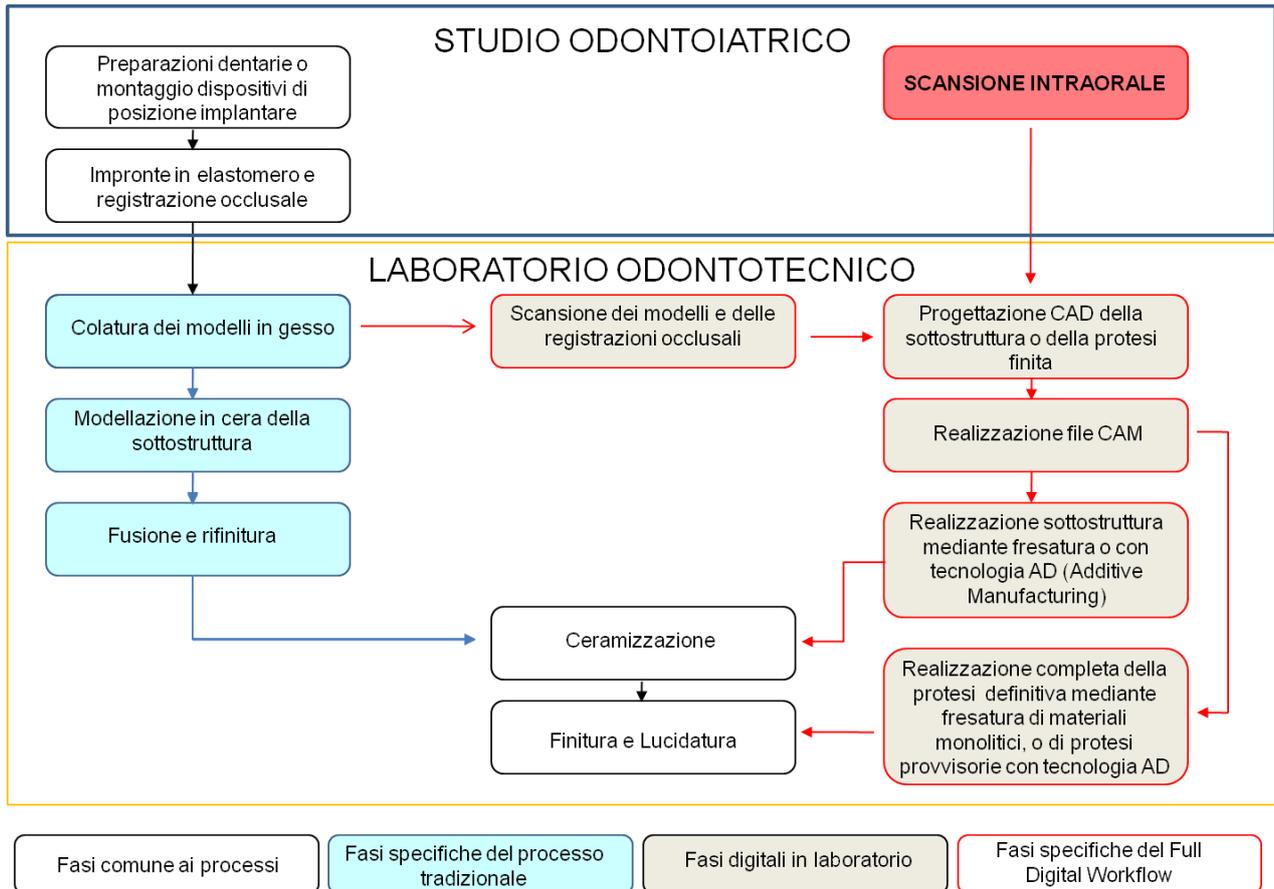


Fig 1.2 principali processi produttivi per la realizzazione di protesi in metallo-ceramica o metal free.

BIBLIOGRAFIA

1. Pjetursson B.E., Sailer I., Zwahlen M., Hammerle C.H. "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 I: Single crowns." *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl 3: 73-85.
2. Reitemeier B., Hansel K., Kastner C., Weber A., Walter M.H.. "A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings." *J Prosthet Dent* 2013;109(3): 149-155.
3. Lucas L.C., Lemons J.E. "Biodegradation of restorative metallic systems." *Adv Dent Res* 1992; 6: 32-37.
4. Marklund S., Bergman B., Hedlund S.O., Nilson H "An intraindividual clinical comparison of two metal-ceramic systems: a 5-year prospective study." *Int J Prosthodont* 2003;16(1): 70-73.
5. Anusavice K.J. Recent developments in restorative dental ceramics." *J Am Dent Assoc* 1993 124(2): 72-80.
6. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014 Oct; 58(4):208-16.
7. Sjogren G., Sletten G., Dahl J.E. "Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests." *J Prosthet Dent* 2000 84(2): 229-236.
8. Gallucci G.O., Guex P., Vinci D., Belser U.C.. "Achieving natural-looking morphology and surface textures in anterior ceramic fixed rehabilitations." *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007 27(2): 117-125.
9. McLean J.W., Hughes T.H. "The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides." *Br Dent J* 1965; 119(6): 251-267.
10. Bindl A., Richter B., Mormann W.H. "Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry." *Int J Prosthodont* 2005;18(3): 219-224.
11. Coelho P.G., Silva N.R., Bonfante E.A., Guess P.C., Rekow E.D., Thompson V.P. "Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems." *Dent Mater* 2009; 25(9): 1122-1127.
12. Al-Amleh B., Lyons K., Swain M. "Clinical trials in zirconia: a systematic review." *J Oral Rehabil* 2010; 37(8): 641-652.

13. Fasbinder D.J., Dennison J.B., Heys D.R., Lampe K. "The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays." *J Am Dent Assoc* 2005; 136(12): 1714-1723.
14. Vanoorbeek S., Vandamme K., Lijnen I., Naert I. "Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study." *Int J Prosthodont* 2010; 23(3): 223-230.
15. Coldea A., Swain M.V., Thiel N.). "Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials." *Dent Mater* 2013 29(4): 419-426.
16. Cerardi A. Caratterizzazione meccanica, geometrica e funzionale di dispositivi biomedicali. 2009 Tesi di dottorato in ingegneria industriale
17. Waltimo A, Könönen M A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res*.1993 Jun;101(3):171-175.
18. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK Limits of human bite strength *J Prosthet Dent*. 1986;56, 226–229.
19. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987 Spring;2(2):101-108.
20. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants *Clin Oral Implants Res*. 1996; Jun;7(2):153-61.
21. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*. 2002;Jan-Feb;15(1):20-27.

CAPITOLO 2. Il settore dentale digitale

La estensiva diffusione di tecnologie e materiali innovativi per la realizzazione di protesi dentali “su misura” sono una realtà sempre più presente e sentita dall'intero comparto del dentale. Relativamente alle tecnologie, si osserva una forte connotazione in senso informatico, ed esse risultano quindi positivamente collocate in processi produttivi *computer-based*, con indubbi vantaggi nella qualità del prodotto finito, mentre per quanto concerne i materiali, si assiste sempre con maggior frequenza, all'introduzione di nuove sistematiche integrate processo/materiale che si propongono di eliminare parzialmente o totalmente la componente artigianale nel processo di fabbricazione.

2.1 Percorso tradizionale

Il percorso tradizionale per la realizzazione di una protesi fissa in metallo ceramica è essenzialmente artigianale, ed è caratterizzato in modo schematico dalle seguenti fasi¹:
(Fig 2.9)

1. Impronta
2. Modello in gesso
3. Modellazione sottostruttura in cera
4. Fusione
5. Ceramizzazione

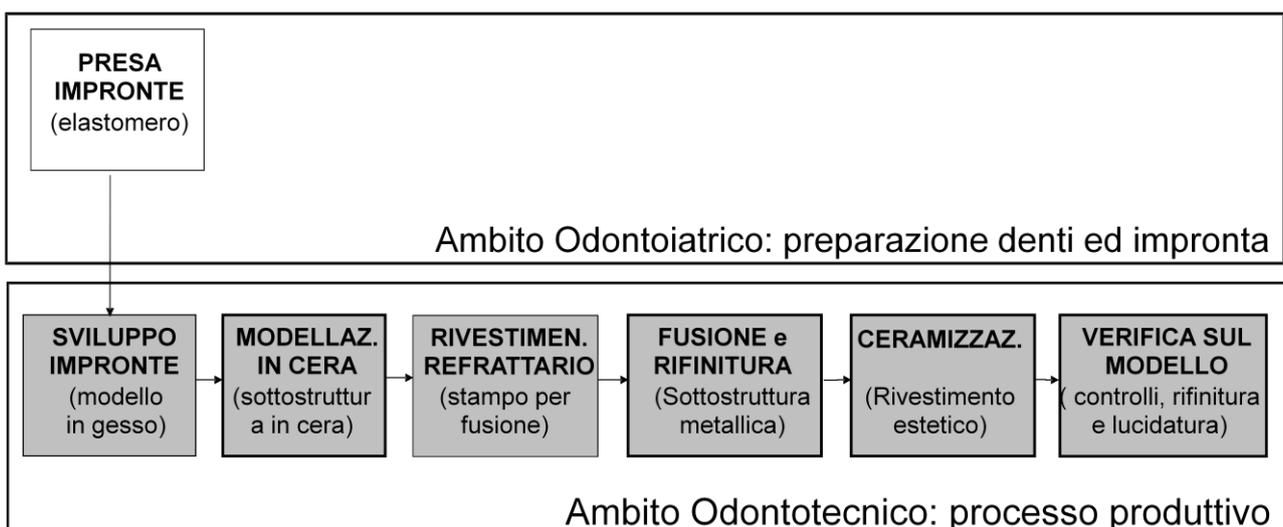


Fig. 2.9 Schema del processo produttivo tradizionale.

2.1.1 Il primo step: l'impronta

Il primo step nella fabbricazione di una protesi è l'impronta delle arcate dentali del paziente qualsiasi sia la metodica impiegata, (tradizionale o digitale).

Nella metodica tradizionale, tale fase viene realizzata impiegando un elastomero (silicone o polietere) posizionato in un opportuno supporto (cucchiaio da impronta).

Dopo un tempo di attesa variabile tra i 2 ed i 6 minuti, l'elastomero acquisisce stabilità dimensionale potendo rimuovere l'impronta ottenuta dalla bocca del paziente. A questo punto l'impronta viene spedita al laboratorio odontotecnico perche possa essere colato il modello di lavoro in gesso.

2.1.2 Il modello in gesso

Il modello in gesso, costituisce la base per il laboratorio odontotecnico per fabbricare qualsiasi dispositivo sia fisso che mobile, sia su denti naturali che su impianti.

Questo flusso di lavoro definito tradizionale, viene impiegato nella maggior parte dei casi in tutto il mondo nella pratica clinica quotidiana.

Tale metodica utilizzata da circa 100 anni, nonostante continue migliorie apportate nei materiali e nelle tecniche nel corso dei decenni, presenta numerosi fasi in cui possono essere introdotti degli errori traducibili poi in imperfezioni nella realizzazione della protesi finale: ad esempio i materiali da impronta sono soggetti a variazioni dimensionali a causa di reazioni chimiche durante la fase di indurimento o in seguito a ritardi della fase di colatura del modello con conseguenti avvenute distorsioni del impronta; il gesso, mostra un'espansione a causa di reazioni secondarie durante la presa. Tali eventi se non opportunamente controllati e guidati, possono essere una delle prime cause di eventuali errori ed imprecisioni nella fabbricazione delle protesi.

2.1.3 La modellazione in cera

A partire dalle impronte, vengono costruiti in gesso i modelli fisici delle arcate che ne riproducono fedelmente i dettagli, impiegando materiali e procedimenti compatibili con i tipi di impronte fornite dall'odontoiatra. I modelli usati per la costruzione dei dispositivi dentali sono preparati con i cosiddetti "monconi sfilabili", in modo che il tecnico possa lavorare su ogni singola corona controllandone con precisione il margine di chiusura a 360 gradi. I monconi vengono preparati indurendo i margini mediante un apposito "induritore" e utilizzando una lacca spaziatrice per creare uno spazio necessario per la fase finale di

cementazione della protesi. I modelli in gesso sono fissati, utilizzando le registrazioni fornite dall'odontoiatra a particolari dispositivi detti articolatori, che consentono di montare i modelli simulando la posizione reale che le arcate hanno nella bocca del paziente: si tratta di dispositivi che sono deputati a riprodurre quanto più fedelmente possibile le posizioni spaziali ed i movimenti reciproci delle arcate dentarie mascellare e mandibolare, mimando il più fedelmente possibile l'occlusione del paziente. A questo punto, l'odontotecnico, modella in cera la sottostruttura della protesi da realizzare, ricostruendo la forma anatomica finale dei denti in oggetto e asportando uno spessore relativamente uniforme di cera dalle superfici che dovranno essere ricoperte con la ceramica. In questa importante fase di progettazione oltre a rispettare l'anatomia e gli spessori adeguati che dovranno avere le varie componenti della protesi, verrà data particolare cura ed attenzione alla chiusura dei bordi, che deve essere la più precisa possibile. Infine le corone di cera modellate, vengono preparate con l'aggiunta dei perni di colata pronte per la fase successiva.

2.1.4 La fusione

Il modellato in cera così formato viene immerso in materiale refrattario (messa in rivestimento), che una volta solidificato sarà riscaldato in forno ad una temperatura tale da eliminare la cera ottenendo lo stampo per la fusione e per permettere l'espansione del rivestimento, che dovrà compensare le contrazioni volumetriche che avvengono durante la solidificazione della lega metallica. Il metallo selezionato per la realizzazione della sottostruttura viene fuso e colato all'interno dello stampo in materiale refrattario, (cilindro di colata) fino al completo riempimento. Una volta che il metallo si è solidificato, lo stampo viene frantumato liberando la fusione che deve essere priva di difetti interni e superficiali che possono comprometterne la funzionalità. La sottostruttura è pronta per essere rifinita, eliminando i perni di colata e ritoccando i margini di chiusura, migliorandone la precisione. Nel caso in cui si realizzino dispositivi di più elementi, l'aumentare della lunghezza della protesi può diminuire la precisione di combaciamento della stessa con i monconi dentali.¹ Pertanto se necessario, le sottostrutture possono essere tagliate e riposizionate per l'esecuzione di una saldobrasatura o di una saldatura laser. Dopo l'esecuzione delle saldature, è necessario verificare che i giunti saldati siano esenti da difetti che ne possano compromettere l'accettabilità e la durata. Inoltre le operazioni di saldatura non devono

generare alterazioni dimensionali delle protesi di entità tali da comprometterne la precisione e l'affidabilità.

2.1.5 La ceramizzazione

Quando la prova della struttura metallica ha confermato il grado di precisione richiesto, si procede alle fasi di stratificazione della ceramica per riprodurre accuratamente la forma anatomica, morfologica e di colorazione finale dei denti da realizzare. L'applicazione della ceramica sulle sottostrutture metalliche è eseguita con metodi appropriati e affidabili ed in ogni caso ben conosciuti dagli operatori che li utilizzano. La ceramica impiegata per la realizzazione delle protesi deve essere compatibile con il materiale metallico delle sottostrutture sia per quanto riguarda l'adesione tra i due materiali, sia per quanto riguarda le dilatazioni e le contrazioni che essi subiscono durante i cicli termici richiesti per l'applicazione della ceramica. Al termine del lavoro la protesi viene sottoposta ad un accurato controllo finale, dovendo presentare delle superfici assiali (vestibolari, linguali, mesiali e distali) in armonia con i tessuti molli e con i denti adiacenti, ed in particolare presentare dei profili di emergenza in armonia con il parodonto marginale, presentare delle superfici occlusali in armonia con i denti antagonisti e tali da soddisfare lo schema occlusale previsto sia nelle relazioni statiche che in quelle dinamiche, presentare un aspetto estetico soddisfacente per quanto riguarda la forma e le sfumature di colore.

2.1.6 Criticità del percorso tradizionale

Durante tutte queste fasi di lavoro artigianali, necessari alla realizzazione di una protesi, possono essere introdotti degli errori che alla fine si traducono in imprecisioni che portano ad un non perfetto fitting tra la protesi e le strutture dentali. Tale condizione può aumentare il conseguente rischio di vari problemi come: l'infiltrazione marginale da parte dei batteri e fluidi orali con il rischio di formazione di processi cariosi al di sotto delle corone, accumulo di placca con infiammazioni gengivali e possibile coinvolgimento dell'attacco parodontale e dell'osso alveolare, ecc; tutto ciò porta ad una conseguente riduzione della durata della protesi nel tempo². Il non perfetto alloggiamento passivo tra protesi e tessuti dentari determina inoltre, la concentrazione di forze sbilanciate sui denti sottostanti, che a loro volta scaricano tali forze sui tessuti circostanti. I denti naturali comunque entro certi limiti, possono parzialmente compensare piccole discrepanze di

fitting, infatti possono muoversi di 25-100 μm in direzione assiale e 56-108 μm in direzione laterale^{3,4}. Le protesi su impianti invece mostrano solo un intervallo di movimento di 3-5 μm in direzione assiale e 10-50 μm in direzione laterale dopo l'osteointegrazione a causa della rigidità dell'osso, e dell'assenza del legamento parodontale⁴. Per tale motivo gli errori, anche se minimi, accumulati durante le fasi di realizzazione di protesi su impianti, generano, a causa di uno scorretto fitting, sollecitazioni che possono avere un effetto biologico negativo sull'interfaccia osso-impianto, ed essere il primo step che può portare al fallimento implantare^{5,6}. Non solo, anche le complicanze della protesi come l'allentamento della vite o la frattura possono essere correlati ad un montaggio forzato, non passivo⁷.

Un'analisi ad elementi finiti (FEA) ha dimostrato che un adattamento passivo nel accoppiamento protesi-impianto, distribuisce le forze masticatorie più equamente favorendo una prognosi clinica migliore⁸. L'adattamento passivo dell'impianto è uno dei fattori chiave per il successo a lungo termine in implantologia⁹⁻¹¹.

Tale richiesta di precisione è fortemente legata ad una attenta ed accurata sequenza delle fasi produttive che, nel caso di una filiera artigianale, sono strettamente legate alle conoscenze tecniche e all'abilità manuale dell'odontotecnico.

L'ottenimento di una protesi realizzata in modo accurato e preciso, parte ovviamente dall'esecuzione corretta e precisa del primo step della filiera produttiva: la presa dell'impronta.

Poiché la procedura di rilevamento dell'impronta è all'origine del flusso di lavoro, i dati raccolti durante questa fase sono particolarmente importanti, in quanto errori introdotti in questa fase si ripercuotono nel resto del workflow¹². L'introduzione della filiera digitale anche nella fase di rilevamento dell'impronta mediante la lettura ottica dei denti preparati o della posizione implantare direttamente in bocca al paziente, permetterebbe di eliminare tutti i possibili errori sopra menzionati¹³⁻¹⁴.

2.2 Il processo produttivo computerizzato

Il termine Cad-Cam identifica un insieme di metodi e strumenti dedicati, dell'ingegneria industriale, per la progettazione e fabbricazione del prodotto, attività che si basano sull'utilizzo estensivo ed integrato del calcolatore (o *computer*). Il prefisso CA (i.e. *computer-aided*) dell'acronimo Cad-Cam e di altri che trovano ampio utilizzo nel campo dell'ingegneria industriale, sottolinea che, l'attività è realizzata mediante applicativi

software e tecnologia hardware specificamente sviluppati per supportare il personale tecnico nelle diverse fasi che si succedono durante la fabbricazione del prodotto.

In estrema sintesi un sistema tecnologico Cad-Cam risulta costituito al minimo da un computer, equipaggiato con un applicativo software CAD ed un applicativo software CAM, distinti o integrati, e da una macchina operatrice a controllo numerico computerizzato (CNC), quale a titolo di esempio, una fresatrice, un sinterizzatore laser selettivo o una stampante 3D (Fig 2.1)

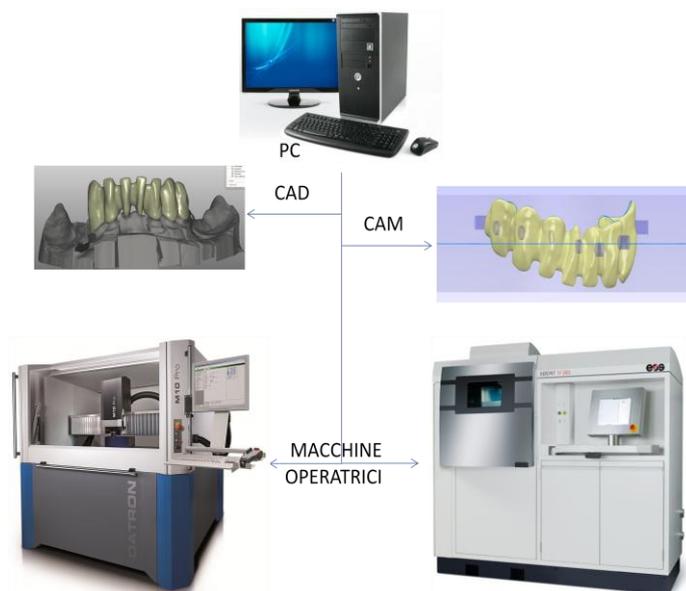


Fig. 2.1 Schema concettuale di un sistema tecnologico Cad-Cam con sistema di fresatura (dx) e sinterizzatore laser selettivo (sx) per applicazioni in ambito dentale.

2.2.1 Storia

L'acronimo Cad-Cam significa rispettivamente, Computer Aided Design e Computer Aided Manufacturing, ovvero disegno assistito dal computer e produzione assistita dal computer. La tecnologia di Computer Aided Design (CAD) si applica all'uso di sistemi informatici per facilitare la creazione, la modifica, l'analisi, o l'ottimizzazione di un disegno. La produzione assistita da computer (CAM), si applica all'uso di sistemi informatici che organizzano, gestiscono e controllano le operazioni di produzione ¹⁵. Questa tecnologia è stata sviluppata nel 1960 e utilizzata in industrie aeronautiche. La storia del Cad-Cam si può far iniziare quasi 50 anni fa. Nel 1957 Patrick J. Hanratty sviluppò un software per la programmazione delle macchine utensili a controllo numerico (i cosiddetti CN) chiamate PRONTO e, all' inizio degli anni '60, Ivan Sutherland, come parte della sua tesi al MIT

(Massachusetts Institute of Technology) presentò "Sketchpad", un sistema di disegno con l'ausilio del computer innovativo perché basato sull'interazione tra il tecnico ed il programma mediante l'uso di una "penna grafica" per individuare punti e direzioni sul monitor del computer. Hanratty e Sutherland possono quindi a ragione essere considerati i padri del Cad-Cam.¹⁶

2.2.2 La modellazione CAD

In modo specifico, CAD (*computer aided design*) individua i sistemi software ed hardware che supportano la fase di progettazione del prodotto, nella quale viene definita in dettaglio la sua geometria e stabilite le dimensioni di ciascun suo particolare. In passato, il computer ed il software CAD costituivano un "ambiente grafico" che si sostituiva a tecnigrafo, matita e gomma, e che consentiva la realizzazione di un disegno tecnico bidimensionale. Successivamente, con lo sviluppo dei sistemi CAD ed il miglioramento delle loro prestazioni l'ambiente grafico si è caratterizzato in una componente hardware denominata *workstation grafica* (un personal computer professionale ad elevate prestazioni) ed in un applicativo software denominato *modellatore geometrico*: il risultato concreto derivante dall'utilizzo di tali sistemi CAD avanzati si è quindi trasformato in un *oggetto virtuale*, meglio noto come *modello digitale* del prodotto, rappresentato nel calcolatore in modo tridimensionale ed archiviato come file CAD.

Il modello digitale tridimensionale, denominato anche *modello CAD*, ad evidenziarne il rapporto padre-figlio con il sistema CAD, costituisce l'elemento di partenza per il passaggio dalla progettazione della geometria del prodotto alle successive fasi di progettazione avanzata (i.e. analisi ingegneristiche e simulazioni) e/o di fabbricazione ¹⁵

Fig.2.2.

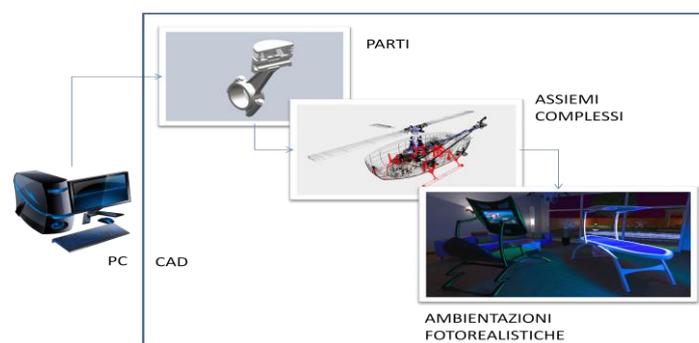


Fig. 2.2 Alcune tipiche applicazioni di un sistema CAD in ambito progettuale.

2.2.3 Reverse Engineering

Con il termine reverse engineering si individuano le tecniche e le tecnologie che a partire da un oggetto reale permettono di ottenere un oggetto virtuale. Le tecniche di Reverse Engineering (RE) abbracciano i metodi e i sistemi, sia software che hardware, utilizzati con la finalità di ricostruire il modello virtuale, o modello CAD, di un oggetto esistente.¹⁷ Quindi in ambito dentale, sono le tecniche idonee da applicare per “trasferire” l’anatomia del paziente all’interno del calcolatore. Le tecnologie che supportano il RE, sono costituite dai sistemi di digitalizzazione (es. scanner) e dagli applicativi software di elaborazione di superfici poliedriche (es file STL) e di modellazione Cad.

Questi modellatori sono facili da utilizzare, con una curva di apprendimento molto rapida, e possono essere comodamente impiegati anche per realizzare disegni e grafica bidimensionali. Adatti alla realizzazione di modelli con un grado di dettaglio medio-elevato, permettono un rapido sviluppo di progetti in svariati campi di applicazione. Il grado di precisione estremamente elevato di questi software, permette l'impiego dei modelli 3D anche per l'ingegnerizzazione finale del progetto, e la realizzazione di accurati prototipi, stampi, parti meccaniche. Tra le principali caratteristiche di questi modellatori spicca tra tutte la flessibilità di impiego, e la possibilità di modellare senza particolari vincoli praticamente qualsiasi soggetto. Ideali per il concept design, automotive, oggetti high tech, gioielleria, accessori moda, possono anche essere convenientemente impiegati in applicazioni medicali e dentali. Fig.2.3

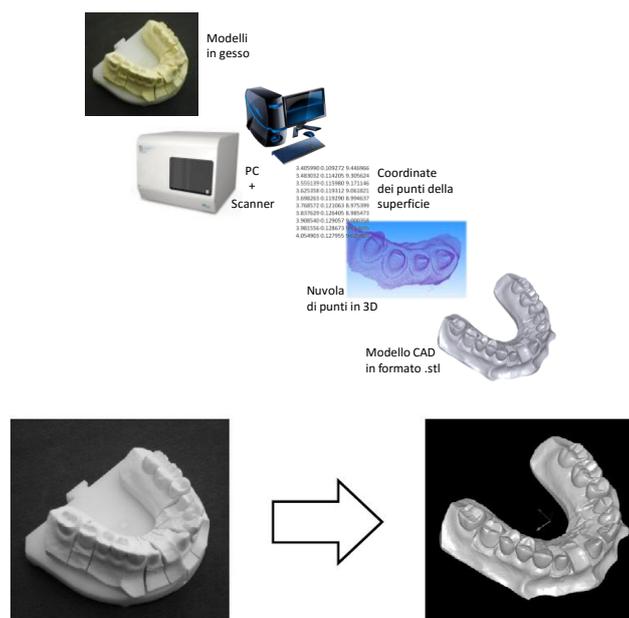


Fig. 2.3 Schema operativo del Reverse Engineering applicato all'ambito dentale.

2.2.4 CAM

Nella maggior parte dei casi il passaggio interessa immediatamente la fabbricazione del prodotto per mezzo di lavorazioni meccaniche alle macchine utensili Fig. 2.4 (tornitura, fresatura, rettifica, lucidatura, ecc.): in tali casi il file del modello CAD del prodotto viene trasferito in un secondo ambiente grafico, cioè un secondo applicativo software, che viene identificato con l'acronimo CAM (Computer Aided Manufacturing): fabbricazione assistita dal calcolatore. I sistemi software CAM consentono la programmazione dei movimenti di lavorazione a partire dalle informazioni geometriche disponibili nel modello CAD del pezzo da lavorare, tenendo conto delle caratteristiche del volume grezzo di partenza, degli utensili disponibili e della struttura cinematica della macchina utensile e, in definitiva, conducono alla creazione di un documento di testo che contiene riga per riga le istruzioni da impartire alla macchina utensile a controllo numerico. Il file, in formato testo, viene trasferito alla macchina utensile che lo esegue passo dopo passo.

Per comprendere le finalità e le funzionalità operative di un sistema CAM è necessario precisare alcune caratteristiche delle macchine utensili moderne: macchine a *Controllo Numerico Computerizzato (CNC)* ¹⁸.

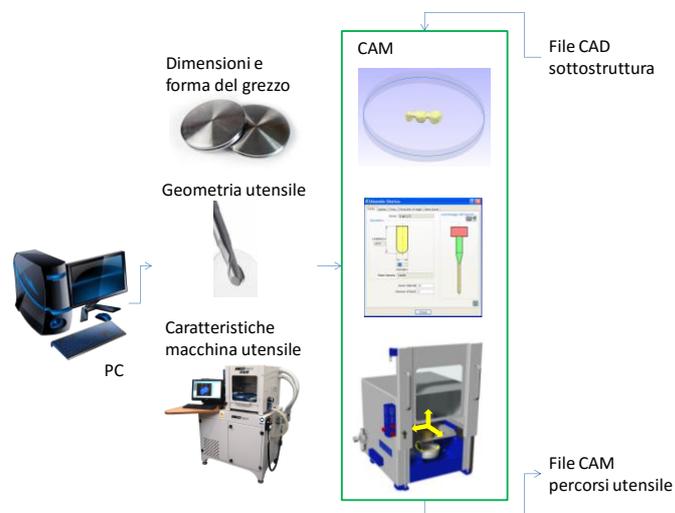


Fig. 2.4 Informazioni in input e risultati in output del software CAM.

2.2.5 Le macchine CNC

Tali macchine consentono l'esecuzione di lavorazioni meccaniche per prodotti, anche aventi geometria complessa, (Fig. 2.5) senza l'intervento diretto di un operatore, con grande precisione. I movimenti relativi del pezzo e dell'utensile sono infatti eseguiti sulla base di comandi trasmessi da un computer (Fig.2.6) alla componente elettronica della macchina utensile (Fig.2.7): comandi che essenzialmente descrivono tali movimenti

attraverso le posizioni da raggiungere, le traiettorie da seguire ed i parametri cinematici caratteristici delle traiettorie (accelerazione e velocità).

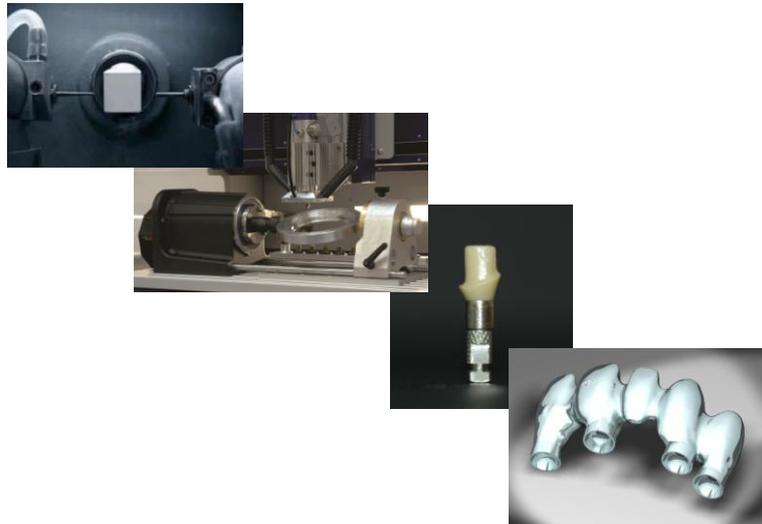


Fig. 2.5 Sistema multi-mandrino, sistema tradizionale con 4° e 5° assi per realizzare dispositivi protesici dentali personalizzati, ad alta complessità.

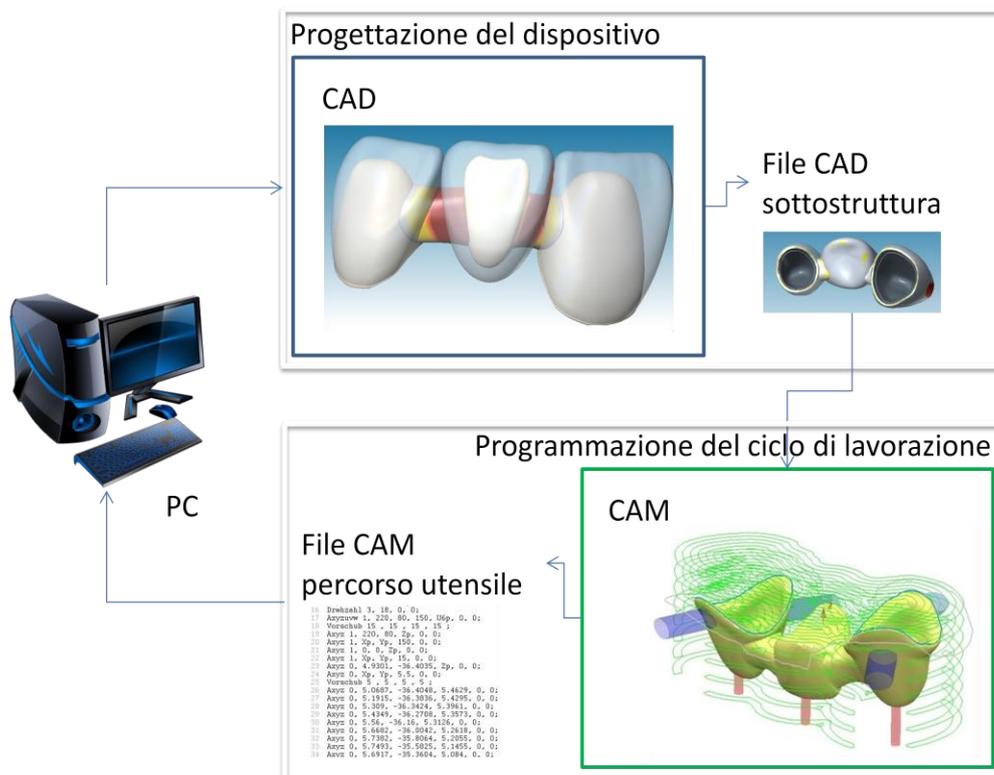


Fig 2.6 Ambienti e output di un sistema Cad-Cam.



Fig 2.7 Macchina utensile a controllo numerico: fresatrice CNC.

2.2.6 Tecnologie Additive (Additive Manufacturing)

Le Tecnologie Additive ¹⁸ sono una serie di sistemi che, prescindendo dalla complessità costruttiva dell'oggetto, lo realizzano, con tecniche additive, strato per strato, partendo da una sua definizione matematica specificata con un CAD tridimensionale ed utilizzando processi rapidi, flessibili e altamente automatizzati: la sinterizzazione-fusione laser selettiva, la stereolitografia e la stampa 3D). Già da questa breve definizione sono chiari i punti di forza di queste tecniche: la possibilità di realizzare in tempi ridottissimi (da alcune ore a pochi giorni) un prototipo in un'ampia gamma di materiali, indipendentemente da forma e complicazione geometrica, senza nessun ausilio di attrezzature. Anche questa tecnologia, sta entrando sempre di più nei workflow del settore dentale (Fig. 2.8)

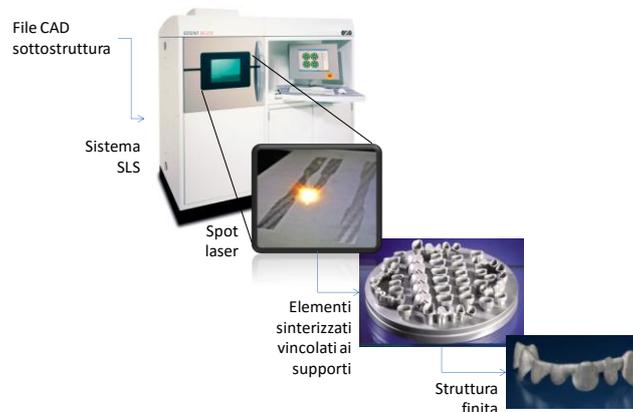


Fig. 2.8 Sistema di sinterizzazione laser selettiva. In evidenza: fascio laser in lavorazione, tavola di lavoro con elementi sinterizzati ancora vincolati e esempio di struttura finita.

Questo panorama tecnologico ha infatti stravolto anche i paradigmi della professione odontotecnica e predisposto la penetrazione e la diffusione di nuove sistematiche nella professione odontoiatrica. L'innovazione tecnologica delle attrezzature, dei processi produttivi, e l'introduzione di nuovi materiali, sta percorrendo nuovi e promettenti percorsi di indagine, consentendo di presagire un futuro di importanti mutamenti della scienza e tecnica odontotecnica-odontoiatrica.

Il processo produttivo tradizionale può quindi essere sostituito da processi produttivi alternativi (fig 2.9 B e C) quasi interamente supportati da tecnologie digitali, Cad-Cam, che richiedono una ridefinizione della struttura organizzativa e commerciale di tutto il mondo del dentale, ma che in cambio consentono grandi efficienze e produttività, con un sostanziale guadagno della qualità dei dispositivi e uno stimolo importante alla creazione di nuove professionalità.

2.3 La filiera digitale in campo dentale

Grazie alla continua evoluzione dei sistemi di lavorazione computerizzati Cad Cam in ogni settore, nell'ultimo decennio, in campo dentale, si è sentita l'esigenza di introdurre queste tecnologie per intervenire in più livelli della filiera produttiva di un protesi dentale: dall'impronta alla consegna del dispositivo su misura costruito per sostituire uno o più denti di un paziente.

L'odontotecnico, rispetto al clinico, conosce la filiera digitale già da più un decennio, spesso infatti, dopo avere ricevuto dal dentista l'impronta ottenuta con un elastomero, e colato il corrispettivo modello in gesso, procede alla sua acquisizione digitale con uno scanner ottico. A questo punto il workflow digitale continua come visto in Fig 2.9, fino alla realizzazione della protesi finita da cementare in bocca al paziente.

In ambito odontoiatrico invece, le conoscenze specifiche in questo campo così innovativo, legate a tutto il workflow, ma soprattutto all'impiego di scanner intraorali per completare il percorso di lavorazione digitale, sono ancora agli albori. I dispositivi di acquisizione ottica intraorali sono scarsamente diffusi negli studi odontoiatrici e comunque, sono una tecnologia in continua evoluzione. In questi ultimi 5 anni si è assistito ad uno notevole sforzo da parte più aziende in tutto il mondo per sviluppare scanner ottici in grado di essere utilizzati in campo dentale per rilevare impronte direttamente nella bocca del paziente e in tal modo completare la filiera produttiva di digitalizzazione che già avviene

nel laboratorio dove l'odontotecnico, da più di un decennio, come già accennato, ha visto rivoluzionare in modo radicale le modalità produttive del suo lavoro.

L'introduzione poi di materiali particolarmente performanti come le ceramiche ad alta resistenza, quali ad esempio la zirconia, ha facilitato il trasferimento dei sistemi integrati Cad-Cam, molto diffusi a livello industriale, in ambito dentale per la realizzazione di protesi estetiche ^{19,20}. Tali sistemi sono generalmente impiegati non solo per la realizzazione delle sottostrutture di protesi fisse in metallo o in zirconia ma anche per la completa realizzazione di corone e ponti in materiali monolitici come il di silicato di litio e la zirconia traslucida di ultima generazione. Il risultato finale di tali tecnologie digitali è di consentire la riduzione dei tempi di realizzazione di una protesi, limitando l'influenza dell'operatore e quindi di possibili errori umani sul prodotto finito.

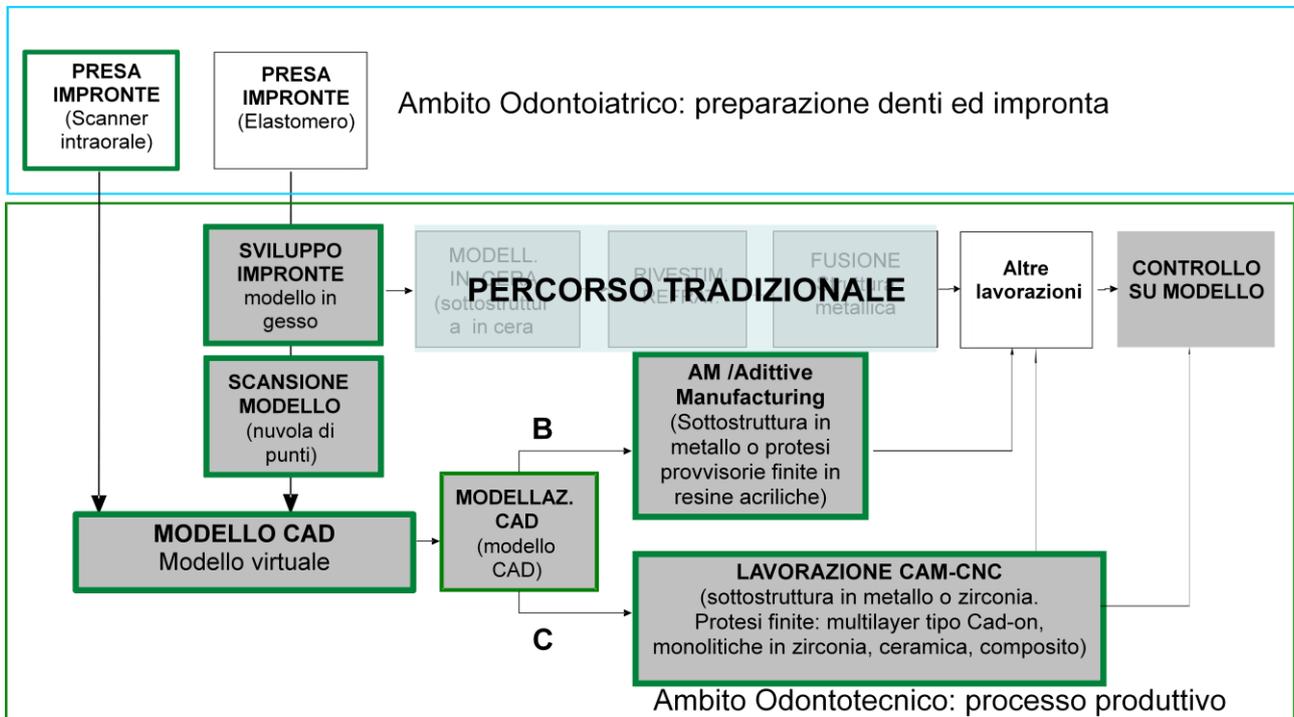


Fig. 2.9 Schema del processo produttivo digitale completo o parziale di una protesi fissa: (B produzione mediante sistema di Adittive Manufacturing ; C mediante fresatura cnc).

2.3.1 Storia

Nel 1970 il dottor Francois Duret e colleghi sono stati i primi sviluppatori di un sistema Cad-Cam dentale noto come il sistema di Sopha (Sopha BioConcept, Inc. Los Angeles) ¹⁹. Tuttavia, a causa del costo elevato e la complessità di utilizzo, il sistema Sopha non avuto successo nel mercato dentale ²².

Nei primi anni 1980, un dentista svizzero, il Dr. Werner Mörmann, e un ingegnere elettronico italiano, Ing. Marco Brandestini, hanno sviluppato il primo sistema Cad-Cam chairside per uso dentale conosciuto come il sistema Cerec (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics). L'impronta digitale di una cavità inlay preparata in un dente è stata rilevata utilizzando uno scanner ottico intraorale: i dati digitalizzati sono stati poi utilizzati per progettare e fabbricare il primo restauro Cad-Cam in ceramica²³.

Nel frattempo, gli aumenti dei prezzi in lega d'oro e delle reazioni allergiche alle leghe di metalli non nobili, come quelle a base di nichel cromo, hanno costretto i ricercatori a trovare altre alternative. Anderson e i suoi colleghi hanno tentato di realizzare cappette in titanio con tecnologia Cad-Cam. Nel 1983 sono riusciti a introdurre una tecnologia Cad-Cam per la realizzazione di restauri in titanio rivestiti poi in ceramica o composito. Questo sistema è stato in seguito noto come il sistema Procera^{24,25}. Da allora molti altri sistemi sono stati introdotti nel mercato dentale, e a tutt'oggi tutto ciò che gravita attorno al mondo digitale, attrezzature e materiali, è in continua evoluzione ed espansione.

Questi pionieristici avvicinamenti al mondo digitale in ambito dentale, hanno messo in luce il principale limite dei sistemi Cad-Cam che erano stati pensati ed efficacemente applicati nella produzione di serie in altri settori industriali: la possibilità cioè di applicarli nella produzione di dispositivi protesici dentali personalizzati su misura, possibilità strettamente legata alla capacità di "leggere" in modo preciso l'anatomia del paziente e riprodurla con altrettanta elevata precisione nella forma protesica da realizzare, caratterizzata da superfici complesse e a geometria libera.

Il superamento di tale limite oggi è stato risolto quasi completamente, ma è legato ancora agli sviluppi continui della tecnologia: le tecniche di Reverse Engineering, le tecnologie di lavorazione CNC mediante fresatura, a 4 e 5 assi e le tecnologie di Additive Manufacturing.

2.4 Le fasi della filiera digitale dentale

La filiera digitale dentale prevede le seguenti fasi:

1. Digitalizzazione delle preparazioni dentarie, della posizione impiantare, e delle arcate del paziente o partendo da un modello in gesso derivato da un'impronta tradizionale, o direttamente da un'impronta ottica con uno scanner intraorale
2. Progettazione CAD della protesi
3. Realizzazione della sottostruttura
4. Applicazione del materiale ceramico, cottura, rifinitura, lucidatura (Fig. 2.11)



Fig. 2.10 Fasi del processo Cad-Cam per la realizzazione di una protesi fissa multilayer in metallo-ceramica.

Il primo passo per realizzare una protesi utilizzando i sistemi computer aided, consiste nell'ottenere un modello digitale delle preparazioni dentali del paziente. Attualmente la geometria di tali preparazioni può essere ottenuta o indirettamente, con uno scanner da laboratorio una volta che l'odontoiatra ha rilevato le impronte con metodica tradizionale in elastomero e l'odontotecnico ha colato i modelli in gesso delle arcate, oppure mediante scanner intraorali, impiegati direttamente dalla bocca del paziente. La tecnica eseguita in laboratorio da parte dell'odontotecnico, è oggi quella più utilizzata perché quella da più tempo conosciuta e sperimentata e consente di ottenere maggior precisione e accuratezza²⁶, prerequisiti fondamentali per l'ottenimento di una protesi di qualità. In commercio esistono vari tipi di scanner, sia a contatto che ottici (laser o a luce strutturata), ma le prestazioni che si ottengono sono tra loro comparabili²⁷, nonostante le proprietà ottiche degli oggetti da scansare possano influenzare le misure. Le nuvole di punti ottenute, di arcate e impronta, opportunamente filtrate ed elaborate sono importate in software CAD per la modellazione di dispositivi dentali, mediante i quali è possibile progettare in modo virtuale la sottostruttura da realizzare, dal margine, all'asse di inserzione delle protesi, dai parametri geometrici delle corone e degli elementi intermedi ai disegni dei connettori. Il progetto realizzato viene convertito in istruzioni di macchina mediante un software CAM e lavorato in un centro di fresaggio mediante lavorazione per asportazione CNC (fresatura di zirconia, cobalto-cromo o titanio) o mediante tecniche di Additive Manufacturing (Selective Laser Melting (SLM) di leghe al cobalto-cromo). La sottostruttura ottenuta, pulita e opportunamente rifinita dall'odontotecnico, è pronta per

l'applicazione del materiale ceramico come avviene nel processo di realizzazione tradizionale.

2.4.1 L'acquisizione mediante Scanner 3D

Da qualche anno, nel settore del rilevamento e della metrologia, hanno fatto la loro apparizione gli scanner laser 3D che sempre più spesso vengono utilizzati per l'acquisizione di informazioni geometriche in svariati settori e per campi di applicazione differenti. Questa tecnologia ha velocizzato enormemente la fase di acquisizione di coordinate 3D che definiscono le geometrie di un qualsiasi oggetto rilevato, eseguita scansionando l'oggetto e acquisendo nuvole di punti ad una velocità che arriva ad oggi fino ad un milione di punti al secondo.

2.4.1.1 Come funziona uno scanner laser 3D

Il principio base è l'emissione di un segnale luminoso (Laser o Luce strutturata) da parte di un emettitore e la ricezione del segnale di ritorno da parte di un ricevitore. Nella fase di ricezione lo scanner utilizza tecniche differenti per il calcolo della distanza che contraddistinguono il tipo di strumento¹⁷.

In base alla tecnica utilizzata, in generale, i laser scanner 3D possono essere "a tempo di volo" (TOF) quando calcolano la distanza in base al tempo intercorso tra l'emissione del laser e la ricezione del segnale di ritorno, e consente di effettuare misure fino a centinaia di metri, con precisioni fino al millimetro. Sono i più usati nel campo architettonico e ambientale; o a "differenza di fase" (phase shift based) quando il calcolo viene eseguito confrontando le fasi del segnale emesso e di quello di ritorno. Questi scanner permettono di raggiungere precisioni di qualche millimetro per distanze degli oggetti fra 100 e 800 m ma possono raggiungere anche portate sino a 1 km con precisioni di qualche centimetro. In generale all'aumentare della portata dello strumento si ha un decremento della precisione. La maggior parte degli scanner oggi in commercio sono dei due tipi descritti. In ambito dentale invece gli scanner più diffusi sono quelli cosiddetti "a triangolazione".

2.4.1.2 Il principio di base di uno scanner 3D per utilizzo in laboratorio

La maggior parte degli scanner dentali 3D²⁸ sono costruiti in base allo stesso principio generale sopra menzionato. Sostanzialmente, uno scanner 3D è composto da una fonte

luminosa, da una o più videocamere, da un sistema di movimento in grado di supportare più assi per il posizionamento dell'oggetto scansionato verso la fonte luminosa e la/le videocamera/e. La fonte luminosa proietta linee ben definite sulla superficie dell'oggetto, mentre le videocamere acquisiscono immagini delle linee. Sulla base dell'angolo e della distanza, accertati tra la videocamera e la fonte luminosa (che assieme formano la testina di scansione), è possibile calcolare, ricorrendo alla trigonometria, la posizione tridimensionale su cui la luce proiettata si riflette. Questo principio di misurazione è noto come *"triangolazione"*. Dalla scansione quindi si ottiene un'immagine di profondità. L'immagine di profondità è un'immagine nella quale sono memorizzate le coordinate 3D della superficie dell'oggetto.

Sebbene il principio di base, venga soddisfatto mediante l'utilizzo di una sola videocamera, l'utilizzo di due videocamere può comportare un miglioramento della velocità di scansione, del grado di precisione e della copertura dell'area scansionabile. Ciascuna linea di luce proiettata, produce una linea tridimensionale adattandosi all'oggetto. Pertanto, il conseguente movimento della "testina di scansione" e dell'oggetto produce più linee e, di conseguenza, più contorni tridimensionali. Gli scanner laser generano più linee spostando la testina di scansione lungo un asse lineare ben preciso (Fig 2.11 sn), mentre gli scanner a luce bianca sono dotati di una testina di scansione fissa, con proiezione di più fasci di linee suddivise in successione, a partire da una posizione centrale (Fig 2.11 dx). Come risulta evidente, gli scanner laser e quelli a luce bianca sfruttano gli stessi principi di base. Non è quindi possibile stabilire quale tecnologia, laser o a luce bianca, sia da preferire, semplicemente sulla base del principio generale di scansione.



Fig. 2.11 Il principio di scansione tridimensionale. Sinistra: uno scanner laser 3D con due assi di rotazione e un asse lineare. Lo scanner laser genera una linea di luce che viene spostata lungo l'oggetto mediante gli assi lineari. Destra: uno scanner a luce bianca con due assi di rotazione. La fonte luminosa genera più linee di luce e, di conseguenza, offre una visione d'insieme da una sola posizione.

Nel passaggio finale dell'elaborazione, l'insieme dei punti ottenuto da tutte le viste viene convertito in una superficie 3D fatta di triangoli regolari (Fig 2.12). Si tratta di un metodo approssimativo utilizzato anche nella grafica computerizzata. A tal fine, si preferiranno algoritmi di generazione della superficie intelligenti, per esempio quelli in grado di preservare dettagli importanti quali i bordi. Mediante l'utilizzo di algoritmi intelligenti, il numero dei triangoli potrebbe ridursi sensibilmente senza per questo compromettere il grado di precisione. In generale, sarebbe auspicabile una riduzione del numero dei triangoli in quanto il tempo richiesto dal software CAD per elaborare l'immagine 3D dipende in ampia misura dal numero di triangoli generato. Ad esempio, raddoppiando il numero di triangoli, il tempo di elaborazione del software potrebbe impiegare molto tempo o addirittura non riuscire affatto. Pertanto, e ciò è molto importante, un alto numero di punti e di triangoli non necessariamente è sinonimo di maggiore precisione ed accuratezza

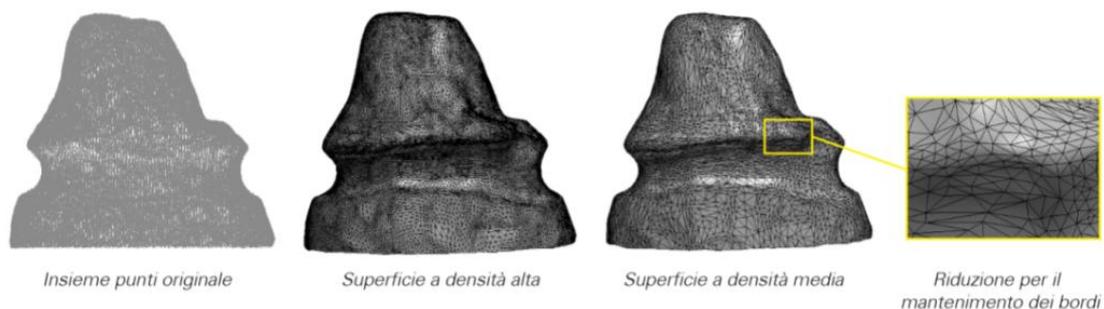


Fig. 2.12 l'insieme dei punti (a sinistra 164475 punti) viene utilizzato per generare la superficie basata sui triangoli (al centro 55380 triangoli). Gli algoritmi intelligenti per la riduzione di triangoli possono essere utilizzati per ridurre il numero di triangoli non necessari (a destra 13845 triangoli) mantengono una linea di finitura nitida e leggibile.

Oggi la scansione di un modello in gesso è il passaggio tecnico più diffuso di tutto la filiera Cad-Cam, in quanto il costo molto elevato delle macchine per il fresaggio di metalli e ceramiche, ha originato un mercato in cui, sono sorti grandi centri di fresaggio che ricevono via internet i file STL provenienti dagli scanner dei laboratori o direttamente provenienti dalle scansioni intraorali realizzati dai dentisti. Tali centri di fresaggio producono il dispositivo protesico e rimandano infine con una spedizione il prodotto finito o semifinito al cliente. In questo modo il singolo clinico o il laboratorio devono acquistare solo lo scanner e il software di progettazione Cad, delegano il processo di fabbricazione quantomeno della sottostruttura di una protesi fissa al centro di fresaggio.

In ambito dentale quindi, uno dei componenti più critici della filiera produttiva Cad-Cam riguarda il primo componente del workflow digitale e cioè lo scanner. La precisione di progettazione del software è limitata dalla precisione dei dati catturati dallo scanner e successivamente importati nel calcolatore ²⁹.

Uno scanner intraorale, se inserito all'interno del workflow digitale, potrebbe superare alcuni degli errori associati all'impronta tradizionale ³⁰. Infatti, evitando le fasi di conservazione e stoccaggio di un impronta prima della colatura e le fasi di imprecisione legati alle fasi di realizzazione del modello in gesso, ma avendo immediatamente le informazioni di forma e dimensione di un arcata sottoforma di dati digitali, quest'ultimi, possono essere inseriti direttamente in un flusso di lavoro digitale (spediti direttamente al laboratorio odontotecnico via web)

Tutti gli scanner 3D sono essenzialmente degli strumenti di misura che impiegano la luce e dei sensori specifici, per convertire i dati ottici, la cosiddetta "nuvola di punti", in un modello virtuale 3D.

Uno scanner digitale raccoglie i dati tridimensionali di denti preparati, delle strutture vicine, e dei denti opposti sia a livello intraorale se lo scanner è impiegato dal dentista o extra-orale se lo scanner viene impiegato in laboratorio dall'odontotecnico per scannerizzare i modelli in gesso derivanti da un impronta tradizionale. Oggi, sul mercato sono disponibili diversi scanner/sistemi di scansione intra o extraorale. In generale tali scanner cercano di affrontare i problemi e gli svantaggi che derivano dal processo tradizionale di rilevamento dell'impronta e del suo sviluppo in gesso come già descritto in precedenza ³¹.

I principali vantaggi offerti da questi dispositivi sono: la possibilità di realizzare modelli virtuali ad alta fedeltà, riduzione dei passaggi nel workflow di lavorazione, riduzione dei tempi e dei costi. Inoltre è possibile creare archivi 3D e grazie a software dedicati, è possibile pianificare e simulare interventi di chirurgia implantare utilizzando oltre ai dati di scansione intraorale, anche i dati 3D derivanti dalla radiografia TAC (file DICOM). L'elaborazione individualizzata dei due file 3D, permette grazie all'invio del file elaborato ad un centro di AM (Additive Manufacturing), la realizzazione di una mascherina in grado di facilitare non solo l'intervento di chirurgia implantare ma di rendere più semplice anche la pianificazione e la realizzazione protesica.

Come detto, gli scanner presenti sul mercato, sono guidati da diverse tecnologie ottiche senza contatto quali la microscopia confocale, fotogrammetria, stereovisione attiva e passiva, la triangolazione, interferometria e principi di sfasamento.

Poiché gli scanner, sono assimilabili a strumenti di misura, dovrebbero essere soggetti a calibrazione, taratura e verifica periodica. Calibrazione alla produzione, taratura eseguita ogniqualvolta lo strumento serve per misurare un oggetto, in modo che si abbiano valori di riferimento e verifica periodica per verificarne lo stato dello strumento. Gli scanner per uso dentale fanno in automatico una taratura dello strumento di default, ma sicuramente sarebbe consigliabile una verifica periodica dello strumento, anche se per ora non si dà abbastanza importanza a questa importante fase.

2.4.1.3 Gli scanner intraorali

Anche in ambito di scanner intraorali, si possono distinguere:

Scanner laser 3D: sfruttano l'emissione di impulsi luminosi elettromagnetici (laser) dei quali si ricevono i segnali riflessi. Misurando l'intervallo di tempo trascorso tra trasmissione e ricevimento del segnale, e quindi la distanza tra lo strumento e il punto rilevato, creano una "nuvola di punti" che una volta interpretati dal software CAD vengono elaborati come la forma virtuale del modello scansionato.

Scanner a luce strutturata: sfruttano un sistema di luce strutturata, proiettando un pattern luminoso sull'oggetto da scansionare e interpretando tramite telecamere, la deformazione che l'oggetto determina sul pattern. Il calcolo delle coordinate tridimensionali così ottenute permette di ricostruire la forma virtuale da utilizzare poi con il software CAD. Questo tipo di scanner consente la digitalizzazione non di un solo punto per volta (come nel caso degli scanner laser), ma di centinaia di migliaia di punti alla volta.

Per migliorare la qualità della scansione intraorale, in alcuni sistemi di scanner ottici, è richiesta l'applicazione di una polvere di ossido di titanio sulle superfici da scansionare per ridurre le proprietà riflettenti delle superfici dei tessuti orali³⁴. Oggi il mercato degli scanner intraorali è in grande espansione e numerose aziende propongono questa innovativa tecnologia per il rilevamento di un'impronta dei tessuti orali (Fig. 2.13).

Possiamo individuare come parti principali dello scanner un dispositivo di proiezione luminosa e una o due microtelecamere dotate di sensore. Le scansioni rilevate su tutte le superfici dentali e/o scanbody implantari e strutture anatomiche adiacenti, grazie all'interpolazione di un software specifico, danno origine ad una nuvola di punti che, come un quadro pointillista, riproduce la morfologia dell'arcata dentale scansionata.

A questo punto è necessario che la nube di punti si trasformi in una superficie. Per farlo, il software provvede quindi a collegare i singoli punti secondo una formula matematica,

misurando le distanze che li dividono e ricostruendo un reticolo formato da una serie di minuscoli poligoni (generalmente, triangoli).

Disponendo della serie di poligoni offerta dal wireframe, il software può calcolare l'area dei singoli triangoli e definirne il riempimento. Si è così ottenuta la figura solida che costituisce il modello virtuale (shade), la cui fedeltà della riproduzione dipenderà principalmente dalla dimensione e dal numero di triangoli e, quindi, dal numero di punti di riferimento inizialmente registrati dallo scanner. Quanto più dettagliata sarà la scansione, tanto più pesante risulterà il file di uscita. Attualmente, il tipo di file più utilizzato è il file STL, non a caso acronimo di Standard Triangulation Language.

Il primo scanner digitale intraorale Cerec è stato introdotto nei primi anni '80 dal Dott. Mörmann e Brandestini, e da allora ha subito una serie di miglioramenti tecnologici³⁵. Le prime versioni di Cerec erano state alimentate da una telecamera a infrarossi (Redcam) ma successivamente si sono ottenute migliori performance dalle onde corte azzurro (Bluecam), che hanno superato la precisione di lettura dello scanner a infrarossi. Secondo i dati del produttore, la lunghezza d'onda più corta della luce blu, consente una maggiore precisione dell'immagine catturata. Tuttavia, essa continua a richiedere una polvere opacizzante per avere delle immagini sufficientemente precise dell'area desiderata.

Scanner intraorali	Fabbricante	Tecnologia di funzionamento	Sorgente di luce	Tipo di immagine	Necessità della polvere	Formato Out put
True Definition	3M Espe	Active wavefront Sampling	Luce Led Blu pulsata	Video a colori	Leggero strato ossido di titanio	STL
Itero	Align Tecnolgy Inc	Microscopia parallelo-confocale	Laser	Immagini multiple a colori	No	STL
Trios	3Shape	Ultrafast Optical Sectioning	Laser	Immagini multiple a colori naturali	No	STL
Cerec Bluecam	Sirona	Triangolazione	Luce Led Blu	Immagini multiple	Si opacizzare le superfici con ossido di titanio	Proprietario
Cerec Omnicam	Sirona	Microscopia confocale/Triangolazione	Luce Led Blu	Video a colori naturali	No	Proprietario
3D Progress	MHT	Microscopia Confocale e effetto moiré	Laser	Fino a 28 immagini al secondo	No Si in taluni casi	STL
CS 3500	Carestream	Triangolazione	4 LED arancione, blu, verde, UV	Immagini 3D a colori	No	STL

Fig. 2.13 principali scanner in commercio.

Lo scanner intraorale oggi può essere impiegato nella routine clinica di tutti i giorni, per rilevare impronte in ambito protesico singolo o multiplo, su denti ed impianti, in ortodonzia,

e la progettazione e costruzione di tutta una serie di dispositivi ortodontici; infine, può essere utilizzato progettare le dime per la chirurgia implantare, sovrapponendo le immagini tridimensionali derivanti dalla tomografia computerizzata Dentale Cone Beam (CBCT). In futuro, la sovrapposizione delle informazioni dentali, gengivali, ossee e facciali (ottenute con scanner facciale) permetterà di creare un “modello virtuale” completo del paziente, utile alla progettazione e pianificazione di riabilitazioni estetiche complesse. A ciò si aggiungeranno le informazioni dei movimenti mandibolari, ottenute tramite un arco facciale elettronico.

Cerec

Il principio tecnico dello scanner Cerec, (Fig.2.14) si basa sulla proiezione di un pattern luminoso a strisce blu sull'oggetto^{36,37}. Ogni raggio di luce è riflessa sul sensore, la distanza tra il raggio proiettato e il raggio riflesso viene misurata. Poiché l'angolo fisso tra il proiettore e il sensore è noto, la distanza dall'oggetto può essere calcolato attraverso il teorema di Pitagora, poiché un lato e un angolo (angolo fisso) del triangolo sono ormai noti. Da qui, principio di misurazione noto come “*triangolazione*”.

Recentemente è stato introdotto nel mercato lo scanner Cerec OmniCam, che funziona secondo lo stesso principio; risulta essere meno ingombrante rispetto al sistema Bluecam, consente l'acquisizione senza polvere opacizzante; inoltre sullo schermo del computer la riproduzione della bocca del paziente sullo schermo del computer, appare a colori naturali.

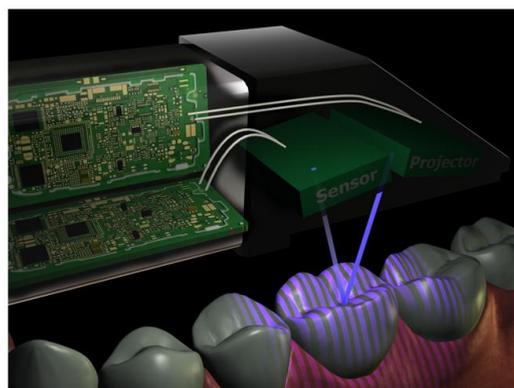


Fig.2.14 il principio tecnico dello scanner Cerec.

iTero

Lo scanner iTero, (Fig. 2.15) introdotto nel mercato nel 2007, utilizza un sistema a scansione laser confocale, in cui un fascio laser (rosso) è proiettata su un oggetto. Grazie a un divisore di fascio, il fascio riflesso che è viola, è condotto attraverso un filtro focale in modo che solo l'immagine che sta sul punto focale della lente può proiettare sul sensore.

Poiché la distanza focale è nota, la distanza della parte scansionata dell'oggetto alla lente è nota (la distanza focale) ^{36,37}. iTero è in grado di eseguire una scansione di un'arcata senza la necessità di polvere opacizzante, questo è indubbiamente un vantaggio, ma per ottenere questa possibilità, gli ideatori di questo strumento, hanno dovuto implementare l'ingombro hardware nel manipolo di acquisizione con il risultato di avere la testa dello scanner più grande, rispetto agli altri sistemi.



Fig. 2.15 lo scanner iTero.

Lava COS

Lo scanner Lava COS, utilizza un sistema definito "di campionamento attivo di fronte d'onda (AWS)" per calcolare il modello 3D dei denti. Per realizzare la ripresa tridimensionale, l'immagine riflessa dai denti viene condotta attraverso un sistema di lenti e proiettata su un sensore ^{36,37}. (Fig. 2.16)

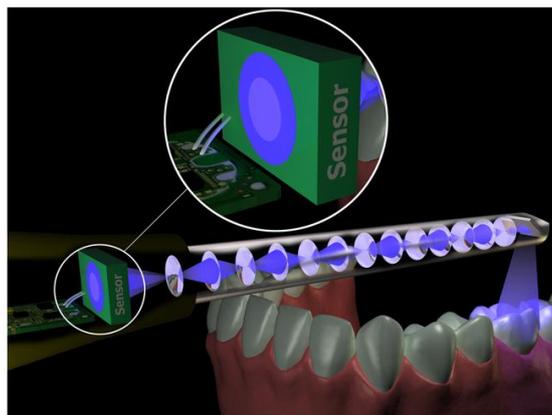


Fig.2.16 Lava COS.

Active Wave anteriore Sampling (AWS) è una tecnica di acquisizione tridimensionale a immagini che utilizza una singola telecamera e un modulo AWS. Il modulo AWS si basa sul principio stereoscopico, lo stesso che permette ai nostri occhi di percepire la realtà a tre dimensioni, Gli occhi vedono lo stesso soggetto da due posizioni differenti (a distanza

di circa 6 cm. l'una dall'altra), il cervello elabora le due immagini ricavando le informazioni di profondità. Tale concetto è implementato artificialmente con un dispositivo dotato di apertura rotante che può ruotare attorno all'asse ottico (Fig. 2.17). Questa rotazione crea delle traiettorie circolari dei punti di riferimento dell'immagine dell'oggetto; in base ai raggi di tali traiettorie, è possibile determinare le informazioni di profondità di tali punti dell'oggetto. In linea di principio, AWS consente a qualsiasi sistema con una fotocamera digitale di acquisire immagini 3D. Lava C.O.S. a differenza di altri sistemi, richiede solo una minima quantità di polvere (particelle di ossido di titanio) non per necessità ottiche di opacizzazione della superficie del dente, ma per permettere allo scanner di riconoscere dei punti di riferimento e migliorare la scansione. La quantità di polvere è infatti minima se paragonata alla quantità richiesta per opacizzare l'area da scansionare richiesta dai sistemi Cerec, Red e Blu Cam.

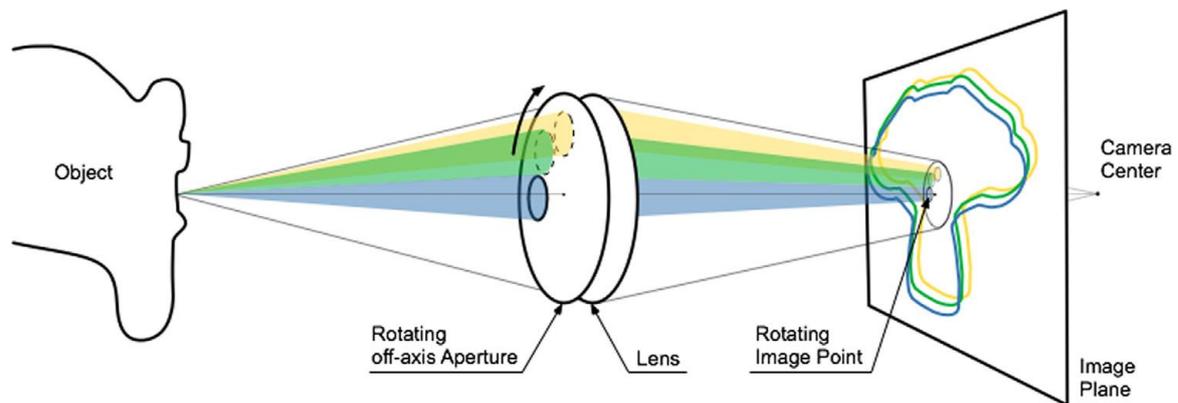


Fig 2.17: Illustrazione del metodo di campionamento fronte d'onda attiva (AWS). Qui una singola apertura fuori asse, ruota attorno all'asse ottico. Così, l'immagine di un punto di riferimento dell'oggetto, ruoterà sul piano immagine. Il diametro di rotazione dell'immagine del punto di riferimento è utilizzata per calcolare le informazioni di profondità.

Trios™

Lo scanner Trios³⁸, è comparso nel mercato dentale nel 2010, funziona secondo il principio della microscopia confocale: nei moderni microscopi confocali la luce di un laser viene fatta convergere dalle lenti dell'obbiettivo in un punto estremamente piccolo del campione osservato. Il punto stesso, attraverso un sistema di specchi oscillanti, viene spostato attraverso tutto il campo visivo dell'obbiettivo così da effettuare una scansione completa di tutto il piano focale. Il sistema Trios, prevede un veloce spostamento del piano focale della lente, acquisendo una serie di immagini bidimensionali (2D); analizzando la messa fuoco di tali immagini, il sistema ricava le informazioni di profondità. Per migliorare l'analisi dell'immagine, viene proiettato un pattern di luce laser, le rispettive differenti

variazioni temporali del pattern di illuminazione, aiutano alla creazione della tridimensionalizzazione delle immagini.

Nel 2013 è stato presentato l'evoluzione, Trios Color, e grazie alle modifiche tecniche apportate dal fabbricante, è stato possibile ottenere uno scanner in grado di eseguire acquisizioni dei tessuti duri e molli del cavo orale a colori, e permettere quindi una visualizzazione più realistica e completa dell'area orale da acquisire.

Nel 2015 è stato lanciato il nuovo modello di scanner, Trios 3 Fig. 2.18 che, oltre a eseguire la scansione 3D senza polvere e a colori, è in grado anche di rilevare il colore dei denti secondo la scala colori Vita per inviare anche questa informazione al laboratorio odontotecnico; è infine in grado, di scattare delle foto durante l'acquisizione dell'impronta ottica.

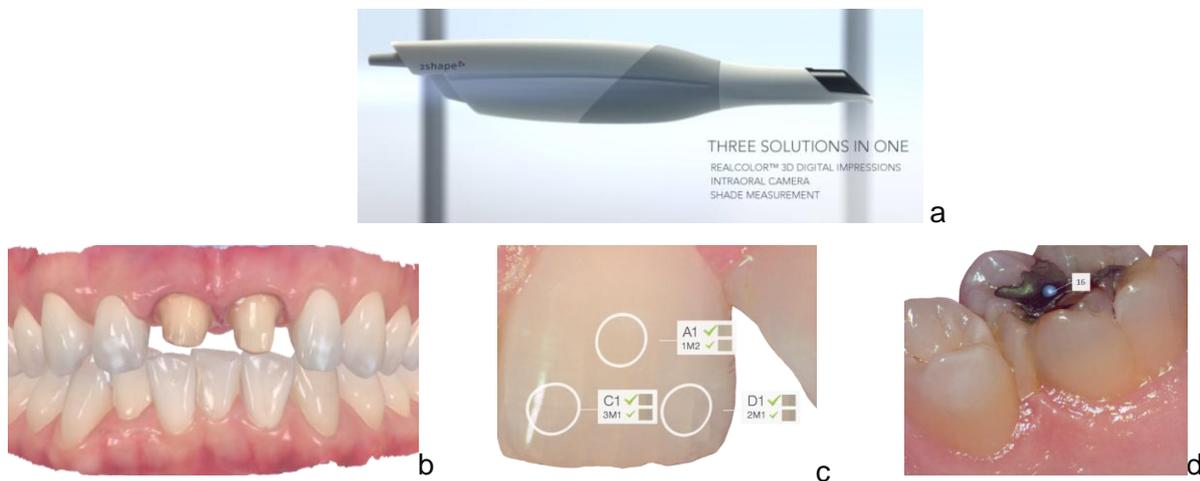


Fig. 2.18 a) scanner Trios 3 b) impronta a colori c) determinazione del colore secondo scala vita, d) foto intraorale-

3D Progress

Lo scanner 3D Progress, è presente nel mercato dal 2012, funziona come un microscopio confocale e per migliorare le informazioni di profondità di acquisizione sfrutta l'effetto Moiré con la proiezione di un pattern luminoso³⁷. (Fig 2.19) Il piano focale viene modificato grazie allo spostamento di una lente mobile, (4), in tre diverse posizioni (7b) e (7c).

In fotografia l'effetto Moiré è un effetto negativo perché si tratta di una distorsione visiva che si verifica quando due trame si sovrappongono, dando origine ad una terza trama completamente differente: la qualità e la risoluzione delle immagini ne risulta fortemente alterata. Un esempio pratico è la visualizzazione a video della foto di un video: le due

trame (dei due video) si sovrappongono creando un disturbo a righe molto caratteristico. Nel caso dello scanner Progress 3D questo effetto di retinatura, viene invece utilizzato in modo vantaggioso per permettere al software dello scanner di migliorare la precisione delle misurazioni.

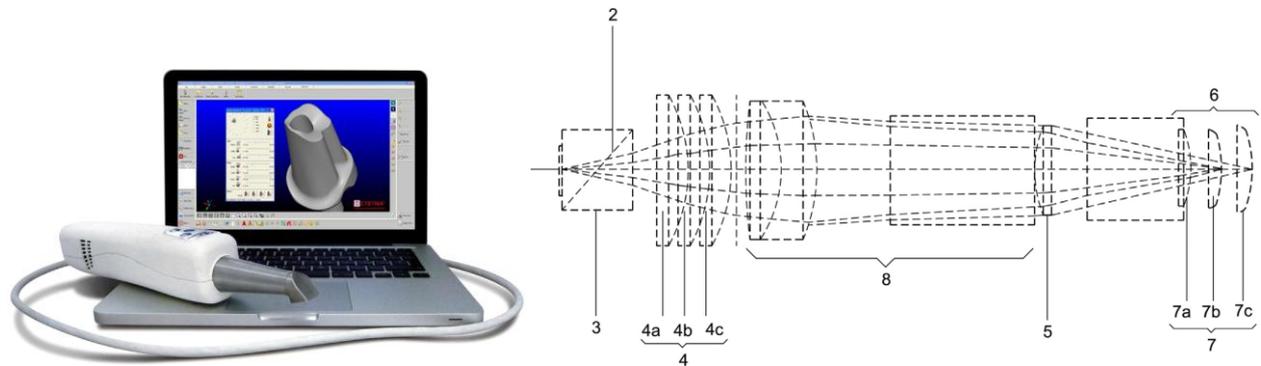


Fig 2.19 Lo scanner Progress3D e lo schema delle lenti in esso contenuto.

True Definition Scanner (TDS)

Il True Definition Scanner Fig. 2.20 rappresenta l'evoluzione tecnologica del precedente modello Lava C.O.S. Come quest'ultimo utilizza luce LED blu pulsata, e un sistema di video immagini definito a campionamento attivo del fronte d'onda (AWS)³⁸. Il manipolo di acquisizione è stato ridotto in modo sensibile nelle sue dimensioni grazie alla sostituzione di tutto il gruppo ottico interno, con un sistema prevalentemente elettronico. Le ridotte dimensioni del manipolo ottenute in questa nuova versione dello scanner 3M consente di semplificare enormemente la manualità dell'operatore nel raggiungere con facilità anche le aree del cavo orali meno facili da scansionare, come le superfici dei pilastri dentali o implantari posti più distalmente.

Per catturare i dati immagini e creare un modello virtuale, spostando la telecamera sulle superfici dentali, il flusso video sviluppa un modello virtuale: la tecnica di acquisizione con il sistema 3M necessita oltre al corretto isolamento dell'area desiderata da catturare, anche una leggera ricopertura delle superfici delle aree da scansionare con specifica polvere di ossido di titanio. La polvere fornisce al sistema digitale di acquisizione un reticolo di riferimento per costruire in tempo reale l'immagine 3D.

TDS è un sistema di scansione digitale comparso recentemente sul mercato dentale: si tratta di un sistema a piattaforma aperto che offre la possibilità di connettersi a software di progettazione certificati per potersi interfacciarsi sia con fresatrici di grandi dimensioni, sia con le piccole macchine operatrici da studio per le tecniche cosiddette chairside.

Questa tecnica di impronta digitale che fa riferimento alla tecnologia AWS, ha dimostrato in alcuni lavori preliminari di essere particolarmente precisa³⁹⁻⁴⁰. Dopo la scansione dei denti e la creazione del modello virtuale, i dati acquisiti (70-80 MB), vengono inviati ad un server centrale 3M negli USA, dove in circa 40 minuti il file viene elaborato e ridotto di dimensione (post processing) riducendo di circa il 50% il peso del file. Successivamente sarà possibile scaricare il file STL rielaborato direttamente dal server statunitense e inviarlo al laboratorio odontotecnico prescelto per le successive lavorazioni.



Fig 2.20 True Definition Scanner.

2.4.1.4 Tecniche di acquisizione con gli scanner intraorali

Per quanto riguarda la tecnica di scansione non vi è a tutt'oggi una tecnica universale e scientificamente accreditata, circa la sequenza operativa più corretta, per avere una scansione ottimale. A volte, il fabbricante propone una sequenza di scansione ottimizzata per il proprio strumento come nel caso di 3M (Fig. 2.21a).

Tuttavia esiste una procedura, come detto, non ancora completamente verificata, che viene suggerita in generale per molti tipi di scanner. Ad esempio nel caso della scansione di un'intera arcata, si inizia distalmente all'ultimo dente di arcata, destro o sinistro, e si inizia con una prima scansione di massima. Si esegue una scansione fluida e continua delle superfici occlusali e linguali dei denti, facendo attenzione nella zona anteriore degli incisivi, dove per le dimensioni ridotte di tale area bisogna prevedere anche la scansione di una porzione della superficie vestibolare. Quando si raggiunge l'ultimo dente controlaterale con questa modalità; si torna indietro sulle superfici vestibolari, mantenendo

sempre comunque un riferimento oclusale, in modo che la scansione si sovrapponga a quella precedentemente acquisita. Si ritorna quindi da dove si era iniziata la scansione a chiudere il workflow dei dati raccolti in continuo.

A questo punto si può passare ad una maggior definizione delle aree dove ad esempio rimangono dei vuoti di scansione (buchi) in modo da aumentare la qualità e la definizione appunto della scansione.

Un'altra procedura suggerita Fig. 2.21b⁴¹ è quella che prevede sempre di iniziare all'estremità distale di un'arcata, e di scansionare in modo continuo sia mesialmente che oclusalmente che distalmente ogni elemento, con un movimento di rotazione tutt'attorno al dente o allo scanbody, (tipo elicottero che rimanendo in volo ruota tutt'attorno ad un asse verticale in tutte le direzioni), cercando di raccogliere quante più informazioni possibile (evidenza allo schermo di mancanza di buchi), e passare all'elemento successivo mantenendo sempre una scansione continua e fluida. Solo alla fine, nel caso di denti preparati o attorno agli scanbody, come anche nella tecnica precedente, è possibile ritornare in tali zone per ottenere la massima definizione dei margini di fine preparazione, e comunque di tutto il moncone.

Anche nel caso di scansioni di scanbody, la definizione massima di questi dispositivi di posizione impiantare, dovranno contenere le massime informazioni, per permettere al tecnico di posizionare correttamente gli analoghi da laboratorio degli impianti.

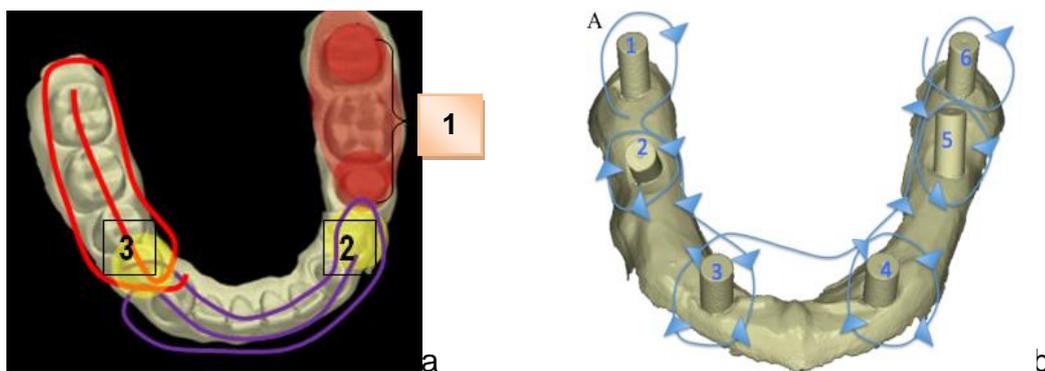


Fig.2.21 a) esempio di tecnica di acquisizione con TDS; b) tecnica di acquisizione riportata in letteratura⁴¹.

2.4.1.5 Scanner del futuro?

L'impronta in silicone di denti preparati seguita dalla colatura di un modello in gesso è da anni una procedura consolidata ma potenzialmente meno affidabile e soggetto a errori rispetto alle tecniche emergenti come la moderna filiera digitale che inizia con l'impronta

digitale. Gli Scanner ottici intraorali sono stati introdotti per aumentare l'efficienza del workflow produttivo, ma nessun passo avanti si è verificato finora per risolvere i problemi legati alla presenza dei liquidi presenti nel cavo orale come la saliva, il sangue e il fluido clevicolare del solco. Infatti a tutt'oggi tali evenienze, rappresentano ancora uno dei principali problemi delle impronte con scanner intraorali ottici, in quanto la zona di preparazione prima dell'impronta dovrebbe essere ben visibile e completamente asciutta. Infatti, le preparazioni sub-gengivali devono essere visibili all'occhio del dentista ma soprattutto dell'occhio digitale dello scanner prima della scansione; se non si riesce a rendere perfettamente visibile il margine di preparazione ai raggi luminosi dello scanner, questo, non sarà in grado di eseguire una lettura affidabile delle precise geometrie di fine preparazione. (Fig 2.22) Inoltre, per alcuni scanner è necessario impiegare un rivestimento dei tessuti da scansionare con polvere riflettente all'ossido di titanio, rendendo più indaginosa la rilevazione dell'impronta per medico e paziente. Infine è plausibile il rischio che possano crearsi degli agglomerati di particelle di polvere con alterazione della reale morfologia dei tessuti da scansionare.

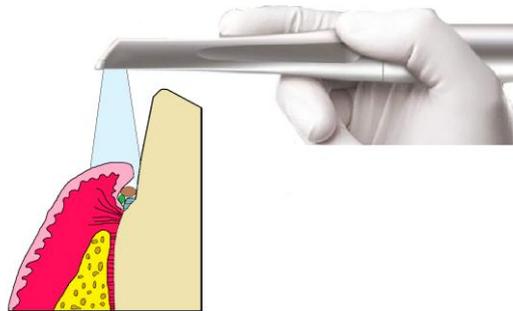


Fig. 2.22 esempio di come la scansione dei margini sottogengivali può non avvenire in modo corretto con uno scanner ottico.

Per risolvere questo tipo di problemi sono state proposte differenti tecnologie per l'acquisizione intraorale dei tessuti.

La Tomografia a coerenza ottica (OCT)⁴²⁻⁴³ è un metodo non invasivo e non distruttivo per l'imaging micro strutturale di differenti tessuti. Nata inizialmente in oftalmologia per la diagnosi tomografica per consentire la misurazione in vivo dello spessore delle fibre nervose retiniche; è un sistema d'acquisizione basato sull'impiego del laser, studiato con lo scopo di ottenere delle immagini in sezione della retina ad alta risoluzione.

L'OCT è paragonata ad una biopsia non invasiva o ad una TAC La tecnica benché trova largo uso in oftalmologia, ha numerose altre applicazioni biomediche. L'OCT sfrutta un

raggio di luce a bassa coerenza, generalmente emesso da un diodo superluminescente. Analogamente a quello che fa un sonar con i fondali (a livello acustico), grazie all'analisi computerizzata della luce riflessa dai tessuti in esame è possibile ricostruirne la struttura in due o tre dimensioni

L'uso della luce per l'OCT dà il vantaggio di essere una fonte di onde elettromagnetiche senza bisogno di contatto per il paziente, mentre per gli ultrasuoni per far passare le onde sonore, c'è bisogno di un mezzo di accoppiamento, come l'acqua lungo il suo percorso tra trasmettitore e tessuto

Il primo Simposio internazionale sulla (OCT) in Odontoiatria è stato organizzato a Tokio il 20-21 giugno 2013; ed ha portato prove sostanziali circa l'efficacia di come l'OCT possa essere un sistema interessante di diagnosi ottica per l'odontoiatria. Infatti numerose possibilità di utilizzo sono state enunciate durante questo congresso internazionale come:

- la diagnosi precoce di demineralizzazione dello smalto,
- la possibilità di monitorare in modo sicuro il trattamento di remineralizzazione della carie con immagini durante il trattamento remineralizzante,
- la possibilità di rilevare di impronte intraorali di denti e cavità per la progettazione Cad-Cam di intarsi o corone,
- la possibilità di fare diagnosi di piccoli difetti sotto otturazioni in composito per rilevare carie secondaria o difetti di riempimento della cavità per adesione inadeguata del composito al dente,
- misurare la profondità delle tasche parodontali, sostituendo il doloroso meccanico sondaggio,
- rilevazione della presenza di microfratture dei tessuti dentari non ancora visibili e ipotizzabili solamente dal quadro clinico,
- utilizzabile anche per la diagnosi precoce del cancro orale, per la precisa misurazione e la posizione dei margini della lesione.

Gli ultrasuoni ad alta frequenza (HFUS) sono stati recentemente introdotti come alternativa alla scansione ottica. L'ecografia è meno sensibile contro fluidi orali e in linea di principio in grado di penetrare attraverso la gengiva in modo gentile. Anche se sono stati introdotti sistemi HFUS per oculistica, dermatologia, nessuno di questi, fino ad oggi, si adatta alle più difficili esigenze e di alta precisione, richieste per la scansione intraorale dei denti preparati.

A causa della loro capacità di rilevare i tessuti duri in modo non invasivo dietro a tessuti molli, gli ultrasuoni ad alta frequenza (HFUS) impiegati in appositi microscanner

potrebbero però essere in futuro, un'alternativa promettente per la rilevazione di impronte intraorali. Tuttavia, questi microscanners HFUS per impronte digitali non sono ancora disponibili nel mercato a causa di diverse problematiche ancora oggetto di studio quali: l'eterogeneità delle diverse situazioni cliniche, le dimensioni dello scanner, il tempo di scansione, il grado di accuratezza e i costi ancora elevati.

In un recente lavoro sperimentale⁴⁴ è stato confrontato un prototipo di microscanner HFUS con uno scanner laser da laboratorio. La differenza media tra i modelli digitali ottenuti con il sistema HFUS e quelli ottenuti con lo scanner laser da laboratorio era nella gamma 14-53 micron. La deviazione standard è stata tra il 21 e 52 micron. Dati questi incoraggianti, per sviluppare i futuri scanner intraorali con tecnologia HFUS.

A fine 2013 un gruppo di ricercatori provenienti da Politecnico federale di Zurigo⁴⁵ di Computer Vision e Geometria hanno trasformato uno smartphone in uno scanner digitale portatile (Fig. 2.23); hanno elaborato una app. sfruttando l'hardware dei moderni smartphone, e hanno sviluppato la tecnologia mobile 3D che permette agli utenti di scattare immagini in tempo reale e scansionare oggetti vari o anche una persona.

Anche Microsoft Research⁴⁶ ha annunciato un nuovo interessante progetto di ricerca che prevede l'uso di un normale smartphone per effettuare la scansione 3D degli oggetti in tempo reale. MobileFusion, sviluppato in collaborazione con la Oxford University, non richiede hardware dedicato, ma solo un'app compatibile con Windows Phone, iOS e Android. Mentre la tecnologia presentata, richiede niente di più che l'installazione di un app per trasformare un telefono cellulare in uno scanner 3D, ci vorrà più tempo, per le aziende a trovare modi per costruire servizi commerciali attorno a questa innovativa e semplice applicazione della tecnologia 3D. Già ora è comunque possibile creare file STL di modelli 3D che possono essere inviati a servizi di AM 3D online, duplicati in vari materiali e ricevuti per posta in pochi giorni.

Certamente, per ora è pura utopia immaginare che uno smartphone possa essere impiegato per applicazioni odontoiatriche, ma la strada è lunga e ancora tutta da scoprire.



Fig. 2.23 foto realizzate all'Institute for Visual Computing / ETH Zurich)..

2.4.1.6 Precisione degli scanner

Gli Standard Internazionali attinenti il settore degli strumenti di misura sono la serie di norme internazionali ISO 10360-1-9 2013³² Geometrical Product Specifications (GPS) [Test di collaudo e di riverifica per macchine di misura a coordinate (CMM)]; mentre per il settore dentale esiste la norma ISO 12836:2012³³ (Dentistry - Digitizing devices for Cad-Cam systems for indirect dental restorations Test methods for assessing accuracy)

I parametri legati alla misurazione tridimensionale sono la *risoluzione*, *l'accuratezza* e la *precisione*¹⁷ cioè l'incertezza della misura. Questi possono essere definite nel seguente modo:

Risoluzione (massima): consiste in generale nella più piccola variazione del misurando che può essere misurata. Nel caso di scanner ottici, la risoluzione corrisponde alla risoluzione del sensore ottico (cmos, ccd ecc). La densità della nuvola di punti è proporzionale alla risoluzione: influisce sulla distanza reciproca dei punti acquisiti, e quindi sulla capacità di descrivere dettagli geometrici di piccole dimensioni. Tale condizione di maggiore risoluzione è auspicabile in ambito dentale per le aree dei bordi di chiusura dei monconi. Ma maggior numero di punti, mentre da una parte definiscono meglio un area scansionata, dall'altra non significa che tali punti siano accurati e precisi.

Accuratezza: rappresenta l'errore tra la misura rilevata e il suo valore (accettato per vero) Si tratta cioè di un errore che si sovrappone ai dati rilevati; nel caso di misure ripetute di uno stesso valore, si può determinare come la distanza tra la media dei dati misurati e il dato reale.

Precisione: è rappresentata dalla dispersione delle misure attorno alla loro media. Permette pertanto di stimare la componente casuale dell'errore considerando più misure ripetute; è valutata dallo scarto quadratico medio tra le singole misure e la loro media Poiché nel linguaggio comune accuratezza e precisione tendono spesso ad essere considerate con significato uguale, mentre in ambito metrologico hanno un significato nettamente differente, è possibile capire la distinzione con un esempio.

Supponiamo che ci siano quattro scanner identificati con le lettere A,B,C,D e devono rilevare uno stesso oggetto. (Fig. 2.24)

Ognuno di questi, esprime diverse caratteristiche in termini di accuratezza e precisione:

- lo scanner A pur avendo una forte dispersione del dato di misurazione e quindi una scarsa precisione è in realtà molto accurato poiché il baricentro (media aritmetica) delle scansioni coincide con il valore reale dello oggetto da scansionare:

- la distribuzione delle misure dello scanner B invece è alquanto precisa perché i dati misurati con ciascuna scansione sono molto vicini gli uni agli altri; ma è uno scanner poco accurato poiché la media delle misurazione è distante rispetto alle misure reali dell'oggetto. Dal confronto di questi due esempi possiamo dedurre che la scarsa precisione dipende da fatti casuali e non correggibili, mentre l'inaccuratezza che è sistematica, si può invece correggere con un'opportuna operazione di taratura dell'hardware;

- lo scanner C, non è ne preciso, ne accurato, visto che la media delle scansioni è lontana dai valori reali dell'oggetto;

- infine lo scanner D è sia preciso (bassa dispersione) che accurato (piccola distanza della media aritmetica delle misurazioni dalle dimensioni reali dell'oggetto) anche se non così accurato come lo scanner A. Di seguito un altro esempio per meglio comprendere il significato di precisione e accuratezza (Fig.2.26).

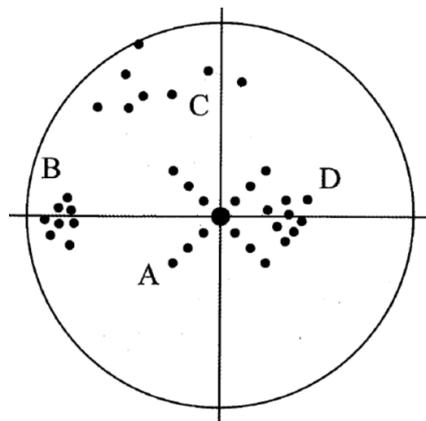


Fig. 2.24 Scanner A, B, C, D con gradi di precisione e accuratezza diversi.

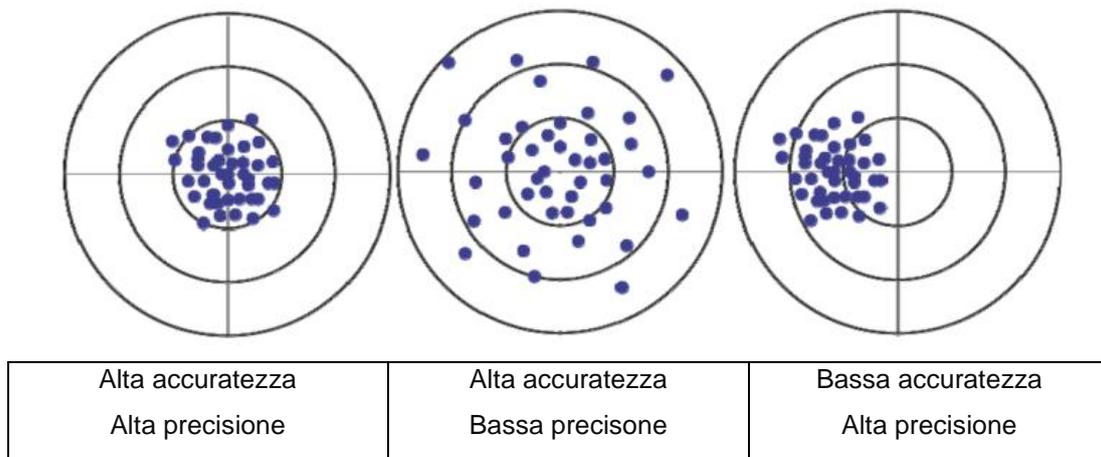


Fig.2.26 Esempi di accuratezza e precisione (trueness and precision) con 3 scanner diversi.

Attualmente, non si dispone di alcuno standard comune per misurare e convalidare la precisione degli scanner dentali. Per la maggior parte, i produttori degli scanner non rendono neanche noto il metodo a sostegno del grado di precisione da essi rivendicato. Pertanto, il grado di precisione dichiarato, normalmente nella misura di 20 micron, non può essere confrontato né tantomeno confermato. La scienza deputata alla misurazione della precisione, la metrologia, fa riferimento ad oggetti il cui grado di precisione è di gran lunga superiore a quello offerto da uno scanner. Questi oggetti possono essere prodotti solamente da aziende specializzate accreditate o da laboratori di metrologia. Definendo e introducendo oggetti di riferimento idonei come questi, risulta evidente che scanner di produttori diversi producono risultati sensibilmente diversi, ad esempio, alcuni scanner potrebbero arrotondare un bordo in modo incorretto, con un margine di errore superiore a 20 micron ²⁸ (Fig 2.27). Prendendo come oggetto di riferimento un modello implantare, i test effettuati da un azienda leader nella produzione di scanner e software per uso dentale, hanno rivelato un errore inferiore a 3 micron lungo la direzione di inserimento dell'impianto, ad esempio al livello della superficie del posizionamento degli impianti (Fig 2.28). Questo errore di scansione è il primo nella catena di tolleranza CAD che, in totale, dovrebbe attestarsi al di sotto di un errore di adattamento verticale di 10 micron tra la struttura e gli abutment (l'ideale "adattamento passivo"). Sebbene si sia discusso circa l'attendibilità dei 10 micron quale valore realistico, vi è più di uno scanner in grado di raggiungere questo ideale.

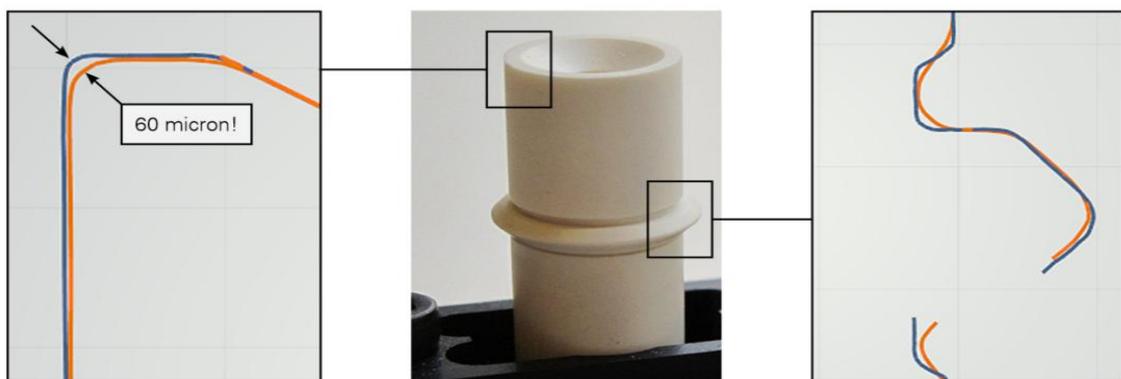


Fig 2.27: due misurazioni effettuate con uno scanner (linea blu e linea arancione) di bordi affilati di un oggetto. Si noti la differenza anche ampia del grado di precisione attorno ai bordi affilati.

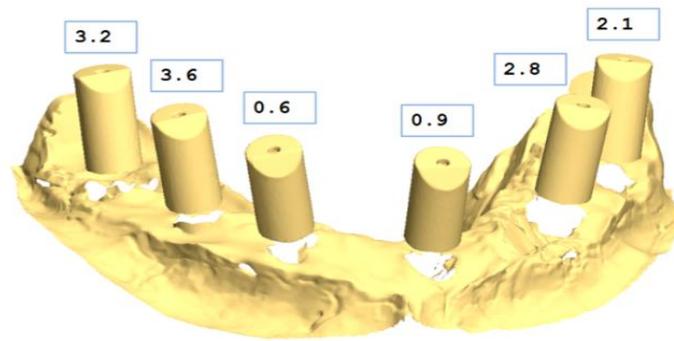


Fig 2.28 Sinistra : macchina industriale di misurazione (CMM)(errore $3\mu\text{m}$). Destra: verifica geometrica di una scansione di un arcata edentula con 6 scanbody montati su altrettanti impianti e relativi errori misurati in micron.

2.4.1.7 Dispositivi per rilevare la posizione implantare: Scanbody o Scan Abutment

Con *scanbody* o *scan abutment* si intendono dei dispositivi di precisione, atti a permettere al dentista o all'odontotecnico di trasferire nel modello virtuale digitale, l'esatta posizione degli impianti, così come sono nella bocca del paziente. Gli scanbody consentono quindi di catturare la posizione, traiettoria e la rotazione (fase) degli impianti o degli analoghi e trasferire tale registrazione nel modello di lavoro virtuale o fisico (Fig.2.29).

Il clinico infatti utilizza gli scanbody montati direttamente sugli impianti per rilevare la posizione delle fixture con l'acquisizione intraorale con lo scanner, mentre l'odontotecnico monta gli scanbody sugli analoghi implantari inseriti nel modello master in gesso (Fig. 2.30), prima dell'acquisizione della loro posizione, con lo scanner da banco.

La registrazione della posizione impiantare è ovviamente il primo step nella filiera digitale per garantire la precisione finale del dispositivo protesico. Questa fase oltre ad essere legata alle performance prestazionali dello strumento digitale di acquisizione, dipende anche dalla precisione con cui lo scanbody trasferisce la posizione delle fixture al modello virtuale di lavoro.

Molte aziende sono ancora alla ricerca del materiale, ma soprattutto della forma geometrica più adatta per essere scansionata, forma caratterizzata da avere superfici facilmente acquisibili con morfologie ideali alla lettura digitale, e quindi misurabili con assoluta accuratezza.

La maggior parte degli scanbody per facilitarne la scansione, sono realizzati in materiale bianco opaco, più frequentemente PEEK (polyether ether ketone), ma con il sistema di fissaggio a vite, sulla testa dell'impianto, o sull'analogo da laboratorio, realizzato in metallo, generalmente titanio. Quest'ultima condizione, permette di riutilizzare più volte lo scanbody inoltre, essendo in metallo, la zona di connessione con l'impianto, si può usurare con maggior difficoltà e quindi mantenere nel tempo un grado di precisione ideale per una scansione sempre ideale.

Alcuni di questi dispositivi per il rilievo della posizione impiantare, non hanno bisogno di particolari cacciaviti di fissaggio in quanto la vite è solidarizzata al corpo dello scanbody. Altri presentano il foro passante in testa per il serraggio, altri invece utilizzano una cuffia di copertura per chiudere la testa e nascondere così il foro della vite passante che potrebbe rendere più difficoltosa la lettura della testa dello scanbody.



Fig.2.29 alcuni tipi di scanbody presenti in commercio.



Fig.2.30 a) scanbody montato sul modello in gesso b -c) montati direttamente in bocca sugli impianti.

2.4.2 Software di progettazione

Il software di progettazione può essere definito come quel programma caricato nel computer ideato ed in grado di visualizzare tridimensionalmente i dati acquisiti, di

elaborare, pianificare, e progettare un restauro dentale 3D. Una estesa varietà di protesi può essere oggi progettato grazie a questi software inlay, onlay, corone singole, ponti, sottostrutture singole o multiple per la realizzazione di protesi dentarie fisse su denti ed impianti. Sono inoltre in fase avanzata di studio anche software in grado di progettare protesi parziali e totali mobili. Il primo software dentale è stato progettato da ingegnere del software, Alain Ferru in collaborazione con Mörmann. Utilizzando l'anatomia di un dente naturale e dei dati di preparazione intraorali raccolte, il software Cerec 1 è stato in grado di progettare il primo restauro Cad-Cam intarsio alla poltrona⁴⁷.

I dati CAD 3D generati possono essere trasformati in diversi formati. Il formato STL, è usato con sistemi aperti e permette la libera scelta tra i diversi sistemi di elaborazione CAM ⁴⁸. Tuttavia, molti sistemi chiusi generano file criptati con un formato specifico e diverso per ciascun fabbricante Spesso però, è possibile acquistare dal fabbricante una chiave di decifrazione (dongle USB) in grado di aprire i file nel formato proprietario e trasformarli in formato STL per poter essere utilizzati con qualsiasi software di progettazione ⁴⁹⁻⁵⁰.

Le differenze tra i vari sistemi di elaborazione CAD sono notevoli, e il loro continuo sviluppo non permette di definirne caratteristiche comuni, poiché cambiano continuamente. Tuttavia, alcune funzioni⁵¹ possiamo ormai considerarle un requisito imprescindibile di ogni sistema:

Archivio. Ogni sistema dispone di un archivio dati della singola lavorazione svolta.

Questo permette di ripetere un lavoro ottenendone sempre una copia perfetta e può risultare molto utile per i controlli a distanza, per rifacimenti protesici o di mascherine ortodontiche e per eventuali controversie legali.

Parametri personalizzati. Tra i più importanti, si possono in genere personalizzare lo spessore della struttura di supporto, le dimensioni delle connessioni con gli elementi intermedi, il contorno cervicale, altezza e forma delle spalle a livello periferico, lo spessore da lasciare per il rivestimento estetico, definire l'asse di inserimento protesico, scaricare eventuali sottosquadri ecc.

Modellazione. Il cuore del software, che permette di intervenire sulle modellazioni eseguite dal computer modificandole con il mouse allo stesso modo di come farebbe l'odontotecnico con cera e spatolina. Questa opportunità risulta molto utile per irrobustire le connessioni, creare battute in metallo in antagonismo, personalizzare l'estetica ecc.

Librerie. Ogni sistema di modellazione CAD dispone di librerie di elementi protesici. Una libreria è una raccolta di forme già disegnate e predefinite dallo sviluppatore e che

possono essere utilizzate e modificate a piacimento. Oltre alle librerie morfologiche, che permettono di ottenere la forma dei denti, sono oggi molto importanti le librerie degli abutment implantari, attraverso le quali si possono realizzare pilastri personalizzati e perfettamente paralleli tra loro, con il vantaggio di potersi servire di una lavorazione meccanica di precisione realizzata a freddo, e da una macchina, senza l'incognita delle variazioni dimensionali dovute al CDT (Coefficiente di Dilatazione Termica) o a difetti legati alla lavorazioni artigianali dei materiali (gesso, cere, rivestimento, metallo ecc.). A questo proposito, i produttori di impianti dentali dispongono molto spesso di apposite librerie relative alla componentistica virtuale dei loro impianti. Una volta terminata la progettazione CAD, il computer produce un file STL, che può essere utilizzato inviato o per consentire una lavorazione secondo tecnica CNC o secondo tecnica AM.

2.4.3 Il Cam

Il Cam¹⁸ sviluppandosi vicino al Cad ha avuto a sua volta alcuni eventi che hanno aperto nuovi scenari. Per quanto riguarda le lavorazioni meccaniche, l'evoluzione delle macchine utensili a controllo numerico è stato sicuramente il primo passo, e rappresenta oggi per le aziende e per quanto riguarda il settore dentale sia per i grandi centri di fresaggio o i piccoli laboratori, un settore in continua espansione ed evoluzione.

Per quanto riguarda le lavorazioni con macchine utensili ad asportazione di truciolo il principale parametro di differenziazione tra le macchine è il numero di assi controllati dal CNC. (Centri di lavoro a Controllo numerico, macchine utensili con la movimentazione degli assi controllata dal computer)

La soluzione più semplice per realizzare pezzi nello spazio è con 3 assi controllati, questo significa che l'utensile (la fresa che gira) si posiziona nello spazio secondo le 3 coordinate controllate dal CNC.

Se apparentemente 3 assi sono sufficienti per ottenere qualsiasi forma nello spazio, all'atto pratico diventa però importante sia l'orientamento che la direzione da cui l'utensile lavora la superficie. Per realizzare forme più complesse (con sottosquadri) come quelle dentali, sono quindi necessarie macchine con più di 3 assi (fino a 5 assi). Considerando comunque l'ingombro dell'utensile e lo staffaggio del pezzo con le macchine ad asportazione di truciolo non è possibile realizzare dettagli geometrici con forme particolarmente complesse. I fabbricanti mettono a disposizione diversi materiali sottoforma di blocchi a forma di parallelepipedi di diverse dimensioni o dischi di diverso spessore e diametro di: ceramiche, compositi e metalli che possono essere lavorate con

tecnologia Cam per produrre il restauro desiderato⁵⁰. Rimane comunque alla fine della filiera produttiva digitale, la necessaria correzione manuale del dispositivo protesico realizzato da parte dell'odontotecnico, come la rifinitura, lucidatura, le caratterizzazioni o le necessarie colorazioni superficiali⁵³.

2.4.4 Sistemi di fabbricazione

Nel workflow digitale di produzione di un dispositivo protesico, sono disponibili due distinte tecniche di lavorazione secondo questa tecnologia, ciascuna delle quali è in grado di generare una geometria desiderata del restauro dentale.

2.4.4.1 Tecnica sottrattiva-CNC

La fabbricazione tradizionale Cad-Cam di restauri dentali si basa sulla tecnica sottrattiva, in cui macchine utensili dotate di frese in vari materiali, sono impiegate per tagliare e modellare blocchi di materiale sinterizzato o pre-sinterizzati alla geometria desiderata. Esistono sofisticate macchine dall'ingombro ridotto che possono essere utilizzate in un laboratorio odontotecnico o anche all'interno di uno studio dentistico. Tutte le fasi produttive, con questa tecnologia, come noto, sono gestite dal per computer che controlla tutte le fasi della produzione⁵⁴. Sebbene la tecnica sottrattiva permette di fabbricare un sofisticato restauro dentale, dalle forme libere, vi è spesso con questo tipo di lavorazione un notevole spreco di materiale. In quest'ottica, per cercare di ottimizzare lo spreco di materiali e di riduzione dei costi, i produttori sono stati spinti a sviluppare e sfruttare anche un'altra tecnica produttiva e cioè: la tecnica additiva⁵⁵.

2.4.4.2 Sistema CNC da laboratorio

Tutte le fasi di produzione protesica e quasi tutte le attrezzature necessarie ad un processo produttivo Cad-Cam, sono situati nel laboratorio odontotecnico⁵⁰. Come già accennato, per generare i dati tridimensionali di un caso clinico, generalmente si parte da una impronta tradizionale dalla quale si ottiene un modello master in gesso, che viene poi sottoposta a scansione digitale. Diversamente, in un workflow digitale completo, l'impronta può essere direttamente realizzata con uno scanner intraorale. In entrambi i casi, i dati 3D raccolti verranno spediti o ad un centro di fresaggio dove sono presenti grandi fresatori a controllo numerico, oppure vengono realizzati direttamente nel laboratorio odontotecnico

se è dotato di un fresatore; in questo caso per ragioni di ingombro e di costi d'acquisto, si tratta di apparecchiature se pur sofisticate, di più piccole dimensioni, e non così performanti come le grandi macchine CNC che hanno costi di alcune centinaia di migliaia di euro. Generalmente i fresatori da laboratorio, proprio per le loro dimensioni, sono più indicati per fresare materiali "teneri" come i materiali ceramici o in resina composita, rispetto ai materiali metallici. Molti dei sistemi Cad-Cam da laboratorio, possono infatti produrre con grande precisione restauri monolitici in ceramica o composito, cappette singole o sottostrutture protesiche più estese sia su denti naturali che impianti in zirconia che poi richiederanno il rivestimento estetico con ceramiche vetrose sia con tecniche manuali o ancora con tecnologia Cad-Cam. Il dispositivo protesico progettato, sia che venga prodotta in un centro dedicato alle lavorazioni Cad-Cam o in un piccolo laboratorio dentale, richiede comunque alla fine, l'intervento dell'odontotecnico, che provvederà poi alle successive fasi artigianali di lavorazione: rifinitura della sottostruttura, stratificazione di materiali di rivestimento estetico (ceramica o composito), lucidatura e rifinitura del materiale estetico utilizzato, colorazione della protesi se realizzata interamente in materiale monolitico ecc.

2.4.4.3 Sistema CNC chairside

Con il sistema chairside, tutti i componenti del sistema Cad-Cam sono situati nello studio dentistico: il dentista può fabbricare un restauro di colore dentale in un solo appuntamento⁵⁶. In commercio sono disponibili diversi blocchetti fresabili di differenti materiali ceramici per sistemi chairside.

Attualmente nel mercato ci sono due sistemi Cad-Cam chairside completi (scanner + fresatore) forniti dallo stesso fabbricante: il sistema Cerec (Sirona, Bensheim, Germania) e E4D (D4D Technologies, Texas, USA). Il sistema Cerec essendo anche il primo sistema Cad-Cam commercializzato da più di 20 anni è il più diffuso, e in letteratura scientifica sono presenti moltissimi lavori al riguardo.

Cerec AC (Sirona Dental System, Bensheim, Germania) è l'ultima versione di Cerec, che forniscono al clinico, la capacità di fabbricare protesi alla poltrona in una sola visita grazie all'unità di fresaggio Cerec MC XL. Recentemente, è stato introdotto nel mercato Cerec AC, con lo scanner OmniCam. Questo scanner come già detto, fornisce i vantaggi legati al fatto che permette la rilevazione di un'impronta senza l'ausilio della polvere; inoltre in associazione con l'unità di fresaggio Cerec MC XL è possibile realizzare nella versione

chairside, oltre agli intarsi, faccette e corone singole, anche ponti e guide chirurgiche se Cerec Ac viene implementato con il software del fresatore da laboratorio Cerec In Lab. Se il clinico lo desidera, attraverso la rete digitale di Sirona (Cerec Connect), l'impronta ottica, può essere invece trasmessa via e-mail al laboratorio odontotecnico appartenente ad una lista di laboratori autorizzati da Sirona e seguire quindi un iter di lavorazione con la ausilio e le competenze dell'odontotecnico.

2.4.5 Tecnica additiva

Invece della lavorazione con le frese di blocchi di ceramica sinterizzati o pre-sinterizzati, un oggetto tridimensionale può essere costruito strato per strato secondo le modalità di lavorazione identificabili con il termine di Additive Manufacturing (AM) ^{57.59}.

La AM, si differenzia dalle tecniche tradizionali di lavorazioni meccaniche in quanto queste ultime operano per asportazione di materiale, mentre le tecniche AM operano con il concetto inverso ossia per addizione di materiale. Lo sviluppo delle prime macchine per AM è dovuto a Charles W. Hull che per primo realizzò una macchina di tipo SLA-1 (StereoLithographic Apparatus). Successivamente gli studi sono avanzati così da giungere a generazioni successive della SLA e messa a punto di tecnologie differenti quali LOM (Laminated Object Manufacturing), SLS (Selective Laser Sintering), FDM (Fused Deposition Modeling) ecc. (Fig. 2.31). Anche lo scenario d'impiego è cambiato in quanto lo sviluppo di queste macchine non è legato alla collaborazione con grosse aziende o centri di ricerca, ma anche nelle piccole e medie imprese soprattutto grazie alla sensibile diminuzione dei costi di queste tecnologie e alla possibilità di ottenere lavorazioni anche molto complesse, a costi più contenuti e impossibili da realizzare con le lavorazioni tradizionali. Questa particolare tecnologia è comparsa da pochi anni nel mercato dentale, ma sta avendo notevoli sviluppi soprattutto nella ricerca di ampliare la rosa di materiali impiegabili per questa particolare lavorazione che per il momento sono abbastanza limitati.

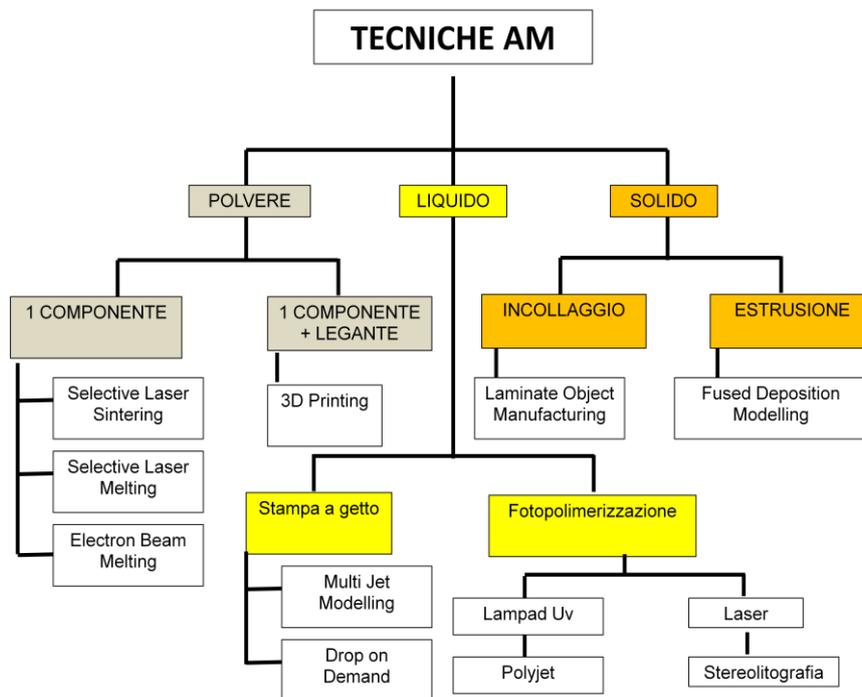


Fig. 2.31 schema delle tecnologie AM.

Come per le tecniche di lavorazione CNC anche per AM, il primo step è la generazione di un file STL (STL è acronimo di Standard Triangulation Language To Layer ed è lo standard accettato da quasi tutti i sistemi di prototipazione). Consiste nel realizzare il modello matematico di un oggetto, esclusivamente in ambiente CAD, partendo da due strade ben distinte e precisamente:

- Mediante l'ausilio integrale di software CAD
- Mediante l'impiego di tecniche di Reverse Engineering (fig.2.32)

In campo dentale la prima delle due è la strada che si percorre, tutte le volte che l'odontotecnico modella virtualmente al computer un dispositivo protesico, utilizzando particolari e dedicati software di progettazione CAD.

La seconda strada è indicata quando non si dispone o non esiste il modello matematico e si procede, mediante tecniche di ingegneria inversa (Reverse Engineering), ossia mediante appositi strumenti, si scansiona la superficie dell'oggetto di cui si vuole il modello CAD. Questi restituiscono un certo numero di punti appartenenti alle superfici scansionate, punti che in gergo si individuano con il nome "nuvola di punti". La nuvola viene elaborata tramite CAD o software dedicati per ottenere il modello matematico tridimensionale. In questo caso l'esempio applicato all'odontotecnica, è quando ad esempio una volta stabilito che un provvisorio per forma e funzione è ideale e considerato esatto, con procedure di reverse engineering si replica il provvisorio per poterlo poi trasformare con un materiale definitivo.

Dal modello matematico CAD si realizza poi il file di estensione .STL mediante apposite utility di esportazione o direttamente dal CAD qualora questa utility sia integrata oppure si deve prima salvare il progetto in un formato intermedio e poi con software dedicato realizzare il file STL.

La produzione poi del dispositivo consiste nell'inviare alla macchina il file STL o le slices, (di spessore compreso tra i 0.025 e 0.5 mm) a secondo del modello di prototipatrice, e procedere con la deposizione del materiale strato per strato fino ad arrivare all'oggetto finale. Questa fase può durare anche diverse ore a seconda della complessità dell'oggetto e delle impostazioni date alla macchina prototipatrice.

Per completare il pezzo sono poi necessari dei post trattamenti che sono operazioni manuali il cui scopo è togliere l'oggetto stampato dalla macchina e liberarlo dal supporto o dal materiale in eccesso ed eventualmente operare ulteriori finiture.

A seconda della tecnologia utilizzata e del materiale si possono infine prevedere dei trattamenti termici o utilizzare il prototipo come stampo per la realizzazione di altri prototipi in materiale diverso (con migliori prestazioni meccaniche).

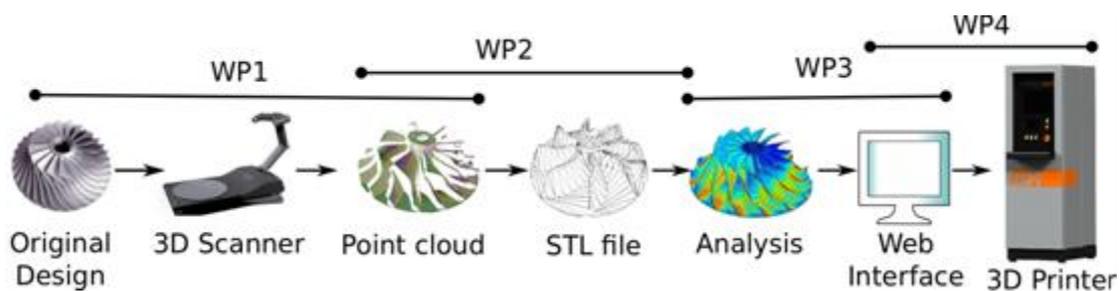


Fig.2.32 workflow per realizzare un oggetto mediante RE e stampa 3D.

Per risoluzione di una stampante 3D si intende, lo spessore minimo di materiale cui una stampante 3D utilizza per realizzare un oggetto. Di solito questa grandezza è espressa in micron e può variare dai 100 ai 300 micron per una comune stampante 3D con tecnologia FDM, fino ad arrivare anche a 10 micron per alcuni modelli in DLP. Quindi si evince che più è basso il valore di risoluzione, più lo strato di materiale è fino e quindi più definito (i layer sono talmente sottili da far sembrare l'oggetto con una superficie particolarmente liscia). Però per avere una alta risoluzione è necessario considerare che sono necessari tempi più lunghi per realizzare l'oggetto. In alcune schede tecniche viene data anche la possibilità di sapere la risoluzione X-Y (quindi sul piano XY che è bidimensionale, mentre la risoluzione citata prima è sull'asse Z) che però può essere misurata in dpi come per le comuni stampanti inkjet o laser.⁶⁷

2.4.5.1 Stereo Litographic Apparatus (SLA)

La stereolitografia è stata la prima tecnica messa a punto. Brevettata da Chuck Hull nel 1986, la stereolitografia si basa sulla polimerizzazione di un liquido (resine acriliche o epossidiche) per effetto di un laser. Nella prima fase si predispone il posizionamento finale del pezzo da realizzare su workstation ed eventualmente si generano i supporti. Successivamente il laser, focalizzato sul piano di lavoro mediante sistemi ottici, provvede a polimerizzare la prima sezione del prototipo. Successivamente il piano si abbassa e il procedimento prosegue con la polimerizzazione dello strato successivo (Fig. 2.33)

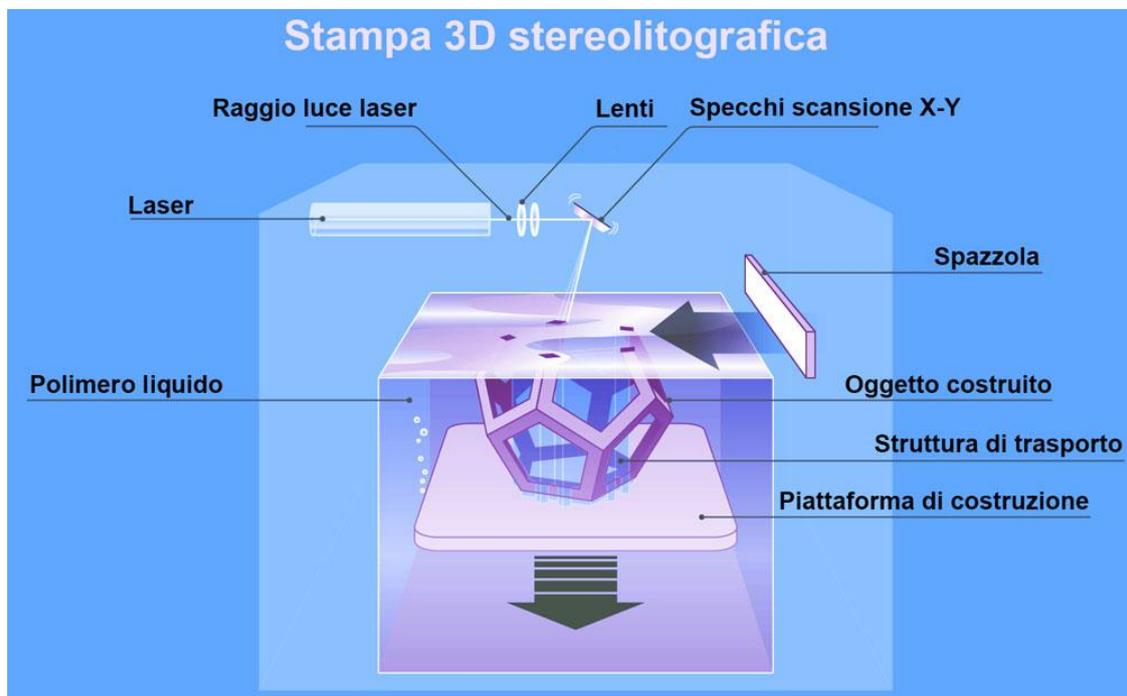


Fig.2.33 Schema di funzionamento di una stampante stereo litografica.

Per ridurre il tempo di costruzione, il laser polimerizza solo i contorni esterni delle superfici e li collega con una struttura a nido d'ape, per cui alla fine della costruzione il pezzo è esposto a raggi UV mediante apposite lampade per un tempo sufficiente alla completa polimerizzazione. Generalmente in ambito dentale questa tecnologia è impiegata soprattutto per realizzare modelli di lavoro e mascherine chirurgiche per un utilizzo ortopedico e maxillo-facciale, per pianificazione implantare o per realizzazione di modellati dentali da impiegare successivamente per procedure di fusione a cera persa.⁶⁰

2.4.5.2 Fused Deposition Modeling (FDM)

Il fused deposition modeling è una tecnologia sviluppata dalla azienda americana Stratasys che viene impiegata nella prototipazione rapida tradizionale: usa un ugello per depositare un polimero fuso su una struttura di supporto, strato dopo strato. Un filamento plastico o un filo metallico è srotolato da una bobina, che fornisce il materiale ad un ugello di estrusione, con il quale è possibile gestire il flusso. L'ugello è riscaldato per poter sciogliere il materiale e può essere guidato sia in direzione orizzontale che verticale da un meccanismo di controllo numerico, cioè seguendo un percorso tracciato da un software CAM. Attualmente vi sono molti materiali che supportano questa tecnica, infatti è largamente utilizzata nel mercato consumer. I più comuni sono: PLA (Acido Polilattico di derivazione organica dal mais), e ABS, (polimero (Acrilnitrile - Butadiene – Stirene). Tale sistema non viene utilizzato nel campo dentale, ma viene impiegato in ambito medico per la costruzione di scaffold da essere impiegati in ingegneria tissutale.^{61,62}

2.4.5.3 Digital Light Processing (DLP)

Le stampanti 3D DLP (Digital Light Processing) utilizzano proiettori con tecnologia DLP a LED o LCD per polimerizzare, generalmente dal basso, uno strato alla volta, il fotopolimero contenuto in una vasca allo stato liquido Fig. 2.34. Tale fonte luminosa, ha una lunghezza d'onda atta a innescare il processo di polimerizzazione. Il polimero liquido esposto a questa fonte luminosa, si indurisce, la piastra di costruzione si muove in basso in piccoli incrementi e il polimero liquido è di nuovo esposto alla luce e così via. Il processo si ripete finché il modello non è costruito. Il polimero liquido è poi drenato dalla vasca, lasciando il modello solido. Diversamente dalla stereolitografia, la stampa 3D a getto è ottimizzata per velocità, costo contenuto e facilità d'uso, rendendola adatta per svariati campi compreso quello del dentale. Le stampanti con tecnologia DLP possono generare oggetti ad alta risoluzione molto velocemente, soprattutto quelli con strati grandi e complessi, perché queste macchine producono un intero strato contemporaneamente, mentre le stampanti laser devono tracciare ogni singolo elemento dello strato; non sono richieste sostanze chimiche tossiche come quelle utilizzate nella stereolitografia, ed è necessario un lavoro minimo di finitura dopo la stampa. In ambito medico e dentale questa tecnologia è in forte e continua espansione, viene utilizzata per realizzare modelli di pianificazione chirurgica in ambito ortopedico, maxillo-facciale e impiantare, modelli di lavoro, modellati dentali in materiale resinoso calcinabile, e più recentemente sono state

proposte delle resine acriliche o addirittura nanocompositi fotosensibili con diverse colorazioni per la produzione di restauri provvisori a lungo termine.

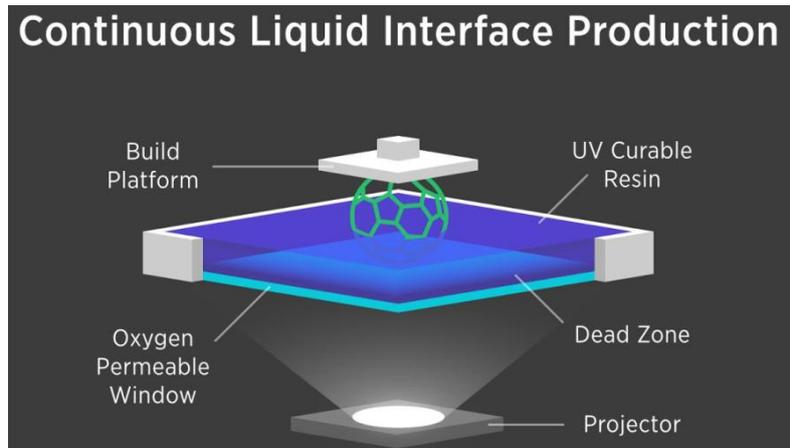


Fig. 2.34 schema di una stampante DLP.

2.4.5.4 Selective Laser Sintering (SLS)

La Sinterizzazione Laser Selettiva, fa impiego di polveri termoplastiche, metalliche o silicee, e come dice il nome, fa uso di un laser per sinterizzare i materiali impiegati per la costruzione del prototipo. Inizialmente viene steso un sottile strato di polvere da un apposito apparato e il laser provvede alla sinterizzazione ove necessario Fig 2.35 La tavola si abbassa della quantità voluta, si stende un altro strato di polvere e il tutto si ripete. Il vantaggio sta nel fatto che si possono utilizzare diverse tipologie di polveri e non c'è bisogno di prevedere dei supporti dato che è la polvere non sinterizzata che provvede a sostenere i piani superiori. Alla fine del processo il pezzo deve essere liberato dalla polvere in eccesso, nel caso di polveri metalliche e ceramiche, i pezzi prodotti subiscono anche un trattamento termico per migliorarne le caratteristiche.

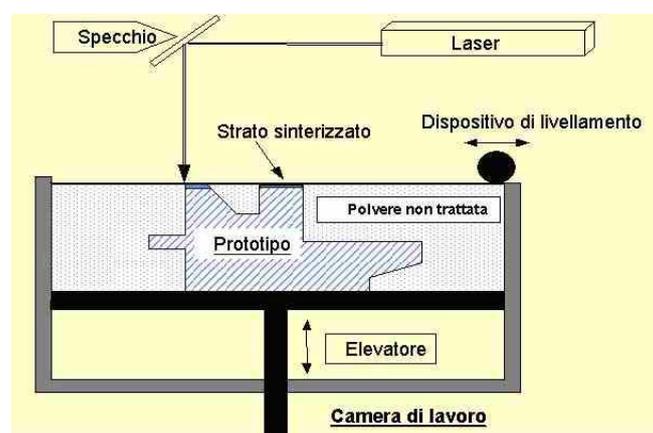


Fig.2.35 schema di funzionamento di una macchina per SLS.

2.4.5.5 Selective Laser Melting (SLM)

Questa tecnica rappresenta una variante rispetto alla classica sinterizzazione laser selettiva, non utilizza la sinterizzazione per la solidificazione dei granuli di polvere, ma fonde totalmente il materiale in modo selettivo, utilizzando un laser ad alta potenza⁶⁵. La sua densità arriva addirittura al 99,5% di quella del materiale base in lingotto. Ne derivano proprietà meccaniche equivalenti e anche strutture superficiali estremamente regolari e compatte con microporosità praticamente inesistente e facilmente levigabili e lucidabili. Allo scopo di prevenire l'ossidazione dei metalli nella camera di lavoro la fase di produzione viene eseguita in un'atmosfera inerte. Questo processo è stato introdotto in odontoiatria da alcuni anni e viene principalmente proposto per la realizzazione di sottostrutture metalliche in leghe al cromo-cobalto e titanio per protesi fisse in metallo-ceramica. (Fig 2.36)

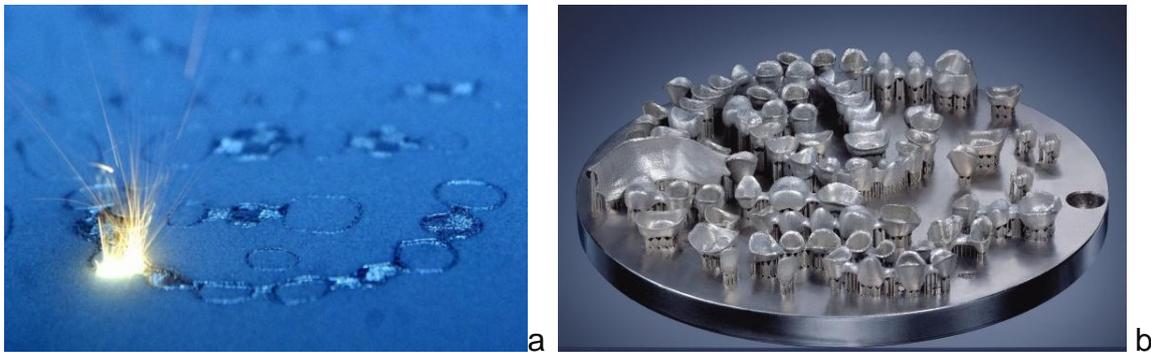


Fig.2.36 a) fase intermedia durante la produzione di protesi con tecnologia SLM b) il piatto con le protesi ancora ancorate ai supporti a fine produzione.

BIBLIOGRAFIA

1. Simionato F. *Scienza dei materiali dentari* 1996 Ed. Piccini nuova libreria
2. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci.* 2009;117:319–325
3. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10: 85-92,.
4. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Res* 2005;16: 26-35,.
5. Sahin S, Cehreli M, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses. A review *J Dent* 2002;30: 271-282,.
6. Wang T, Leu L, Wang J, Lin L. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17: 231-237,.
7. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62: 581-585,.
8. Kunavisarut C, Lang L, Stoner B, Felton D. Finite element analysis on dental-implant supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002;11: 30-40,.
9. Brånemark P. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50: 399-410,
10. Ongül D, Gökçen-Röhlig B, Sermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J* 2012;57: 184-189,
11. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25: 506-515
12. Picton DC, Creasey SJ Some causes of failure of crowns, bridges and dentures. *J Oral Rehabil.* 1989 Mar;16(2):109-18
13. Christensen GJ (2008) Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 139(6): 761–763
14. Christensen GJ (2009) Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc* 140(10):1301–1304
15. Carfagna G. *CAD/CAM 3D. Studi di progettazione e produzione di un componente meccanico* Edizioni Savine (2010)

16. Online <http://cadcamfunda.com/history>
17. Guidi G., Russo M., Beraldin JA. Acquisizione 3D e modellazione poligonale
2010 McGraw-Hill Companies srl Milano
18. Meneghello R. La tecnologia CAD/CAM in implantoprotesi. capitolo 17 del libro
Implantoprotesi di Zamuner L. edizioni Oralpalnt Suisse
19. Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J.A. "Three-year clinical prospective
evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs)." *Clin Oral
Investig* 2009;13(4): 445-451
20. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D.. "Digital dentistry: an overview of recent
developments for CAD/CAM generated restorations." *Br Dent J* 2008; 204(9): 505-
511
21. Duret F., Preston J.D. (1991). "CAD/CAM imaging in dentistry." *Curr Opin Dent*
1(2): 150-154.
22. Liu P.R. (2005). "A panorama of dental CAD/CAM restorative systems." *Compend
Contin Educ Dent* 26(7): 507-508, 510, 512
23. Mormann W.H. (2004). "The origin of the Cerec method: a personal review of the
first 5 years." *Int J Comput Dent* 7(1): 11-24.
24. Andersson M., Carlsson L., Persson M., Bergman B. (1996). "Accuracy of machine
milling and spark erosion with a CAD/CAM system." *J Prosthet Dent* 76(2): 187-
193.
25. Andersson M., Oden A. "A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity
alumina coping with porcelain." *Acta Odontol Scand* 1993; 51(1): 59-64.
26. Quass S., Rudolph, H. e Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental
impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. 2007, *Journal of
Dentistry*, Vol. 35, p. 903-908.
27. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G A three-dimensional
evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. 2006, *The Journal of
Prosthetics Dentistry*, Vol. 95, issue 3 p. 194-200.
28. Hollenbeck K, Allin T, van der Poel M Dental Lab 3D Scanners – How they work
and what works best 3Shape Technology Research, Copenhagen 2012
www.3shapedental.com/media/1037094/dental_lab_3d_scanners_article_it.pdf
29. Fasbinder D.J.. "Digital dentistry: innovation for restorative treatment." *Compend
Contin Educ Dent* 201031 Spec No 4: 2-11; quiz 12.

30. Christensen GJ The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc* 2008; 139:347–349
31. Christensen GJ Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 2008 139(6): 761–763
32. ISO 10360-9:2013 Geometrical product specifications (GPS) -- Acceptance and reverification tests for coordinate measuring systems (CMS) -- Part 9: CMMs with multiple probing systems
33. ISO 12836:2012 specifies test methods for the assessment of the accuracy of digitizing devices for computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) systems for indirect dental restorations.
34. Ronald L. Sakaguchi P.D., John M. Powers P.D. *Craig's Restorative Dental Materials*, 2011. Elsevier/Mosby.
35. Mormann W.H. "The evolution of the CEREC system." *J Am Dent Assoc* 2006 137 Suppl: 7S13S.
36. Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, et al. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*. 2012;7:e43312
37. Logozzo, S., Zanetti, E.M., Franceschini, G. Recent advances in dental optics. Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*. 2014;54:203–221.
38. Gary D. Hack, Sebastian B. M. Patzelt, Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation ADA American Dental Association September 2015, Volume 10 Issue 4, 1-5
39. GÜth, J.F.; Keul, C.; Stimmelmayer, M.; Beuer, F.; Edelhoff, D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin. Oral Investig.* 2013, 17, 1201–1208.
40. Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc*. 2014 Nov;145(11):1133-40
41. Giménez, B.; Özcan, M.; Martínez-Rus, F.; Pradíes, G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2015, 17, e54–e64.

42. Malchow D. Optical Coherence Tomography/Dentistry: Driving OCT into dentistry 2014 <http://www.bioopticsworld.com/articles/print/volume-7/issue-1/features/optical-coherence-tomography-dentistry-driving-oct-into-dentistry.html>
43. Hsieh YS, HoYC, Lee SY, Chuang CC, Tsai J, Lin KF, Sun CW Dental Optical Coherence Tomography Sensors (Basel) 2013 July; 13(7): 8928–8949. Published online 2013 July 12.
44. Chuembou Pekam F, Marotti J, Wolfart S, Tinschert J, Radermacher K, Heger S. High-frequency ultrasound as an option for scanning of prepared teeth: an in vitro study. *Ultrasound Med Biol.* 2015 Jan;41(1):309-16
45. Naegeli C Your smartphone as a 3D scanner 2013 <https://www.ethz.ch/en/news-and-events/eth-news/news/2013/12/your-smartphone-as-a-3d-scanner.html>
46. Colantuoni L, MobileFusion, lo smartphone diventa uno scanner 3D 25 agosto 2015 <http://www.webnews.it/2015/08/25/microsoft-mobilefusion-smartphone-scanner-3d/>
47. Mormann W.H. "The evolution of the CEREC system." *J Am Dent Assoc* 2006 137 Suppl: 7S13S.
48. Witkowski S. "CAD/CAM in Dental Technology." *Quintessence Dent Technol* 2005. 28: 169-184
49. Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.H., Hickel R. "A new optical 3-D device for the detection of wear." 1997 *J Dent Res* 76(11): 1799-1807.
50. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D.. "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations." *Br Dent J* 2008 204(9): 505-.511.
51. Scienze dei materiali dentali e laboratorio. Tecnologia Cad-Cam - Zanichelli <http://online.scuola.zanichelli.it/smd/files/2013/02/Cad-Cam.pdf>
52. Ronald L. Sakaguchi P.D., John M. Powers P.D. *Craig's Restorative Dental Materials*, 2011. Elsevier/Mosby
53. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont.* 2001 Mar-Apr;14(2):146-51.
54. Van Noort R. "The future of dental devices is digital." *Dent Mater* 2012; 28(1): 3-12.
55. Ebert J., Ozkol E., Zeichner A., Uibel K., Weiss O., Koops U., Telle R., Fischer H. "Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia." *J Dent Res* 2009; 88(7): 673-676.

56. Baroudi Kand, Nasser Ibraheem S Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature J Int Oral Health. 2015 Apr; 7(4): 96–104
57. What is Additive Manufacturing? <http://additivemanufacturing.com/basics/>
58. Cos'è la Prototipazione Rapida? <http://www.stratasys.com/it/resources/rapid-prototyping>
59. Vezzano A. Tesi di Laurea: Prototipazione rapida di prodotto: tecniche e applicazioni - Facoltà di ingegneria - Dipartimento di tecnica e gestione dei sistemi industriali - Corso di laurea triennale in ingegneria gestionale- Univ di Padova 2011
60. Lee JH, Lee CH A Stereolithographic resin pattern for evaluating the framework, altered cast partial removable dental prosthesis impression, and maxillomandibular relationship record in a single appointment. J Prosthet Dent. 2015 Nov;114(5):625-6.
61. Rosenzweig DH, Carelli E, Steffen T, Jarzem P, Haglund L 3D-Printed ABS and PLA Scaffolds for Cartilage and Nucleus Pulposus Tissue Regeneration. Int J Mol Sci. 2015 Jul 3;16(7):15118-35
62. JWu GH, Hsu SH Med Biol Eng. Review: Polymeric-Based 3D Printing for Tissue Engineering 2015;35(3):285-292. Epub 2015 Jun 10.
63. Farré-Guasch E, Wolff J, Helder MN, Schulten EA, Forouzanfar T, Klein-Nulend J Application of Additive Manufacturing in Oral and Maxillofacial Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2015 Dec;73(12):2408-18.
64. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature J Dent (Shiraz). 2015 Mar;16(1):1-9
65. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. J Prosthodont. 2015 Jun;24(4):303-12.
66. <http://www.dwssystem.com/stampanti/laboratori-cliniche-dentali?lang=it>
67. [Andrea Segna](http://www.stampa3d-forum.it/come-funziona-stampante-3d/) A -Come funziona una stampante 3D? 2014 <http://www.stampa3d-forum.it/come-funziona-stampante-3d/>

CAPITOLO 3. Materiali per il Cad-Cam in campo dentale

3.1 Generalità

L'introduzione delle metodiche Cad-Cam ha comportato l'adattamento a questo tipo di lavorazione di materiali già disponibili in campo dentale, o la messa a punto di nuovi materiali appositamente prodotti per tale scopo. Attualmente sono disponibili vari tipi di materiali ceramici, metallici, polimerici e compositi, che possono essere impiegati per svariate applicazioni, e si ritiene che in futuro continueranno a comparirne altri.

In questo capitolo vengono descritti brevemente i principali materiali il cui impiego ha avuto una significativa diffusione in questo settore.

3.2 Materiali per protesi in ceramica integrale

3.2.1 Introduzione

Da circa la metà del secolo scorso, uno dei principali impieghi dei materiali ceramici in ambito dentale risiede nella realizzazione delle cosiddette *protesi in metallo-ceramica*. Una protesi di questo tipo è formata da una sottostruttura metallica ricoperta da uno strato relativamente uniforme di ceramica essenzialmente di natura vetrosa, che viene impiegata principalmente per motivi estetici. Anche se le ceramiche usate per questo scopo presentano delle caratteristiche meccaniche modeste, il rinforzo che viene loro fornito dalla sottostruttura metallica consente che vengano prodotte protesi che, se progettate e realizzate correttamente, sono in grado di fornire prestazioni cliniche soddisfacenti per prolungati periodi di tempo. Negli ultimi decenni, l'introduzione di ceramiche più resistenti, e la messa a punto di metodiche Cad-Cam in ambito dentale, hanno consentito la realizzazione di protesi completamente in ceramica, note come *protesi in ceramica integrale*, consentendo all'odontoiatra ed all'odontotecnico diverse opzioni protesiche esenti da metalli¹.

3.2.2 Ceramiche feldspatiche

Le ceramiche feldspatiche sono formate principalmente da una fase vetrosa di natura silicica, contenente circa il 5-25% in volume di cristalli di leucite ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) che si formano riscaldando i feldspati ad una temperatura di circa $1150^\circ C$ ^{2,3}. L'elevato contenuto di fase vetrosa in queste ceramiche conferisce loro ottime proprietà estetiche, simili a quelle dei denti naturali⁴. Le particelle di leucite vengono impiegate per fornire alla

ceramica elevata traslucidità, per modificare il suo coefficiente di dilatazione termica, e per migliorare la resistenza del materiale ostacolando propagazione di difetti intrinsecamente presenti nei materiali ceramici. Tuttavia, le ceramiche feldspatiche presentano una distribuzione casuale di cristalli di leucite di dimensioni relativamente grandi e ciò comporta una bassa resistenza alla flessione del materiale, che è generalmente compresa tra 70 e 100 MPa⁵. Per questo motivo la ceramica feldspatica, fornita sottoforma di polvere e lavorata con un procedimento di sinterizzazione, viene comunemente impiegata per la realizzazione del rivestimento estetico di restauri in metallo-ceramica³. Nel 1985 sono stati introdotti i primi blocchetti in ceramica feldspatica per lavorazioni Cad-Cam con la denominazione Vita Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germania) sviluppati per il sistema Cerec (Sirona). Questo materiale ha una resistenza alla flessione di circa 120 MPa⁶ ed è stato destinato ad essere utilizzato per la realizzazione di inlay, onlay, e faccette. Per intarsi realizzati con Vita Mark I è stato riportato un tasso di sopravvivenza clinica del 90,4% dopo 10 anni di servizio⁷. Nei primi anni 90 dalla stessa azienda è stata sviluppata una nuova generazione di ceramica in blocchetti per Cad-Cam, denominata Vita Mark II, con circa il 30% in volume di particelle cristalline più fini, con diametri compresi tra circa 10 µm e a 20 µm, e con una distribuzione molto più uniforme delle particelle stesse^{3,8,9}. Le dimensioni più fini delle particelle cristalline consentono ai restauri realizzati con questa ceramica con tecniche Cad-Cam, di presentare gradi di usura simili a quella dello smalto naturale¹⁰. Secondo i dati del produttore, la resistenza alla flessione della Vita Mark II è di circa 150 MPa, che la rende adatta per la fabbricazione di inlay, onlay, corone anteriori monolitiche e faccette^{11,12}. In uno studio su corone prodotte con ceramica Vita Mark II è stato riportato un tasso di sopravvivenza clinica del 94,6% dopo 55 mesi¹³. Più recentemente, un altro studio condotto su corone singole realizzate con VITA Mark II ha mostrato un tasso di sopravvivenza del 83,78% dopo un periodo di osservazione di 4 anni¹⁴.

3.2.3 Vetroceramica rinforzata con leucite

Le vetroceramiche sono dei materiali ceramici polifasici, formati da una fase vetrosa continua, che contiene una o più fasi cristalline costituite da cristalli che si sono formati grazie ad una cristallizzazione controllata della fase vetrosa stessa. In campo dentale vengono impiegati più tipi di vetroceramiche che in base alle fasi cristalline in esse presenti possono essere suddivise in: vetroceramica rinforzata con leucite, vetroceramica

rinforzata con disilicato di litio, vetroceramica al silicato di litio rinforzata con biossido di zirconio.

La vetroceramica rinforzata con leucite è formata da una matrice vetrosa a base di allumino-silicati, contenente cristalli di leucite con concentrazioni dal 35% al 45% in volume¹⁵. La rilevante concentrazione della fase cristallina conferisce un cospicuo rinforzo meccanico alla vetroceramica, che presenta una resistenza alla flessione di circa 105- 120 MPa^{16,17}. Inoltre i restauri in vetroceramica rinforzata con leucite sono altamente traslucidi¹⁸. Una ceramica di questo tipo era stata inizialmente introdotta nel 1968, sotto forma di polvere, dall'azienda tedesca VITA con la denominazione VITA VMK 68 per il rivestimento estetico delle protesi in metallo-ceramica¹⁹. Per superare gli svantaggi legati alla miscelazione manuale degli impasti di polvere e liquido, come la formazione di microporosità ed il notevole ritiro dovuto alla sinterizzazione, nel 1990 un'altra azienda ha proposto una nuova ceramica utilizzabile per pressatura (iniezione a caldo) denominata IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)³. I lingotti di ceramica, forniti dal produttore in una varietà di tonalità, possono essere pressati a caldo (1050-1080°C) con una pressione di 0,3-0,4 MPa^{20,21}. La microstruttura della ceramica è costituita da cristalli di leucite con dimensioni di 1-5 µm, uniformemente distribuiti in una matrice vetrosa. Le piccole dimensioni dei cristalli di leucite e la tecnica di pressatura conferiscono al materiale una rilevante resistenza alla flessione di 160-180 MPa^{22,23}. Grazie alle aumentate proprietà meccaniche, questa ceramica viene proposta per la realizzazione di inlay, onlay, faccette, o restauri coronali nei denti anteriori²⁴. Corone in IPS Empress hanno mostrato un tasso di sopravvivenza clinica del 84% fino a 11 anni²⁴.

Nel 2006 la Ivoclar Vivadent ha introdotto anche la versione lavorabile con tecnologia Cad-Cam della ceramica IPS Empress (IPS Empress CAD) sotto forma di blocchetti. Tali blocchetti erano stati realizzati inizialmente con lo scopo di essere lavorati con il sistema di fresatura per studio e laboratorio³. Per quanto riguarda l'esito clinico di IPS Empress CAD, nessun dato è stato riportato in letteratura, a causa della diminuzione nel suo utilizzo a seguito dell'introduzione della vetroceramica al disilicato di litio.

3.2.4 Vetroceramica a base di disilicato di litio

La richiesta da parte del mercato di una ceramica vetrosa dalle elevate proprietà estetiche, per potere realizzare anche piccoli ponti nei settori anteriori ha portato allo sviluppo della vetroceramica a base di disilicato di litio (Li₂Si₂O₅). Nel 1998 la ditta Ivoclar

Vivadent ha introdotto la prima ceramica al disilicato di litio (IPS Empress II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sotto forma di lingottini per essere utilizzata con la tecnica della pressatura a caldo, ad una temperatura di circa 920° C. Questa ceramica è formata da una matrice vetrosa nella quale sono distribuiti uniformemente cristalli aghiformi di disilicato di litio con una concentrazione del 70% in volume, aventi una lunghezza di circa 4 µm e un diametro di circa 0,5 µm²⁵. Tale struttura ostacola la propagazione dei difetti ed eleva la resistenza alla flessione fino a 380-400 MPa²⁶. Questo valore corrisponde a più del doppio di quello della vetroceramica rinforzata con leucite^{27,28}. Inoltre, i cristalli di disilicato di litio hanno un indice di rifrazione simile a quello della matrice vetrosa e ciò conferisce elevate proprietà di traslucidità a questa ceramica anche se essa contiene un'elevato contenuto cristallino³. Diversi studi clinici hanno dimostrato un elevato tasso di sopravvivenza corone singole in IPS Empress II, compreso tra il 95.24% e il 100%, dopo un periodo di osservazione tra 5 e 10 anni²⁹⁻³¹. Un ulteriore miglioramento delle proprietà fisiche e della traslucidità della vetroceramica a base di disilicato di litio si è ottenuto con l'introduzione di IPS e.max Press³². I lingottini per pressatura vengono forniti con diversi gradi di opacità: alta, media e bassa traslucidità. L'impiego di questo materiale è raccomandato per la fabbricazione di inlay, onlay e corone posteriori, o come sottostruttura per corone e ponti anteriori di tre unità³³. In un recente studio è stata riportata un tasso di sopravvivenza clinico del 97,4% dopo 5 anni e del 94,8% dopo 8 anni per corone singole realizzate con IPS e.max Press³⁴. Poiché la produzione con tecniche Cad-Cam di restauri dentali è divenuta più comune, nel 2005 è stata sviluppata una nuova vetroceramica al disilicato di litio con il nome di IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) per le tecniche di fresatura computerizzata. La lavorazione Cad-Cam fornisce i vantaggi di risparmio di tempo e costi, e comporta un miglioramento della riproducibilità dei restauri. Il blocchetto di IPS e.max CAD è di colore bluastro ed è parzialmente cristallizzato; esso contiene circa il 40% cristalli di meta-silicato di litio, permettendo al materiale di essere facilmente lavorato con tecnica CAD. Dopo la lavorazione del blocchetto, il restauro dentale viene sottoposto ad una cottura di cristallizzazione a 850°C per 10 minuti, durante la quale i cristalli di meta-silicato di litio si trasformano in disilicato di litio. Questa trasformazione impartisce al materiale le proprietà meccaniche ed estetiche finali. Durante tale processo di cottura avviene una contrazione lineare del disilicato di litio di circa lo 0.2%. Secondo i dati forniti dal produttore, la resistenza alla flessione di IPS e.max CAD completamente cristallizzato è di circa 360 MPa. Il materiale non è solo indicato per realizzare intarsi integrali monolitici, onlay e

corone singole nei settori anteriori, ma anche per piccoli ponti fino ai premolari con cementazione convenzionale o adesiva³⁵. Studi clinici su corone singole hanno dimostrato per IPS e.max CAD tassi di sopravvivenza del 100% dopo 24 mesi senza complicazioni^{36,37}. Corone posteriori in IPS e.max CAD hanno presentato un tasso di sopravvivenza del 96,3% dopo 4 anni³⁸.

3.2.5 Ceramiche all'ossido di alluminio

La prima applicazione dell'ossido di alluminio (allumina, Al_2O_3) in protesi dentale è avvenuta nel 1989 con lo sviluppo del materiale In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Badsäckingen, Germania)³⁹. Viene prodotta una sottostruttura porosa per sinterizzazione parziale di una sospensione di ossido di alluminio (70-80%) a 1120°C per 10 ore e successiva infiltrazione di un vetro di silicato di lantanio a 1100°C per 4 ore⁴⁰. Per la costruzione della sottostruttura ceramica può essere utilizzata sia una tecnica manuale tradizionale oppure la lavorazione Cad-Cam di blocchi presinterizzati^{3,41}. L'aspetto estetico finale del restauro viene realizzato rivestendo la sottostruttura di In-ceram Alumina con ceramica feldspatica⁴². Il materiale ha una elevata resistenza alla flessione di circa 450 MPa e moderata traslucidità, che lo rende adatto per la realizzazione di corone singole anteriori e posteriori³. Una valutazione retrospettiva a lungo termine di corone singole realizzate con In-Ceram Alumina ha registrato un tasso di sopravvivenza del 80,5% dopo 15 anni⁴³. La scheggiatura del materiale di rivestimento è stata la complicità tecnica più frequente nei settori posteriori. Una maggiore attenzione per migliorare i materiali ceramici per la fabbricazione di sottostrutture ha portato allo sviluppo nel 1993 del sistema Procera (Nobel Biocare, Gothenburg, Svezia). Con tale sistema si possono costruire sottostrutture per corone costituite da allumina densamente sinterizzata composte da ossido di alluminio al 99,9% con dimensione dei grani di 5 μm . Ciò si ottiene con la compattazione di polvere di allumina in uno stampo ad alta pressione, ed eseguendo poi la sinterizzazione a circa 1600°C⁴⁴. La contrazione che ne consegue, che è pari a circa il 20%, compensa le maggiori dimensioni iniziali che la sottostruttura presentava prima della sinterizzazione. La sottostruttura viene successivamente rivestita con ceramica feldspatica⁴⁴. Sono stati segnalati una resistenza alla flessione di circa 630-700 MPa ed una tenacità alla frattura di circa 4,48-6 $MPa \cdot m^{1/2}$ ^{45,46}. In uno studio su 135 corone singole Procera ha rivelato un tasso di sopravvivenza del 100% nella zona anteriore e 98,8% nella zona posteriore, dopo 5 e 7 anni, indipendentemente dal tipo di cemento (cemento composito o vetroionomero)⁴⁷

Un'altra ceramica, denominata In-Ceram SPINELL (VITA Zahnfabrik, Badsäckingen, Germania), è stata introdotta nel 1993 con un miglioramento delle caratteristiche di traslucidità, che è simile a quella della dentina. Analogamente all'In-Ceram Alumina, viene prodotta una sottostruttura porosa per sinterizzazione parziale di una sospensione di spinello e successiva infiltrazione vetrosa⁴⁸. Corone singole con sottostruttura di In-Ceram SPINELL hanno mostrato un tasso di sopravvivenza del 91,7% dopo 2-5 anni⁴⁹.

Un'altra ceramica, denominata In-Ceram zirconia (VITA Zahnfabrik, Badsäckingen, Germania), è stata introdotta nel 1999. Essa viene lavorata in maniera analoga alla In-Ceram Alumina e contiene circa il 34% in volume di allumina e circa il 33% di zirconia stabilizzata con ossido di cerio. Presenta una resistenza alla flessione di 630 MPa e una tenacità alla frattura di 6-8 MPa·m^{1/2}⁵⁰. Grazie alla sua elevata resistenza il materiale è adatto per la fabbricazione di corone singole e ponti a 3 elementi posteriori⁴⁸. Le sottostrutture realizzate con In-ceram zirconia possono essere costruite con sistemi tradizionali o con tecniche di lavorazione Cad-Cam⁵¹. Uno studio clinico su 30 corone In-Ceram zirconia ha riportato un tasso di sopravvivenza del 100% dopo 2 anni⁵².

3.2.6 Zirconia tetragonale policristallina stabilizzata con ittria (Y-TZP)

Generalità. Il biossido di zirconio o zirconia (ZrO₂) è un materiale ceramico cristallino, senza la presenza di fasi vetrose⁵³. Lo zirconio è un metallo di transizione ed è stato scoperto nel 1789 dal chimico tedesco Martin Klaproth, e isolato da Jöns Berzelius nel 1824⁵⁴. La zirconia tetragonale policristallina, stabilizzata con ossido di ittrio (ittria) è un materiale ceramico bianco opaco con elevata resistenza alla flessione, compresa tra 900 al 1200 MPa, ed elevata tenacità alla frattura, compresa tra 5 e 10 MPa m^{1/2}⁵⁵. Grazie alle sue eccellenti proprietà meccaniche e di biocompatibilità⁵³, la prima applicazione della zirconia in campo medico è stata effettuata nel 1969 da Helmer e Driskell, mentre le prime protesi sferiche d'anca in zirconia state introdotte da Christel⁵⁶. Più tardi la zirconia è stata introdotta in odontoiatria per la fabbricazione di perni radicolari⁵⁷, attacchi ortodontici⁵⁸, sottostrutture per corone⁵⁹, ponti, impianti^{60,61}.

L'assenza di una fase vetrosa nella zirconia compromette l'efficacia del tradizionale attacco con acido fluoridrico per favorire l'adesione^{62,63}. Pertanto per produrre una buona adesione tra zirconia e cementi a base di resina, sono stati proposti diversi trattamenti superficiali, soprattutto la sabbiatura con diverse granulometrie di polvere e differenti di pressioni, è l'impiego di cementi o primer contenenti monomeri adesivi per le ceramiche a base di ossidi^{64,65}.

Un punto debole nell'impiego della zirconia per la fabbricazione di sottostrutture in protesi fissa, è il tipo di legame che si viene a creare con la ceramica di rivestimento. Fenomeni di delaminazione e scheggiatura dello strato ceramico di rivestimento rappresentano la problematica riportata più frequentemente in letteratura⁶⁶⁻⁶⁸. La zirconia può essere lavorata solo con tecnologia Cad-Cam sia nella forma semi-sinterizzata che completamente sinterizzata. Vi sono varie aziende che propongono semilavorati grezzi di zirconia per realizzare sottostrutture da rivestire con ceramica dopo la fresatura e l'eventuale sinterizzazione. Tra i prodotti commerciali si ricordano i seguenti: zirconia Lava (3M Espe), Everest BIO ZS e BIO ZH (KaVo), In-Ceram YZ (VITA), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Zerion (Straumann), Cercon (DeguDent), ICE Zirkon Traslucente (Zirconzahn GMBH, Brunico, Italia).

Meccanismo di tenacizzazione della zirconia La zirconia è polimorfa e presenta tre fasi cristallografiche a temperature diverse: una fase cubica (c) stabile da 2680°C a 2370°C, una fase tetragonale (t) stabile da 2370°C a 1170°C, e una fase monoclina (m) stabile da 1170°C a temperatura ambiente⁶⁹. Durante il raffreddamento, la trasformazione della struttura da tetragonale a monoclina comporta un notevole aumento di volume (circa il 4%), e ciò genera elevate tensioni interne, che possono causare la formazione di notevoli incrinature nel materiale⁷⁰. L'aggiunta alla zirconia di opportune sostanze in piccola concentrazione, quali l'ossido di magnesio (MgO), l'ossido di calcio (CaO), o l'ossido di ittrio, noto anche con la denominazione di ittria (Y_2O_3), favorisce il mantenimento a temperatura ambiente dei reticoli cristallini metastabili cubico e tetragonale. In particolare l'aggiunta di ossido di ittrio genera una microstruttura formata da grani equiassici di zirconia tetragonale metastabile aventi dimensioni di circa 0,2-0,5 μm ⁵³. Tale zirconia viene chiamata *zirconia tetragonale policristallina* (Y-TZP) e, grazie alla sua biocompatibilità e alla elevata resistenza meccanica, essa è la forma più utilizzata per applicazioni biomediche⁵³. Questo materiale presenta una resistenza meccanica ed una tenacità alla frattura notevolmente elevate, in combinazione con un colore bianco o avorio ed una traslucidità simile a quella dei denti naturali, offrendo nuove possibilità d'intervento nelle riabilitazioni protesiche estetiche prive di metalli. L'elevata resistenza meccanica di questo materiale permette anche di attendersi eccellenti prognosi cliniche anche nei settori posteriori delle arcate dentarie, nonostante gli elevati e ripetuti carichi masticatori in tali aree. L'elevata resistenza è dovuta alla particolare struttura cristallina del materiale, che è in grado di contrastare la propagazione delle incrinature. La zirconia Y-TZP è composta da

cristalli tetragonali di ossido di zirconio che grazie alle loro dimensioni, alla pressione dei cristalli circostanti e all'aggiunta di ossido di ittrio, rimangono stabili a temperatura ambiente.

Quando una incrinatura tende propagarsi nel materiale sotto l'azione di tensioni di trazione, i cristalli tetragonali attorno all'estremità dell'incrinatura si trasformano in monoclini stabili. In tal modo le tensioni di trazione vengono assorbite ed allo stesso tempo, a causa dell'aumento di volume associato alla trasformazione del reticolo cristallino da tetragonale a monoclinico, si generano tensioni di compressione locali. Pertanto non viene soltanto eliminato lo stato di tensione di trazione all'estremità della incrinatura, ma lo stato di compressione oppone anche una certa resistenza alla propagazione dell'incrinatura stessa.

Lavorazione. Per la zirconia sono disponibili due tecniche Cad-Cam di lavorazione a seconda se la fase Cam venga eseguita prima o dopo la sinterizzazione⁵⁴. Il primo metodo consiste fresatura pezzi grezzi in ossido di zirconio completamente sinterizzato fino ad ottenere la forma desiderata. Purtroppo, la zirconia completamente sinterizzata richiede speciali attrezzature per la fresatura e lunghi tempi di lavorazione³. Il secondo metodo si basa sulla fresatura di blocchetti di zirconia parzialmente sinterizzati. Le strutture vengono progettate con dimensioni aumentate, realizzate con tecnologia Cad-Cam e successivamente vengono sottoposte ad una cottura finale di sinterizzazione a 1300-1500 °C per 2-6, durante la quale avviene un ritiro di circa il 20-25% che compensa le maggiori dimensioni iniziali^{71,72}.

I sistemi Cad-Cam più frequentemente utilizzati per la lavorazione della zirconia semisinterizzata sono il Cercon (Dentsply Friadent, Mannheim, Germania), il Cerec (Sirona, Bensheim, Germania), il Lava (3M ESPE, Seefeld, Germania), l'Arctica (KaVo Dental GmbH Biberach Germania) ed il Procera (Nobel Biocare, Gothenburg, Svezia). Recentemente al fine di ridurre ulteriormente i tempi di costruzione ed il conseguente costo finale di un dispositivo protesico in ceramica, sono state proposte nuove tipologie di zirconia più traslucide per realizzare corone e ponti monolitici già progettati con la forma anatomica finale desiderata. Ciò in alternativa alla lavorazione tradizionale con la quale si realizza una sottostruttura in zirconia che viene poi rivestita con una ceramica con matrice vetrosa. Tra i materiali commerciali si ricordano Lava Plus zirconia (3M ESPE, Seefeld, Germania), zirconia Prettau (Zirconzahn GMBH, Brunico, Italia), e BruxZir Solid zirconia (laboratori Gildewell, California, USA).

Secondo i produttori, la zirconia monolitica è indicata per la costruzione di restauri anche estesi nei settori posteriori delle arcate, in particolar modo in pazienti con abitudini para-funzionali o con ridotto spazio occlusale .

Poiché la zirconia è un materiale opaco e biancastro, il colore dentale desiderato viene ottenuto tramite una colorazione del restauro prima della sinterizzazione. A causa delle sue proprietà estetiche inferiori, la zirconia monolitica è limitata alle zone posteriori, esteticamente meno impegnative.

Comunque, grazie alle migliorate proprietà di traslucidità delle ultime zirconie proposte sul mercato, anche l'estetica risulta notevolmente migliorata. La loro elevata traslucidità le rende indicate anche per l'utilizzo nella regione anteriore, diventando l'alternativa ideale al disilicato di litio. KATANA™ UTML E STM (Kuraray Noritake Dental Inc ,Tokyo Japan) Prettau® Anterior® (Zirconzahn GMBH, Brunico, Italia)

A causa dell'elevata durezza della zirconia monolitica, l'usura degli antagonisti è stata ampiamente esaminata in vitro⁷³. Gli studi documentati sull'usura della zirconia monolitica e dei denti naturali antagonisti dimostrano come l'usura sia più bassa rispetto ad altre ceramiche. Tuttavia, vi è una mancanza di studi clinici a lungo termine riguardanti il successo di restauri dentali in zirconia monolitica; un caso clinico di due anni relativo a restauri sostenuti da impianti ha riportato risultati estetici gradevoli e l'assenza di complicazioni cliniche⁷⁴.

3.2.7 Vetroceramica rinforzata con zirconia

La vetroceramica rinforzata con zirconia contiene silicato di litio e zirconia. Con un processo innovativo la vetroceramica viene arricchita con biossido di zirconio (10 % in peso). In tal modo si ottiene la prima vetroceramica al silicato di litio rinforzata con biossido di zirconio (ZLS).⁷⁵⁻⁷⁶

In questo materiale l'aggiunta del 10% di zirconia consente una presenza di cristalli di silicato di litio 4 volte più piccoli. Il risultato è una microstruttura ultra-fine che combina una elevata resistenza alla flessione e un alto contenuto di fase vetrosa. La combinazione quindi del silicato di litio e zirconia, in questa vetroceramica, garantisce buone proprietà meccaniche, facile fresatura e lucidatura. Due attualmente sono i nuovi prodotti per la lavorazione Cad-Cam basati su questo approccio: Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germania) e Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Germania). Secondo le informazioni del produttore, Celtra ha una resistenza alla flessione di 210 MPa. Dopo la fresatura, eventuali aggiuntive, colorazioni e cottura di glastura, può aumentare la

resistenza alla flessione fino 370 MPa. Questo materiale monolitico per Cad-Cam è indicato per la realizzazione di inlay, onlay, faccette e corone anteriori e posteriori.

3.3 Materiali per Cad-Cam in resina composita

3.3.1 Introduzione

Lo sviluppo della tecnologia Cad-Cam in odontoiatria ha permesso ai dentisti di avere a disposizione molteplici materiali adatti alla realizzazione di restauri esenti da metalli. Le ampie risorse messe a disposizione della ricerca per lo studio di materiali dentali in grado di presentare migliorate proprietà biomeccaniche, facilità di lavorazione e costi ridotti, hanno permesso di sviluppare anche materiali compositi a matrice polimerica per essere utilizzati con tecnologia Cad-Cam ⁷⁷. A questa famiglia di materiali, dovrebbero appartenere anche quei materiali che per esigenze commerciali e di marketing vengono definiti ceramiche ibride, ma, per la presenza di una fase organica al loro interno dovrebbero essere invece inclusi nei materiali compositi. Questi materiali, dotati di buone proprietà meccaniche⁷⁸, sono adatti per restauri singoli: intarsi, faccette e corone su denti naturali e impianti. Per tutti questi materiali è necessario prevedere una cementazione di tipo adesivo.

3.3.2 Paradigm MZ 100

Il materiale Paradigm MZ100 (3M Espe, Saint Paul, MN, USA), prodotto in blocchetti fresabili è un composito a base di bisfenolo-A-diglicidilmetacrilato (BisGMA) e trietilenglicole dimetacrilato (TEGDMA), con riempitivi sferoidali costituiti da zirconia e silice (85% in peso), con una dimensione media delle particelle di 0,6 μm ⁷⁸. Questo materiale è stato introdotto sul mercato nel 2000 come una innovazione del materiale per il restauro diretto in composito Z100 ^{79,80}. Con la produzione di blocchetti per lavorazione Cad-Cam si sono evidenziate superiori proprietà fisiche e meccaniche rispetto allo Z100. Secondo il produttore la resistenza alla flessione di Paradigm MZ100 varia tra 150 e 160 MPa, mentre il modulo di elasticità risulta essere compreso tra 15 e 20 GPa. Nonostante l'usura relativamente elevata del materiale, Paradigm MZ100 ha rivelato il tasso di usura dello smalto dentario più basso rispetto ai materiali ceramici per Cad-Cam (Kunzelmann et al. 2001). Paradigm MZ100 può essere usato per fabbricare inlay, onlay, faccette e corone singole adatti ad una cementazione adesiva ⁸¹. Un indagine clinica longitudinale sulle prestazioni di intarsi realizzati con Paradigm MZ100, in termini di adattamento marginale e

stabilità del colore, è stata valutata dopo tre anni di permanenza nel cavo orale ⁸². Si è concluso che gli intarsi Paradigm MZ100 presentano prestazioni cliniche simili ad inlay in ceramica realizzati sempre con tecnologia Cad-Cam.

3.3.3 Lava Ultimate

I blocchetti per Cad-Cam Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germania) sono realizzati con un materiale che è stato denominato dal fabbricante, per evidenti motivi commerciali, resina nano-ceramica (RNC); studiato per l'esecuzione di restauri alla poltrona con il sistema Cerec ed il sistema E4D. Il materiale è formato da una matrice di resina con riempitivi nano-ceramici che costituiscono circa l'80% in peso. Per la realizzazione di questo materiale sono stati impiegati assieme tre riempitivi: nano-particelle di zirconia e silice agglomerate in grappoli, nano-particelle di silice e nano-particelle di zirconia. Secondo informazioni del produttore, le corone realizzate in Lava Ultimate hanno una resistenza alla flessione di 200 MPa, rendendo questo materiale più resistente rispetto a Paradigm MZ100 e blocchetti di ceramica feldspatica da fresatura. Anche i dati riportati in letteratura sembrano dimostrare ottime caratteristiche meccaniche per un utilizzo clinico⁸³. Dal 12 giugno 2015, 3M ha rimosso l'indicazione di Lava™ Ultimate per corone a causa di problemi riconducibili al distacco/debonding, con un tasso di frequenza superiore a quello considerato accettabile statisticamente, visti gli elevati standard che 3M richiede per i propri materiali per qualità e prestazioni. Il prodotto continua ad essere indicato per restauri singoli: inlay, onlay (con geometrie di cavità di tipo ritentivo) e faccette. Ovviamente è obbligatoria la cementazione adesiva con cemento composito ed adesivo dentinale. I restauri fresati possono essere individualizzati intraoralmente o extraoralmente, sia prima che dopo la cementazione definitiva⁸⁴.

3.3.4 Enamic,

Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germania) viene definito un materiale ceramico ibrido, in quanto contiene 86% (in peso) di una matrice in ceramica feldspatica porosa (presinterizzata), che è stata infiltrata per il restante 14% da un copolimero formato da (uretano dimetacrilato e trietilene glicole dimetacrilato). Proprio però per la sua composizione, non è possibile includere questo materiale nella famiglia dei materiali ceramici, infatti, la definizione generale dei ceramici, è la seguente: *materiali inorganici non metallici*. La presenza di una matrice polimerica, quindi organica, esclude Enamic dalla categoria dei materiali ceramici. I dati delle caratteristiche meccaniche fornite dal

fabbricante riportano una resistenza alla flessione pari a 150-160 MPa ed un modulo di elasticità pari a 30 GPa. La combinazione di questi due materiali offre notevoli vantaggi per l'utilizzatore: riduzione della fragilità rispetto alla sola ceramica ed un'ottima lavorabilità Cad-Cam grazie alla presenza della componente resinosa.

3.3.5 Cerasmart

Cerasmart (GC EUROPE N.V. Leuven Belgio) è un altro recentissimo materiale definito commercialmente ceramica ibrida, prodotta in blocchetti fresabili, e costituita da una matrice in ceramica feldspatica ultrafine (diametro 20-300 nm) 71% (in peso) infiltrata da una matrice resinosa al 29 % a base di UDMA ed altri di metacrilati. Viene dichiarato dal fabbricante una resistenza alla flessione pari a 225 MPa.

Essendo quest'ultimi analizzati, materiali molto recenti, a parte i dati forniti dal fabbricante non sono ancora presenti molte informazioni aggiuntive provenienti dalla letteratura scientifica.

Esistono solo due lavori del 2015 ^{78, 80}, che riportano i seguenti dati di resistenza alla flessione per Enamic 137 ±20 MPa e 219 ±20 MPa per Cerasmart, mentre nel secondo lavoro gli autori, riportano una resistenza a flessione per Enamic pari a 131 MPa e modulo di elasticità pari a 26 MPa.

3.4 Materiali utilizzati in bi-strato (Multilayer)

Nonostante le ottime proprietà estetiche dei restauri in ceramica, la fragilità e la suscettibilità alla frattura sono sempre stati tra i più comuni svantaggi legati ai materiali ceramici. Per superare questo problema, sono stati via via proposti differenti materiali con i quali costruire una sottostruttura ad elevata resistenza che funga da supporto alla successiva ceramica di rivestimento. Questi materiali possono essere metallici o ceramici ad alta resistenza ma essi, a causa della loro relativa opacità, richiedono comunque un rivestimento con una ceramica più traslucida per ottenere un aspetto estetico naturale.

3.4.1 Metallo-ceramica

La metallo ceramica è stata introdotta nel 1962 per la realizzazione di protesi dentarie fisse ⁸⁶. Sulla base delle buone proprietà meccaniche e dei risultati estetici soddisfacenti, la metallo-ceramica è diventata il gold standard per anni in odontoiatria protesica. Nonostante l'alto tasso di successo clinico dei restauri in metallo-ceramica che impiegano leghe nobili ^{87,88}, l'aumento del prezzo mondiale di queste leghe ha costretto la ricerca a

trovare delle alternative . Ad esempio le leghe di titanio sono state sviluppate come alternativa grazie al loro basso costo, l'eccellente biocompatibilità, l'elevata resistenza alla corrosione e le proprietà meccaniche adeguate ^{89,90}. Sfortunatamente, molti problemi legati alla fusione e al legame del rivestimento estetico su sottostrutture in titanio ha reso difficoltosa la loro diffusione ^{91,92}. Recentemente, con lo sviluppo delle tecnologie Cad-Cam, gli odontotecnici possono disporre di blocchetti di titanio da fresare per realizzare corone e ponti (es: Tecnica Procera) ⁹³. Uno studio clinico a breve termine ha mostrato un tasso di sopravvivenza del 94,9% per corone singole realizzate in titanio-ceramica con tecniche Cad-Cam, dopo tre anni senza complicazioni biologiche⁹⁴. Inoltre, altri studi hanno dimostrato che la chiusura marginale di restauri Cad-Cam in titanio è paragonabile alla qualità marginale di restauri fusi in titanio ^{95,96}.

3.4.1 Zirconia-ceramica

Come già descritto in precedenza, il biossido di zirconio o zirconia (ZrO_2) è un materiale ceramico cristallino, senza la presenza di fasi vetrose. La zirconia tetragonale policristallina, stabilizzata con ossido di ittrio (ittria) è un materiale ceramico bianco opaco con elevata resistenza alla flessione, Grazie alle delle sue eccellenti proprietà meccaniche e di biocompatibilità la zirconia è stata introdotta in odontoiatria per vari impieghi come la fabbricazione di perni radicolari attacchi ortodontici, sottostrutture per corone ponti su denti naturali e su impianti. Nonostante la recente introduzione di zirconie traslucide per un impiego monolitico, la zirconia viene a tutt'oggi comunemente utilizzata come sottostruttura per essere rivestita con un materiale estetico, ceramico o resina composita. Un punto debole nell'impiego della zirconia per la fabbricazione di sottostrutture in protesi fissa, è il tipo di legame che si viene a creare con la ceramica di rivestimento. Fenomeni di delaminazione e scheggiatura dello strato ceramico di rivestimento rappresentano la problematica riportata più frequentemente in letteratura ⁶⁶⁻⁶⁸. La zirconia inoltre a differenza dei metalli, per ora può essere lavorata solo con tecnologia Cad-Cam e con tecnica di lavorazione sottrattiva, sia nella forma semi-sinterizzata che completamente sinterizzata. Vi sono varie aziende che propongono semilavorati grezzi di zirconia per realizzare sottostrutture da rivestire con ceramica dopo la fresatura e l'eventuale sinterizzazione. Studi clinici riportano per corone singole in zirconia con rivestimento in ceramica, utilizzate per il restauro di denti anteriori e posteriori un tasso di sopravvivenza del 98,1% dopo 5 anni ⁹⁸. Corone singole anteriori hanno rivelato un tasso di sopravvivenza del 100% dopo 3 anni ⁹⁹,

mentre le corone posteriori hanno rivelato un tasso di sopravvivenza del 95,2% dopo 3 anni¹⁰⁰

3.4.2 Tecnica di stratificazione manuale della ceramica

La stratificazione manuale della ceramica è la tecnica di rivestimento tradizionale in cui una polvere di ceramica viene miscelata con liquido di modellazione, che generalmente è acqua distillata. La miscela ottenuta, sottoforma di pasta di consistenza morbida, viene applicata come massa dentina prima e smalto poi, stratificandola su diversi materiali metallici o ceramici. Ogni strato viene cotto in forno alla temperatura specificata dal produttore. La cottura dell'ultimo strato conferisce al manufatto la levigatura e la lucentezza finale. Questa tecnica è fortemente dipendente dalle capacità del ceramista di impartire alla protesi le desiderate caratteristiche di colore, forma e funzione.

La ceramica feldspatica, è un materiale fragile e poco resistente alle sollecitazioni di trazione. Per il rivestimento ceramico la norma ISO sulle ceramiche dentali richiede una resistenza alla flessione di almeno 50 MPa (ISO 6872-2008). La scheggiatura (chipping) della ceramica di rivestimento è considerata il problema più comune e la principale causa di insuccesso fallimento dei sistemi bi-strato (bi-layer) metallo/ceramico e ceramico/ceramico. La non adeguata compatibilità tra i coefficienti di dilatazione termica, tra la sottostruttura e la ceramica di rivestimento, è stata identificata come uno dei principali fattori che possono causare i fenomeni di incrinatura, scheggiatura o delaminazione dello strato di ceramica di rivestimento¹⁰¹. Inoltre, la contrazione della ceramica durante il suo raffreddamento, la trasformazione di fase della zirconia all'interfaccia zirconia-ceramica, e la formazione di difetti durante la lavorazione da parte dell'odontotecnico, sono stati identificati come dei fattori in grado di influenzare negativamente la forza del legame tra sottostruttura e ceramica di rivestimento⁵⁴. Gli studi clinici che hanno utilizzato sottostrutture in zirconia per corone singole rivestite con ceramiche per stratificazione manuale, hanno riportato percentuali di scheggiatura del 15,2%⁶⁶ e del 6,3%⁹⁶, dopo 5 anni, e del 15% dopo 9 anni¹⁰².

3.4.3 Tecnica di rivestimento estetico per pressatura

Nella tecnica della pressatura a caldo dei materiali ceramici, viene sfruttato il principio della ben conosciuta tecnica di fusione a cera persa. L'odontotecnico infatti, modella in cera il dente completo nella sua forma anatomica al di sopra di una sottostruttura ceramica precedentemente realizzata. Viene quindi applicato al modellato in cera un perno di colata e il tutto viene messo in rivestimento con un materiale refrattario opportunamente studiato

per questa tecnica. Successivamente la cera viene eliminata in forno e un lingottino di ceramica viene riscaldato e pressato a caldo nella forma refrattaria lasciata libera dalla cera. Questa tecnica offre il vantaggio di minimizzare la contrazione della ceramica associata alla tecnica di stratificazione convenzionale, con un conseguente migliore adattamento marginale dei restauri ^{103,104}. Uno studio in vitro ha indagato l'effetto delle modifiche della forma della sottostruttura e le tecniche di rivestimento estetico (stratificazione manuale e pressofusione) mediante test di fatica studiando le modalità di cedimento di corone Y-TZP¹⁰⁵. Gli autori hanno concluso che la ceramica stratificata a mano su sottostrutture con forme tradizionali presentò una maggiore affidabilità rispetto alla ceramica pressata su sottostrutture di forma analoga. La modifica della forma della sottostruttura è in grado di aumentare significativamente l'affidabilità per entrambe le tecniche di rivestimento riducendo i fenomeni di scheggiatura. Uno studio clinico di 21 corone in zirconia rivestite di ceramica per pressatura, ha riportato un tasso di sopravvivenza del 90,5%, senza fenomeni di scheggiature durante un periodo di osservazione di 3 anni ¹⁰⁶.

Un altro studio su sottostrutture in zirconia ha registrato un numero minore di scheggiature della ceramica di rivestimento con la tecnica di pressatura rispetto alla tecnica di stratificazione manuale tradizionale ¹⁰⁷.

3.4.4 Tecnica di rivestimento mediante lavorazione Cad-Cam

A causa della elevata tendenza all'insuccesso dello strato di rivestimento ceramico e al maggior costo delle procedure di rivestimento tradizionali, è stata sviluppata negli ultimi anni una innovazione nella tecnica di rivestimento estetico per i restauri multi-strato esenti da metalli utilizzando la tecnologia Cad-Cam per produrre sia la sottostruttura che il rivestimento estetico. L'unione tra i due componenti della protesi, prodotti interamente con tecnologia Cad-Cam, può avvenire per interposizione di una ceramica che per sinterizzazione unisce i due substrati, oppure utilizzando una tecnica di cementazione adesiva con un cemento resinoso opportunamente studiato per tale scopo. Ad oggi, nel mercato dentale sono disponibili i due sistemi seguenti.

3.4.4.1 Tecnica CAD-on.

Questa metodica battezzata IPS e.max CAD-on è stata ideata e proposta dall'azienda Ivoclar (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in sinergia con Sirona, (Sirona Bensheim, Germania). Essa è caratterizzata dalla realizzazione Cad-Cam sia del rivestimento

estetico che della sottostruttura di sostegno Come materiale da rivestimento è stato proposto il disilicato di litio (IPS e.max CAD). Mediante una ceramica di unione (IPS e.max CAD Crystall/Connect) ad una temperatura di 850° C, viene a crearsi un legame omogeneo con una sottostruttura realizzata in zirconia sempre con tecnologia Cad-Cam (IPS e.max ZirCAD). Le caratteristiche individuali di colorazione di ogni caso clinico e le caratterizzazioni finali, vengono realizzate in fase di presinterizzazione mediante utilizzo di opportune masse di ceramica colorate. La tecnica IPS e.max CAD-on unisce in modo innovativo i vantaggi estetici di IPS e.max CAD (LS2) con quelli di resistenza meccanica di IPS e.max ZirCAD (ZrO₂) per la realizzazione di corone singole su denti e impianti e di ponti latero-posteriori fino a quattro elementi. In uno studio in vitro è stata studiata la resistenza alla frattura di cappette di zirconia realizzate con tecnologia Cad-Cam rivestite per stratificazione a mano, per pressatura a caldo e con tecnica CAD-on, ¹⁰⁸. Questo studio ha riportato che la nuova tecnica CAD-on ha rivelato un carico di rottura (6.262,67 N) superiore sia alla stratificazione manuale (3.700,39 N) che ai casi realizzati con la tecnica per pressatura (3.523,73 N). Lo studio conclude che l'indagine in vitro condotta permetta di affermare che con la tecnica Cad-on vi è un più basso rischio di scheggiatura rispetto al confronto con le altre metodiche.

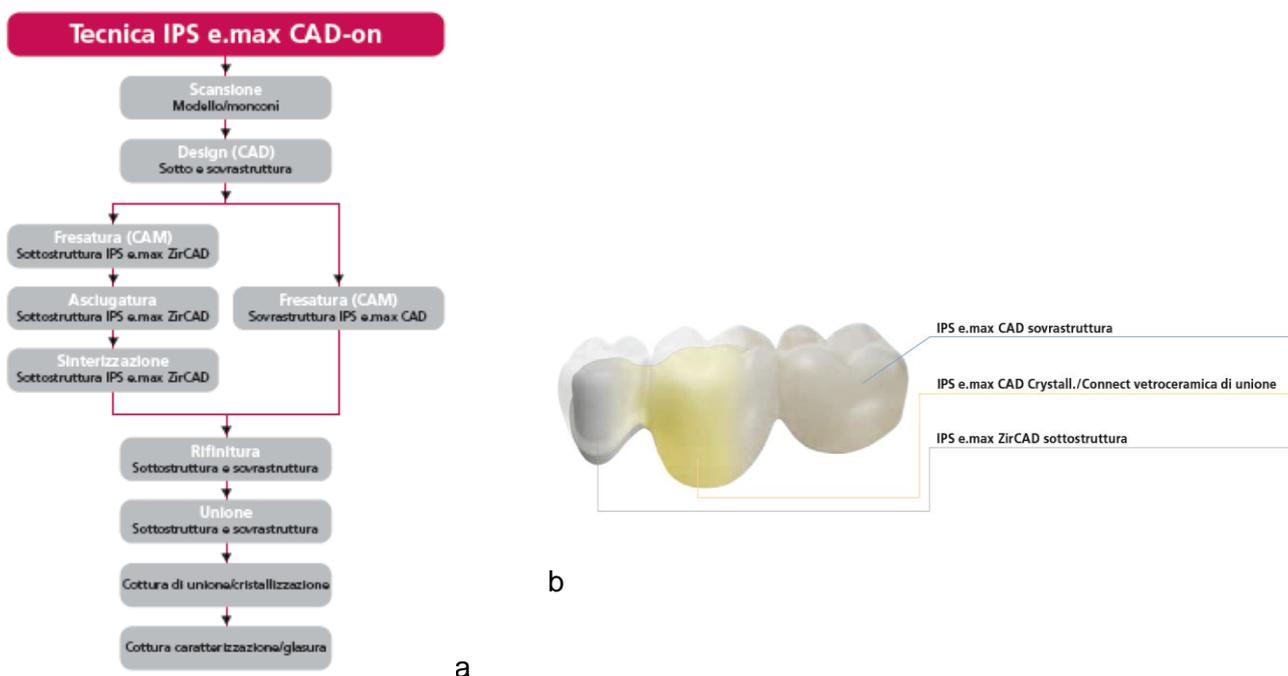


Fig. 1 a)diagramma di flusso per la realizzazione di una protesi CAD-on b) costituenti la protesi CAD-on.

3.4.4.2 Tecnica Rapid Layer Tecnology (RLT).

La metodica definita Rapid Layer Tecnology RLT è stata introdotta dalla Vita (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germania) in sinergia con il sistema di fresatura Cerec inLab MC XL (Sirona).

Analogamente alla metodica Cad-on essa consiste nella realizzazione con tecnica Cad-Cam di una protesi bi-strato costituita dall'unione post produzione di una sotto- ed una sovrastruttura. Il rivestimento estetico in questa metodica viene realizzato in vetroceramica feldspatica (VITABLOCS TriLuxe forte), mentre la sottostruttura viene realizzata in zirconia (VITA In-Ceram YZ). L'unione dei due componenti viene ottenuto mediante cementazione adesiva utilizzando cementi compositi standard. La sottostruttura in zirconia fornisce un ottimale sostegno al rivestimento estetico. Secondo il produttore, con il processo di lavorazione RLT è possibile realizzare corone e ponti fino a quattro unità.

Anche per questa tecnica multilayer, in cui sotto e sovrastruttura sono prodotti con tecnologia Cad-Cam, ci sono pochi dati in letteratura. Un recente lavoro ¹⁰⁹ che ha confrontato in vivo l'accuratezza di corone singole eseguite con la metodica RLT con una sistemica equivalente ma mai commercializzata, Lava DVS. Gli autori concludono asserendo che, il flusso di lavoro digitale derivante da un'impronta con scanner intraorale, ha permesso di osservare risultati clinicamente soddisfacenti per corone singole con entrambi i sistemi.

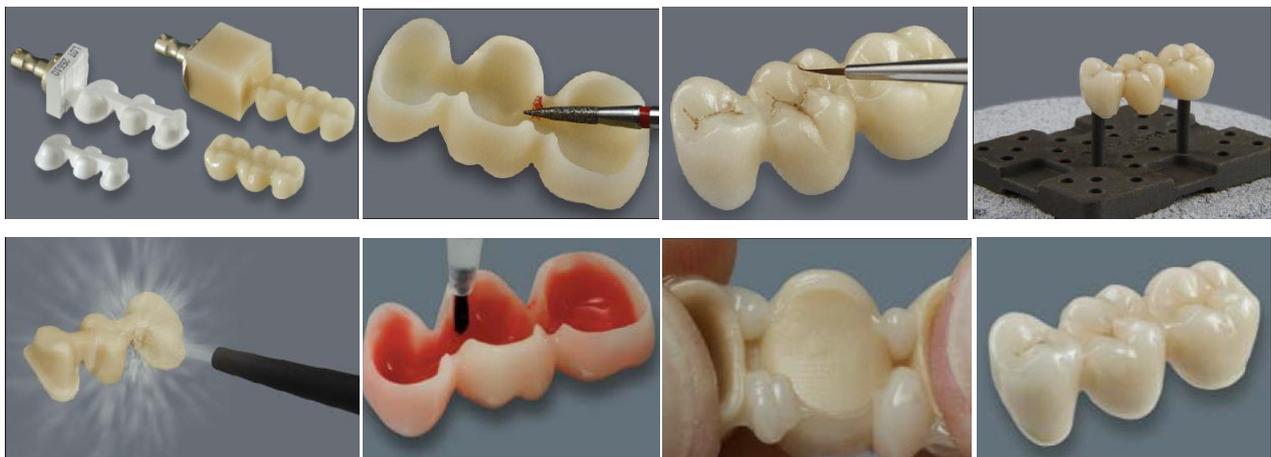


Fig. 2 Sequenza operativa per la realizzazione della protesi secondo metodica RLT.

BIBLIOGRAFIA

1. Fischer H.,Marx R. "Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method." *Dent Mater* 2002;18(1): 12-19.
2. Denry I.L., Mackert J.R., Jr., Holloway J.A.,Rosenstiel S.F. "Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain." *J Dent Res* 1996; 75(12): 1928-1935.
3. Giordano R.,McLaren E.A. "Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods." *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31(9): 682-684, 686, 688
4. Pjetursson B.E., Sailer I., Zwahlen M.,Hammerle C.H. "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 I: Single crowns." *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 73-85.
5. Fischer J., Stawarczyk B.,Hammerle C.H. "Flexural strength of veneering ceramics for zirconia." *J Dent* 2008; 36(5): 316-321.
6. Giordano R., Cima M.,Poerber R. "Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics." *Int J Prosthodont* 1995; 8(4): 311-319.
7. Otto T.,De Nisco S. "Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays." *Int J Prosthodont* 2002;15(2): 122-128.
8. Tinschert J., Zvez D., Marx R.,Anusavice K.J. "Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics." *J Dent* 2000; 28(7): 529-535.
9. Holand W., Schweiger M., Watzke R., Peschke A.,Kappert H. "Ceramics as biomaterials for dental restoration." *Expert Rev Med Devices* 2008; 5(6): 729-745.
10. Krejci I., Lutz F.,Reimer M. "Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements." *Quintessence Int* 1994; 25(3): 199-207.
11. Posselt A.,Kerschbaum T. "Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays." *Int J Comput Dent* 2003; 6(3): 231-248.
12. Fradeani M., Redemagni M.,Corrado M. "Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study." *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25(1): 9-17.
13. Bindl A., Richter B.,Mormann W.H. "Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry." *Int J Prosthodont* 2005; 18(3): 219-224.
14. Klink A.,Huettig F. "Complication and survival of Mark II restorations: 4-year clinical follow-up." *Int J Prosthodont* 2013; 26(3): 272-276.

15. Deany I.L. "Recent advances in ceramics for dentistry." *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7(2): 134-143.
16. Campbell S.D. "A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture." *J Prosthet Dent* 1989; 62(4): 476-479.
17. Seghi R.R., Crispin B.C., Mito W. "The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains." *Int J Prosthodont* 1990; 3(2): 130-134
18. Heffernan M.J., Aquilino S.A., Diaz-Arnold A.M., Haselton D.R., Stanford C.M., Vargas M.A. "Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials." *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 4-9.
19. Guess P.C., Schultheis S., Bonfante E.A., Coelho P.G., Ferencz J.L., Silva N.R. "Allceramic systems: laboratory and clinical performance." *Dent Clin North Am* 2011; 55(2): 333-352,
20. Gonzaga C.C., Cesar P.F., Okada C.Y., Fredericci C., Beneduce Neto F., Yoshimura H.N. "Mechanical properties and porosity of dental glass-ceramics hot-pressed at different temperatures." *Materials Research* 2008; 11: 301-306
21. Simionato F *Scienza dei materiali dentali* 1996, Piccin-Nuova Libreria
22. Dong J.K., Luthy H., Wohlwend A., Scharer P. "Heat-pressed ceramics: technology and strength." *Int J Prosthodont* 1992; 5(1): 9-16.
23. Groten M., Probst L. "The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns." *Int J Prosthodont* 1997; 10(2): 169-177.
24. Fradeani M., Redemagni M. "An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glassceramic crowns: a retrospective study." *Quintessence Int* 2002; 33(7): 503-510.
25. Guazzato M., Albakry M., Ringer S.P., Swain M.V. "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics." *Dent Mater* 2004; 20(5): 441-448.
26. Quinn J.B., Sundar V., Lloyd I.K. "Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics." *Dent Mater* 2003; 19(7): 603-611
27. Holand W., Schweiger M., Frank M., Rheinberger V. "A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics." *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 297-303
28. Denry I., Holloway J. "Ceramics for Dental Applications: A Review." *Materials* 2010; 3(1): 351-368.

29. Marquardt P., Strub J.R.. "Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study." *Quintessence Int* 2006;37(4): 253-259.
30. Toksavul S., Toman M. "A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns." *Int J Prosthodont* 2007;20(2): 168-172.
31. Valenti M., Valenti A. "Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice." *Quintessence Int* 2009;40(7): 573-579
32. Stappert C.F., Att W., Gerds T., Strub J.R. "Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation." *J Am Dent Assoc* 2006; 137(4): 514-522
33. Holand W., Schweiger M., Frank M., Rheinberger V. "A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics." *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 297-303.
34. Gehrt M., Wolfart S., Rafai N., Reich S., Edelhoff D. "Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service." *Clin Oral Investig* 2013;17(1): 275-284
35. Bindl A., Luthy H., Mormann W.H. "Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns." *Dent Mater* 2006. 22(1): 29-36..
36. Fasbinder D.J., Dennison J.B., Heys D., Neiva G. (2010). "A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report." *J Am Dent Assoc* 141 Suppl 2: 10S-14S.
37. Reich S., Fischer S., Sobotta B., Klapper H.U., Gozdowski S. (2010). "A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns." *Int J Prosthodont* 23(3): 214-216.
38. Reich S., Schierz O. "Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years." *Clin Oral Investig*. 2013; Sep; 17(7): 1765-72
39. Haselton D.R., Diaz-Arnold A.M., Hillis S.L. "Clinical assessment of high-strength allceramic crowns." *J Prosthet Dent* 2000; 83(4): 396-401.
40. Xiao-ping L., Jie-mo T., Yun-long Z., Ling W. "Strength and fracture toughness of MgO modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM." *Dent Mater* 2002; 18(3): 216-220.
41. Bindl A., Mormann W.H. "An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns." *Int J Prosthodont* 2002; 15(5): 451-456.
42. Haselton D.R., Diaz-Arnold A.M., Hillis S.L. "Clinical assessment of high-strength allceramic crowns." *J Prosthet Dent* 2000; 83(4): 396-401.

43. Rinke S., Tsigaras A., Huels A., Roediger M. "An 18-year retrospective evaluation of glassinfiltrated alumina crowns." *Quintessence Int* 2011; 42(8): 625-633
44. Andersson M., Oden A. "A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain." *Acta Odontol Scand* 1993;51(1): 59-64.
45. Heffernan M.J., Aquilino S.A., Diaz-Arnold A.M., Haselton D.R., Stanford C.M., Vargas M.A. (2002). "Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials." *J Prosthet Dent* 88(1): 4-9.
46. Raigrodski A.J. "Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review." *Dent Clin North Am* 2004; 48(2): viii, 531-544.
47. Zitzmann N.U., Galindo M.L., Hagmann E., Marinello C.P. "Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in the anterior and posterior regions." *Int J Prosthodont* 2007; 20(3): 239-241.
48. Wassermann A., Kaiser M., Strub J.R. "Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review." *Int J Prosthodont* 2006; 19(4): 355-363.
49. Bindl A., Mormann W.H.. "Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM generated anterior crowns over 2-5 years." *Eur J Oral Sci* 2004;112(2): 197-204.
50. Guazzato M., Albakry M., Swain M.V., Ironside J.. "Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia." *Int J Prosthodont* 2002;15(4): 339-346
51. Tinschert J., Zvez D., Marx R., Anusavice K.J. "Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics." *J Dent* 2000; 28(7): 529-535.
52. Cehreli M.C., Kokat A.M., Akca K. "CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial." *J Appl Oral Sci* 2009; 17(1): 49-55.
53. Piconi C., Maccauro G. "Zirconia as a ceramic biomaterial." *Biomaterials* 1999; 20(1): 1-25.
54. Vagkopoulou T., Koutayas S.O., Koidis P., Strub J.R. "Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic." *Eur J Esthet Dent* 2009; 4(2): 130-151
55. Manicone P.F., Rossi Iommetti P., Raffaelli L. "An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications." *J Dent* 2007; 35(11): 819-826.
56. Christel P., Meunier A., Dorlot J.M., Crolet J.M., Witvoet J., Sedel L., Boutin P. "Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery." *Ann N Y Acad Sci* 1988; 523: 234-256

57. Meyenberg K.H., Luthy H., Scharer P. "Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth." *J Esthet Dent* 1995; 7(2): 73-80.
58. Springate S.D., Winchester L.J.. "An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report." *Br J Orthod* 1991; 18(3): 203-209
59. Luthardt R.G., Sandkuhl O., Reitz B. "Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns." *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; 7(4): 113-119.
60. Kohal R.J., Weng D., Bachle M., Strub J.R. "Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment." *J Periodontol* 2004; 5(9): 1262-1268.
61. Glauser R., Sailer I., Wohlwend A., Studer S., Schibli M., Scharer P. "Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study." *Int J Prosthodont* 2004; 17(3): 285-290.
62. Kern M., Wegner S.M. "Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability." *Dent Mater* 1998; 14(1): 64-71.
63. Derand T., Molin M., Kvam K. "Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces." *Dent Mater* 2005; 21(12): 1158-1162.
64. Blatz M.B., Sadan A., Martin J., Lang B. "In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling." *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 356-362
65. Aboushelib M.N., Kleverlaan C.J., Feilzer A.J. "Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials." *J Prosthet Dent* 2007; 98(5): 379-388.
66. Sailer I., Feher A., Filser F., Gauckler L.J., Luthy H., Hammerle C.H. "Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures." *Int J Prosthodont* 2007; 20(4): 383-388.
67. Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J.A. "Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs)." *Clin Oral Investig* 2009; 13(4): 445-451.
68. Guess P.C., Zavanelli R.A., Silva N.R., Bonfante E.A., Coelho P.G., Thompson V.P. (2010). "Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue." *Int J Prosthodont* 23(5): 434-442.

69. Denry I., Kelly J.R. "State of the art of zirconia for dental applications." *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
70. Guazzato M., Quach L., Albakry M., Swain M.V. "Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic." *J Dent* 2005; 33(1): 9-18.
71. Filser F., Kocher P., Weibel F., Luthy H., Scharer P., Gauckler L.J. "Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM)." *Int J Comput Dent* 2001; 4(2): 89-106.
72. Suttor D., Bunke K., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G. "LAVA--the system for allceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks." *Int J Comput Dent* 2001; 4(3): 195-206.
73. Preis V., Weiser F., Handel G., Rosentritt M.. "Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments." *Quintessence Int* 2013;44(5): 393-405.
74. Rojas-Vizcaya F. "Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service." *J Prosthodont* 2011; 20(7): 570-576.
75. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Oper Dent*. 2015 Dec 11. [Epub ahead of print]
76. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, Roggendorf M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*. 2015;18(1):9-20
77. Kunzelmann K.H., Jelen B., Mehl A., Hickel R. "Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials." *Int J Comput Dent* 2001 4(3): 171-184.
78. Awada A, Nathanson D Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct;114(4):587-93.
79. Rusin R.P "Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM." *Compend Contin Educ Dent* 2001; 22(6 Suppl): 35-41
80. Fasbinder D.J. "Digital dentistry: innovation for restorative treatment." *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31 Spec No 4: 2-11;.
81. Edelhoff D., Beuer F., Schweiger J., Brix O., Stimmelmayer M., Guth J.F. "CAD/CAM generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report." *Quintessence Int* 2012; 43(6): 457-467
82. Fasbinder D.J., Dennison J.B., Heys D.R., Lampe K. "The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays." *J Am Dent Assoc* 2005; 136(12): 1714-1723.

83. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, Zhang Y. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater.* 2016 Jan 8 [Epub ahead of print]
84. Koller M., Arnetzl G.V., Holly L., Arnetzl G. "Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study." *Int J Comput Dent* 2012; 15(2): 159-164
85. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):59-66
86. Weinstein M K.S., Weinstein AB " Fused porcelain-to-metal teeth." US Patent 3,052,982 1962;September 11
87. De Backer H., Van Maele G., De Moor N., Van den Berghe L., De Boever J. (2006). "An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts." *Int J Prosthodont* 19(2): 136-142.
88. Pjetursson B.E., Sailer I., Zwahlen M., Hammerle C.H.. "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 I: Single crowns." *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl 3: 73-85.
89. Nakajima H., Okabe T. "Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A." *Dent Mater J* 1996;. 15(2): 77-90
90. Wang R.R., Fenton A. "Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature." *Quintessence Int* 1996; 27(6): 401-408.
91. Kimura H., Horng C.J., Okazaki M., Takahashi J. "Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength." *Dent Mater J* 1990; 9(1): 91-99.
92. Chai T.I., Stein R.S. "Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings." *J Prosthet Dent* 1995; 73(6): 534-541.
93. Turkyilmaz I., Corrigan C.L. "A custom-milled titanium complete-arch mandibular framework and a maxillary complete denture fabricated in 3 appointments: a dental technique." *Tex Dent J* 2012;. 129(7): 695-701
94. Boeckler A.F., Lee H., Stadler A., Setz J.M. "Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up." *J Prosthet Dent* 2009; 102(5): 290-297
95. Leong D., Chai J., Lautenschlager E., Gilbert J. "Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns." *Int J Prosthodont* 1994; 7(5): 440-447.
96. Ortorp A., Jemt T., Back T., Jalevik T. "Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible." *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 194-200.

97. Kelly J.R., Benetti P. "Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice." *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1: 84-96.
98. Monaco C., Caldari M., Scotti R. "Clinical Evaluation of 1,132 Zirconia-Based Single Crowns: A Retrospective Cohort Study from the AIOP Clinical Research Group." *Int J Prosthodont* 2013; 26(5): 435-442
99. Schmitt J., Wichmann M., Holst S., Reich S. "Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather-edged margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial." *Int J Prosthodont* 2010; 23(2): 107-109.
100. Rinke S., Schafer S., Lange K., Gersdorff N., Roediger M. "Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results." *J Oral Rehabil* 2013; 40(3): 228-237.
101. Fischer J., Stawarczyk B., Tomic M., Strub J.R., Hammerle C.H. "Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns." *Dent Mater J* 2007; 26(6): 766-772.
102. Koenig V., Vanheusden A.J., Le Goff S.O., Mainjot A.K. "Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study." *J Dent* 2013; Dec; 41(12): 1164-74.
103. Goldin E.B., Boyd N.W., 3rd, Goldstein G.R., Hittelman E.L., Thompson V.P. "Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations." *J Prosthet Dent* 2005; 93(2): 143-147
104. Holden J.E., Goldstein G.R., Hittelman E.L., Clark E.A. "Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations." *J Prosthodont* 2009 18(8): 645-648.
105. Guess P.C., Bonfante E.A., Silva N.R., Coelho P.G., Thompson V.P. "Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns." *Dent Mater* 2013; 29(3): 307-316.
106. Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J.A. "Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs)." *Clin Oral Investig* 2009; 13(4): 445-451.
107. Christensen R.P., Ploeger B.J. "A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report." *J Am Dent Assoc* 2010; 141(11): 1317-1329.
108. Beuer F., Schweiger J., Eichberger M., Kappert H.F., Gernet W., Edelhoff D. "High strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations." *Dent Mater* 2009; 25(1): 121-12

109. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. Clin Oral Investig. 2013 Dec;17(9):2119-25.

CAPITOLO 4 Caratterizzazione in vitro della precisione di accoppiamento e delle proprietà meccaniche

4.1 Struttura e sviluppo della sperimentazione

Le criticità evidenziabili nella filiera produttiva digitale, di una protesi multilayer metal-free sono riconducibili principalmente a:

- precisione ed accuratezza dell' impronta digitale, che rappresenta il primo step di affidabilità dell'intero processo produttivo,
- resistenza meccanica del rivestimento estetico in ceramica vetrosa e del legame che si instaura tra quest'ultimo ed il framework in zirconia provocando clinicamente fenomeni di delaminazione-chipping,
- difficoltà di adesione tra nuovi materiali da rivestimento estetico in resina composita e framework in zirconia.

Al fine di indagare alcuni di questi aspetti nella filiera digitale di produzione di protesi metal-free multilayer si sono identificate le seguenti prove di caratterizzazione come riportato in Fig. 1

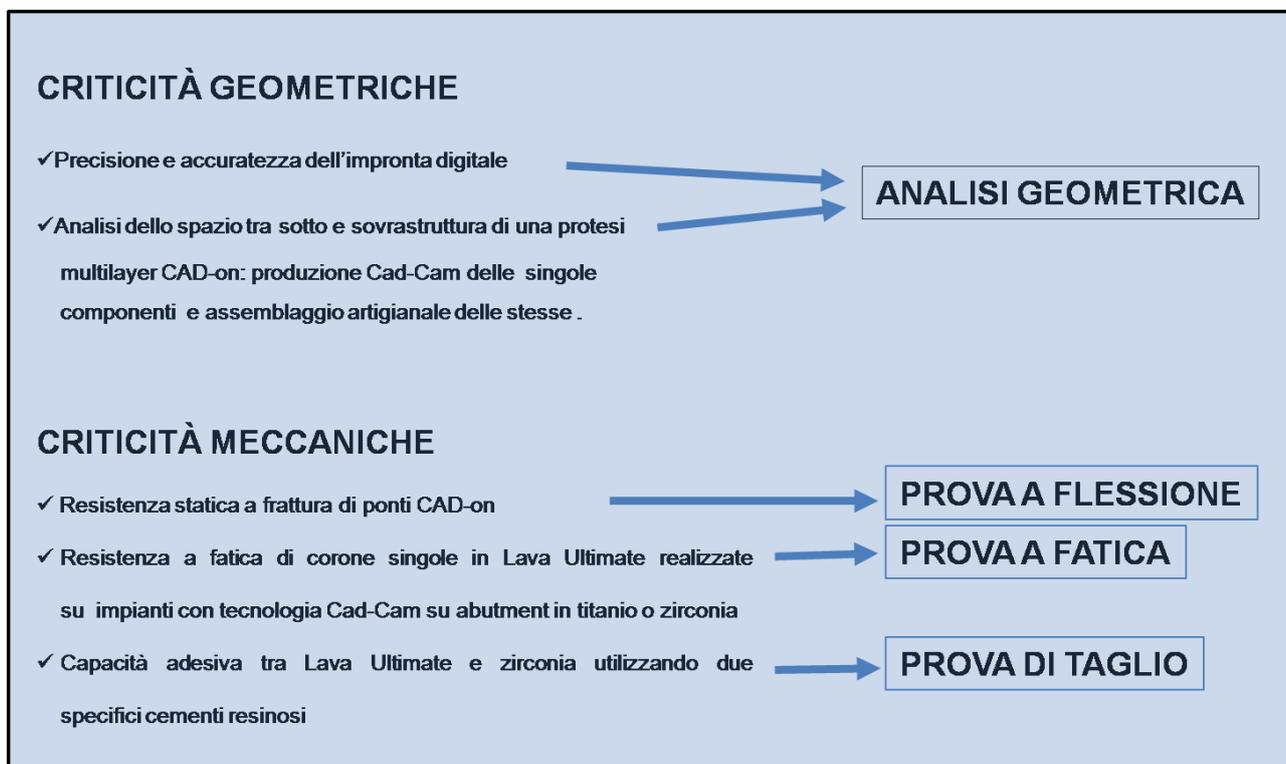


Fig. 1 Prove di caratterizzazione.

Il programma sperimentale è stato realizzato presso il Laboratorio di Disegno e Metodi dell'Ingegneria (LIN) del dipartimento di Architettura Urbanistica e Rilevamento dell'Università di Padova, presso due laboratori odontotecnici selezionati per particolari lavorazioni Cad-Cam

Le prove di caratterizzazione meccanica sono state condotte nel laboratorio di Biomeccanica presso il Dipartimento di Ingegneria Meccanica e presso la sede di AIMAD (Associazione Italiana dei Materiali Dentari). L'indagine geometrica è stata condotta presso Unilab Laboratori Industriali Srl Monselice (PD) e presso il LIN di Padova

4.2 Sviluppo delle prove geometriche

Per la valutazione della affidabilità dello scanner intraorale True Definition Scanner, intesa come precisione e esattezza (precision e trouness), è stato creato un modello master realizzato in acciaio con inseriti e fissati 6 impianti sui quali sono stati posizionati altrettanti scan-body a simulare un arcata inferiore completamente edentula, ma pronta per essere riabilitata con 6 impianti.

Il modello master è stato tarato opportunamente con due sistemi CMM: SmartScope Flash CNC 300 Optical Gaging Products, NY, USA, e Prismo VAST 7 Carl Zeiss, Oberkochen, D con sensore tattile. Dopo avere eseguito le scansioni con lo strumento da indagare, a seguito di una elaborazione con un software adatto (Rynoceros 5.0) sono state ricavate delle mesh adatte ad essere sovrainposte al modello Cad del modello master. A questo punto lo stesso software ha permesso di estrapolare le discrepanze geometriche, misurabili in micrometri, tra le scansioni singole dell'arcata ed il modello master.

Un'ulteriore indagine di tipo geometrico sviluppata, ha previsto di verificare l'accoppiamento geometrico di sovra e sottostruttura di protesi multilayer prive di metallo Cad-on. Utilizzando un software per la elaborazione delle mesh (Suite Geomagic 2013) le scansioni delle singole componenti assemblate manualmente e delle protesi finite, sono state allineate geometricamente tra di loro e quindi è stata eseguita una analisi tridimensionale degli spazi tra sovra e sottostruttura di ogni protesi.

4.3 Sviluppo delle prove meccaniche

Obiettivo dell'attività è stata quella di sviluppare delle campagne sperimentali per testare le proprietà meccaniche di diversi campioni realizzati con diversi materiali:

- 1) ponti multilayer realizzati interamente con materiali di natura ceramica e costituiti da una sottostruttura ed una sovrastruttura, entrambe realizzate con tecnologia Cad-Cam. I materiali indagati sono stati di 2 tipi diversi. Un odontotecnico selezionato per la sperimentazione, partendo da tre progetti Cad provenienti da 3 casi clinici reali, ha realizzato 4 ponti, realizzati con due differenti modalità sia per tipologia di materiali impiegati, sia per sistema di unione tra sovra e sottostruttura. La prova deve permettere di ottenere informazioni circa i dati di resistenza statica dei due diversi tipi di ponte multilayer privi di metallo. Tali obiettivi sono stati realizzati sviluppando la prova statica di resistenza a rottura.
- 2) Corone singole su impianti, realizzate con un innovativo materiale in resina composita prodotta industrialmente per un utilizzo con sistemi Cad-Cam. Tali corone sono state progettate per essere cementate o su di un pilastro standard in titanio o su di un pilastro intermedio individualizzato e realizzato in zirconia, il quale a sua volta è stato cementato sul pilastro standard in titanio.

In letteratura sono riportati molti studi¹⁻⁸ per caratterizzare e verificare le proprietà meccaniche dei materiali in uso nel campo dentale, e vengono impiegati sia campioni riproducenti corone e ponti reali, sia modelli con geometrie semplificate come quelle citate dalle norme ISO. Sono disponibili specifiche norme per tutti i materiali dentali, e in particolare quella che riguarda i materiali ceramici e le relative prove, è la norma EN ISO 6872:2008 *Dentistry - Ceramic materials*. Ponti e corone come campioni hanno come principale vantaggio una geometria simile a quella di una vera protesi, mentre i principali inconvenienti sono legati alla difficoltà di preparare dei campioni con dimensioni riproducibili (es spessori costanti) e la necessità spesso di eseguire un'analisi degli elementi finiti, ipotizzando in base alla complessità delle forme, la stima e la distribuzione delle tensioni nelle componenti della protesi. I campioni con geometria semplice non tengono conto del complesso disegno di un ponte, ma, d'altra parte, hanno il vantaggio che le loro dimensioni possono essere facilmente controllate durante la preparazione del campione. Inoltre, semplici calcoli teorici possono essere utilizzati per valutare la distribuzione delle tensioni nei campioni di forma ben definita, e le sollecitazioni reali sviluppate sul campione stesso possono essere facilmente controllate sperimentalmente.

In questo protocollo di sperimentazione abbiamo impiegato dei campioni clinici reali e per la caratterizzazione meccanica delle prove di resistenza a frattura e resistenza a

sollecitazioni a fatica, abbiamo impiegato due differenti macchine universali per i test sui materiali.

4.3.1 Caratterizzazione meccanica

La prova è consistita nel caricare i campioni a flessione, con sforzo gradualmente crescente, fino a rottura allo scopo di determinare le principali caratteristiche di resistenza meccanica e di deformazione del materiale, a seguito del processo produttivo. La campagna sperimentale è stata realizzata utilizzando la macchina di prova MTS 858 Mini Bionix II (Fig. 2 a) equipaggiata con una cella di carico da 15 kN. Si tratta di una macchina idraulica per prove standard.

In un'altra campagna sperimentale con altra tipologia di campioni, sempre per prove di resistenza a rottura statica, è stata invece impiegata una macchina universale per i test sui materiali, Galdabini Sun 2500 equipaggiata con una cella di carico da 25kN, riportata in Figura 2 b).

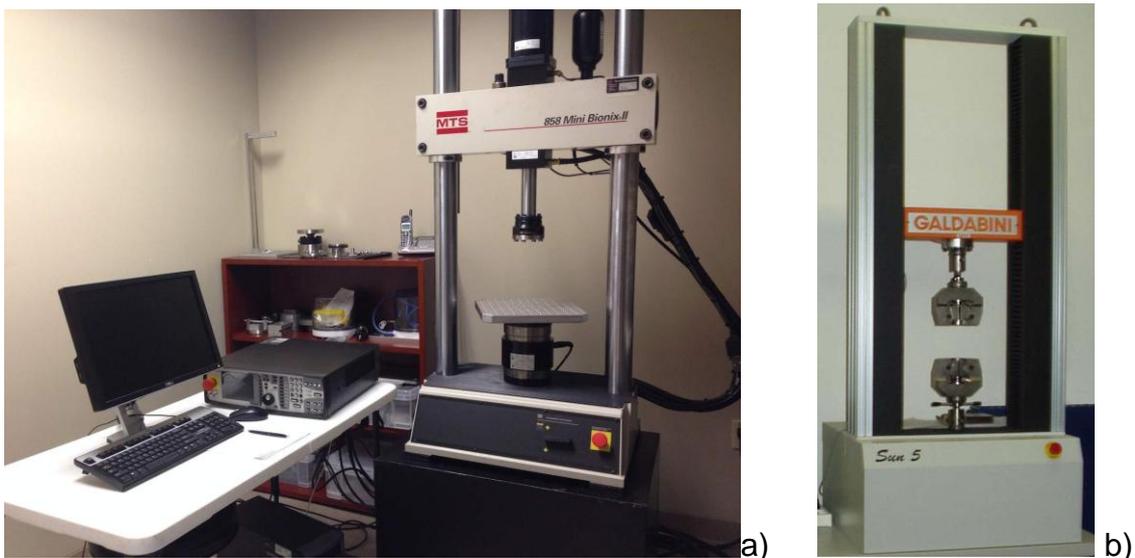


Fig. 2 a) Minibionix 858 II; b) Galdabini sun 2500.

4.3.2 Resistenza a fatica come parametro qualificante in ambito dentale

L'apparato masticatorio umano è un potente sistema biomeccanico nel quale, durante la vita di una persona, vengono masticate e preparate per la digestione delle grandi quantità di cibo. Durante tale attività funzionale, sui denti e sulle eventuali protesi presenti nella cavità orale agiscono vari tipi di forze generate dall'azione dei muscoli masticatori.

La bocca, inoltre è un ambiente umido ed in essa si possono verificare notevoli variazioni termiche, con sbalzi anche repentini di temperatura. Le condizioni chimiche presenti nella bocca dipendono da vari fattori ed esse possono variare da individuo a individuo, da zona a zona della stessa bocca e possono cambiare anche notevolmente in tempi assai brevi a seguito dell'ingestione di cibi, bevande, farmaci o a causa di fenomeni di rigurgito gastrico. Nella bocca esiste un'attiva flora batterica costituita da una notevole varietà di microrganismi. Il metabolismo di questi microrganismi può influire in maniera rilevante sulle condizioni chimiche locali di varie aree della bocca stessa. Molte sostanze diverse sono presenti negli alimenti e nella saliva e possono ristagnare a lungo nella bocca. La presenza dell'umidità e dell'aria, il passaggio di numerose sostanze, le variazioni di temperatura e la presenza della flora batterica fanno della bocca un ambiente altamente corrosivo. Per quanto riguarda gli aspetti biomeccanici in particolare, l'attività masticatoria esercita sui denti e sulle protesi una tipica sollecitazione ciclica, cioè variabile ripetutamente da un minimo ad un massimo, che si ripete un elevato numero di volte. Le sollecitazioni di questo tipo, in presenza di un ambiente umido ed aggressivo come quello orale, sono particolarmente pericolose per le protesi e per i materiali in generale. Esse infatti possono, a lungo andare, comportare rotture di svariati tipi di dispositivi dentali, anche se ciascuna sollecitazione è molto minore di quella necessaria per determinare la rottura stessa se venisse applicata una sola volta. Il fenomeno è noto come fatica dei materiali, e le sollecitazioni cicliche che si ripetono un elevato numero di volte vengono chiamate sollecitazioni a fatica. Le valutazioni sperimentali che vengono eseguite tramite sollecitazioni meccaniche cicliche vengono dette prove di fatica.

Buschang et al.⁹ hanno analizzato la cinematica masticatoria su diverse persone rilevando frequenze di masticazione medie di 0.835 ms per i maschi e 0.973 ms per le femmine. Tali valori lasciano dedurre che in una giornata un dispositivo dentale sia soggetto a migliaia di sollecitazioni cicliche. Alcuni studi stimano che un dispositivo sia stressato da 2×10^5 cicli di masticazione all'anno e che pertanto, se si considerano 10 anni di utilizzo clinico, la protesi viene sollecitata per 2 milioni di cicli¹⁰, altri autori invece ritengono che mediamente le protesi devono durare per almeno 10 milioni di carichi ciclici¹¹. Nonostante le protesi fisse in metallo-ceramica dal punto di vista della durata risultano clinicamente sicure, mostrando una durata di 10 anni nel 90% dei casi¹¹, si ritiene che lo sviluppo di una prova di fatica possa consentire all'odontotecnico di conoscere meglio il proprio prodotto e di valutare le decisioni progettuali relative alla

selezione dei materiali. Teoh ¹² classifica i principali metodi per studiare il comportamento a fatica di un dispositivo dentale in:

a) Approccio tensione/vita (S/N): usato prevalentemente per monitorare i processi e il comportamento di materiali introdotti in produzione; sono utilizzati campioni con geometria semplice, ai quali sono applicati sforzi ciclici.

c) Approccio della meccanica della frattura: viene utilizzato per caratterizzare materiali fragili, quali possono essere le ceramiche o i compositi; i provini sono criccati e sollecitati ciclicamente.

c) Approccio fatica-usura: permette di caratterizzare il campione sottoponendolo a condizioni di prova che simulano gli sforzi reali (ad esempio con profili di carico multiassiali).

Sulla base delle considerazioni suddette risulta pertanto chiara l'importanza di valutare sperimentalmente il comportamento dei vari tipi di dispositivi dentali, ed in particolare delle protesi, sotto l'azione di sollecitazioni cicliche e in ambiente umido, che simulano l'azione delle forze masticatorie. In genere le ditte produttrici di macchine per prove sui materiali producono anche macchine per prove di fatica. Comunque si tratta, normalmente, di macchine realizzate principalmente per scopi industriali e dotate di un'unica stazione di prova; esse, cioè, sono in grado di valutare il comportamento a fatica di un provino alla volta. Per l'esecuzione di prove di fatica su un particolare tipo di dispositivo dentale, è opportuno eseguire tali prove su un adeguato numero di dispositivi analoghi, in modo da poter trarre delle conclusioni statisticamente significative. In centri di ricerca presenti in alcuni Paesi, che operano nel settore odontoiatrico, sono state realizzate delle particolari macchine per prove di fatica dotate, in genere, di più stazioni di prova ed operanti in varie condizioni ambientali. In questo modo è possibile testare contemporaneamente più dispositivi analoghi, con un notevole risparmio di tempo. Le macchine più sofisticate sono in grado di esercitare sollecitazioni cicliche su provini immersi in un ambiente liquido e soggetti a sbalzi termici controllati e ripetuti nel tempo ¹³.

In questo contesto, nella campagna sperimentale del test a fatica è stato utilizzato un protocollo validato dalla letteratura scientifica suggerito da Magne e Knezevic ¹⁴ e Kelly. ¹⁵

La prova di fatica ha seguito il seguente protocollo di carico: frequenza costante (5 Hz), 5000 cicli a 50N; 25.000 cicli a 400N-600N-800N-1000N-1200N-1400N (totale 180.000 cicli). Come descritto da P. Magne la prima parte della prova simula le condizioni normali di forza masticatoria nelle aree posteriori, pari a 600 N; la seconda parte, simula eventi di parafunzione come bruxismo o eventi eccezionali legati a traumi masticatori. La scelta di

questo protocollo è supportato anche dallo studio di Kelly che identifica tale protocollo come compromesso tra test di carico incrementale e durata della prova.

4.4 Adesione zirconia composito: test di taglio

Le prove di taglio per la valutazione dell'adesione tra zirconia e Lava Ultimate sono state condotte prendendo come riferimento la norma UNI EN ISO 10477 (marzo 2005) *Dentistry- Polymer based-crown and bridge materials*, relativa ai polimeri utilizzati per la costruzione di protesi in metallo-resina. Ciascuna prova è stata eseguita impiegando una macchina universale per prove sui materiali Instron mod 3366 Fig. 3 con cella di carico da 10 kN.



Fig. 3 Instron mod 3366.

Si ritiene opportuno ricordare che le cosiddette prove di taglio in ambito dentale, che sono state ampiamente impiegate per valutare l'adesione tra materiali diversi, sono da tempo oggetto di una notevole critica in quanto, durante la loro esecuzione, non vengono sviluppate solamente tensioni di taglio lungo l'interfaccia di adesione, ma anche tensioni di trazione e concentrazioni di tensioni nei punti dove vengono sollecitati i provini. Poiché, però, tale prova è tuttora prevista dalla norma UNI EN ISO 10477 per la valutazione dell'adesione metallo-resina, e per il fatto che nel presente lavoro vengono confrontati due sistemi che differiscono solamente per l'impiego di due tipi diversi di cementi, si è ritenuto opportuno impiegarla nonostante le limitazioni suddette.

I risultati e gli approfondimenti di come sono state condotte le prove, sono contenute nei capitoli seguenti sottoforma di articolo scientifico.

BIBLIOGRAFIA

1. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561–9.
2. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652–61.
3. Kakehashi Y, Luthy H, Filser F, Gauckler L, Scharer P. Strength of zirconia/veneer bilayered structures. *J Dent Res* 1997;76:996 [special issue].
4. Guazzatto M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004;25:5045–52.
5. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 2000;16:235–43
6. White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994;10:52–8.
7. Zeng KY, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodontics* 1998;11:183–9.
8. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21:476–82
9. Quantification of human chewing-cycle kinematics. Buschang, P. H., Hayasaki, H. e Throckmorton, G. S. 2000, *Archives of Oral Biology*, Vol. 45, p. 461-474.
10. Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, Kohno S. Fatigue resistance of cast occlusal rest using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, .2003 Vol. 90, p. 261-269.
11. Scherrer SS, Wiskott AH, Coto-Hunziker V, Belser UC. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations., *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003 Vol. 89, p. 579-588.
12. Teoh, S. H Fatigue of biomaterials: a review., *International Journal of Fatigue*, 2000 Vol. 22, p. 825-837.
13. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater.* 2008 Sep;4(5):1440-7.
14. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int.* 2009 Feb;40(2):125-33

15. Kelly, J.R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 652–661

4.5 Precisione e accuratezza con True Definition Scanner in arcate complete riabilite con impianti

4.5.1 Introduzione

Con il flusso di lavoro digitale, in odontoiatria si intendono tutte quelle procedure guidate dal computer che contribuiscono alla realizzazione di un restauro protesico dal progetto alla sua realizzazione.

Il flusso digitale può iniziare nello studio dentistico, ed in questo caso si intende l'intero flusso, oppure più frequentemente inizia in laboratorio odontotecnico partendo da un modello in gesso che viene scannerizzato per produrre un modello virtuale e continuare il flusso digitalizzato di lavoro.

Il primo passo dell'intero flusso di lavoro digitale quindi, è la rilevazione di un impronta con lo scanner intraorale. Durante tale fase è possibile osservare sullo schermo di un computer la progressiva visualizzazione della rappresentazione tridimensionale dell'arcata dentale che si sta acquisendo.

Sebbene la prima introduzione dell'impronta ottica intraorale abbia più di venti anni,¹ ha avuto solo negli ultimi anni un maggior sviluppo in odontoiatria.² Questa modalità operativa, consente al dentista di controllare immediatamente la qualità dell'impronta, intesa come la fedele riproduzione della geometria del dente preparato, o della forma e della posizione dello scanbody, del margine di fine preparazione dei monconi, dei tessuti molli circostanti e permette anche di rilevare la relazione interocclusale tra le arcate dentali; se il clinico non è soddisfatto del risultato, l'impronta può essere immediatamente corretta riacquisendo con lo scanner quelle aree considerate non soddisfacenti. Rispetto alla tradizionale presa dell'impronta delle arcate con cucchiai e materiali da impronta, il confort per il paziente è decisamente migliore,³ e l'impronta, può essere immediatamente discussa con il proprio odontotecnico via internet.

Il flusso di lavoro digitale, ha per sua definizione, il potenziale per produrre prodotti finiti più accurati e predicibili, semplificando, il tradizionale processo di fabbricazione di una protesi, dal momento che diversi passaggi di laboratorio vengono eliminati: il processo di fabbricazione può essere quindi più veloce, rispetto all'impiego di procedure artigianali convenzionali.²⁻⁶ Per questi motivi l'introduzione nello studio dentistico dello scanner ottico intraorale contribuisce a completare l'intero flusso di lavoro digitale dall'impronta, appunto, alla realizzazione di una protesi finita.⁴ Bisogna inoltre ricordare che, la tecnologia Cad-

Cam rende possibile l'uso di materiali, che grazie alla prefabbricazione industriale, sono particolarmente di elevata qualità⁷. Tutti questi fattori, sopra menzionati, possono pertanto offrire al dentista e all'odontotecnico un workflow più efficiente, predicibile ed inoltre con dei costi di produzioni più contenuti.

Poiché il primo step del flusso di lavoro digitale è rappresentato dall'impronta digitale, è importante che tale fase generi una precisa ed accurata riproduzione dell'anatomia dentale e/o della posizione implantare per poter produrre un altrettanto preciso e accurato dispositivo protesico individualizzato sul paziente

Per accuratezza si intende l'insieme delle definizioni di "precisione e di esattezza" (precision and trueness). (ISO 5725-1)⁸: precisione descrive, quanto sono vicine tra loro misurazioni ripetute. Maggiore è la precisione, più prevedibile è la ripetibilità di misurazione. L'esattezza descrive, fino a che punto la misura è sovrapponibile al valore reale dell'oggetto misurato. Un'alta esattezza (trueness) fornisce un risultato che è vicino o uguale al valore reale dell'oggetto misurato. Quando si vuole confrontare la precisione nella lettura 3D di uno scanner, le discrepanze tridimensionali tra l'oggetto da scansionare e la scansione dell'oggetto vengono analizzati per mezzo della sovrapposizione delle mesh, utilizzando degli specifici software, che impiegano degli algoritmi di best fit per l'allineamento delle nuvole dei punti delle superfici geometriche corrispondenti e che consentono la successiva comparazione/misura 3D. In questi ultimi anni sono stati pubblicati diversi studi⁹⁻¹⁴ che prendono in considerazione l'introduzione di queste nuove tecnologie digitali per il rilevamento delle impronte direttamente nella bocca del paziente, prendendo in considerazione l'accuratezza di questi nuovi dispositivi utilizzando analisi tridimensionali elaborati da software specifici come detto sopra.

Un altro sistema per valutare la precisione di un'impronta è di verificare la qualità della chiusura marginale del restauro finito sul moncone¹⁵. La precisione marginale e interna di un restauro è considerata un fattore determinante per la longevità di un restauro¹⁶⁻¹⁸. Sebbene i valori di soglia riportati variano da 50 a 200 µm, Mclean¹⁹ ha dimostrato che le discrepanze marginali in una corona che vanno fino a 120 µm sono stati clinicamente accettabili: il valore riportato da Mclean è anche il valore che più spesso viene adottato come riferimento in vari studi.

Sono ancora pochi i dati pubblicati relativamente alla precisione ed alla esattezza del nuovo scanner 3M-Espe True Definition relativamente ad acquisizioni full-arch: un recente studio in vitro in un'arcata full arch ha dimostrato che True Definition sembra mostrare la stessa o addirittura una maggiore precisione rispetto ad una impronta convenzionale e

successiva digitalizzazione indiretta del modello in gesso.²⁰ True Definition è uno scanner di ultima generazione introdotto nel mercato dentale dal 2013 e rappresenta l'evoluzione tecnologica del precedente modello Lava COS; come quest'ultimo utilizza una luce LED blu, e un sistema di video immagini definito a campionamento attivo del fronte d'onda. Dal punto di vista tecnico, per catturare i dati geometrici e consentire una preliminare visualizzazione sottoforma di modello virtuale, il manipolo di acquisizione viene spostato progressivamente sulle superfici dentali: la tecnica clinica di acquisizione, necessita che l'area desiderata da catturare sia ben visibile all'operatore, e che per una corretta lettura tridimensionale dell'arcata, le superfici dei denti da scansionare siano opacizzati con specifica polvere di ossido di titanio. Tale strato di polvere viene applicato con uno dispositivo elettronico realizzato ad hoc, (True Definiton Powder Sprayer; 3M-Espe). Secondo il produttore ogni singola particella di polvere fungerebbe da markers di riferimento per permettere una più fedele e rapida costruzione del modello virtuale 3D. Scopo di questo lavoro è verificare l'accuratezza dello scanner intra-orale True Definition Scanner: lo studio intende indagare alcuni aspetti operativi specifici, valutare prestazioni metrologiche, considerando i relativi standard internazionali, con riferimento ad un modello master realizzato in titanio riproducente un'intera arcata mandibolare riabilitata con 6 impianti. L'obiettivo della ricerca ha inteso valutare le prestazioni cliniche dello scanner True Definition in termini di dimensioni, distanze e posizioni di scanbody cilindrici realizzati in PEEK (Polietero etere ketone), montati su analoghi da laboratorio integrati nel modello master

4.5.2 Materiali e metodi

Per questo studio è stato necessario produrre un modello master CAD tarato secondo lo schema riportato nella Fig 2.



Fig. 1 Diagramma di flusso dell'esecuzione del master CAD tarato.

Con riferimento ad un arcata mandibolare edentula è stata progettata una protesi totale inferiore utilizzandola come provvisorio funzionalizzato. Successivamente è stato programmato l'inserimento di sei impianti del diametro 3.8 mm (Xive, Dentsply- Friadent). Partendo da questo caso clinico reale, dalla protesi totale (Fig2a) utilizzata come provvisorio pre-implantare è stata progettato il modello master, su cui realizzare le sedi di inserimento degli analoghi implantari: (Fig 2 b,c,d,e,f)

Il modello virtuale master, è stato realizzato con il software Solidworks.

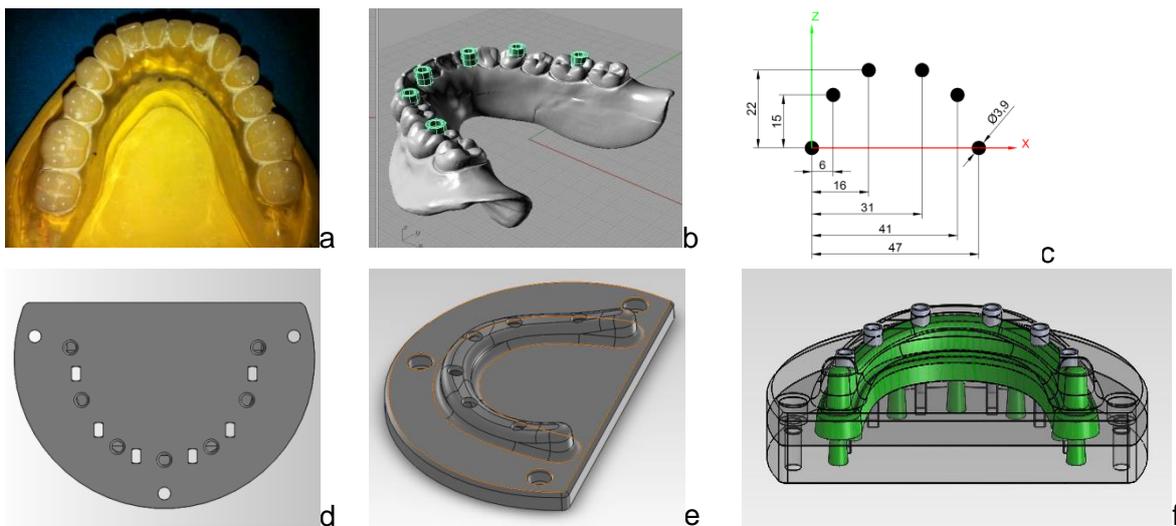


Fig. 2 fasi di realizzazione del modello master virtuale partendo da una protesi totale reale: a)protesi totale, b)progetto cad di posizionamento degli impianti c)coordinate degli impianti d,e,f) componenti del modello Cad separate ed assemblate.

Prima di assemblare i componenti superiore ed inferiore, negli opportuni alloggiamenti predisposti, sono stati inseriti gli analoghi implantari ed immersi in resina acrilica auto polimerizzabile. Sul modello assemblato (Fig 3 a,b, c) in ciascuna sede impiantare sono stati avvitati sugli analoghi implantari, gli scanbody (Fig. 3d,e) cilindrici (altezza 8 mm) realizzati in PEEK (Createch Medical S.L., Mendaro, Spain), forniti dal produttore del sistema di scansione TDS. (Successivamente si è proceduto a realizzare una finta gengiva in silicone (Fig.3 f) che riproducesse la situazione clinica prevista e senza la quale non è possibile effettuare la scansione con TDS.

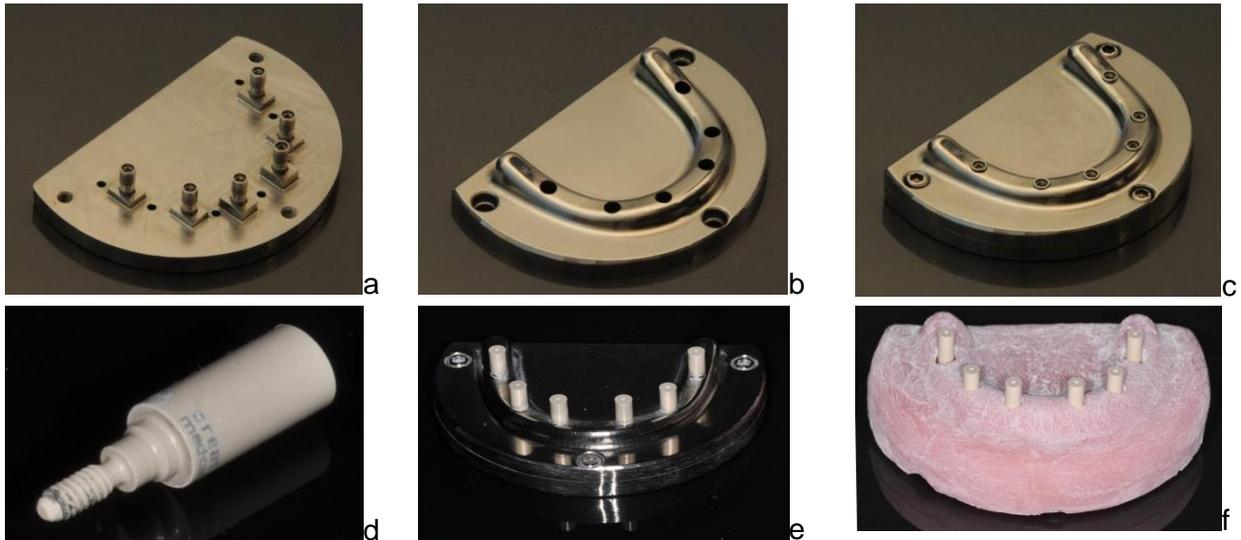


Fig. 3 Fasi della realizzazione del modello master fisico; a) parte inferiore b) parte superiore c) modello assemblato, d) scanbody, e) modello master con scanbody f) modello con scanbody e gengiva in silicone.

Con gli scanbody montati sul modello master è stata poi eseguita la taratura (tabella 1). Per la taratura del modello master sono state usate due sistemi CMM SmartScope Flash CNC 300 (Optical Gaging Products, NY, USA) e Prismo VAST 7 Carl Zeiss, Oberkochen, D: sensore tattile, (Fig4) in modo da poter validare i dati di taratura. Entrambi i sistemi dichiarano massimi errori ammissibili inferiori a 5 μm e sono stati sottoposti a verifica.

	Xm	$\pm\text{sx}$	Ym	$\pm\text{sy}$	Zm	$\pm\text{sz}$	Diametro scanbody
1	0,000	0,0000	0,000	0,0000	0,000	0,0000	4,09999
2	5,941	0,0015	-0,849	0,0024	14,988	0,0003	4,09273
3	15,921	0,0007	0,008	0,0037	22,110	0,0005	4,09610
4	30,980	0,0009	-0,011	0,0033	21,844	0,0005	4,09109
5	40,986	0,0010	-0,916	0,0021	15,346	0,0002	4,09658
6	46,997	0,0014	0,000	0,0000	0,000	0,0000	4,08981

tabella1 tarature degli scanbody punto intersezione piano-cilindro.

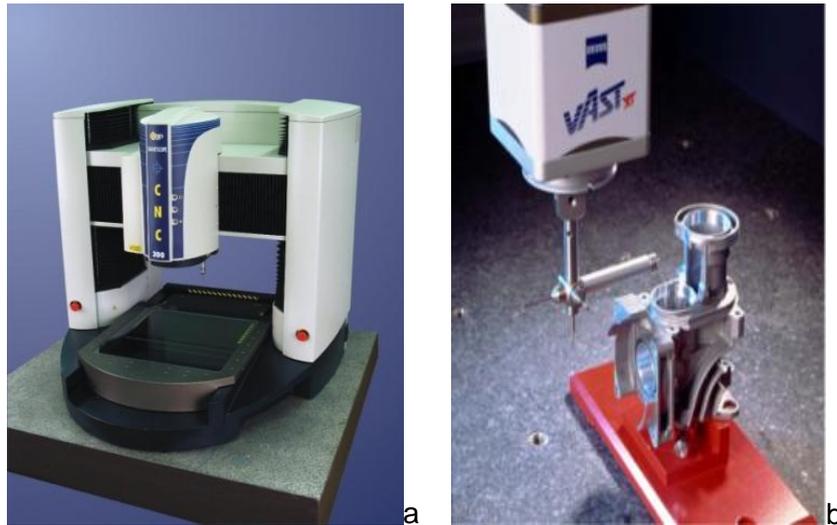


Fig.4 a) SmartScope Flash CNC300 OGP. b) Prismo VAST 7 Carl Zeiss, Oberkochen, D: sensore tattile.

L'elaborazione dei dati di misura, e tramite il software Rhinoceros, è stato ottenuto il master CAD tarato. Esso è il campione di riferimento che è stato utilizzato come modello di confronto rispetto a tutte le analisi.

Il modello master assemblato con gli scanbody e la finta gengiva in silicone è stato sottoposto a scansione con TDS, sono state effettuate diverse serie di scansioni per un totale di 147. Ciascuna serie era costituita da 10 scansioni ripetute in sequenza ravvicinata, in modo da organizzare nella stessa giornata sia la taratura del modello master che la serie di scansioni del modello master con TDS.

Fase di scansione con TDS

True Definition Scanner è costituito da un personal computer commerciale off-the-shelf (PC) e un monitor touch screen.(Fig. 5) Il manipolo di acquisizione collegato al computer è dotato di un sensore, di tipo fotografico con un range di messa a fuoco che varia da 0 (contatto con la superficie dentale) fino a circa 20 mm; la finestra d'acquisizione è di forma rettangolare di dimensioni pari a 20 e 15 mm. (Fig. 6). Concentricamente alla finestra di scansione è disponibile un mirino circolare di messa a fuoco (Fig. 6) che permette all'operatore di muovere/manovrare il manipolo di acquisizione nel range ottimale di messa a fuoco. La finestra di scansione, non solo deve essere a fuoco, ma deve essere sempre allineata alla direzione di acquisizione dell'arcata (Fig.7). Quindi fuoco e allineamento sono fondamentali per una corretta esecuzione della scansione.

Nello schermo touch screen, viene riportata istantaneamente la visione rilevata dall'unità di scansione.

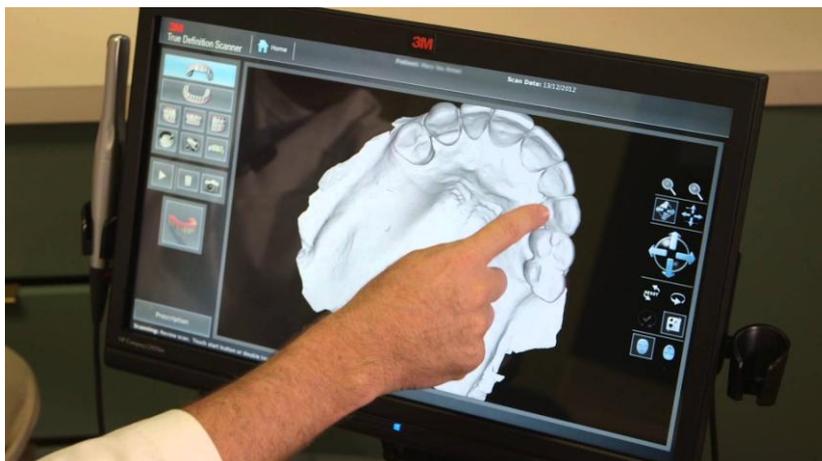


Fig. 5 visione al touch screen dell'acquisizione appena eseguita.



Fig. 6 scansione intraorale con TDS e finestra di acquisizione; particolare della finestra di acquisizione e il mirino del fuoco.

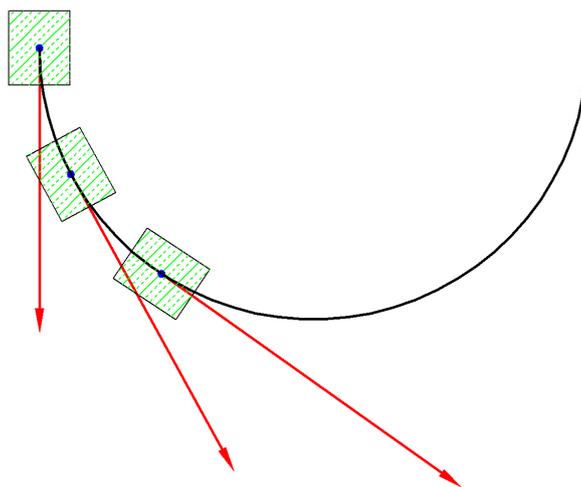


Fig.7 fuoco ed allineamento. Finestra di acquisizione. In condizioni ottimali l'operatore deve mantenere la finestra di scansione (rettangolo tratteggiato verde) allineata alla curva dell'arcata.

Tecnica di scansione

La tecnica di scansione utilizzata in questo studio come da suggerimento del fabbricante, è stata la seguente (Fig 8): si è iniziato distalmente all'ultimo scanbody a sinistra (posizione 1), si è eseguita una scansione fluida e continua delle superfici occlusali, linguali e vestibolari, tutto attorno cioè a ciascun scanbody, fino alla zona anteriore dell'arcata (posizione 3), a questo punto, si è ruotata la testa dello scanner in direzione dell'altra emiarcata, andando a scansionare quanto più fedelmente possibile ogni scanbody con lo stesso movimento ondulatorio verticale e latero-laterale. Quando si è raggiunto l'ultimo scanbody (posizione 6) con questa modalità, si è tornati indietro per ricercare una maggior definizione delle aree dove, ad esempio, erano rimasti dei vuoti di scansione (buchi) in modo da aumentare la qualità e la definizione della scansione. La durata media di ogni scansione variava dai 3 ai 6 minuti.

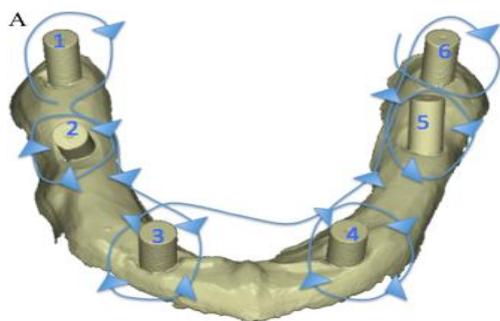


Fig. 8 tecnica di scansione utilizzata.

Il file di scansione una volta ultimato, è inviato a 3M-Espe per una pre elaborazione, e dopo circa 40 minuti viene reinviato filtrato sottoforma di file STL, pronto per essere elaborato.

Trattamento e analisi dei dati (post processing)

Dalla nuvola di punti di ogni scansione, è stata eseguita una segmentazione¹ in modo da tale da dividere, secondo un criterio geometrico-statistico, il set di punti originali in sottoinsiemi, uno per ogni superficie dello scanbody (Fig. 8) associabile ad un elemento geometrico distinto (piano e cilindro). In tal modo, ogni sottoinsieme contiene solo quei punti campionati della particolare superficie considerata. Questa operazione è stata eseguita automaticamente implementando un algoritmo dedicato nel software Rhinoceros 5.0. L'algoritmo identifica i dati dei punti adeguati basandosi sulla consistenza della curvatura locale. Successivamente, i punti così selezionati vengono rispettivamente

¹ Con il termine segmentazione si intende la suddivisione della mesh in regioni di punti accumulati da un criterio di appartenenza.

associati alle geometrie di piano e cilindro mediante metodo di approssimazione dei minimi quadrati. Gli elementi cilindro, forniscono le dimensioni (diametrali) e la posizione dell'asse derivato: il primo dato è stato utilizzato per essere confrontato con il diametro dello scanbody derivante dalla taratura.

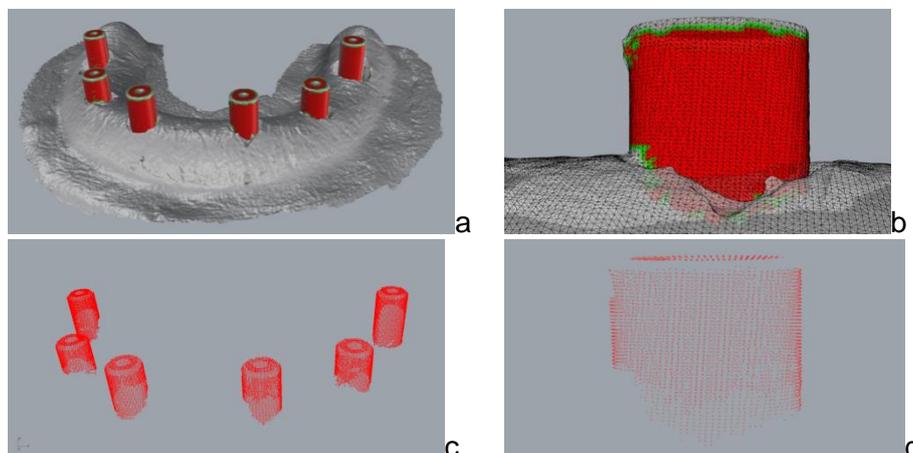


Fig. 8 a) mesh globale di acquisizione; b) punti selezionati per l'appartenenza al corpo dello scanbody; c) segmentazione dei punti dello scanbody d) visualizzazione della densità dei punti.

Derivati gli assi dei cilindri, questi sono intersecati con i piani (Fig. 9): i punti di intersezione così identificati, rappresentano la posizione effettiva del centro delle superfici superiori degli scanbody e vengono utilizzati per il confronto tra i punti del modello Cad calibrato e la scansione effettuata con TDS. Si deve sottolineare che la procedura di calcolo delle posizioni degli scanbody, differisce in modo sostanziale dalle normali procedure che l'odontotecnico esegue in laboratorio quando utilizza il file derivante da una scansione di un modello o da una scansione intraorale. In quel caso infatti l'odontotecnico esegue un best fitting, cioè esegue la sovrapposizione delle mesh del file STL ottenuto dalla scansione del modello in gesso con il file proveniente dalla libreria dei modelli Cad dello scanbody prescelto per quel caso specifico: in questo modo ottiene un allineamento cosiddetto di bestfit o di migliore adattamento.

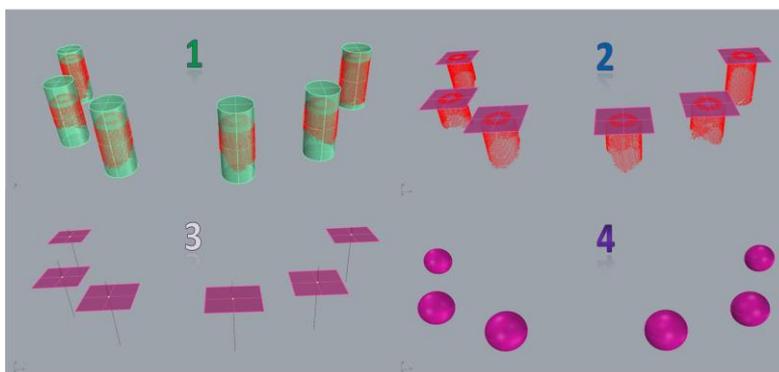


Fig.9 Fasi del processo di associazione geometrica: 1) elementi cilindrici, 2) piani, 3) intersezione asse-piano, 4) punti di intersezione.

Note le posizione dei centri (punti di intersezioni) è possibile calcolare la distanza lineare tridimensionale tra gli scanbody (Fig.10). Per distanza 3D, tra scanbody, s'intende la differenza nell'intensità assoluta tra punti d'intersezione piano/cilindro di due scanbody. Globalmente le distanze che vengono valutate sono 15

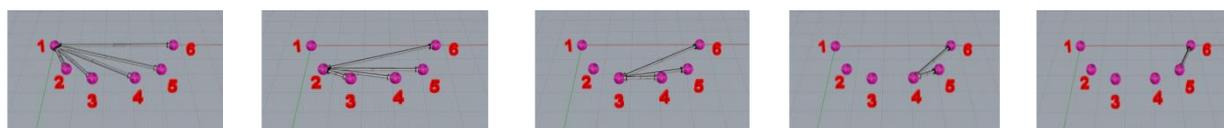


Fig.10 distanze relative tra gli scanbody.

Successivamente si effettua un allineamento denominato "1-6-3/4" (Fig. 11) . Nel sistema di riferimento considerato l'origine si trova in corrispondenza dello scanbody numero uno. La direzione ed il verso dell'asse X corrispondono al segmento che unisce lo scanbody 1 allo scanbody 6. Si definisce poi il piano XZ come il piano che, identificata la retta congiungente gli scanbody uno e sei e determinato il punto intermedio tra gli scanbody tre e quattro, risulta definito dall'asse suddetto e dal punto intermedio. L'asse Y risulta completamente definito di conseguenza.

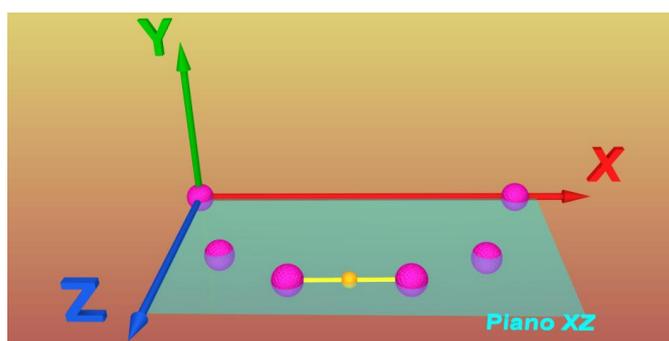


Fig. 11 Sistema di riferimento "1-6-3/4".

Con il sistema di riferimento così definito si è eseguita un'analisi vettoriale (Fig. 12), che consente di simulare il test di Sheffield, con il quale pre-avvitando l'impianto in posizione 1, si intende verificare la passività della struttura protesica, avvitando l'impianto in posizione 6, riscontrando l'assenza o meno di frizione nel serraggio della vite.

Prendendo come punto di riferimento l'origine (0,0,0), la posizione nominale dello scanbody n° 2 (in rosso), viene identificata dal vettore 1-2, in rosso; mentre la posizione misurata viene identificata dal vettore 1-2 in giallo: l'errore di posizione viene espresso mediante differenza vettoriale (in blu). Le componenti del vettore differenza, 3D (lungo X, Y, Z) sono determinate per ciascun scanbody.

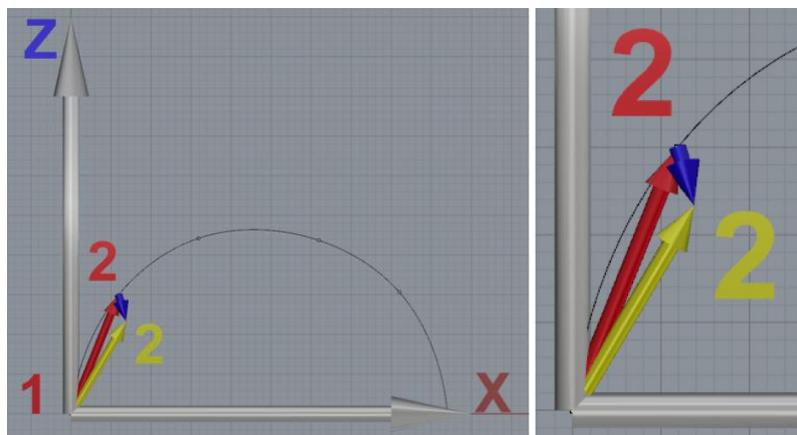


Fig. 12. Rappresentazione schematica dell'errore vettoriale. Nella figura a destra si può notare un ingrandimento dell'immagine di sinistra.

Conclusasi l'analisi vettoriale si passa ad eseguire un controllo della posizione dello scanbody rispetto al suo analogo rilevato in taratura, in condizioni di minimizzazione dell'errore. In tale situazione, si ripropone la modalità di fissaggio della protesi in condizioni cliniche.

Per poter minimizzare l'errore sulla posizione è necessario eseguire un allineamento 3D mediante "bestfit": considerate contemporaneamente le posizioni degli scanbody derivate dalle misure di calibrazione e le posizioni degli scanbody derivate dalle misurazioni con lo scanner, si minimizza l'errore di posizione mediante algoritmo ai minimi quadrati.

4.5.3 Risultati

Si riportano nel seguito, i risultati relativi ad 1 set di 10 acquisizioni del modello master. I dati relativi allo scanbody n°5 quando assenti, sono stati omessi a causa della rottura del sistema di fissaggio che ha invalidato le relative acquisizioni.

Analisi Dimensionale

Come prima analisi è stata valutato il diametro effettivo degli scanbody misurato da TDS e confrontato con il diametro di riferimento misurato con CMM, ricavando l'errore di dimensione del diametro del corpo dello scanbody. L'errore dimensionale medio unitamente a \pm SD (scarto quadratico medio) sono riportati in Tabella 2 e rappresentati nel in Fig 13.

media	dev.st.
0,02	0,009
0,02	0,008
0,01	0,005
0,02	0,004
0,01	0,005
0,03	0,008

Tabella 2 errore dimensionale medio \pm SD.

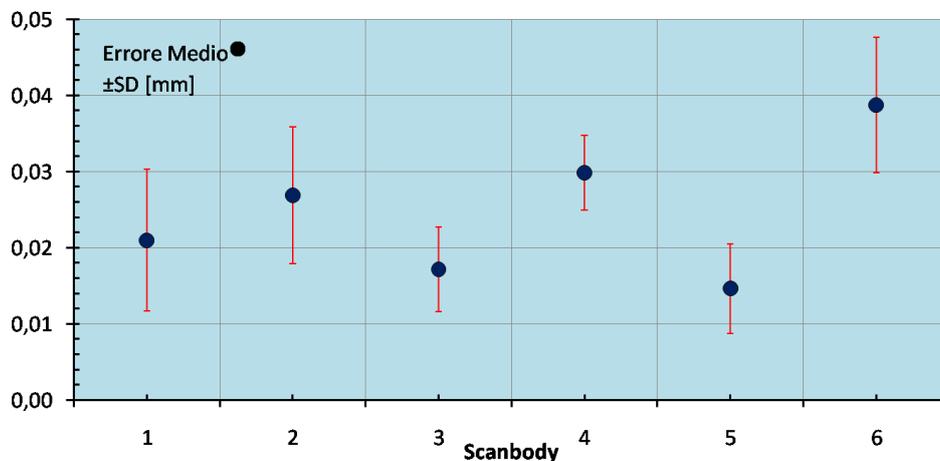


Fig. 13: Grafico relativo all'errore dimensionale (diametro) degli scanbody.

I valori degli errori dimensionali variano da un minimo di 14 μ m ma raggiungono un massimo di circa 38 μ m, mettendo in luce un'importante dispersione di valori. Anche a livello di singoli scanbody si manifestano dispersioni fino a circa 10 μ m (SD).

Dall'osservazione del grafico emergono due quesiti che richiederebbero ulteriori indagini relativamente alla relazione tra errore dimensionale e posizione dello scanbody, e analogamente tra SD e posizione.

Analisi distanze 3D

Successivamente è stata eseguita l'analisi 3D delle distanze tra gli scanbody: Distanza effettiva - distanza di riferimento = errore distanza. Sono state misurate 15 distanze. L'analisi delle distanze mostra come l'errore di acquisizione sia indipendente dalla distanza nominale tra gli scanbody (Fig14)

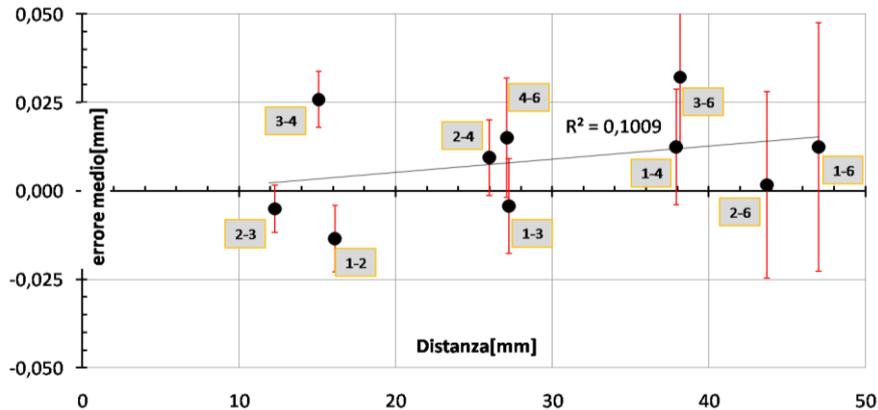


Fig. 14 Analisi della distanza tra gli scanbody.

Effettuando l'analisi approfondita della ripetibilità dell'errore in diversi set, ciascuno di 10 misurazioni, si può osservare quanto evidenziato nella Fig. 15, nella quale, le deviazioni standard dell'errore, rispetto alla distanza, si posizionino lungo una curva di approssimazione polinomiale.

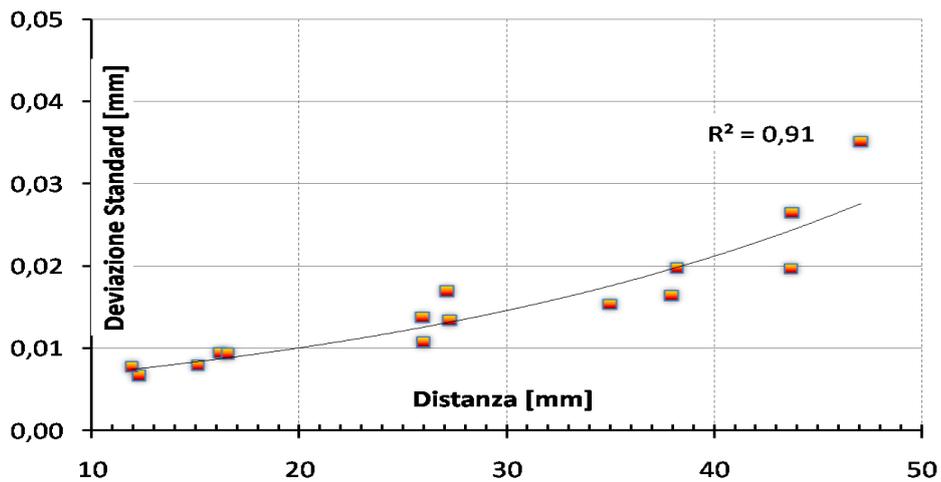


Fig. 15 Analisi di ripetibilità della distanza tra gli scanbody.

Dall'osservazione dei grafici di Fig. 14 e 15 si ricavano il valore della distanza media più elevato tra gli scanbody 3 e 6 pari a $32\ \mu\text{m}$ e il valore della deviazione standard maggiore riscontrabile tra gli scanbody 1 e 6, pari a $35\ \mu\text{m}$.

Analisi vettoriale 3D

La simulazione del test di Sheffield mediante analisi vettoriale (Fig 16) rivela un errore medio compreso nel range $23\text{-}29\ \mu\text{m}$, con deviazioni standard sempre inferiori a $25\ \mu\text{m}$.

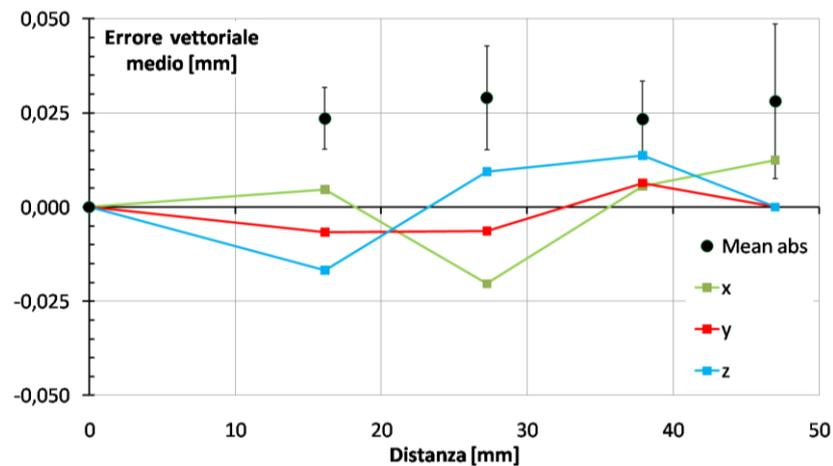


Fig. 16 Analisi Vettoriale: errore del vettore vs distanza tra gli scanbody.

Analisi di posizione

Dall'analisi di posizione (Fig.17), dopo bestfit tridimensionale, si osservano gli errori medi di posizione dei centri degli scanbody rispetto alle posizioni di riferimento che si collocano nel range compreso tra $14\ \mu\text{m}$ e $21\ \mu\text{m}$, con deviazioni standard inferiori a $10\ \mu\text{m}$.

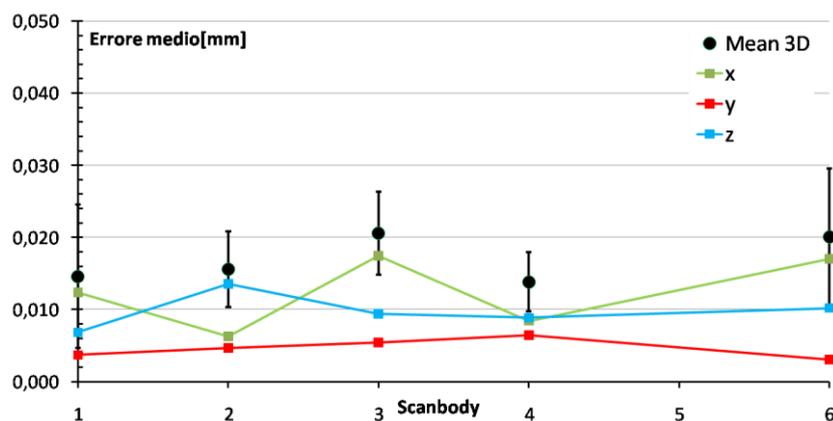


Fig.17 Errore di posizione vs scanbody.

4.5.4 Discussione

L'introduzione in campo dentale della tecnologia digitale per la produzione di protesi è ormai iniziata da più di un decennio, in modo particolare per quanto riguarda il lavoro dell'odontotecnico. Infatti in molti laboratori, quando viene ricevuta un'impronta realizzata con tecnica tradizionale (cucchiaio e materiale da impronta), inizia il percorso digitalizzato di produzione che comporta prima la trasformazione dell'impronta in un modello in gesso, e da questo, grazie ad uno scanner da banco viene realizzato il modello virtuale di lavoro. Dopo la fase Cad, il file STL del progetto che ne deriva, viene processato per essere inviato o a un centro di fresaggio o a un centro di prototipizzazione rapida, (es un centro per fusione laser selettiva).

Una volta quindi prodotta la sottostruttura, o l'intera protesi, quando indicata, con sistema Cad-Cam, il dispositivo realizzato, può tornare alla fine del workflow digitale nelle mani dell'odontotecnico che in modo artigianale completerà la finitura necessaria alla consegna della protesi per essere cementata in bocca al paziente.

Benché le prime esperienze di rilevazione di un'impronta intraorale digitale abbiano più di venti anni, solo in questi ultimi anni si sta assistendo ad un notevole sviluppo di questa tecnologia. Le aziende hanno e stanno investendo molte risorse economiche per studiare e realizzare strumenti adeguatamente performanti e adatti per eseguire un'impronta digitale intraorale, eliminando così la necessità di realizzare un modello fisico ottenuto con sistemi convenzionali d'impronta.²¹

L'importanza della precisione e dell'accuratezza con cui vengono eseguite l'impronte con questi strumenti è di primaria importanza per garantire il successo del proseguo delle fasi produttive. Per tale motivo sono comparsi in letteratura diversi lavori per indagare le performance in termine di precisione di questi strumenti. E' logico pensare che essendo lo scanner uno strumento di misura e la presa dell'impronta una misurazione che si caratterizzano attraverso una incertezza di misura convenzionalmente espressa in funzione della estensione del misurando, maggiore sarà l'estensione della scansione, (numero di denti o impianti) maggiore potrà essere l'errore risultante.

Uno studio in vitro⁹ eseguito su un campione clinico realizzato in metallo e riprodotto un ponte posteriore di 3 elementi, ha confrontato l'accuratezza di set di dati 3D acquisiti da un'impronta digitale, con il consolidato metodo di impronta tradizionale, e lo sviluppo del modello in gesso e l'acquisizione dei dati, mediante la scansione del modello con scanner da banco. Il modello master è stato misurato con una macchina CMM tarata. L'acquisizione diretta dei dati è stata condotta con Lava COS, mentre l'acquisizione

indiretta del modello è stata effettuata con uno scanner da laboratorio LavaScan ST. Lava COS ha dimostrato in modo statisticamente significativo una maggiore precisione rispetto alla procedura convenzionale di presa dell'impronta e digitalizzazione indiretta a banco. In questo lavoro l'entità degli errori è stato particolarmente basso, infatti sono stati riportati valori assoluti medi delle distanze euclidee che sono stati modesti per COS (15 micron; SD \pm 6 μ m), e per lo scanner da laboratorio ST (36 μ m; SD \pm 7 μ m).

Un altro lavoro recente ²², ha confrontato la precisione dell'impronta di un quadrante dentale confrontando la tecnica standard con cucchiaio e materiale da impronta e la metodica di acquisizione digitale con 7 scanner presenti nel mercato dentale. Gli autori concludono che il livello di precisione raggiunto, è quantificato in un range compreso tra 18 e 60 μ m, e comunque sovrapponibile alle due tecniche, digitale e standard, senza differenze significative.

Anche un recente studio¹⁰ eseguito in vitro ma impiegando un modello in metallo riprodotto un arcata superiore completa, ha concluso che la precisione di impronte digitali Cerec Bluecam e Lava COS era simile all'accuratezza di impronte convenzionali. In questo studio, la accuratezza è stata definita con i termini stabiliti dalla normativa ISO come esattezza e precisione. Un'esattezza media di $49 \pm 14,2$ μ m è stata trovata per lo scanner Bluecam, $40,3 \pm 14,1$ μ m per la Lava COS e per impronte tradizionali in polietere (Impregum, 3M ESPE) 55 μ m. Una precisione media di $30,9 \pm 7,1$ μ m è stata trovata per gli scanner Cerec Bluecam, $60,1 \pm 31,3$ μ m per Lava COS, e $61,3 \pm 17,9$ μ m per le impronte tradizionali in polietere.

Un altro studio¹¹ in impronte full arch con lo scanner iTero ha riportato, una precisione dello strumento pari a 50 μ m.

In un recente studio, sempre su full arch riabilite con 6 impianti, l'esattezza di Lava COS è stata misurata in un range di valori compresi tra 15 e 30,8 μ m ¹² intesa come errore rilevato nella misure delle distanze tra un impianto e tutti gli altri. (1-2,1-3,1-4,1-5,1-6)

Sempre gli stessi autori in un altro lavoro¹³ eseguito con il medesimo modello ma con un altro scanner Cerec Bluecam hanno rilevato un aumento dell'errore mano a mano che la distanza tra gli impianti aumentava: Il primo quadrante digitalizzato aveva un errore significativamente più piccolo, pari a $-17 \pm 26,3$ μ m, rispetto al secondo quadrante, -116 ± 103 μ m.

Van der Meer ¹⁴ et al ha analizzato in vitro la precisione del Lava Cos, Cerec Bluecam, e iTero determinando gli errori distanza e di angolazione tra 3 scanbody inseriti in un modello clinico in gesso, in posizione 31 46 e 36 quindi l'estensione di un arcata completa.

Gli errori di distanza assoluti variavano da 2,2 μm Lava COS a 287,5 μm Bluecam. Gli errori di angolazione sono stati molto piccoli e variavano da $-0,1447^\circ$ a $1,0456^\circ$ (Bluecam). Il sistema iTero ha mostrato il minimo errore di angolazione media, mentre Lava COS ha mostrato le più piccole variazioni delle misurazioni delle distanze tra i 3 scanbody.

Lo scopo dello studio che è riportato in questo elaborato è di valutare la precisione di TDS nel rilevare impronte di arcate implantari complete. L'analisi dei dati conferma quanto già riportato in letteratura circa la precisione della tecnologia di acquisizione brevettata da 3M, AWS e contenuta nel TDS. La scansione di un'intera arcata con 6 impianti ha dato risultati numerici di errore molto incoraggianti per questo strumento. Infatti l'errore medio rilevato, dopo bestfit tridimensionale, si posiziona in un range tra 14 e 21 μm , per i 6 scanbody analizzati, con deviazioni standard inferiori a 10 μm . Tale range è considerabile ampiamente accettabile per le condizioni cliniche; infatti con questa entità, l'errore finale se mantenuto alla fine della produzione del dispositivo protesico, permetterebbe un alloggiamento della protesi in condizioni passive, cioè senza apprezzabile frizione/tensione nel serraggio delle viti di fissaggio implantare.

Dalle ulteriori analisi condotte e non confrontabili con dati simili in letteratura, è possibile ulteriormente commentare la natura degli errori di acquisizione dello strumento TDS. La prima componente di errore identificata, errore dimensionale relativo al diametro degli scanbody, si evidenzia come errore sistematico: l'elemento geometrico (cilindro) visto dallo strumento presenta sempre valori maggiori rispetto ai valori di riferimento. Sebbene questo errore non abbia influenzato le successive analisi di posizione, è importante far notare che in ambito clinico, può invece aggiungere un contributo di errore sulla posizione degli scanbody: infatti in sede clinica le operazioni Cad di modellazione protesica, sono appunto influenzate dall'errore del diametro e quindi possono portare ad un errore anche nel progetto Cad protesico. L'analisi dimensionale dello scanbody dovrebbe essere sempre effettuata negli studi mirati a caratterizzare la precisione degli scanner.

L'ulteriore analisi dell'errore sulle distanze relative tra gli scanbody rivela, valori tendenzialmente positivi, il che riflette la tendenza all'allontanamento reciproco tra gli scanbody stessi con una variabilità crescente al crescere della distanza tra gli scanbody.

Questo fenomeno può trovare origine nello slittamento delle singole scansioni durante lo stitching dei singoli frame. Dal punto di vista clinico, ciò si traduce nella possibilità di trovare una maggiore dispersione spaziale dell'errore nelle posizioni distali (dente 37-47) nelle acquisizioni di un'arcata completa.

Quanto appena descritto, ulteriormente approfondito mediante l'analisi vettoriale delle distanze 3D, consente di formulare ulteriori osservazioni che aiutano a comprendere l'effetto delle fonti di errore agenti in fase di acquisizione: in aggiunta all'evidenza dell'espansione delle "code distali dell'arcata", si rileva una variazione della forma di arcata con una più evidente protrusione dell'arco di cerchio compreso tra i canini, un restringimento.(linguale/palatale) in posizione premolare ed un allargamento (vestibolare) delle aree molari.

4.5.5 Conclusione

Entro i limiti di questo studio in vitro, TDS si è rivelato in grado di misurare con una accuratezza in linea o addirittura con minore entità di errore rispetto ad altri dati pubblicati in letteratura scientifica. Accuratezza in grado di soddisfare ampiamente le richieste di precisione considerate clinicamente accettabili. Ulteriori approfondimenti sono necessari per validare e verificare di come l'impronta digitale con TDS, può essere influenzata dalle varie condizioni operative riscontrabili in vivo: tecnica di scansione, esperienza dell'operatore, geometria degli scanbody, ecc. Tali approfondimenti dovrebbero non solo confermare o meno il grado di precisione riscontrato in questo studio in vitro, ma andrebbero indirizzati alla verifica della precisione e accuratezza tenendo conto di tutti i fattori sopra citati: tutti questi dati relativi alle prestazioni dello strumento di acquisizione digitale, andrebbero poi confrontati con le reali marginalità di errore considerate clinicamente accettabili, anche di tutto il workflow digitale: quindi, dall'impronta alla progettazione e realizzazione del dispositivo protesico individualizzato per il paziente. Sconfinando dall'ambito clinico sarebbe interessante approfondire anche la natura e la tendenze degli errori analizzati per implementare e migliorare.le soluzioni progettuali degli strumenti proposti dal mercato.

BIBLIOGRAFIA

1. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989; 20: 329-339
2. Fasbinder DJ Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(Spec. No. 4):2–11
3. Yuzbasioglu, E.; Kurt, H.; Turunc, R.; Bilir, H. Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* 2014, 14, doi:10.1186/1472-6831-14-10.
4. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations." *Br Dent J* 2008;204(9): 505-511
5. Gozdowski S, Reich S A comparison of the fabrication times of all-ceramic partial crowns: Cerec 3D vs IPS Empress. *Int J Comput Dent* 200912(3):279–289
6. Mehl A, Hickel R Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999 2(1):9–35
7. Lee, S.J.; Gallucci, G.O. Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes. *Clin. Oral Implant. Res.* 2013, 24, 111–115.
8. DIN ISO 5725-1:1994. Accuracy (trueness and precision) of Measurement Methods and Results Part 1: General Principles and Definitions; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 1994
9. Güth, J.F.; Keul, C.; Stimmelmayer, M.; Beuer, F.; Edelhoff, D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin. Oral Investig.* 2013, 17, 1201–1208.
10. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions an in vitro study. *Int J Comp Dent* 2011;14:11-21.
11. Flügge, T.V.; Schlager, S.; Nelson, K.; Nahles, S.; Metzger, M.C. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 2013, 144, 471–478.
12. Giménez, B.; Özcan, M.; Martínez-Rus, F.; Pradíes, G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2015, 17, e54–e64.

13. Giménez, B.; Özcan, M.; Martínez-Rus, F.; Pradies, G Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent.* 2015 Oct;24(5):498-504.
14. Rudolph, H.; Luthardt, R.G.; Walter, M.H. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput. Biol. Med.* 2007, 37, 579–587.
15. Schaefer, O.; Decker, M.; Wittstock, F.; Kuepper, H.; Guentsch, A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J. Dent.* 2014, 42, 677–683.
16. Han, H.S.; Yang, H.S.; Lim, H.P.; Park, Y.J. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J. Prosthet. Dent.* 2011, 106, 191–197
17. Tuntiprawon, M.; Wilson, P.R. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust. Dent. J.* 1995, 40, 17–21
18. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107-11.
19. Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2015 Oct 10. Epub ahead of print
20. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc* 2009;140(10):1301–1304.
21. Ender A., Zimmermann M., Attin T., Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig.* 2015 Nov 7. Epub ahead of print

4.6 Valutazione geometrica dell'accoppiamento delle componenti della protesi multilayer Cad-on

4.6.1 Introduzione

Nel 1971, Duret ha presentato il concetto di applicazione di computer-aided design e computer-aided produzione (Cad-Cam) in odontoiatria. Da allora, l'applicazione di Cad-Cam è aumentata significativamente¹ ed ha offerto la possibilità al settore odontoiatrico di utilizzare una sempre crescente gamma di materiali, metallici e ceramici per essere impiegati con questa tecnologia.

Da più di un decennio, nelle fasi di lavorazione odontotecnica, il workflow digitale, ha avuto una crescente e continua diffusione.² La digitalizzazione del processo produttivo nel laboratorio, inizia dalla scansione dei modelli in gesso o delle impronte convenzionali in elastomero; successivamente, l'odontotecnico, grazie a specifici software di modellazione progetta al computer la protesi che successivamente, sottoforma di file STL, verrà processata/prodotta, o con tecnica sottrattiva, o additiva, da sofisticate macchine controllate dal computer.³⁻⁶

Per l'aumentata richiesta di estetica, i materiali metal free, in questi ultimi, anni hanno sempre più avuto maggior sviluppo, e hanno visto una crescente richiesta da parte di tutto il settore dentale⁷⁻¹⁶

Le ceramiche fresabili possono essere utilizzate in soluzioni protesiche di tipo monolitico,¹⁷ quando l'intera anatomia dentale è costituita da un solo materiale ceramico, oppure vengono impiegate con un approccio tradizionale, quando viene realizzata una sottostruttura fresata (framework) sulla quale viene poi stratificata con diverse tecniche un altro materiale generalmente di natura vetroceramica dotato di migliori caratteristiche estetiche. La ceramica monolitica, può essere solo colorata in superficie per raggiungere le caratteristiche estetiche volute: per questo motivo l'estetica finale non può essere paragonabile ai materiali multilayer dove, la stratificazione di un rivestimento estetico in vetroceramica, permette di ottenere un prodotto finito con caratteristiche di maggior naturalezza. Va comunque precisato che il disilicato di litio grazie alle sue caratteristiche di traslucenza permette anche in condizione di protesi monolitica di ottenere un buon grado di naturalezza; ma le sue proprietà meccaniche non consentono di realizzare ponti superiori a 3-4 elementi e comunque solo fino a livello premolare.¹⁸ La scheggiatura (chipping) o la delaminazione della ceramica di rivestimento di protesi in zirconia-ceramica

è stato identificato come un'importante complicanza che può presentarsi nel tempo con questo tipo di protesi¹⁹. Le cause sono molteplici legate ad esempio ai cicli di cottura della ceramica, al disegno del framework adatto a sorreggere maggiormente la ceramica di rivestimento estetico ecc²⁰⁻²⁴. Recentemente per migliorare la resistenza alla frattura di corone in zirconia multilayer è stato quindi proposto di sostituire la convenzionale ceramica feldspatica da stratificazione manuale, con la vetroceramica al di silicato di litio prodotta in blocchetti fresabili. Pertanto, framework e ceramica da rivestimento vengono fresati da semilavorati prodotti industrialmente (con meno difetti strutturali rispetto alla ceramica stratificata manualmente), mediante tecnologia Cad-Cam: la protesi ottenuta da questo completo processo produttivo digitale, è stata definita Cad-on dall'unico fabbricante disponibile nel panorama dentale.²⁵⁻²⁷

Tale tecnica di fabbricazione di protesi metal free multilayer è nata dalla collaborazione tra Ivoclar Vivadent, che produce i materiali ceramici in blocchetti (zirconia e di silicato di litio) e Sirona che produce le macchine per il workflow digitale in laboratorio (scanner e fresatori)[7]. Per la realizzazione di restauri IPS e.max Cad-on con il sistema Sirona inLab® System è necessario il software inLab 3D a partire dalla versione V3.81.

La tecnica IPS e.max CAD-on è quindi, una innovativa tecnica di fabbricazione di ponti e corone metalfree basata sulla lavorazione Cad-Cam di una sottostruttura (Framework) realizzata in zirconia (IPS e.max ZirCAD) e di una sovrastruttura di rivestimento fresata da blocchetti in vetroceramica a base di disilicato di litio (LS2- IPS e.max CAD) La metodica Cad-on è indicata per la realizzazione di corone singole ed unite sia su denti naturali che su impianti fino a 3-4 elementi

Dopo la produzione della sottostruttura in zirconia, si procede alla sua sinterizzazione in forno. Il processo di fresatura avviene sempre con un ingrandimento di ca. 20–25% della struttura. Attraverso un processo di produzione controllato dei blocchetti in combinazione ad un processo di sinterizzazione ottimizzato in un forno ad alta temperatura (1500° C) è possibile guidare miratamente la contrazione delle strutture fresate in dimensioni più grandi, in modo tale da ottenere alla fine un adattamento marginale ed un accoppiamento con il disilicato di litio ottimizzato. Durante il processo di sinterizzazione si raggiungono le caratteristiche definitive del materiale con un'elevata resistenza alla flessione (circa 900 Mpa) in grado pertanto di soddisfare i requisiti clinici dovuti al carico masticatorio soprattutto nei settori latero-posteriori.

L'omogenea unione vetroceramica delle due componenti fresate separatamente, avviene con una vetroceramica di unione (IPS e.max CAD Crystall/Connect). Tale processo di

unione avviene simultaneamente al processo di cristallizzazione del disilicato di Litio in un forno da ceramica ad una temperatura di 840-850° C (cottura di unione/cristallizzazione). Durante tale processo di cottura avviene una contrazione lineare del disilicato di litio di circa lo 0.2%.

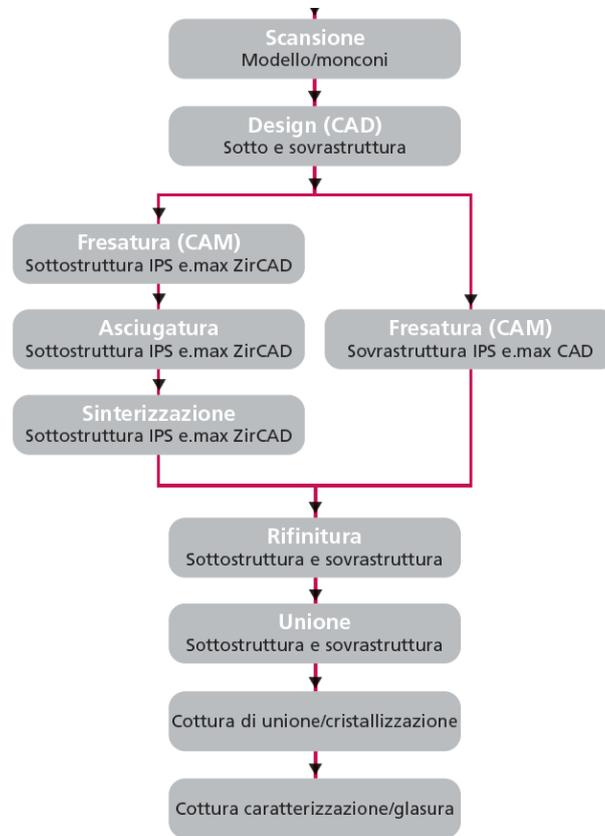


Fig.1 Fasi per la realizzazione di una protesi Cad-on.



Fig. 2 materiali utilizzati per realizzare le protesi Cad-on (e.max ZirCAD e.max CAD, e.max CAD Crystall./Connect).



Fig3 Esempio di un ponte Cad-on: Sottostruttura, sovrastruttura prima della sinterizzazione e il ponte ultimato assemblato-

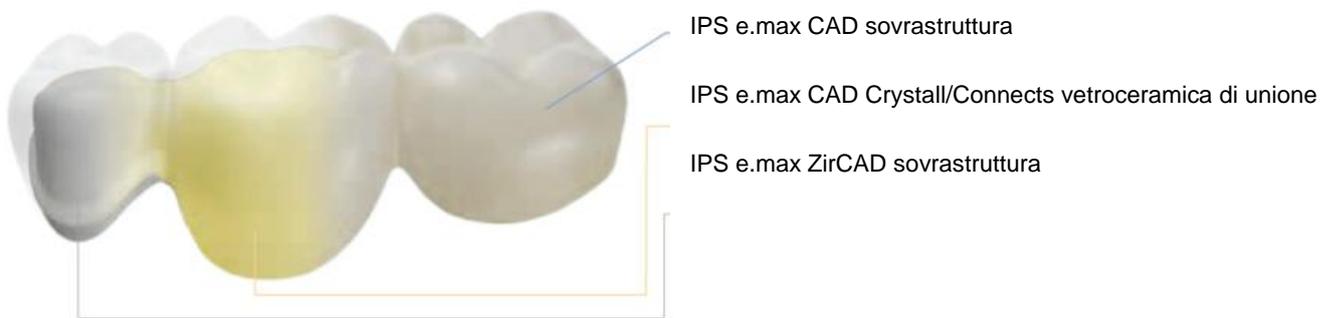


Fig 4 Schematizzazione delle componenti di un ponte Cad-on.

Durante la costruzione di un restauro o ponte IPS e.max CAD-on, è necessario prevedere uno spazio tra IPS e.max Zir CAD e la struttura di rivestimento estetico IPS e.max CAD che verrà poi occupato dalla ceramica di unione. Tale gap viene definito nella fase Cad dopo la progettazione del restauro secondo forma anatomica. Prima della fase di fresaggio, il software automaticamente suddivide il restauro in sottostruttura e sovrastruttura di rivestimento estetico tenendo opportunamente conto delle modifiche volumetriche che avvengono durante le fasi di cottura/sinterizzazione, in modo differenziato per i due materiali con cui è costituita la protesi. Nella fase di progettazione Cad è possibile modificare diversi parametri, come ad esempio, lo spessore dei connettori, lo spessore dei margini, della sotto e della sovrastruttura e in particolare, il settaggio dello spazio che l'unità di fresaggio prevede tra sopra e sottostruttura nonché la conicità di accoppiamento (angolo telescopico 0° - 15°) a seconda del caso clinico per facilitare l'inserzione tra le due componenti della protesi Cad-on. Nel caso della protesi Cad-on tutto il processo produttivo delle due componenti, come detto, viene prodotto con tecnologia Cad-Cam, mentre l'assemblaggio delle stesse avviene in modo artigianale da parte dell'odontotecnico. Pertanto è interessante indagare se la protesi finita Cad-on conservi le

caratteristiche di precisione e riproducibilità che i singoli processi Cad-cam sono, almeno nominalmente, in grado di garantire; in particolare in questo studio si è voluto caratterizzare e quantificare lo spazio compreso tra sotto e sovrastruttura, occupato nella protesi finita dalla ceramica di unione.

La sperimentazione oggetto di questo studio, ha previsto di verificare l'accoppiamento geometrico di sovra e sottostruttura di protesi Cad-on: a partire dal modello in gesso di tre casi clinici, due odontotecnici hanno eseguito un proprio progetto protesico Cad e scelto differenti settaggi di spaziatura tra le componenti della protesi multilayer, in fase Cam, mantenendo invece il parametro di conicità tra sotto e sovra struttura settato a 8° per entrambi. Si è quindi voluto osservare e confrontare come questa differenza nel settaggio dell'unità di fresaggio (variabile macchina) e come l'assemblaggio delle due componenti (variabile umana legata alla fase manuale del workflow produttivo) abbia influenzato l'accoppiamento geometrico tra sotto e sovrastruttura.



Fig. 5 Esempio di finestra di settaggio Cam del programma Inlab 15.0 per la realizzazione di una protesi Cad-on (settaggio spaziatura a 70 µm).

4.6.2 Materiali e metodi

Nel presente studio sono stati selezionati 3 casi clinici: 1, 2 e 3. Dopo il rilevamento di un impronta tradizionale con polivinililossano (Express™ 2 Penta Putty Soft + Express™ 2 Light Body Flow - 3M Espe), sono stati sviluppati 6 modelli in gesso (Fuji Rock-GC) (2 per ogni caso clinico) e montati in articolatore. I modelli ottenuti, sono stati inviati a 2 diversi odontotecnici (A e B). Ciascun tecnico ha quindi ricevuto 3 modelli in gesso uno per ogni caso clinico. Da ogni modello, ciascun tecnico doveva produrre un progetto Cad, dal quale ottenere 2 ponti Cad-on fresati uguali, per un totale quindi di 6 ponti per l'odontotecnico A e 6 ponti per l'odontotecnico B.

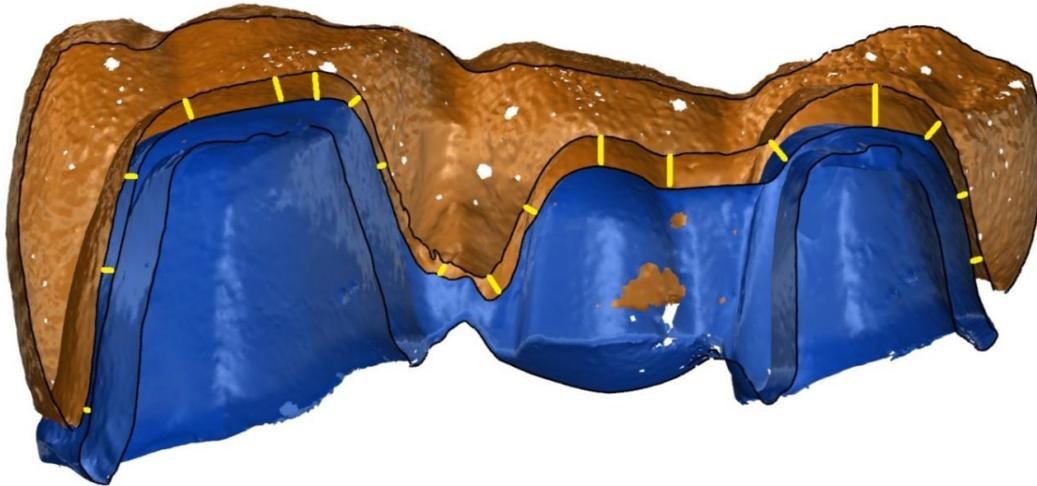


Fig. 7 Esempio di misura dello spazio tra le mesh di sotto e sovrastruttura.

Il software di analisi tridimensionale, ha permesso di denominare la mesh della sottostruttura come riferimento e la mesh della sovrastruttura come test. Viene assegnato un colore diverso a seconda delle deviazioni misurate; ogni colore infatti identifica aree con gap differente tra le mesh secondo i range impostati. (Fig 8) Si può osservare anche la rappresentazione grafica di tali vettori che può essere definita per ogni singolo punto della mesh (fig9)

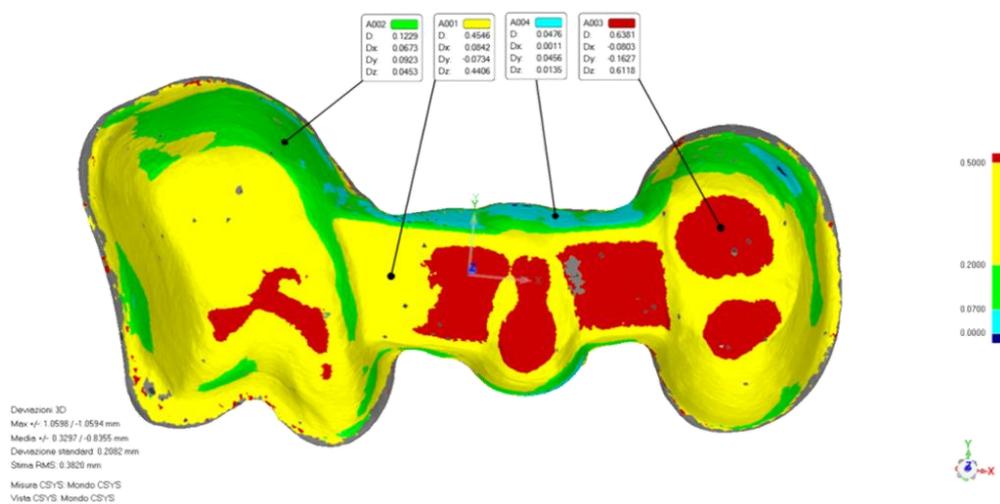


Fig 8 Esempio dell'analisi tridimensionale del gap tra sotto e sovrastruttura: ogni colore delimita un'area che presenta il medesimo range di spazio come da legenda.

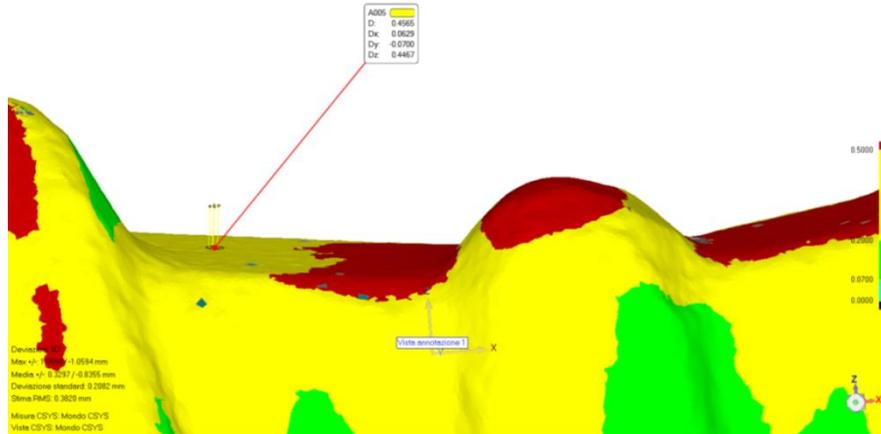


Fig 9 Particolare ingrandita dell'analisi 3D: il software è in grado di rappresentare graficamente le deviazioni anche di aree molto piccole.

4.6.3 Risultati

La sintesi dei risultati ottenuti è contenuta nella tabella 1. Per ciascun campione viene fornita la distanza media tra le superfici contrapposte suddette, assieme alla deviazione standard. Con tali dati è possibile stimare, l'intervallo dimensionale che caratterizza in modo statisticamente significativo, le distanze tra le superfici contrapposte dell'intera area di connessione: I limiti di tale intervallo sono definiti da (media-SD) e da (media+SD).

Dall'osservazione della tabella, emerge evidente, che non c'è una differenza significativa in termini di distanza media di connessione tra sopra e sottostruttura tra le 6 protesi del tecnico A e quelle del tecnico B: media delle distanze per il tecnico A pari a 0.34 mm(SD 0.034) e media per B pari a 0.33 mm.(SD 0.061)

ODONTOTECNICO	CAMPIONE	MEDIA	SD
A Settaggio spaziatura 70 µm	1a	0.341	0.268
	1b	0.280	0.227
	2a	0.374	0.327
	2b	0.356	0.336
	3a	0.341	0.452
	3b	0.371	0.445
B Settaggio spaziatura 200 µm	1a	0.329	0.208
	1b	0.336	0.242
	2a	0.355	0.334
	2b	0.357	0.356
	3a	0.407	0.363
	3b	0.223	0.390

Tabella 1: distanze medie tra sotto e sovrastruttura e relative deviazioni standard.

Per una totale interpretazione di tali valori numerici, e per potere evidenziare le differenze tra il gruppo A e il gruppo B, è tuttavia indispensabile l'analisi tridimensionale dell'accoppiamento tra sotto e sovrastruttura

Dall'osservazione dell'analisi 3D di nei 6 ponti eseguiti dal tecnico A, (Fig 1, 3 .5, 7, 9, 11) si può notare come vi siano delle zone di gap tra sotto e sovra struttura molto limitate a 70 μm , e fino a 200 μm distribuiti soprattutto nell'aree palatali dei campioni; gran parte delle restanti superfici di accoppiamento, presentano aree di gap comprese tra 200 e 350 μm ; nella sola superficie occlusale, il gap aumenta e supera i 500 μm di spessore. Piccole aree di contattato/frizione tra sovra e sottostruttura, sono osservabili in alcune aree molto limitate nelle zone di chiusura dei margini del disilicato di litio sul framework in zirconia. Anche da altre successive osservazioni dei campioni si possono estrapolare le medesime considerazioni generali ed osservare le medesime distribuzione dei gaps tra sovra e sottostruttura.

Una differenza sulla distribuzione dell'area di gap minimo tra i 70 e 200 μm .è osservabile, in taluni casi (Fig 3, 9, 11) In questi casi infatti in modo più simmetrico, tale range di spaziatura è presente sia a livello vestibolare che palatale soprattutto nei casi rappresentati dalle (Fig 9 e 11) dove tale distribuzione del gap,aumenta in modo più considerevole superando il 50% dell'intera superficie di accoppiamento.

In tutti i casi clinici realizzati dal tecnico A, vi è sempre stato un migliore adattamento tra le superfici palatali rispetto alle vestibolari

Inoltre, in tutti i campioni, alcune piccole aree nella zona di chiusura tra disilicato di litio e zirconia nel versante palatale, sono presenti dei valori di gap di segno negativo, a seguito della sovrapposizione delle mesh di sovra e sottostruttura, probabilmente legati a piccoli difetti di scansione e riallineamento delle nuvole di punti delle componenti della protesi Cad-on avvenuto prima della loro unione-cristallizzazione.

Nei 6 ponti realizzati dal tecnico B (Fig 2, 4 .6, 8, 10, 12), in fase di progettazione, il settaggio di spaziatura tra sovra e sottostruttura è stato posizionato a 200 μm .

L'osservazione tridimensionale dei progetti realizzati sui medesimi casi clinici ma con scansione e progettazione Cad e realizzazione Cam della protesi Cad-on, eseguita dal tecnico B, mette ancora una volta in evidenza come tutta l'area palatale dei ponti presentino una maggior presenza di gap osservato in un range compreso tra 70 e 200 μm , mentre in tutta la superficie occlusale e circa la metà di quella vestibolare, il gap aumenta fino a circa 350 μm , e in circa il 50% della superficie occlusale supera i 500 μm . Solo in un caso nel ponte più lungo (Fig 12) vi è una migliore ed omogenea distribuzione dello spazio

tra sovra e sottostruttura: infatti in una percentuale superiore alla metà dell'intera superficie, il gap rimane compreso entro i 200 μm , mentre solo una piccola area a livello occlusale supera i 500 μm .

Anche nei casi realizzati dal tecnico B vi è la presenza di piccole aree di contatto con gap negativo derivanti da piccoli errori di sovra imposizioni dei file di scansione della sotto e sovrastruttura.

4.6.4 Discussione

La scheggiatura (chipping) o la delaminazione della ceramica di rivestimento di protesi multilayer in zirconia e ceramica, è stato identificato come un importante complicanza che può presentarsi nel tempo con questo tipo di protesi. La tecnica IPS e.max CAD-on, permette la realizzazione di restauri supportati da dente o da impianto nei settori latero-posteriori utilizzando due materiali diversi: la Zirconia, sfruttando le sue elevate caratteristiche di resistenza meccanica, e il disilicato di Litio per avere un materiale da rivestimento particolarmente estetico ma con superiori caratteristiche meccaniche rispetto ad una vetroceramica utilizzata comunemente da stratificare manualmente al di sopra di framework in ossido di zirconio. Entrambi i costituenti la protesi Cad-on vengono lavorati con tecnologia Cad-cam, sfruttando quindi le superiori caratteristiche meccaniche dei materiali prodotti industrialmente in blocchetti, e l'estetica ottimale di un materiale da rivestimento anch'esso prodotto per una lavorazione controllata dal computer, con il risultato finale atteso, di un dispositivo protesico finito, con un grado superiore di resistenza e con maggiore efficienza di produzione e predicibilità della qualità finale del prodotto.

Scopo di questo lavoro è stato di verificare e misurare l'accoppiamento geometrico di sovra e sottostruttura di protesi Cad-on realizzate partendo da tre casi clinici reali.

Due odontotecnici sul medesimo caso clinico, hanno eseguito un proprio progetto protesico Cad e scelto differenti settaggi di spaziatura tra le componenti della protesi multilayer, in fase Cam, mantenendo invece il parametro di conicità tra sotto e sovra struttura settato a 8° per entrambi. Si è quindi voluto osservare e confrontare come questa differenza nel settaggio dell'unità di fresaggio (variabile macchina) e come l'assemblaggio delle due componenti (variabile umana legata alla fase manuale del workflow produttivo) abbia influenzato l'accoppiamento geometrico tra sotto e sovrastruttura.

L'analisi dei risultati ottenuti, permette di evidenziare come vi sia stata un'oggettiva difficoltà nella realizzazione di un adeguato ed omogeneo allineamento tra sovra e

sottostruttura. L'utilizzo della vibrazione e l'adattamento delle due componenti della protesi Cad-on, avvenendo solamente con il supporto visivo dell'effettivo accoppiamento delle parti, senza, ad esempio, l'ausilio di una mascherina di accoppiamento, rende questa fase sensibile all'errore e all'esperienza dell'odontotecnico. Anche l'aiuto che può dare una verifica occlusale, montando la protesi in articolatore, non si ritiene essere in grado di garantire il preciso posizionamento tra sotto e sovrastruttura che era stato progettato durante la fase Cad. Non bisogna poi dimenticare che, anche le fasi Cam possono comunque aver influito sulla non perfetta compatibilità geometrica di accoppiamento tra le due componenti della protesi Cad-on.

Nei casi realizzati dal tecnico B, (settaggi degli spazi tra sotto e sovrastruttura pari a 200 μm) vi è una maggiore e simmetrica distribuzione degli spazi tra le due componenti della protesi. Tale maggiore omogeneità, testimonia come, probabilmente, il maggior spazio programmato, grazie ad una operatività di assemblaggio facilitata, abbia permesso un migliore accoppiamento tra le due componenti della protesi multilayer Cad-On. Rimane comunque lontano l'omogeneo gap che ci si potrebbe aspettare tra sopra e sottostruttura in base al settaggio dato durante la fase Cam. Solo in un caso nel ponte più lungo (campione 3b Fig), vi è una migliore ed omogenea distribuzione dello spazio tra sopra e sottostruttura: infatti in una percentuale superiore alla metà dell'intera superficie, il gap rimane compreso entro i 200 μm , mentre solo una piccola area a livello occlusale supera i 500 μm .

Come accennato in precedenza le fasi Cam possono avere ulteriormente influito sull'entità del gap rilevato dalle misurazioni 3D. Permangono però, delle evidenti discordanze tra quello che è stato progettato come spazio residuo tra le due componenti della protesi Cad-on e quello rilevato dalle misurazioni dell'analisi 3D. Probabilmente tali discrepanze sono riconducibili per svariate cause, a diverse problematiche, legate ad esempio alla geometria di accoppiamento delle due componenti e all'intero percorso del workflow produttivo della protesi, fino a considerare i problemi che possono essere legati all'unità di fresaggio. Possono ancora essere considerati, errori del software di progettazione, errori legati alla taratura dei settaggi degli spessori delle componenti della protesi, alla taratura degli spazi tra le componenti, all'usura degli strumenti utensili ecc. Inoltre, poiché la fase di fitting tra sopra e sottostruttura avviene manualmente da parte dell'odontotecnico, secondo una sua valutazione visiva, tale procedura per quanto attenta e scrupolosa, presenta tutti i limiti e le possibilità di errore che una fase completamente artigianale ha per sua natura.

Sia nei casi realizzati dal tecnico A che B, la presenza di piccole aree di contatto inferiori a $0\ \mu\text{m}$, derivanti da piccoli errori di sovrapposizioni delle mesh della sotto e sovrastruttura e quindi al metodo di analisi utilizzato, non sono in grado di modificare in modo sostanziale le considerazioni fatte fino ad ora.

4.6.5 Conclusione

Considerando i limiti legati alle caratteristiche del metodo sperimentale utilizzato in questo studio per le misurazioni geometriche, è possibile concludere che: la protesi Cad-on nonostante venga prodotta nelle sue componenti con tecnica di fabbricazione Cad-Cam, e quindi con le migliori condizioni di precisione e riproducibilità della lavorazione, è anche caratterizzata da una fase finale, in cui sotto e sovrastruttura vengono assemblate in modo totalmente artigianale. Tale fase in quanto realizzata interamente dall'uomo, ha evidenziato che non vi siano state sostanziali differenze nella precisione di accoppiamento tra le due componenti la protesi Cad-on tra il tecnico A e il tecnico B, nonostante l'adozione di settaggi Cam di spaziatura tra sotto e sovrastruttura in modo differenziato.

4.6.6 Analisi 3 D: confronto tecnico A e B

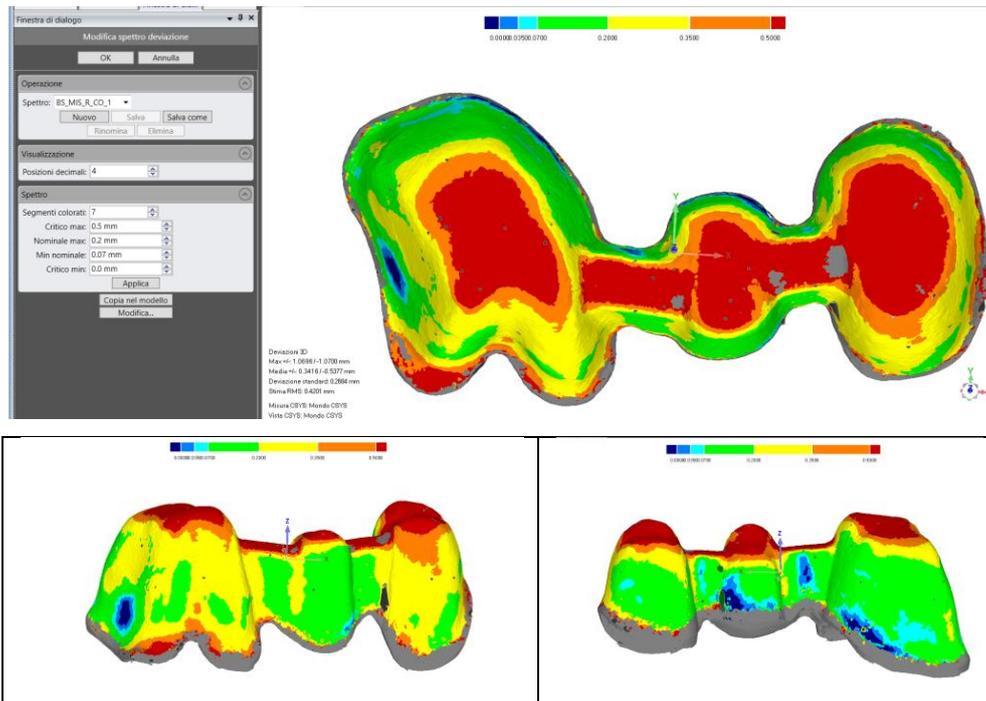


Fig. 1 Campione 1a tecnico A.

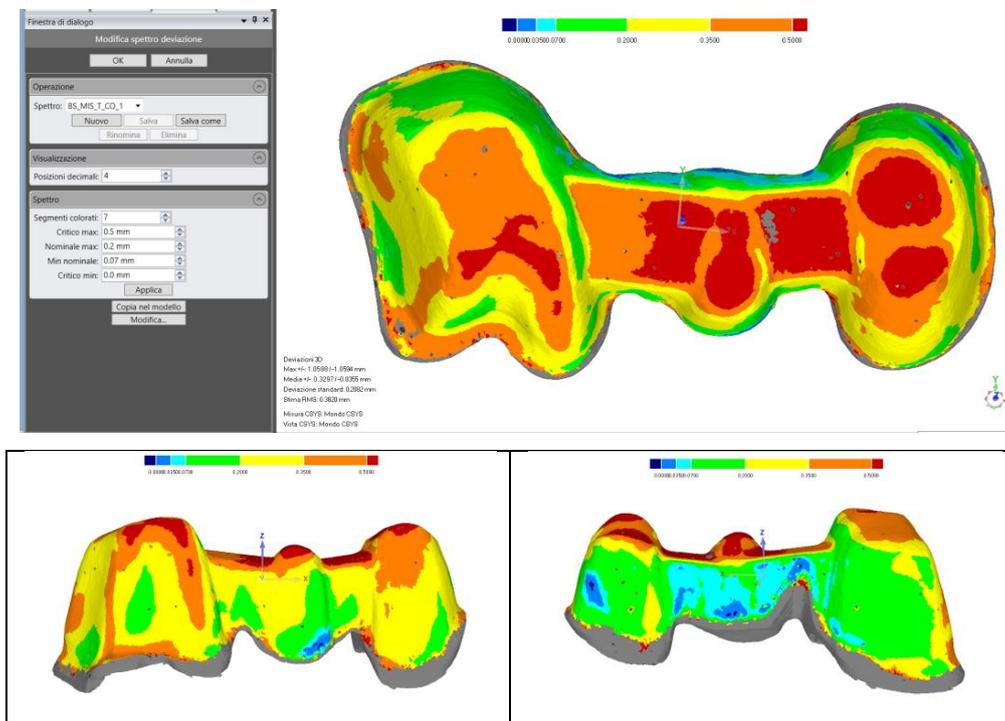


Fig. 2 Campione 1a Tecnico B.

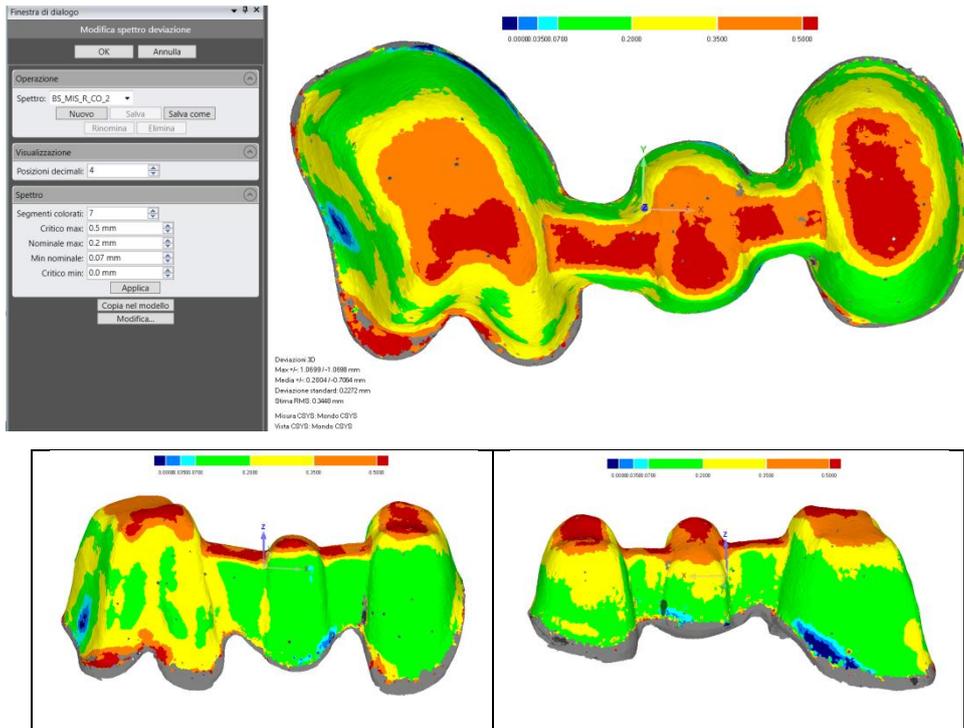


Fig. 3 Campione 1b Tecnico A.

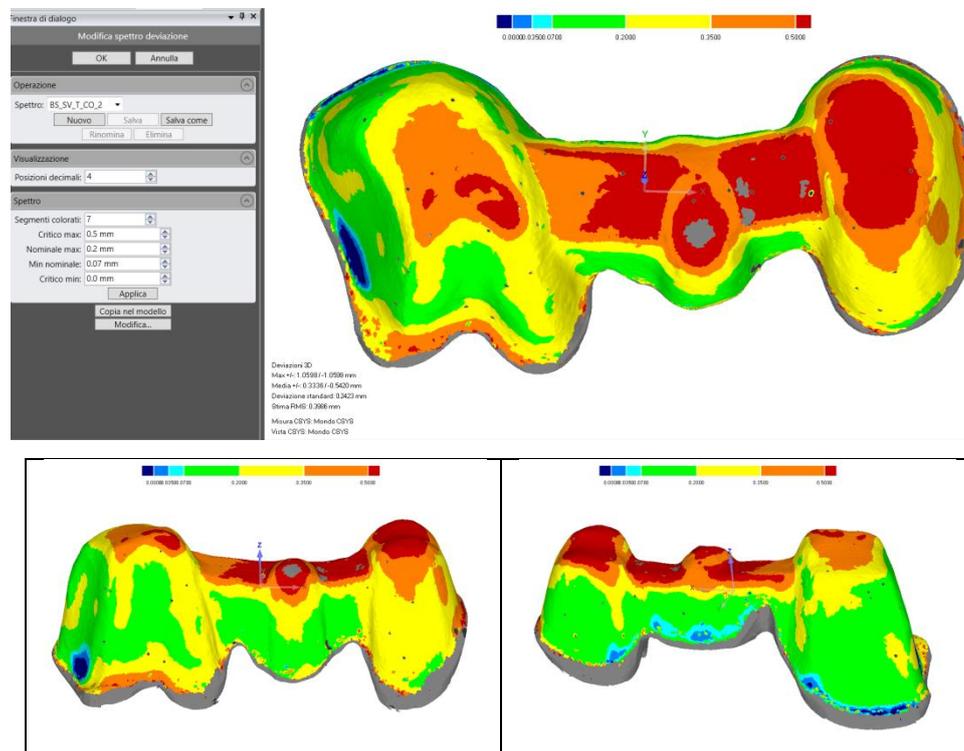


Fig. 4 Campione 1b Tecnico B.

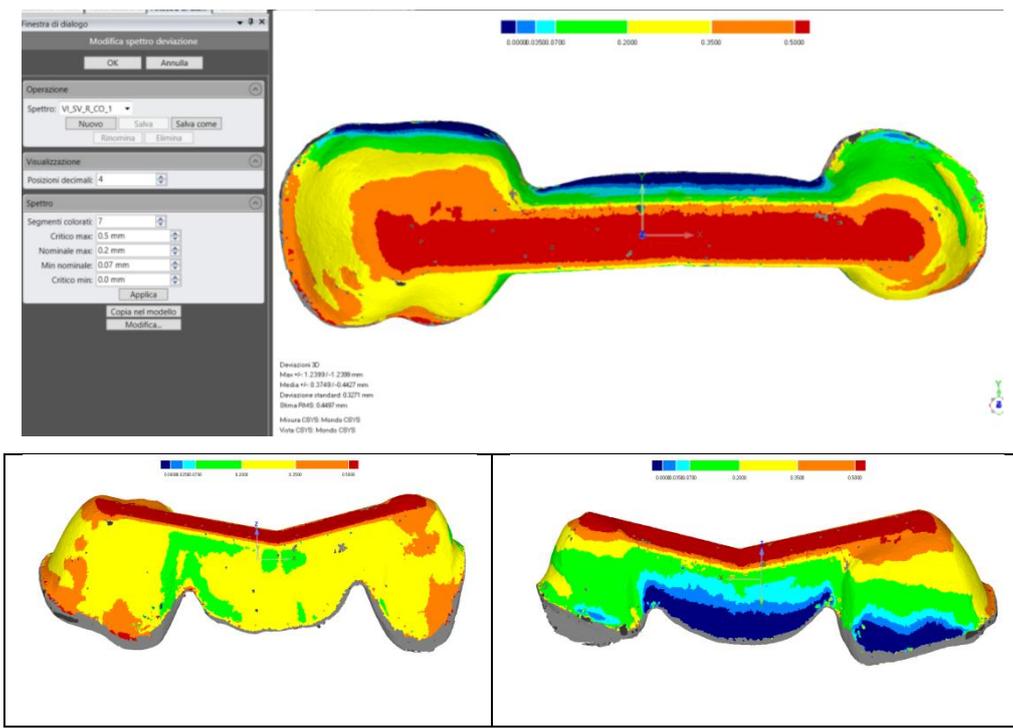


Fig. 5 Campione 2a Tecnico A.

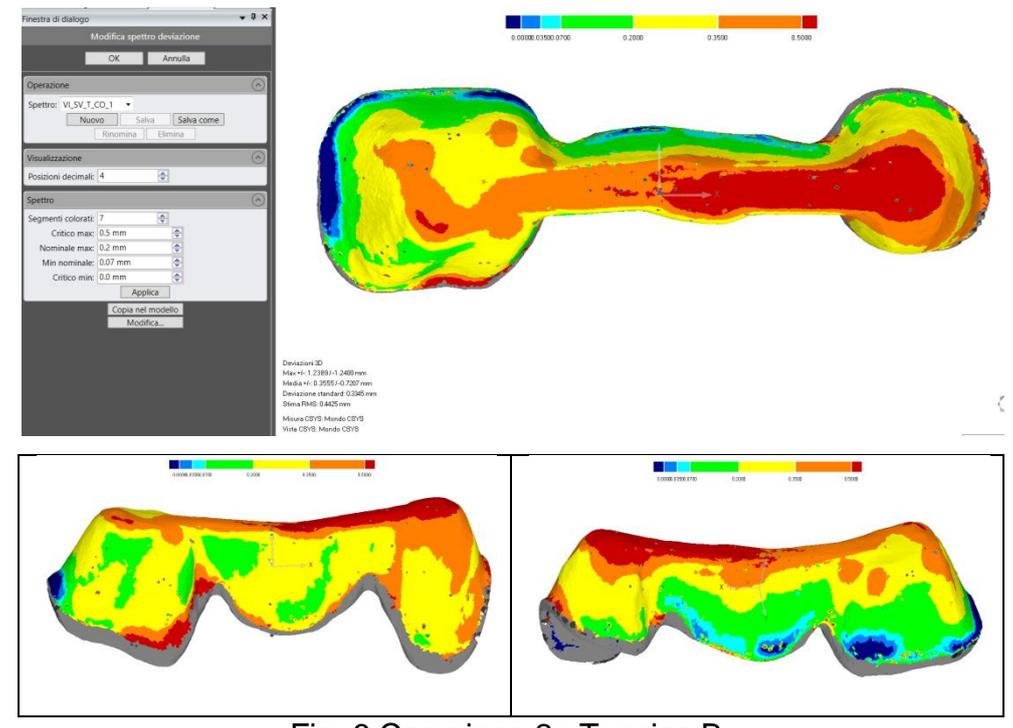


Fig. 6 Campione 2a Tecnico B.

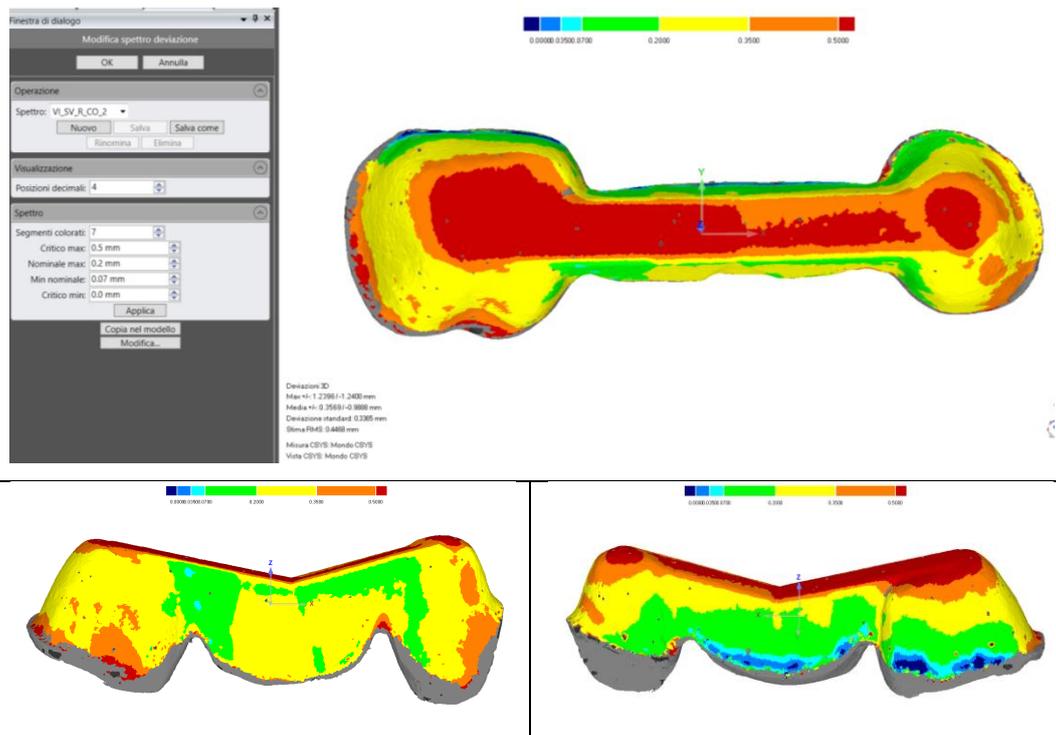


Fig. 7 Campione 2b Tecnico A.

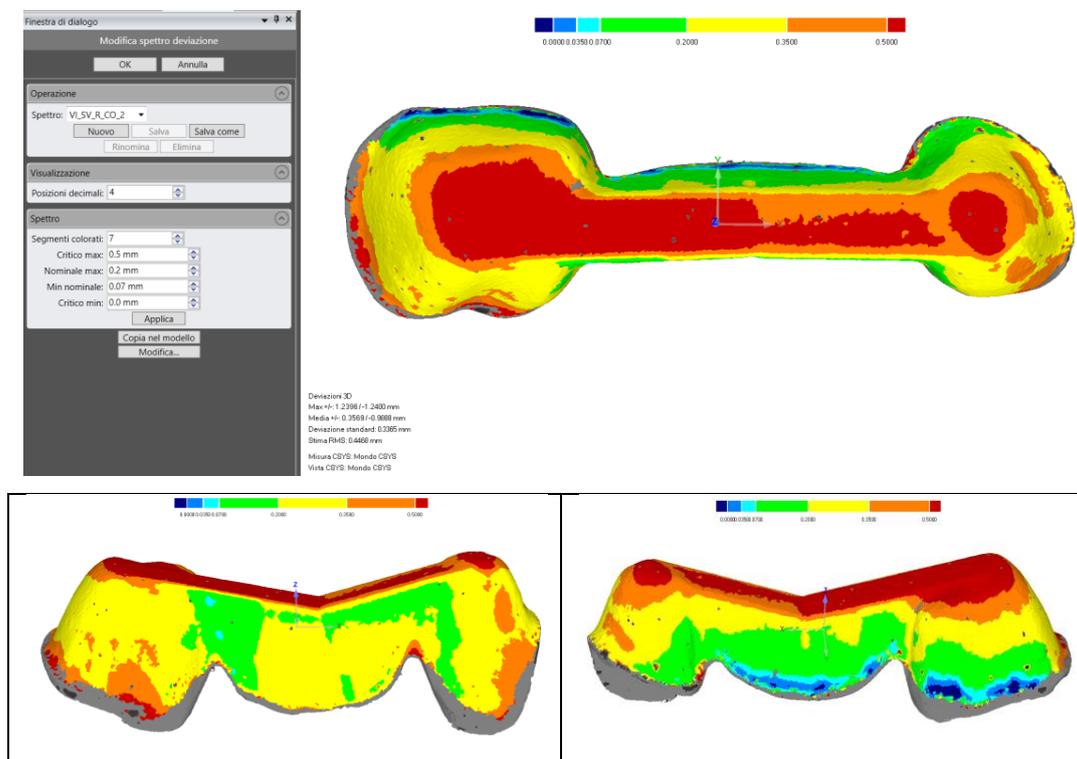


Fig. 8 Campione 2b Tecnico B.

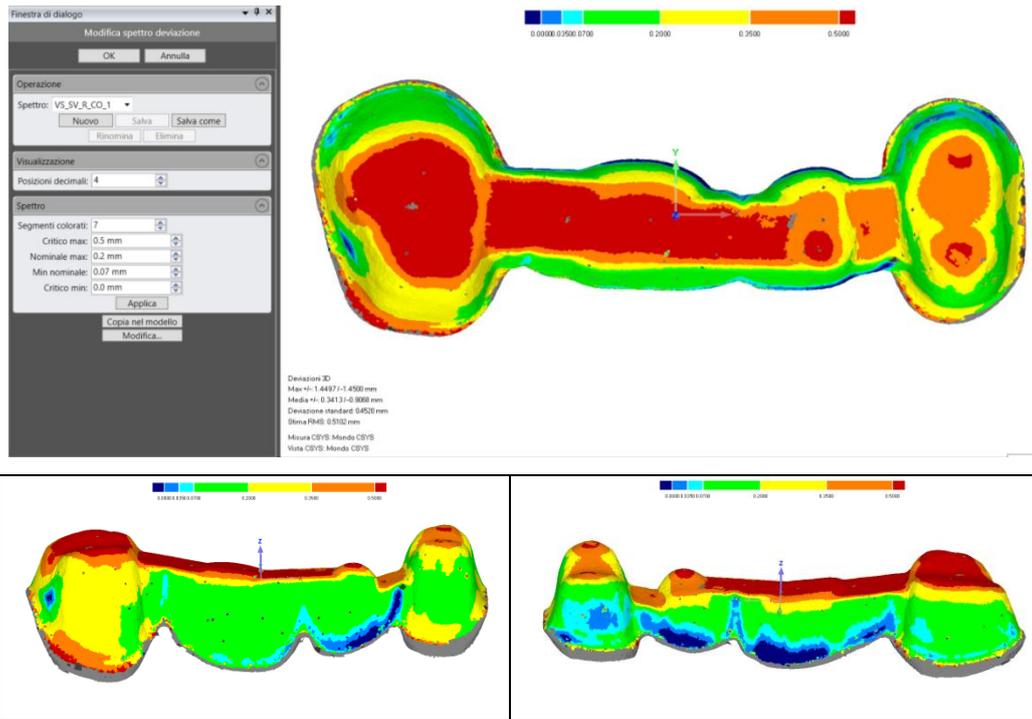


Fig. 9 Campione 3a Tecnico A.

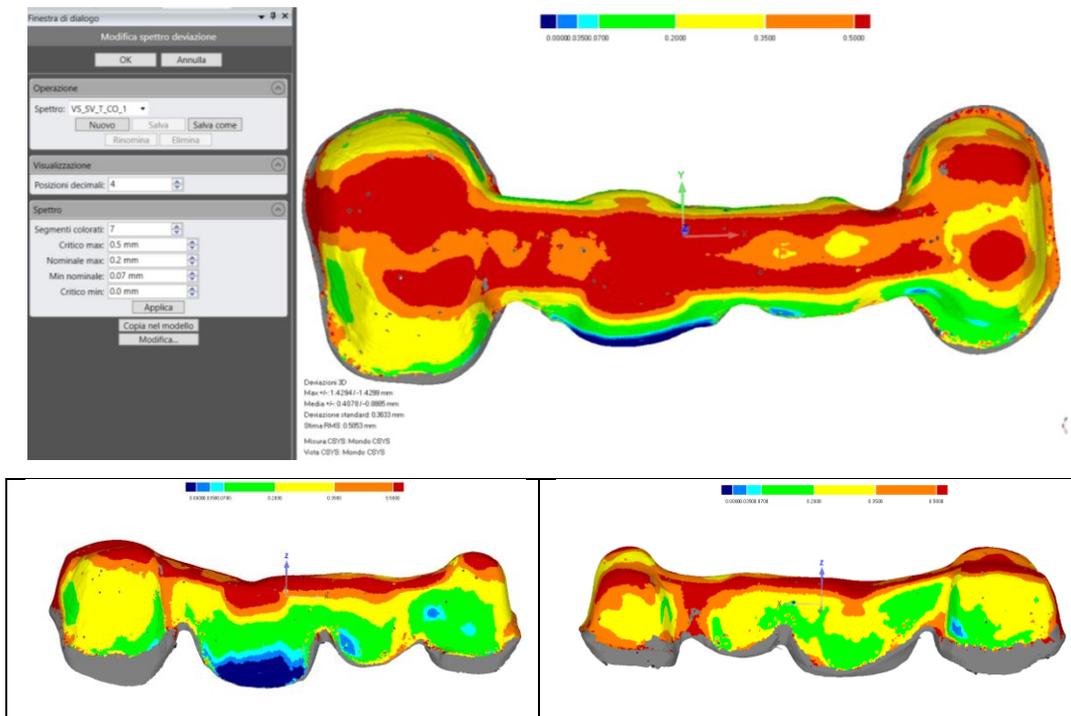


Fig. 10 Campione 3a Tecnico B.

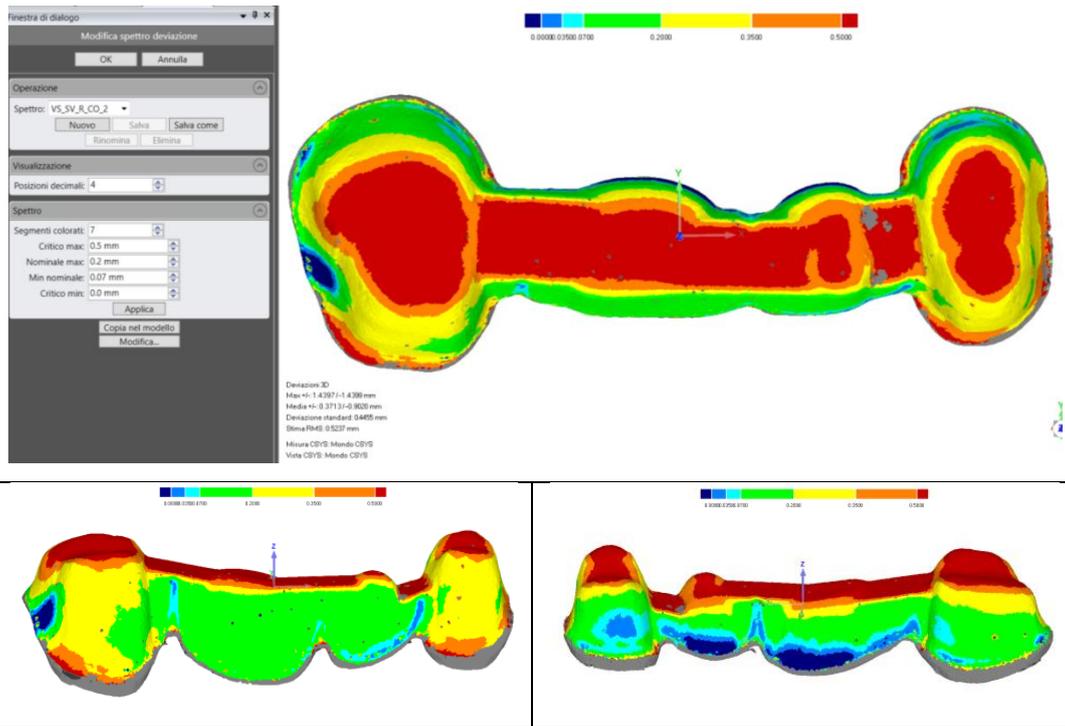


Fig. 11 Campione 3b Tecnico A.

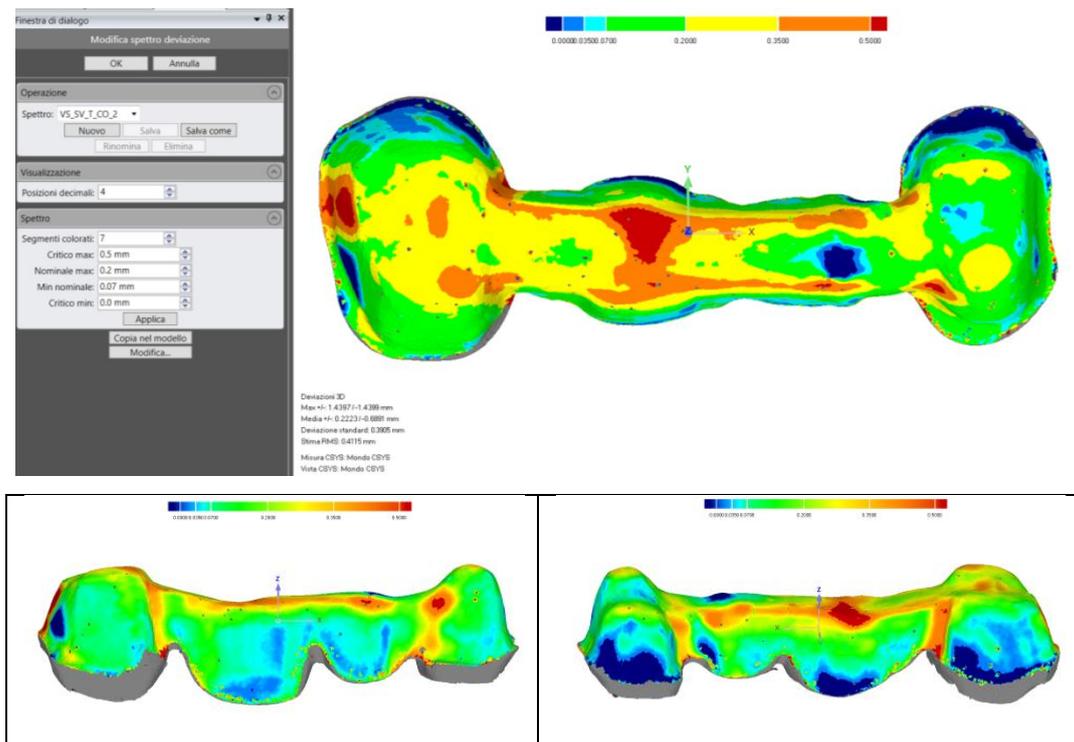


Fig. 12 Campione 3b Tecnico B.

BIBLIOGRAFIA

1. Miyazaki, T.; Hotta, Y.; Kunii, J.; Kuriyama, S. Tamaki, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent. Mater. J.* 2009, 28, 44–56.
2. Van Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012; 28: 3–12
3. Christensen R.P., Galan A.D., Mosher T.A. Clinical status of eleven CAD/CAM materials after one to twelve years of service State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC, Quintessence Publishing, Surrey (2006)
4. Liu P.R., Essig M.E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems *Compend Contin Educ Dent*, 29 (2008), pp. 482–488
5. Miyazaki T., Nakamura T., Matsumura H, Ban S., Kobayashi T., Current status of zirconia restoration *J Prosthodont Res*, 57 (2013), pp. 236–261
6. Takaba M., Tanaka S, Ishiura I., Baba K. Implant-supported fixed dental prostheses with CAD/CAM-fabricated porcelain crown and zirconia-based framework *J Prosthodont*, 22 (2013), pp. 402–407
7. Strub, JR, Rekow, ED, and Witkowski, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137: 1289–1296
8. Fasbinder, DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31: 702–704 (706,708-9.)
9. Ritter, RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent.* 2010; 22: 332–341
10. Fasbinder, DJ, Dennison, JB, Heys, D, and Neiva, G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141: 10S–14S
11. Yoon, TH and Chang, WG. The fabrication of a CAD/CAM ceramic crown to fit an existing partial removable dental prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2012; 108: 143–146
12. Guess, PC, Zavanelli, RA, Silva, NR, Bonfante, EA, Coelho, PG, and Thompson, VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010; 23: 434–442
13. Lin, WS, Ercoli, C, Feng, C, and Morton, D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont.* 2012; 21: 353–362

14. Magne, P, Schlichting, LH, Maia, HP, and Baratieri, LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010; 104: 149–157
15. Güth, JF, Silva, JSE, Beuer, FF, and Edelhoff, D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2012; 107: 1–6
16. Beuer, F, Schweiger, J, Edelhoff, D, and Sorensen, JA. Reconstruction of esthetics with a digital approach. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011; 31: 185–193
17. Zhang Y., Lee J. J.-W., Srikanth R., Lawn B. R, “Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics,” *Dental Materials*, vol. 29, no. 12, pp. 1201–1208, 2013.
18. Pieger, S., Salman, A., and Bidra, A.S. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Pros Dent.* 2014; 112: 22–30
19. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;73:641–52.[2]
20. Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):554–63.
21. Al-Amleh B, Waddell JN, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater.* 2014 Mar;30(3):271–80.
22. Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater.* 2012 Aug;28(8):873–9.
23. Lima JMC, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater.* 2013 Oct;29(10):1063–72.
24. Corazza PH, Feitosa AS, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y TZP-based all-ceramic restorations. *Dental Mater.* 2013 Mar;29(3):339–47.
25. Wimmer T, Erdelt KJ, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses *Dent Mater J.* 2014;33(6):717-24.

26. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings: a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009 Jan;25(1):121-8.
27. Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater.* 2014 Feb;30(2):122-30.

4.7 Resistenza alla frattura di ponti Cad-Cam multilayer privi di metallo.

4.7.1 Introduzione

Sebbene la metallo-ceramica rappresenta ancora il gold standard,¹ l'uso di materiali non metallici rappresenta una scelta terapeutica richiesto sempre di più sia dai dentisti che dai pazienti. La zirconia è utilizzata in odontoiatria da molti anni, come materiale per realizzare sottostrutture di protesi fisse; viene lavorata solamente grazie all'impiego della tecnologia CAD-CAM. Le eccellenti proprietà meccaniche ed estetiche, rappresentano un indubbio vantaggio rispetto al metallo.^{2,4} Inoltre, le eccellenti caratteristiche di biocompatibilità rendono la zirconia, un materiale ideale adatto per la produzione di framework per corone e ponti in ceramica.⁵⁻⁷

Da molti anni diversi materiali ceramici sono utilizzati in odontoiatria per corone singole, inlay e faccette, ma pochi di essi possono essere usati con successo per fabbricare ponti. Il disilicato di litio, per esempio, è indicato per piccoli ponti nella zona anteriore e posteriormente solo fino ai premolari.^{8,9} Per fabbricare ponti posteriori, con più di tre elementi, viene invece impiegata in modo efficace la zirconia per la realizzazione di sottostrutture da rivestire successivamente con una vetroceramica, o più recentemente sono state proposte delle zirconie particolarmente traslucide per essere impiegate come materiali per realizzare in modo completo la protesi dentale nella cosiddetta definizione di ponte con struttura monolitica.¹⁰⁻¹⁴

Dati clinici a lungo termine non sono ancora disponibili, ma nel breve e medio termine sembra che i framework in zirconia resistono in modo soddisfacente nell'ambiente intraorale.¹⁵ Tuttavia in caso di ponti in zirconia rivestiti di ceramica, numerosi studi hanno evidenziato un grave problema a livello dell'interconnessione/legame tra i due substrati.

Le cause di questi problemi sono diversi: legati ad esempio ai differenti coefficienti di espansione termica tra zirconia e ceramica;¹⁶ legati a micro danni causati dalla lavorazione con le frese durante le lavorazioni in laboratorio odontotecnico.¹⁷ Inoltre, la cottura del rivestimento estetico in ceramica feldspatica, richiede un procedimento molto attento poiché è stato dimostrato che la velocità di riscaldamento del forno da ceramica e la successiva fase di raffreddamento, possono creare tensioni residue all'interno della materiale.^{18,19} Da un punto di vista clinico degli effetti di tali problematiche, sono da annoverare le delaminazioni e le scheggiature della ceramica di rivestimento con

l'esposizione dei zirconia. Tali evenienze sono state descritte in letteratura come le più frequenti cause di fallimento di ponti in zirconia-ceramica,²⁰ che si verificano nel 15% dei casi dopo 24 mesi,²¹ 13% dopo 36 mesi,²² 15% dopo 60.²³

I ponti in metallo-ceramica a differenza di quelli in, zirconia-ceramica mostrano una percentuale delaminazione-scheggiature del materiale ceramico di rivestimento nell'intervallo compreso tra 2,7e 5,5% in un periodo di osservazione compreso tra 10 e 15 anni.^{24,25}

Recentemente, con l'intento di ridurre questi problemi legati a parziali distacchi fratture della ceramica di rivestimento dalla struttura in zirconia, è stato proposto di produrre con tecnologia Cad-Cam, sia il materiale di rivestimento estetico sia il framework di supporto, impiegando cioè blocchi di ceramica prodotte industrialmente caratterizzati da proprietà meccaniche più elevate rispetto alla ceramica feldspatica da rivestimento utilizzata per stratificazione manuale da parte dell'odontotecnico. Infatti, i blocchi di ceramica prodotti industrialmente permettono di ottenere all'origine, molti meno difetti rispetto alla ceramica feldspatica tradizionale: Inoltre, la tecnologia Cad-Cam non introduce tensioni residue nè nel framework, nè nel materiale di rivestimento.²⁶⁻³²

Lo scopo di questo studio è stato di valutare in vitro, il carico resistenza alla frattura di ponti posteriori multistrato privi di metallo (3-4 elementi) realizzati interamente con tecnologia Cad-Cam. Sono stati studiati due diversi materiali ceramici multistrato: disilicato di litio sinterizzato su sottostruttura in zirconia e ceramica feldspatica micro-fine incollata su sottostruttura in zirconia.

4.7.2 Materiale e metodi

Lavorazione dei materiali

In due pazienti sono stati selezionati tre casi clinici: due ponti di 3 elementi e un ponte di 4 unità. Per ogni caso l'impronta è stata presa a circa 1 settimana dopo la preparazione finale dei denti . E' stata impiegata una tecnica monofase e due viscosità con un polivinilsilossano (Express TM 2 Penta Putty soft + Express TM 2 Light Body - 3M).

Le impronte rilevate, sono stati inviate ad un odontotecnico che ha colato tutti i modelli in gesso per ogni singolo caso (Fuji Rock-GC). Dopo di che, ogni modello master è stato scansionato con uno scanner inEos Blue (Sirona).

Con il software Cerec 3.8 (Sirona) l'odontotecnico ha disegnato i ponti cad multistrato (framework e struttura di rivestimento) per ogni singolo caso. Ogni progetto ponte cad è stato fresato due volte per mezzo di un'unità di fresaggio Cad-Cam inLab MC XL (Sirona).

Infine, 6 + 6 ponti multistrato sono stati prodotti con due diversi materiali ceramici multistrato. I materiali utilizzati per realizzare i ponti multistrato secondo il metodo chiamato IPS e.max CAD-on (Ivoclar-Vivadent), sono stati: Zirconia (ZrO_2) utilizzato come sottostruttura (IPS e.max ZirCAD MO-1) e vetro ceramica al disilicato di litio (LS2) (IPS e.max CAD HTB40 A1) impiegato come materiale da rivestimento estetico.

Framework e strutture di rivestimento estetico vengono fresati da blocchi forniti in uno stato pre-cristallino, dopo lavorazione nell'unità di fresaggio, devono essere quindi sottoposti ad un ciclo di cottura di cristallizzazione in un forno per ceramica. Questo ciclo di cottura, avviene ad una temperatura di $1500^{\circ}C$ per la sinterizzazione della Zirconia che in tale processo di cottura riduce il suo volume del 20-25%; a $850^{\circ}C$, invece si ottiene contemporaneamente sia la sinterizzazione del LS2 che l'unione tra la sottostruttura in zirconia e la struttura di rivestimento estetico. Tale solida unione, avviene per mezzo di uno strato omogeneo di vetro-ceramica: IPS e.max CAD Crystall / Connect (Ivoclar-Vivadent), che viene applicata dall'odontotecnico manualmente durante l'unica procedura che rimane totalmente artigianale nella metodica Cad-on.

Tutti i processi tecnici sono stati eseguiti secondo le istruzioni del produttore.

Lo stesso progetto cad sia del framework che della struttura di rivestimento è stato utilizzato per la tecnica CAD-on, e anche per il sistema di ponte multilayer definito VITA Rapid Layer Technology (RLT). Per realizzare questo tipo di soluzione protesica, sono stati impiegati come da indicazione del fabbricante: blocchi in Zirconia (Vita In-Ceram YZ 40 / 19- VITA) per la sottostruttura e blocchi di ceramica feldspatica micro-fine (Vitablocks TriLuxe forte TF 40/19-VITA) come materiale di rivestimento estetico.

In questa metodica, rispetto alla tecnica Cad-on, non vi è solo la differente composizione chimica del materiale da rivestimento estetico, ma anche il sistema di unione tra sotto e sovrastruttura; infatti nel caso dei ponti RLT avviene non per cottura di una ceramica di unione, ma grazie all'interposizione tra i due substrati da unire di un sottile strato di cemento resinoso.

La procedura di unione adesiva per legare sotto con sovrastruttura è stata ottenuta usando un cemento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem 2 - 3M), seguendo attentamente le istruzioni del produttore.

I dati forniti dal fabbricante relativamente alla resistenza alla flessione e al modulo di elasticità dei materiali utilizzati sono contenuti nella tabella 1

MATERIALI	MODULO DI YOUNG'S GPa	RESISTENZA ALLA FLESSIONE (Mpa)
IPS e.max Cad	95	360
IPS e.max Zir CAD	210	900
IPS e.max Crystall./Connect	65	160
TriLuxe forte	45	154
Vita In-Ceram	210	900
RelyX Unicem 2	6.6	99

Tab 1: dati forniti dai fabbricanti.

Parte sperimentale

Utilizzando una macchina universale di prova, 6 + 6 campioni sono stati caricati fino alla rottura, mediante un punzone cilindrico in acciaio ($\varnothing 7\text{mm}$) e con ad una estremità una calotta emisferica realizzata in composto (Filtek Supreme XTE 3M). Durante il test, il carico è stato applicato al centro dell'elemento intermedio adottando una velocità di prova di 1 mm / min fino alla rottura del campione; il punzone è stato sostituito dopo ogni prova (Fig. 1).

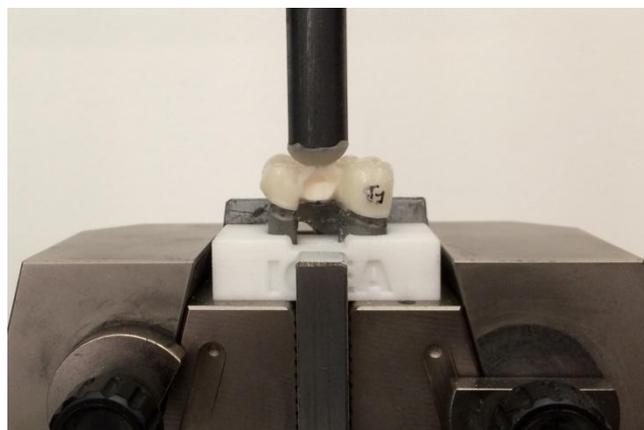


Fig 1: Campione fratturato montato sul support di fissaggio per il test.

Come dato di risultato del test, per ogni campione, è stato considerato il carico massimo registrato durante la prova.

Al fine di realizzare un adeguato supporto dei campioni, da consentire un corretto orientamento della forza di carico e di permettere minimi adattamenti elastici durante il test, è stato realizzato un particolare apparato di fissaggio (Fig. 2A): i due monconi del ponte e il collegamento tra i medesimi sono stati disegnati e realizzati in unico pezzo di metallo, (Co-Cr); successivamente tale tutto il dispositivo metallico, è stata inserito in un materiale plastico in poliammide. Per ottenere questo completo dispositivo di supporto per i campioni, è stata impiegata la tecnica di sinterizzazione laser (M270 EOS e EOS Formiga P110) (Fig. 2B).

Ogni ponte è stato poi cementato sul proprio supporto personalizzato per mezzo di un cemento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem 2- 3M-Espe), secondo le istruzioni del produttore. Prima della cementazione, l'interfaccia interna dei ponti e la superficie esterna dei monconi metallici è stata sabbiata con ossido di alluminio, per 10 secondi con una pressione di 3 bar (30 μ Al₂O₃ - Cojet Sand, 3M Espe).

Dopo la prova, ciascun campione è stata osservata sotto ingrandimento ottico, 16X, per rilevare la modalità della frattura che si era verificata (Fig. 2C).



Fig 2 a) Progetto Cad per il dispositivo di supporto, b) Supporto del campione realizzato, c)

Esempio di un campione fratturato.

Analisi statistica

La resistenza alla frattura è stata considerata come unità statistica. La variabile primaria era la resistenza alla frattura (N) rilevata su ogni ponte nel gruppo CAD-on e nel gruppo VITA RLT. Uno studio pilota è stato condotto per generare dati per poter calcolare il numero di campioni necessari affinché lo studio possa avere una potenza statica dell'80%. Il livello di significatività statistica è stato fissato $\alpha = 0.05$ e la potenza statistica all'80%. Il numero di campioni previsto per il calcolo è stato di 4 ponti, 2 per gruppo. La media del gruppo di prova era 1947N (SD 189N), mentre la media del gruppo di controllo era 668N

(SD 94N). La differenza tra le medie è stata impostata a 1279 N. La dimensione del campione calcolata è di 6 ponti per gruppo. L'analisi di correlazione di Spearman è stata effettuata per valutare se ci fosse una correlazione tra i dati dei gruppi. Il test di Wilcoxon (somma dei ranghi) è stato utilizzato per confrontare i gruppi.

4.7.3 Risultati

I risultati dello studio hanno mostrato diversi carichi di resistenza alla frattura per i due gruppi: CAD-on, 2108N (SD 566N); Vita RTL, 962N (SD 325N) (Fig. 3). La correlazione del coefficiente non parametrico di Spearman era $r = 0,3491$ con un $p\text{-value} = 0.013$ (two code). Questo risultato ha mostrato che i dati relativi alla resistenza alla frattura erano correlati positivamente, consentendo così un test statistico accoppiato. Il test di Wilcoxon è stato utilizzato per confrontare i gruppi ($p = 0,0005$). I due gruppi appaiati mostrano una differenza statisticamente significativa con un livello di significatività statistica $\alpha = 0,05$ e potenza statistica dell'80%.

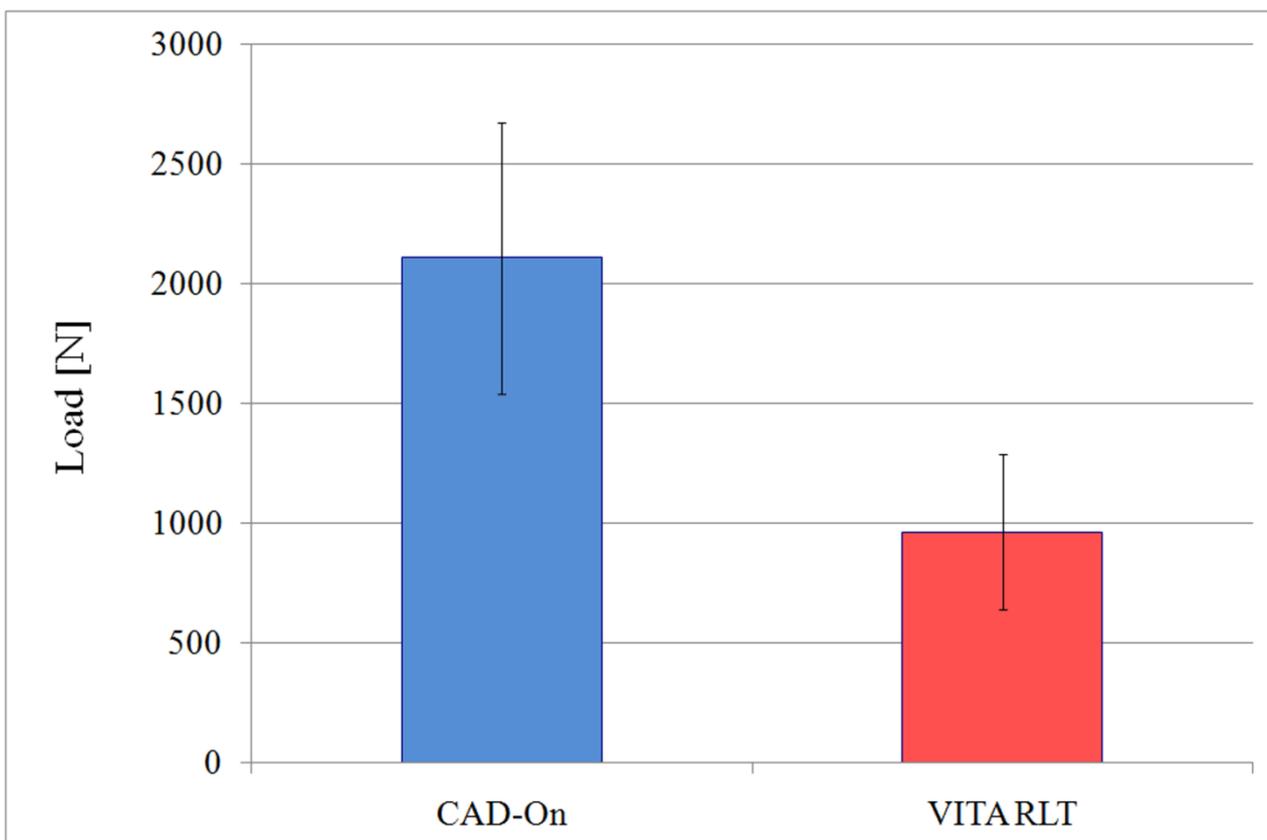


Fig. 3 Resistenza media alla frattura per i due gruppi.

Le differenze tra i due gruppi sono stati osservati anche in considerazione alla modalità di frattura. Come descritto sopra, la frattura dei campioni RLT, si è verificata a carichi inferiori

e con il coinvolgimento della sola ceramica da rivestimento (Fig 4a.), con l'eccezione di un solo ponte a 4 unità in cui è avvenuta la completa frattura del campione. Viceversa, tutti i campioni realizzati con la tecnica Cad-on hanno mostrato sempre la frattura completa sia della ceramica da rivestimento che della sottostruttura in zirconia, e valori di carico superiori rispetto a campioni RLT (Fig. 4b).

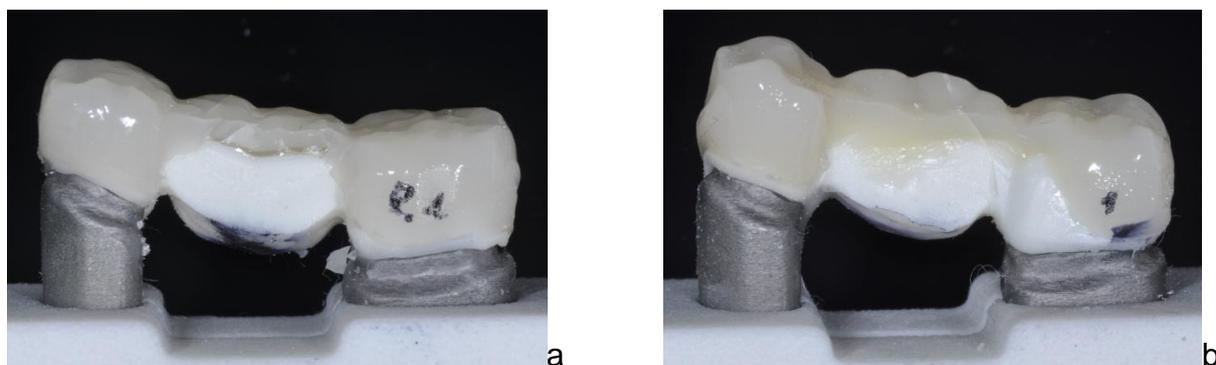


Fig. 4 a) Esempio di delaminazione della ceramica di rivestimento FD, b) esempio di delaminazione della sovrastruttura e frattura del framework VD FF.

Se si considera la lunghezza del ponte, definita come la distanza tra il centro occlusale dei monconi mesiali e distali entrambi i gruppi hanno mostrato la prevista riduzione della resistenza al crescere della lunghezza del campione (Fig. 5).

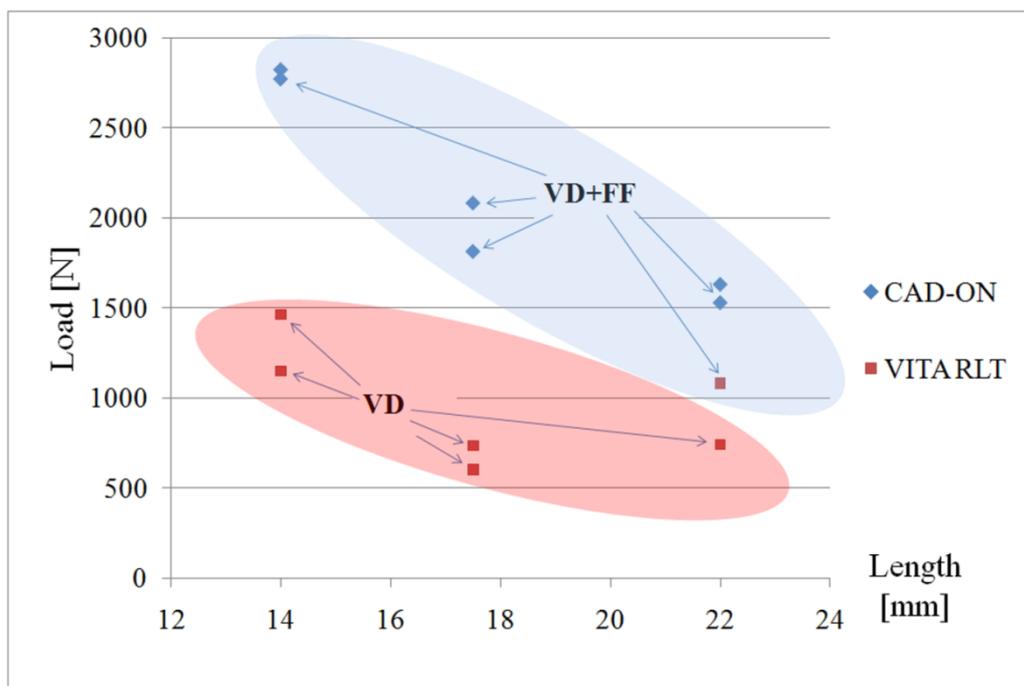


Fig 5 Modo di frattura versus lunghezza del ponte per i due gruppi (VD: veneering delamination; FF: framework fracture).

4.7.4 Discussione

Sebbene l'uso della metallo-ceramica rappresenti ancora lo standard per quanto riguarda resistenza e durata nel tempo, l'uso di ponti privi di metallo sta diventando sempre più una scelta gradita sia dai dentisti che dai pazienti.

La sostituzione della struttura metallica con ossido di zirconio ha permesso al dentista di migliorare le prestazioni estetiche di soluzioni protesiche fisse.

Le eccellenti proprietà meccaniche, chimiche e biologiche di questo materiale hanno determinato negli ultimi 10 anni, una scelta terapeutica in crescente richiesta nella riabilitazione protesiche fisse.

Studi clinici hanno dimostrato, tuttavia, che il legame tra zirconia e ceramica di rivestimento può essere il punto debole di questa combinazione di materiali e che possono verificarsi delaminazioni e fratture parziali dello strato di ceramica da rivestimento con esposizione della sottostruttura in zirconia.

Per risolvere i problemi sopra e migliorare la qualità delle protesi fisse recentemente, alcuni produttori di materiali dentali, hanno proposto di utilizzare la tecnologia Cad-Cam, per realizzare completamente una protesi fissa. L'utilizzo di blocchi realizzati industrialmente in vari materiali di natura ceramica, caratterizzati da proprietà meccaniche superiori rispetto alle ceramiche utilizzate tradizionalmente sia per la produzione del materiale di rivestimento estetico che per la realizzazione del framework.

Lo scopo di questo studio era di valutare la resistenza alla frattura di tre / quattro ponti privi di metallo posteriori multistrato dentali realizzati con tecnologia Cad-Cam. Sono stati studiati due diversi materiali ceramici multistrato: disilicato di litio sinterizzato su struttura in zirconia e ceramica feldspatica micro-fine cementata adesivamente sulla sottostruttura in zirconia.

Il valore di resistenza alla rottura che sarebbe necessario avere per ottenere un buon risultato a lungo termine dei ponti fissi nella regione molare non è convenzionalmente definito. Ci sono molti lavori scientifici che riportano le forze massime sviluppate durante la masticazione; queste forze raggiungono il loro valore massimo al livello del primo molare, nell'intervallo da 216 N a 847 N.^{33,34}

Dalla revisione della letteratura, Körber e Ludwig³⁵ hanno dimostrato che ponti posteriori, da un punto di vista meccanico, dovrebbero essere in grado di resistere fino a 500N, almeno. Questi dati, tuttavia, prendono in considerazione solo la resistenza statica dei ponti senza considerare fenomeni di fatica. Un altro studio³⁶ ha suggerito che test a fatica possono portare ad una riduzione fino al 50% della resistenza massima alla frattura

riportati da prove statiche di frattura di ponti posteriori. Pertanto sarebbe auspicabile per progettare e fabbricare ponti con resistenza alla frattura statica pari o superiore a 1000N. In altre parole, dovrebbe essere richiesto di assumere una "fattore di sicurezza" uguale o superiore a 2, in cui il fattore di sicurezza è definito come il rapporto tra il massimo carico ammissibile e efficace, in vivo.

I valori di resistenza alla frattura ottenuti con il sistema CAD-on sono sempre superiori a 1000N, indipendentemente dalla lunghezza del ponte. Nel caso dei ponti Vita RLT, solo i ponti più corti, hanno superato il valore di riferimento di 1000N. Tale risultato, suggerisce l'uso della soluzione della metodica Vita RLT solo per ponti di limitata estensione per prevenire il verificarsi di eventuali rotture per fatica.

I dati tecnici dei materiali forniti dai fabbricanti, confermano le elevate proprietà meccaniche di IPS e.max CAD Crystall / Connect e IPS e.max CAD rispetto ai componenti RLT Vita (RelyX Unicem, Vitablocks TriLuxe forte), mentre il materiali zirconia che è il medesimo per le due metodiche per realizzare le sottostrutture, mostrano modulo di Young e resistenza alla flessione uguale.

Le modalità di frattura osservati, al microscopio ottico (16X), dopo i test di frattura, ha evidenziato che il sandwich di ceramica disilicato di litio, e zirconia si è sempre fratturato a carichi molto elevati, e che la fine del test ha sempre coinciso con la delaminazione della ceramica di rivestimento e con la frattura del framework in ossido di zirconio.

I campioni Vita RLT invece, hanno mostrato per tutti i campioni testati, tranne in uno, solo la delaminazione del rivestimento ceramico a valori di carico, molto inferiori a quelli osservati per i campioni CAD-on. Tranne che in un caso, non è mai successo il crollo simultaneo anche della sottostruttura in zirconia.

Questo diverso comportamento osservato, può essere dovuto sia alle proprietà meccaniche inferiori della ceramica feldspatica micro-fine Vita rispetto al disilicato di litio, sia all'inferiore modulo di Young e resistenza alla flessione del cemento resina utilizzato nel sistema Vita RLT.

Nel sistema Vita la significativa differenza tra le proprietà meccaniche del materiale di rivestimento da quelli del framework, impediscono ai due substrati di cooperare, inoltre probabilmente tale cooperazione viene ulteriormente indebolita dallo strato di cemento resina. Viceversa il ponte Cad-on, si comporta come se fosse un unico materiale omogeneo.

Infine considerando la lunghezza del ponte, entrambi i gruppi mostravano la prevista riduzione della resistenza al crescere della lunghezza del campione.

4.7.5 Conclusione

Considerando i limiti di questo studio preliminare si può concludere che:

- differenze statisticamente significative sono state evidenziate nella differente resistenza alla frattura nei due diversi ponti multistrato privi di metallo,
- per tutti i ponti CAD-on, i valori di resistenza alla frattura sono stati superiori ai requisiti minimi di sicurezza se si considera l'effetto di fenomeni a fatica. I ponti RLT hanno mostrato un valore medio di resistenza alla frattura superiori ai requisiti minimi statici; ma solo nei ponti più corti, è stato ottenuto un valore di resistenza alla frattura superiore 1000N,
- la modalità di frattura dei campioni è stato diverso a seconda del tipo e della combinazione dei materiali utilizzati in questo studio,
- il gruppo Cad-on, ha mostrato sempre una delaminazione simultanea del rivestimento ceramico con la frattura della sottostruttura in zirconia; mentre i campioni RLT hanno sempre mostrato una delaminazione prematura della ceramica feldspatica di rivestimento estetico, senza mai raggiungere i valori di resistenza alla frattura della sottostruttura in zirconio,
- la lunghezza del ponte ha influenzato in modo differente la resistenza alla frattura della prova statica a frattura per entrambi i materiali multistrato ceramici utilizzati .

BIBLIOGRAFIA

1. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH "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 I: Single crowns." *Clin Oral Implants Res* 2007 18 Suppl 3: 73-85.
2. Sundh A, Molin M, Sjögren G Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005 May;21(5):476-82.
3. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR Zirconia in dentistry: part 1. Discovering the nature of an upcoming bio-ceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009;4:130-51
4. Koutayas SO1, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent.* 2009; 4:348-8
5. Barnfather KD, Brunton PA. Restoration of the upper dental arch using lava all-ceramic crown and bridgework. *Br Dent J* 2007;202:731–5.
6. Coli P, Karlsson S Precision of a CAD/CAM technique for the production of Zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004;17:577–80.
7. Borba M, De Araújo MD, De Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater* 2011;27:1259-66
8. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening KW. Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2011 May-Jun;24(3):204-6.
9. Raigrodski AJ. All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005;17:249–56,
10. Devaud V. Guidelines for success with zirconia ceramics: the changing standards. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005;17:508–10
11. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H Fracture resistance of lithium-disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231–8.
12. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2007 Dec;23(12):1513-20.
13. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci.* 2008 Aug;116(4):381-6

14. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015 Jan 30:1-7.
15. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):106-14.
16. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009; 25:419-23
17. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655–62.
18. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II. zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857–63.
19. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont.* 2008 Jul;17(5):401-8
20. Vigolo P, Mutinelli S Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont.* 2012 Jun;21(4) :265-9.
21. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-7.
22. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37: 685–93.
23. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.
24. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent.* 1984;51:338–42.
25. Valderhaug J A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand.* 1991;49:35–40.

26. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009 Jan;25(1):121-8.
27. Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater.* 2014 Feb;30(2):122-30.
28. Kanat B, Cömlekoğlu EM, Dünder-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Güngör M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont.* 2014 Aug;23(6):445-5
29. Renda JJ, Harding AB, Bailey CW, Guillory VL, Vandewalle KS. Microtensile Bond Strength of Lithium Disilicate to Zirconia with the CAD-on Technique. *J Prosthodont.* 2015 Apr;24(3):188-93.
30. Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *J Prosthet Dent.* 2015 Apr 30. [Epub ahead of print]
31. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil.* 2007 Apr;34(4):282-90.
32. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014 Jun;111(6):443-7.
33. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res.* 1993 Jun;101(3):171-5.
34. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56, 226–229
35. Korber K.H, Ludwig K. The maximum biting force as a critical factor for fixed partial dentures. *Dent Labor*, 31 (1983), pp. 55–60
36. Geis-Gerstorfer J, Faessler P. Evaluation of the endurance limit for fatigue cycling of dental ceramics. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 1999.54, 692–694

4.8 Valutazione mediante test a fatica di corone in resina composita realizzate mediante lavorazione Cad-Cam e cementate su pilastri in titanio e zirconia.

4.8.1 Introduzione

La riabilitazione protesica dentale di un paziente, prevede l'introduzione di un manufatto artificiale in un sistema altamente dinamico come quello stomatognatico, diventando parte integrante sia anatomicamente che funzionalmente. Tutti i materiali e le tecniche di restauro hanno delle limitazioni e non hanno esattamente le stesse caratteristiche della struttura del dente naturale. Pertanto, l'odontoiatra deve scegliere la procedura appropriata per ciascun caso clinico, considerando anche la richiesta e le esigenze dei pazienti: dovrà scegliere una soluzione in grado di sopportare i carichi occlusali dell'arcata dentale nella zona interessata, e cercherà di rispettare le esigenze estetiche del paziente.

La conoscenza delle caratteristiche e delle proprietà delle diverse soluzioni è un prerequisito per la soddisfazione di questi due aspetti. Le alternative da prendere in considerazione per il restauro protesico estetico di un singolo impianto dentale sono molteplici: il tipo di materiali, la forma del framework, il flusso di lavoro di produzione, soprattutto oggi in cui la tecnologia moderna permette di adottare processi di produzione completamente digitali.

La sostituzione di un dente singolo nei settori posteriori, può essere ottenuta con l'inserimento di un impianto e utilizzando poi un abutment prefabbricato e una corona. Le corone su impianti possono essere collegate direttamente alla fixture con viti, oppure possono essere cementate a pilastri che a loro volta sono fissati con una vite all'impianto sottostante¹. La scelta del pilastro realizzato interamente in zirconia e direttamente avvitato all'impianto, non sembra essere una scelta corretta rispetto alla scelta di cementare l'abutment in zirconia su di un pilastro standard in titanio realizzato ad hoc da parte del fabbricante per questo scopo. Il pilastro personalizzato in zirconia e cementato sul moncone in titanio rappresenta il giusto equilibrio tra estetica e proprietà meccaniche d'insieme.²⁻³

Inoltre, dal punto di vista funzionale clinico, circa la scelta del materiale più indicato per il rivestimento estetico dell'abutment, l'impiego di un materiale con alta resilienza, cioè con

un migliore capacità di assorbire energia quando viene deformato elasticamente, e poi di recuperare la sua dimensione e forma al momento del rilascio della forza, può permettere la riduzione della trasmissione dello stress all'osso adiacente,⁴ e, quindi, potrebbe avere un effetto positivo sulla sopravvivenza di denti singoli supportati da impianti. A questo riguardo, le eccellenti capacità di assorbimento e deformabilità di restauri realizzati da blocchi Cad-Cam in composito, erano già state dimostrate in alcuni studi⁵⁻⁶ Inoltre, i materiali composito sembrano avere meno abrasività sulla naturale struttura dentale ed usurare meno quindi i denti antagonisti.^{7,11}

Lo scopo di questo studio è stato di valutare in vitro, la forza statica, la resistenza a fatica e valutare la modalità fallimento di un nuovo materiale composito fornito in blocchetti per essere lavorato con tecnologia Cad-Cam, cementando una corona realizzata con questo materiale ad un pilastro implantare individualizzato non ritentivo in zirconia, o direttamente ad un moncone standard in titanio proposto per soluzioni estetiche dal fabbricante.

Questa seconda scelta è stata valutata per verificare sperimentalmente, se una corona completamente costruita in Lava Ultimate e cementato ad un pilastro standard in titanio possa rappresentare un alternativa estetica clinicamente efficace per avere un costo di produzione finale minore.

L'ipotesi dello studio è che la progettazione e la realizzazione di un pilastro customizzato, ha influenza sulla resistenza a fatica e sulla modalità di fallimento dei campioni.

4.8.2 Materiali e metodi

Trenta impianti di forma conica di 4 mm di diametro x 11,5 mm di lunghezza (Cyroth - Aon Implants) sono stati inclusi in resina acrilica (Palapress; Heraeus Kulzer) simulando l'osso secondo un protocollo standardizzato. I supporti di resina sono stati perforati e preparati con le frese calibrate fornite dal costruttore, per consentire l'inserimento dell'impianto che è stato avvitato e serrato con una chiave dinamometrica a 60 Ncm. Su ogni impianto è stato poi avvitato un pilastro in titanio standard (moncone per Zirconia - Aon Implants), fissato a 20 Ncm. Ogni abutment è stato poi sabbiato con particelle di ossido di alluminio con un diametro medio di 30 µm (Cojet, 3M-Espe) (Fig. 1).

Con un software per modellazione CAD (Lava design 7, 3M-Espe) è stato progettato un secondo premolare mascellare in due diverse configurazioni A e B:

- Configurazione A il dente è stato progettato per essere montato e cementato su un abutment in zirconia personalizzato (Fig.2 sn) ,
 - Configurazione B il secondo premolare è stato progettato per essere montato e cementato su un moncone in titanio standard fornito dal fabbricante mantenendo invariate la forma e le dimensioni del disegno del dente (Fig. 2 dx).
- Dal disegno Cad, sono state realizzate per fresaggio 30 corone (Trentotech - 3M-Espe centro di fresatura autorizzato, TN Italia) impiegando un nuovo materiale composito (Lava Ultimate 3M-Espe), 15 per ogni tipo di configurazione.



Fig. 1: a sinistra, i campioni prima della cementazione; al centro, la sabbiatura dei pilastri; sulla destra, aspetto dei pilastri in titanio dopo la sabbiatura.

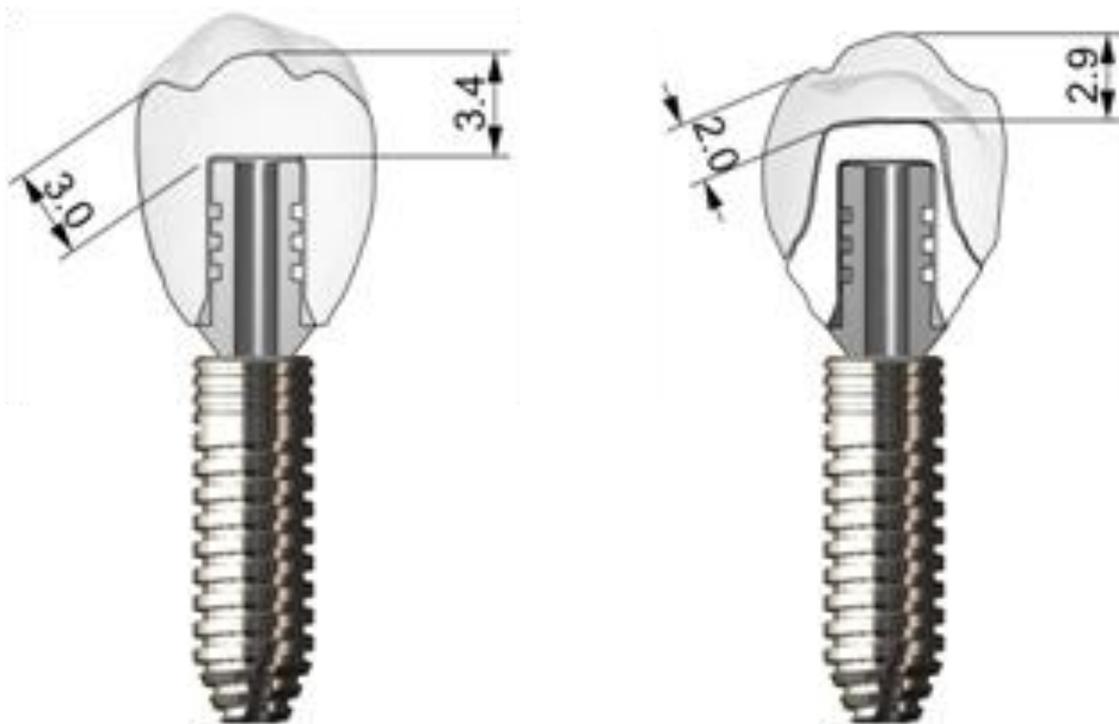


Fig. 4: Spessori dei campioni del gruppo 1 (Sn), Gruppo 2 (dx).

In questo modo sono stati creati due gruppi sperimentali.

Gruppo 1: 15 corone in Lava Ultimate (Fig.2). sono state cementate direttamente ad un moncone standard in titanio che era stato in precedenza avvitato agli impianti e sabbiato con polvere di biossido di alluminio (Cojet, 3M-Espe). Prima della cementazione ogni corona in Lava Ultimate è stata sabbiata con polvere di biossido di alluminio e quindi come ognuno dei pilastri in titanio sono stati pretrattati con l'adesivo Scotchbond Universal (3M-Espe) e successivamente per la cementazione è stato impiegato un cemento composito auto-fotoindurente, RelyX Ultimate (3M-Espe). Dopo aver rimosso gli eccessi, la corona, è stato fotopolimerizzata, (Valo Led, Ultradent) per 40 secondi, mantenendo una pressione costante. Quindi si sono attesi altri 5 minuti per il completo e totale indurimento del cemento.



Fig. 2 visione di un campione del gruppo 1 prima dell'assemblaggio.

Gruppo 2: 15 corone in Lava Ultimate sono state cementate su abutment individualizzati in zirconia che a loro volta sono stati cementati sul pilastro standard in titanio avvitato all'impianto(Fig. 3a). Per questo gruppo, un moncone master personalizzato è stato fabbricato in cera simulando il profilo di emergenza naturale di un premolare mascellare destro. Il moncone master è stato poi scannerizzato e quindi prodotto per fresatura in

biossido di zirconio (Lava™ Zirconia - 3M-Espe - Trentotech, centro di fresatura autorizzato 3M-Espe, TN Italia). (Fig. 3b)

Le superfici interne delle corone in Lava Ultimate state sabbiate con ossido di alluminio (Cojet, 3M-Espe Espe) e lo stesso trattamento, è stato utilizzato sia all'interno che all'esterno, dell'abutment zirconia che hanno due interfacce adesive distinte: una verso il titanio ed una verso la corona in Lava Ultimate.

- La prima fase di cementazione è stata eseguita per connettere adesivamente i due pilastri in titanio e zirconia, seguendo attentamente le istruzioni del fabbricante: prima della cementazione è stato spennellato su entrambi i substrati un primer specifico (Relyx Ceramic Primer, 3M-Espe) lasciato agire per 60 secondi e poi asciugato. I due pilastri sono stati quindi cementati con un cemento resinoso autofotoindurente autoadesivo, (RelyX Unicem 3M-Espe); dopo rimosso gli eccessi di cemento, e mantenuta la pressione costante, sono stati fotopolimerizzati (Valo Led-Ultradent) per 40 secondi, tutto attorno al bordo di chiusura, e atteso poi 5 minuti per il completo indurimento del cemento.

- La seconda fase ha previsto la successiva cementazione delle corone in Lava Ultimate sul abutment in zirconia, entrambe le superfici erano già state micro sabbiate come sopra descritto: dopo avere applicato con pennellino un sottile strato di adesivo Scotchbond Universal su entrambe le interfacce da cementare, senza polimerizzare, le corone sono state cementate utilizzando il cemento resinoso auto-fotoindurente, Relyx Ultimate. Il cemento in eccesso è stato rimosso mediante un pennellino. Durante la cementazione è stata mantenuta la pressione costante sui campioni e fotopolimerizzati per 40 secondi (Valo Led-Ultradent).



Fig.3: a) elementi costitutivi dei campioni del Gruppo 2; b) l'abutment in zirconia a maggiore ingrandimento.

Per testare le caratteristiche di resistenza ai carichi statici e dinamici, è stata utilizzata una macchina di prova MTS 858 Mini Bionix II dotata di una cella di carico di 15 kN. Il campione è stato sostenuto dalle pinze come mostrato in fig.5. Il carico è stato applicato per mezzo di un punzone cilindrico in acciaio ($\varnothing 10\text{mm}$) e con ad una estremità una calotta emisferica realizzata in composto (Filtek Supreme XTE 3M-Espe): il cilindro è stato sostituito per ciascun campione. L'uso di una sfera in resina composita era stato precedentemente suggerito da Magne e Knezevic⁸ e Kelly.¹⁴

Per la prova statica la prova di frattura è stata portata fino a rottura del campione. Per la prova a fatica è stato seguito un protocollo già presentato più volte in letteratura scientifica. La macchina per il test è stata programmata per esplicitare una forza massima di 3 kN a 100Hz.

La prova di fatica ha seguito il protocollo di carico adottata dal gruppo di ricerca di Pascal Magne⁸: frequenza costante (5 Hz), 5000 cicli a 50N; 25.000 cicli a 400N-600N-800N-1000N-1200N-1400N (totale 180.000 cicli). Come descritto da P. Magne la prima parte della prova simula le condizioni normali di forza masticatoria nelle aree posteriori, 600 N⁴, la seconda parte simula eventi di parafunzione come bruxismo o eventi eccezionali legati a traumi masticatori⁵. La scelta di questo protocollo è supportato anche dallo studio di Kelly che identifica tale protocollo come compromesso tra test di carico incrementale e durata della prova.



Fig. 5. Veduta della macchina per I test durante le prove (MTS 858 Mini Bionix II)

4.8.3 Risultati

Per la valutazione della resistenza statica dei campioni, sono stati scelti in modo casuale 3 campioni per ogni gruppo e i risultati sono contenuti nella tabella 1. Per quanto riguarda la prova statica, nel gruppo 1 il carico di rottura è stato 2227N (SD 58.2N). Nei campioni del gruppo 2 il carico di rottura è stato 2490N (SD 95.8N). (Fig. 7 e 8)

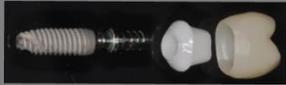
Gruppo	Numerosità	Carico di rottura	
		Media [N]	SD [N]
1 	3	2227	58.2
2 	3	2490	95.8

Tabella 1. Resistenza al carico statico.

Si può notare che la modalità di frattura differisce nei 2 gruppi. Nel gruppo 1, tutti i campioni hanno mostrato una completa distruzione della corona con un debonding totale del materiale composito dal moncone in titanio (Fig.6a). Al contrario, nel gruppo 2, la modalità di frattura consisteva in una delaminazione parziale di circa metà della corona, senza alcun coinvolgimento del pilastro zirconio (Fig. 6b).

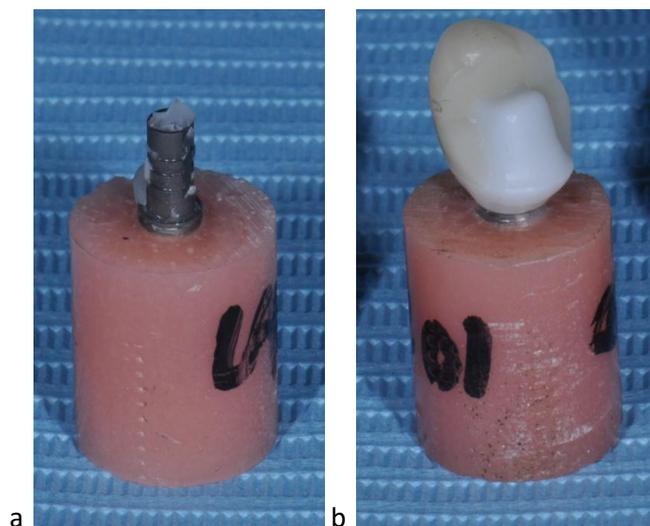


Fig. 6: Modalità di frattura Gruppo 1(a) e Gruppo 2 (b).

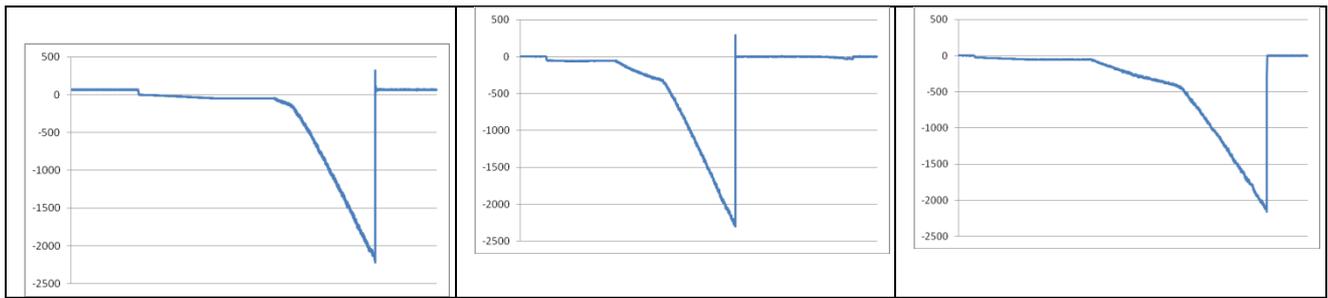


Fig. 7: Grafici della prova statica a frattura Gruppo 1.

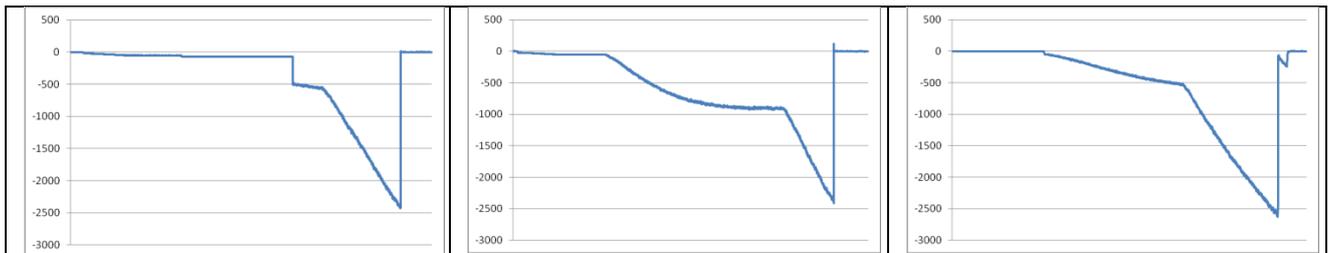


Fig. 8: Grafici della prova statica a frattura Gruppo 2.

La prova a fatica, per la ridotta disponibilità della macchina per le prove, è stata eseguita solamente su 3 campioni per ciascun gruppo. Pertanto i dati ricavati possono solo dare un indicazione di massima trattandosi di una valutazione preliminare. Tutti i campioni di gruppo 1 si sono fratturati mediamente a 130.000 cicli e con un carico di 1053N (SD 162.5N). Nel gruppo 2 tutti i campioni hanno completato il test a 180000 cicli di carico senza nessuna rottura (tasso di sopravvivenza 100%).

Gruppo	Numerosità	Carico massimo [N]	Numro di cicli	% Fallimenti
1 	3	1053 (SD 162,5)	130000	100%
2 	3	1400	180000	0%

Tabella 2. Risultati resistenza test a fatica.

4.8.4 Discussione

Lo scopo di questo studio è stato di valutare la resistenza statica e a fatica di corone Lava Ultimate cementate o ad un pilastro in zirconia personalizzato, e a sua volta cementato ad un pilastro standard in titanio o direttamente al pilastro in titanio. L'ipotesi di lavoro è stata confermata.

La corona in resina composita cementata direttamente al pilastro in titanio alla prova statica ha mostrato valori di resistenza inferiori rispetto alla soluzione multistrato titanio-zirconia-composito; Anche al test a fatica sistematicamente i campioni del gruppo1 si sono tutti fratturati prima di terminare la prova a carico ciclico.

Il pilastro individualizzato in ossido di zirconio (dimensioni e forma), ha influenzato in modo positivo sia le prove statiche che quelle dinamiche.

Nel gruppo 1 i risultati di carico statico hanno mostrato una resistenza alla frattura media di 200 N inferiore a quello gruppo 2.

Inoltre il tipo di frattura osservata nel gruppo 1 è sempre stata completa, e ha sempre lasciato completamente esposto il moncone in titanio.

Invece nel gruppo 2 è verificata la frattura di solo una porzione della corona in composito nel punto di applicazione del carico esponendo la zirconia sottostante, mentre gran parte della stessa rimaneva perfettamente adesa al pilastro in ossido di zirconio.

Il comportamento differente nei due gruppi di campioni nelle prove dinamiche è essenzialmente dovuta alla morfologia geometrica del disegno dei due pilastri.

Nel gruppo 2 infatti, grazie alla forma del pilastro personalizzato in zirconia, privo di spigoli, le forze applicate durante il test si sono verosimilmente distribuite completamente sul moncone e scaricate verticalmente sull'impianto, ritardando la formazione e la propagazione di cricche.

Nel gruppo 1 le forze applicate alla superficie oclusale si sono concentrate sul tetto dell'abutment in titanio, che presentando delle superfici meno arrotondate hanno determinato la concentrazione delle sollecitazioni sui bordi del pilastro stesso. L'effetto finale è stato quello che la corona in composito è letteralmente scoppiata e completamente separata dal titanio: le forze di carico non si sono distribuite in modo omogeneo sull'abutment in titanio, con la conseguente condizione meccanica che ha permesso la propagazione di cricche che sono via via aumentate dimensionalmente durante i cicli di carico, fino alla rottura del campione.

Pertanto come era logico aspettarsi, è la forma del moncone in titanio che determina il fallimento prematuro dei campioni e non il materiale con cui è costruita la corona e cioè Lava Ultimate.

I valori nella prova statica registrato in questo sono superiori a quelli riportati in test simili, dove anche in questi erano stati presi in considerazione i restauri protesici su premolari: in questi studi sono stati valutati la resistenza alla frattura di disilicato di litio monolitico (1900N) e metallo ceramica⁹ (1800N) e zirconia rivestito esteticamente con vetroceramica (1700 N).¹⁰ In un recente studio sono stati studiati tre materiali diversi per realizzare dei premolari da cementare su denti estratti tutti i materiali erano stati processati con tecnologia Cad-Cam e sono stati registrati carichi medi di rottura a 1171 N per le corone in ceramica feldspatica, (Vitabloc Mark II) 1333 N per le corone realizzate in resina composita (Lava Ultimate), e 1400 N per corone in disilicato di litio (e.max CAD) Mentre il tasso di sopravvivenza dopo 185.000 cicli di carico con il medesimo protocollo è stata rispettivamente 80% per Lava Ultimate, 93,3% per il di silicato di litio, e 6,6% per la ceramica feldspatica.¹¹ Un'altro studio⁵ con un protocollo simile a quello utilizzato in questo studio in cui sono stati presi in considerazione restauri di premolari su impianti sono stati confrontati due materiali diversi e si sono registrati i seguenti risultati: campioni costruiti con una vetroceramica da impiegarsi per un utilizzo Cad-Cam, (Paradigm C) ha mostrato un valore di 1280 N a 160.000 cicli come valore medio di fallimento nel 70% dei casi; campioni identici realizzati però in un materiale composito Cad-Cam, (MZ 100), rilevando il 100% tasso di sopravvivenza a 1400 N per 185.000 cicli.

È evidente però che questi valori sono legati a diverse condizioni sperimentali, e soprattutto come è logico possono essere fortemente influenzate dalla morfologia del campione, infatti in un altro studio¹³ sono stati testati diversi materiali non più su posteriori, ma su incisivi: i dati riportati hanno evidenziato valori di resistenza a frattura inferiori: 240 N (Paradigm C) e 280 N (MZ 100) a circa 120.000 cicli in entrambe le soluzioni protesiche. Un altro studio⁸ ha mostrato il confronto tra corone cementate su molari estratti, fabbricate con metodica Cad-Cam, e realizzate in ceramica feldspatica (MKII) o composito (MZ 100), utilizzando un protocollo di carico simile a quello utilizzato negli studi fin qui presentati. In questo studio, sono stati rilevati valori medi di resistenza a rottura a fatica a 1147 N per le corone in ceramica MKII senza raggiungere mai per nessun campione il limite di 185.000 cicli e quindi sopravvivenza 0%; mentre per i campioni realizzati con MZ100 si è registrata assenza di frattura dei campioni nel 73% dei casi a fine prova.

4.8.5 Conclusione

Considerando i limiti di questo studio, e tenendo conto che il test a fatica ha dato solo una valutazione preliminare, vista la numerosità ridotta della campagna sperimentale, sono state tratte le seguenti conclusioni:

1- in entrambe le prove di resistenza statica e a fatica, l'individualizzazione del moncone in zirconia, ha permesso di ottenere una corona realizzata in Lava Ultimate con caratteristiche meccaniche superiori alle più economiche soluzioni, che prevede la cementazione di una corona in Lava Ultimate direttamente ad un pilastro standardizzato in titanio. Le prove statiche e dinamiche hanno mostrato risultati in linea con i dati riportati in altre studi simili pubblicati nella letteratura scientifica.

2- tutti i campioni realizzati con la struttura in zirconia, rivestita in materiale composito ha completato il test a fatica senza fallimenti.

3- nessuno dei campioni costruito interamente in materiale composito e cementato ad un abutment in titanio ha invece concluso la prova da sforzo a fatica. Infatti, tutti i campioni si sono rotti ad un valore di carico pari a circa la metà del valore registrato durante la prova di resistenza statica.

Rimane interessante analizzare in futuro, come la dimensione e la forma del pilastro in titanio potrebbero migliorare le caratteristiche meccaniche (migliore resistenza ai test a fatica) di corone realizzate in Lava Ultimate e cementate direttamente sul pilastro standard in titanio. In tal modo nel caso di un impianto singolo, l'odontoiatra potrebbe avere un'opzione terapeutica interessante non solo per le caratteristiche meccaniche ma anche dal punto di vista economico.

BIBLIOGRAFIA

1. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*. 2006 Oct 21;201(8):501-7.
2. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In Vitro Study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct;24(5):850-8.
3. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Mar-Apr;28(2):488-93.
4. Pesqueira AA1, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014 Apr;40(2):217-28
5. Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Magne P, Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clin. Oral Imp. Res.* 23, 2012, 1360–1368
6. Johnson AC, Versluis A, Tantbiroj D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers *J Prosthodont Res*. 2014 Apr;58(2):107-14..
7. Sripetchdanond J, Leevailoj C Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1141-50.
8. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int*. 2009 Feb;40(2):125-33
9. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig*. 2013 Jun;17(5):1407-13
10. Ferrari M, Giovannetti A, Carrabba M, Bonadeo G, Rengo C, Monticelli F, Vichi A Fracture resistance of three porcelain-layered CAD/CAM zirconia frame designs *Dent Mater*. 2014 Jul;30(7):e163-8.
11. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process *J Prosthet Dent*. 2014 Apr;111(4):310-7

12. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD CAM lithium disilicate versus veneered 1YTZP crowns. *Int J Prosthodont.* 2010 Sep-Oct;23(5):434-4212.
13. Magne P, Paranhos MPG, Burnett LH Jr, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutment. *Clin. Oral Impl. Res.* 22, 2011; 195–2011.
14. Kelly, J.R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 652–661

4.9 Adesione zirconia-Lava™ Ultimate

4.9.1 Introduzione

In campo dentale da più di vent'anni la richiesta da parte di medici e pazienti, e di conseguenza la ricerca, si sono sempre più orientate verso l'impiego di materiali da restauro non metallici. Un settore, in particolare, su cui si è fortemente orientato l'interesse è quello relativo ai materiali ceramici che, come è noto, sono in grado di fornire ottime caratteristiche di biocompatibilità, di resistenza all'usura, di radiopacità, di stabilità cromatica ed estetiche ^(1,2). Grazie agli sviluppi degli ultimi decenni sono stati messi a punto vari materiali che, se usati correttamente, possono essere impiegati per realizzare restauri integralmente in ceramica con risultati soddisfacenti, quali la vetroceramica rinforzata con leucite, la vetroceramica rinforzata con disilicato di litio, l'allumina e la zirconia ⁽³⁾.

La zirconia tetragonale policristallina stabilizzata con ossido di ittrio (Y-TZP), in particolare, ha avuto negli ultimi dieci anni un grande sviluppo in odontoiatria, grazie soprattutto alle sue ottime proprietà meccaniche, sia per riabilitazioni su denti naturali che su impianti. Tuttavia, nonostante la recente introduzione di zirconie più traslucide, da utilizzarsi per corone e ponti cosiddetti monolitici, essa rimane comunque un materiale più opaco rispetto alle ceramiche vetrose, cioè alle ceramiche che presentano nella loro microstruttura una fase vetrosa che ingloba una seconda fase cristallina di varia natura. Pertanto, per conseguire risultati estetici superiori, la zirconia viene spesso impiegata per realizzare sottostrutture dotate di forme opportune, destinate a sostenere in modo adeguato un materiale più estetico. A tal fine, per la ricopertura della zirconia viene spesso impiegata una ceramica feldspatica più traslucida, che viene stratificata manualmente dall'odontotecnico per conseguire le caratteristiche estetiche desiderate ^(4,5).

Vari studi hanno valutato le prestazioni cliniche di restauri in zirconia, mostrando un elevato tasso di successo dopo 2 - 5 anni di funzione ⁽⁶⁻⁹⁾. Tuttavia, l'interfaccia tra la sottostruttura in zirconia ed il rivestimento estetico rappresenta uno dei punti deboli di questo tipo di soluzione protesica. Tra i principali problemi che si sono riscontrati si ricordano, in particolare, le scheggiature (chipping) o delaminazioni più o meno estese della ceramica di ricopertura, con l'eventuale esposizione della zirconia sottostante ^(10,11).

La sostituzione di un singolo dente, quando possibile, prevede sempre come prima scelta terapeutica l'inserimento di un impianto. Dal punto di vista protesico, in questi casi, può

essere impiegato un pilastro prefabbricato ed una corona⁽¹²⁻¹⁴⁾. Con lo sviluppo della zirconia tetragonale policristallina, grazie anche al suo colore più simile a quello dei denti naturali rispetto ai materiali metallici, ed alle sue ottimali caratteristiche di biocompatibilità con i tessuti orali, si è rapidamente diffuso il suo impiego per la realizzazione di sottostrutture, non solo per la sostituzione di denti singoli nelle zone anteriori e posteriori delle arcate, ma anche per estesi restauri protesici su impianti⁽¹⁵⁻¹⁸⁾.

Recentemente, è stata proposta una nuova soluzione estetica per corone singole su impianti sia nelle zone anteriori che in quelle posteriori⁽¹⁹⁻²¹⁾. Tale soluzione consiste nel realizzare nei settori anteriori delle faccette in ceramica prodotte con tecnologia Cad-Cam da cementare su di un abutment individualizzato in zirconia e avvitato su di un impianto. Nei settori posteriori invece, sempre su di un pilastro in zirconia, è stata proposta la sua ricopertura estetica con una corona od un onlay o in ceramica o in composito entrambi realizzati con metodica Cad-Cam

Non vi sono ancora dati clinici sull'impiego di restauri adesivi sui pilastri in zirconia, e ci sono ancora limitate informazioni circa la stabilità nel tempo dell'interfaccia cementi resinosi-zirconia sotto l'azione delle sollecitazioni meccaniche dovute ai cicli masticatori^(22,23). Altri aspetti da approfondire sono legati alla possibilità di utilizzare le resine composite su tali pilastri, invece dei materiali ceramici, come queste possono influenzare la rigidità dell'insieme piastra/restauro e la distribuzione delle tensioni nei tessuti perimplantari. La presenza di un elemento meno rigido, (come ad esempio il rivestimento estetico in resina composita) potrebbe ridurre la trasmissione delle tensioni dall'impianto all'osso circostante (quando ad esempio si verifica un trauma oclusale per interposizione tra le arcate di un corpo duro)^(24,25), e potrebbe avere un effetto positivo come materiale da rivestimento estetico su un pilastro in zirconia quando si utilizzano impianti singoli. Nei recenti lavori di Magne vengono confrontati, con prove di fatica, un materiale ceramico ed uno in resina composita, entrambi realizzati con tecnologia Cad-Cam, ed impiegati per il rivestimento estetico di pilastri in zirconia su impianti. Secondo tali studi la resina composita, legata adesivamente al pilastro in zirconia, presentava un tasso di sopravvivenza significativamente maggiore rispetto ai restauri in ceramica realizzati con gli stessi progetti CAD.

Un altro studio ha mostrato che il rivestire strutture in zirconia con resina composita, oltre a conseguire buone proprietà sia estetiche che meccaniche, riduceva del 15% i carichi masticatori su impianti che sostenevano protesi fisse⁽²⁶⁾.

Uno dei problemi maggiormente studiati per quanto riguarda la zirconia, è come migliorare

il legame di quest'ultima con i cementi compositi, soprattutto per ottenere un legame diretto con i tessuti dentari, e per migliorare il legame con i materiali di rivestimento estetici. Poiché la zirconia non contiene silice vetrosa, la sua cementazione con le tecniche adesive tradizionali impiegate per le ceramiche dentali non possono essere impiegati⁽²⁷⁻²⁹⁾. D'altra parte, come è noto, la cementazione svolge un ruolo fondamentale per il successo clinico di un manufatto protesico. Per cercare di aumentare l'adesione della zirconia alle resine composite si sono valutati diversi metodi sia chimici che meccanici⁽³⁰⁻³⁶⁾. Tra i metodi meccanici il più efficace è risultato essere la sabbiatura con polvere di ossido di alluminio. I sistemi di abrasione a getto (sabbiatura) aumentano la rugosità superficiale della zirconia e quindi la superficie totale di adesione e, di conseguenza, la sua energia superficiale. In questo modo viene migliorata la bagnabilità della superficie ceramica, facilitando così la diffusione del cemento composito nelle microasperità provocate dalla sabbiatura stessa. Tra i metodi chimici, viene spesso raccomandato l'impiego di primer specifici o sistemi adesivi contenenti anche particolari monomeri bifunzionali quale il composto comunemente indicato con la sigla MDP (10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphate). La molecola di questo monomero è caratterizzata dal presentare ad una estremità un gruppo metacrilato, che reagisce con le molecole monomeriche della resina composita durante la polimerizzazione, e all'altra estremità un secondo gruppo che è un estere fosforico in grado di legarsi chimicamente alle ceramiche a base di ossidi e quindi anche alla zirconia e all'allumina⁽³⁷⁻³⁸⁾.

Scopo del presente lavoro era quello di valutare l'adesione tra zirconia e Lava Ultimate mediante una prova di taglio, confrontando due diversi tipi di cemento composito, che prevedevano entrambi un pretrattamento con un Primer o con un bonding contenente il monomero MDP; tali cementi erano il Relyx Ultimate (3M-Espe) e il Panavia V5 (Kuraray). Si ritiene opportuno ricordare che le cosiddette prove di taglio in ambito dentale, che sono state ampiamente impiegate per valutare l'adesione tra materiali diversi, sono da tempo oggetto di una notevole critica in quanto, durante la loro esecuzione, non vengono sviluppate solamente tensioni di taglio lungo l'interfaccia di adesione, ma anche tensioni di trazione e concentrazioni di tensioni nei punti dove vengono sollecitati i provini. Poiché, però, tale prova è tuttora prevista dalla norma UNI EN ISO 10477 per la valutazione dell'adesione metallo-resina, e per il fatto che nel presente lavoro vengono confrontati due sistemi che differiscono solamente per l'impiego di due tipi diversi di cementi, si è ritenuto opportuno impiegarla nonostante le limitazioni suddette.

4.9.2 Materiali e metodi

Per la realizzazione dei campioni sono stati utilizzati dieci blocchetti di zirconia sinterizzata (Zyttria - CO.N.CE.P.T. COMPAGNIA CERAMICHE PER LA TECNICA S.R.L. Busseto (PR) Italy), con dimensioni 15 mm x 15 mm x 15 mm, e venti cilindretti di resina composita Lava Ultimate (3M Espe), aventi la lunghezza di 3 mm e i diametri riportati nella tabella 2, ottenuti con tecnica Cad-Cam (Artica-Kavo, Germania). Prima delle prove le superfici di adesione dei blocchetti di zirconia sono state levigate in successione con carte abrasive al carburo di silicio con granulometrie 300, 600, 800 mediante una levigatrice Labopol-35 (Struers). Ciascun blocchetto di zirconia è stato impiegato per l'esecuzione di due prove di taglio eseguite su due diverse superfici.

Procedure di cementazione

Subito prima della cementazione le superfici della zirconia e di Lava Ultimate sono state sabbiate per 10 secondi con polvere di ossido di alluminio da 50 μm sotto la pressione di 3 bar. I residui di polvere sono stati eliminati con spray d'aria e successivamente i campioni sono stati detersi con alcool etilico e quindi asciugati. Le fasi di cementazione con i due sistemi testati sono state eseguite seguendo scrupolosamente le indicazioni fornite dal fabbricante.

Sistema con cemento Relyx Ultimate, 3M-Espe. Sulle superfici sabbiate di ogni blocchetto è stato applicato con un pennellino (microbrush) un sottile strato di adesivo Scotchbond Universal 3M, pennellando la superficie per 20 s. L'eccesso è stato asciugato con aria per 10 s e poi è stato fotopolimerizzato per 20 s con l'unità fotopolimerizzante Elipar DeepCure-S 3M-Espe. Anche sulla superficie da incollare dei cilindretti di composito è stato applicato con la medesima modalità un sottile strato di Scotchbond Universal Adhesive, il quale è stato quindi asciugato con aria per 10 s e fotopolimerizzato per 20 s. Si è poi applicata una goccia di cemento Relyx Ultimate sulla superficie preparata del cubetto di zirconia, ed è stato quindi posizionato sopra di essa il cilindretto di composito. Sfruttando un particolare dispositivo ideato per questo scopo, durante la cementazione è stato applicato, sul cilindretto di composito, un carico costante di 4,9 N tramite una massa di 500 g (Fig. 1), e sono stati eliminati gli eccessi di cemento con un pennellino. Infine il cemento è stato fotopolimerizzato con lampada Elipar DeepCure-S 3M per un totale di 40 secondi (20 secondi da un lato, e 20 dall'altro). Il carico agente sul cilindretto di composito è stato lasciato per 5 minuti.

Sistema con cemento Panavia V5, Kuraray. Sia sulla superficie della zirconia che su

quella del composito, dopo la fase di sabbiatura e rimozione della polvere con spray d'aria, la successiva detersione con alcool etilico e l'asciugatura, è stata applicata una goccia di Clearfil Ceramic primer Plus strofinandolo per 15 sec con un pennellino (microbrush), e quindi asciugata accuratamente. Successivamente dal dispenser del cemento Panavia V5 è stata estrusa, già miscelata, una goccia di cemento sulla superficie preparata della zirconia ed è stato quindi posizionato sopra di essa il cilindretto di composito. Durante la cementazione è stato impiegato lo stesso dispositivo usato in precedenza, con le stesse modalità. Tutti i campioni cementati sono stati conservati in acqua a temperatura ambiente per 60 giorni prima della prova di taglio. L'immersione in acqua per un certo numero di giorni o l'esecuzione di cicli termici sono spesso impiegati e riportati in letteratura per simulare l'invecchiamento del legame adesivo dei materiali polimerici ^(39,11,40).

Nella tabella 1 sono riportate le composizioni, indicate dai produttori, dei sistemi di cementazione usati nella presente ricerca.

Materiale	Batch	Composizione
		Particelle di sabbia di ossido di alluminio (Al ₂ O ₃) diametro 50 µm
Scotchbond Universal	587184	MDP,BisGMA, HEMA, copolimero dell'acido acrilico e itaconico, silano, etanolo, acqua, canfochinone
Relyx Ultimate pasta A	593465	monomeri metacrilati, riempitivi silanizzati radiopachi, iniziatori, stabilizzanti additivi reologici
Relyx Ultimate pasta B		monomeri metacrilati, riempitivi alcalini (basici) radiopachi, iniziatori, stabilizzanti, additivi reologici, colorante fluorescente, attivatore dell'autopolimerizzazione per l'adesivo Scotchbond universal
Clearfil Ceramic Primer Plus	1V0001	3-metacrilossi-propil-trimetsossi-silano, MDP, etanolo
Panavia V5 pasta A	1U0001	BisGMA.TEDGMA dimetacrilato aromatico idrofobo, dimetacrilato alifatico idrofilo, attivatori, acceleranti, silice colloidale
Pasta B		BisGMA dimetacrilato aromatico idrofobo, dimetacrilato idrofilo, vetro fluoroalluminosilicato di bario silanizzato, acceleranti, canfochinone, pigmenti
Elipar DeepCure-S	586040	Unità foto polimerizzante, 1470 mW/cm ² , lunghezza d'onda 430-480 nm

Tabella 1 Composizione chimica dei sistemi di cementazione adesiva utilizzati nello studi.

Prove di taglio

Le prove di taglio per la valutazione dell'adesione tra zirconia e Lava Ultimate sono state condotte prendendo come riferimento la norma UNI EN ISO 10477 (marzo 2005) *Dentistry- Polymer based-crown and bridge materials*, relativa ai polimeri utilizzati per la costruzione di protesi in metallo-resina.

Ciascuna prova è stata eseguita impiegando un macchina universale per prove sui materiali Instron mod 3366 (USA) con cella di carico da 10 kN. Il carico è stato esercitato tramite un punzone a lama con estremità smussata (Fig. 2). Seguendo le indicazioni della norma suddetta, prima della prova è stata interposta temporaneamente, come distanziatore, una lamina metallica dello spessore di 0,5 mm tra il punzone e la superficie della zirconia, per collocare l'estremità del punzone stesso a tale distanza dall'interfaccia di adesione tra i due substrati (zirconia-composito). Tale accorgimento è stato adottato al fine di evitare possibili interferenze dovute a residui di materiale di adesione durante lo spostamento del punzone. La velocità di prova è stata di 1mm/min.

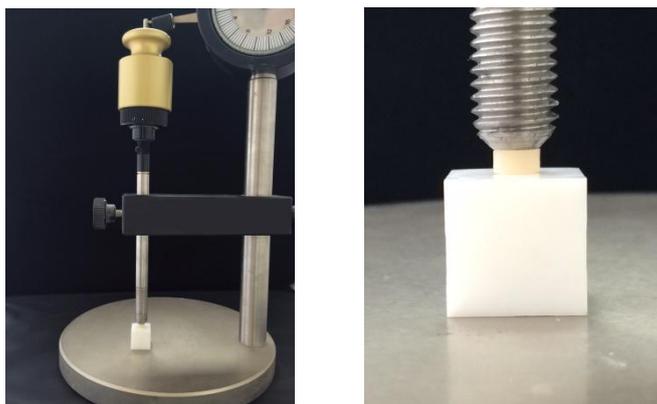


Fig. 1 Dispositivo per l'applicazione del carico durante la cementazione.

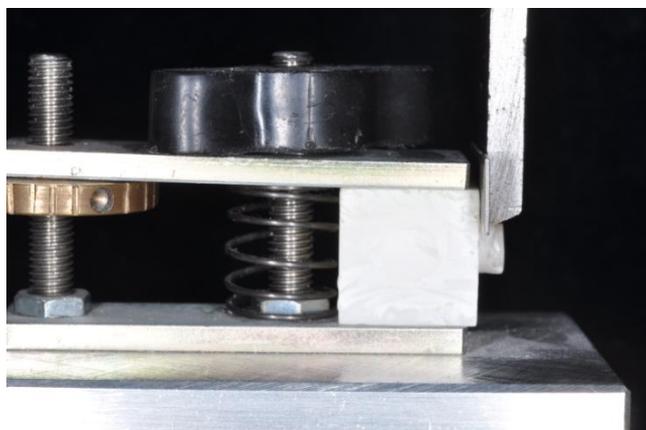


Fig. 2 Campione montato sul dispositivo di fissaggio per la prova di taglio con la lamina di separazione tra cilindro e punzone.

4.9.3 Risultati

I risultati delle prove di adesione tra zirconia e Lava Ultimate con i due cementi adesivi utilizzati sono riportati nella tabella 2. Dall'esame dei valori riportati nella tabella, risulta molto chiara la buona adesione che si è creata tra Lava Ultimate e zirconia quando si è impiegato il cemento Relyx Ultimate con Scotchbond Universal Fig. 3. L'utilizzo di Panavia V5 invece, tranne in un caso su dieci, ha generato un legame praticamente inesistente tra i due substrati. Dopo un successivo esame delle superfici di frattura, eseguito allo stereomicroscopio, sono stati preparati altri 2 campioni cementando due cilindretti di Lava ultimate sulle superfici di blocchetti di Lava Ultimate, impiegando il cemento Panavia V5. I risultati delle prove di taglio eseguite su questi provini (Prova 1, Prova 2) sono riportati alla fine della tabella 1.

Osservazioni allo stereomicroscopio

Dopo le prove di taglio, tutti i campioni sono stati esaminati allo stereomicroscopio (Leica MZ 7.5) per valutare il tipo di frattura che si era determinata. In tutti i campioni cementati con il sistema 3M-Espe è stata osservata una frattura di tipo coesivo nello strato del composito di cementazione. Nei campioni cementati con Panavia V5 invece, vi è sempre stata un distacco adesivo lungo l'interfaccia Lava Ultimate-cemento composito, mentre il cemento risultava sempre ben adeso alla zirconia (Fig. 4).

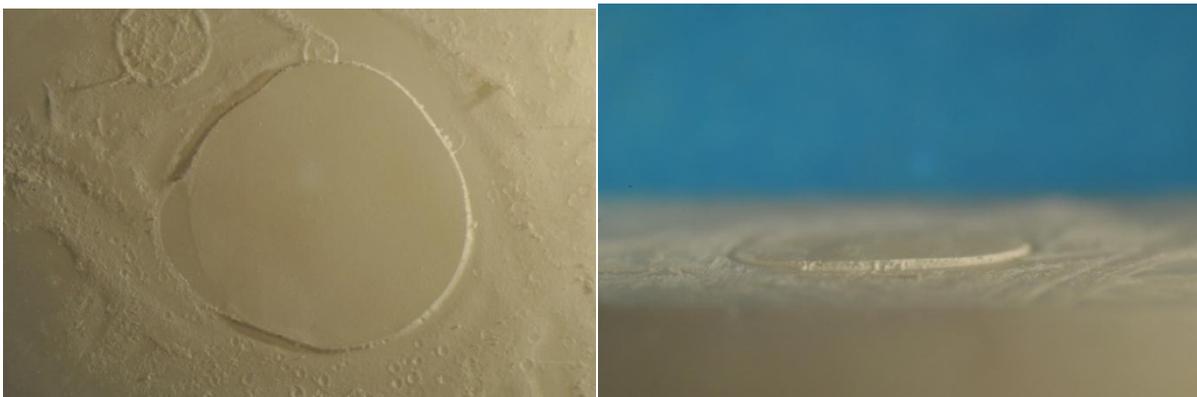


Fig. 4 Esempio di frattura adesiva: Il cemento composito appare in rilievo adeso alla zirconia lasciando una superficie molto liscia dove aderiva con il cilindro in Lava Ultimate.

N° campione	Cemento utilizzato	Diametro del cilindretto in composito (mm)	Carico di rottura (N)	Carico unitario di rottura (MPa)	Tipo di frattura
1.1	Relyx Ultimate	5.5	490	20.6	CC
1.2		5.5	445	18.7	CC
2.1	“	5.4	549	23.9	CC
2.2		5.2	374	17.6	CC
3.1	“	5.3	581	26.4	CC
3.2		5.5	588	24.8	CC
4.1	“	5.3	554	25.1	CC
4.2		5.3	560	25.4	CC
5.1	“	5.5	564	23.7	CC
5.2		5.4	446	19.4	CC
6.1	Panavia 5	5.3	141	6	DAC
6.2		5.5	384	16	DAC
7.1	“	5.2	28	1,3	DAC
7.2		5.3	8	<1	DAC
8.1	“	5.1	10	<1	DAC
8.2		5.1	10	<1	DAC
9.1	“	5.4	15	<1	DAC
9.2		5.5	22	<1	DAC
10.1.	“	5.4	14	<1	DAC
10.2		5.3	17	<1	DAC
Prova 1		5	132.9	6.7	DAC
Prova 2		5.3	100.9	4.57	DAC

shear bond strenght test; (CC= coesiva nel cemento composito; DAC=distacco adesivo dal composito)

Tab. 2 Risultati del test di Taglio

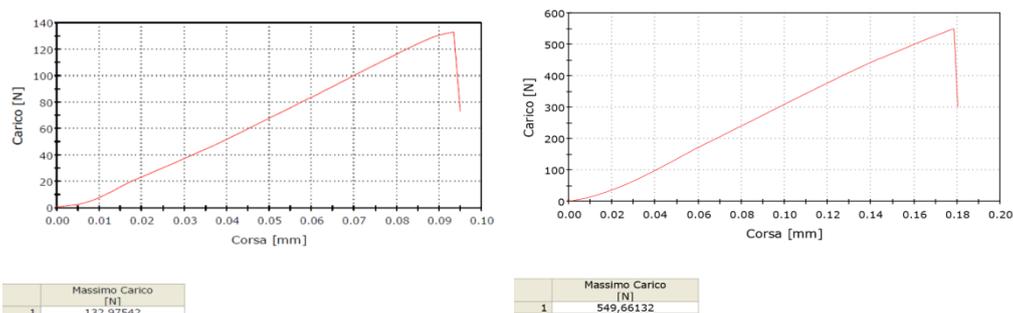


Fig. 3 Es grafici descrittivi della prova di taglio

4.9.4 Discussione

Come è ben noto, la deformabilità del legamento parodontale svolge un'azione protettiva sui denti naturali, ma quando si sostituisce un dente naturale con un impianto il legamento parodontale viene perso, con conseguente perdita del cuscinetto ammortizzante. In tale condizione, aumenta anche il rischio di fenomeni di scheggiature (chipping) e delaminazioni del materiale da rivestimento estetico. Questa evenienza è particolarmente citata in letteratura quando come materiale da rivestimento estetico, su sottostrutture in zirconia, viene impiegata la ceramica. Alcuni recenti lavori mostrano che l'impiego di rivestimenti in resina composita di sottostrutture in zirconia, ottenuti con lavorazione CAD-CAM, presenta una resistenza alle sollecitazioni a fatica superiore rispetto a rivestimenti realizzati con materiali ceramici lavorati sempre con tecnologia CAD-CAM ^(20,21). Un altro studio ha mostrato che il rivestire sottostrutture in zirconia con resina composita, oltre a conseguire buone caratteristiche sia estetiche che meccaniche, riduce del 15% le tensioni dovute ai carichi masticatori su impianti che sostengono protesi fisse ⁽²⁶⁾. Alla luce di questi studi, si ritiene che l'impiego di una resina composita dotata di notevoli proprietà di resistenza meccanica, e con un modulo di elasticità simile a quello dei tessuti dentari, dovrebbe essere in grado di assorbire, o comunque ammortizzare meglio le forze masticatorie e ridurre le tensioni trasmesse ad un impianto.

Sopra un impianto, Lava Ultimate, può essere impiegato come materiale da rivestimento estetico da incollare su un pilastro in zirconia. La preferenza di cementare Lava Ultimate su di un pilastro in zirconia, rispetto ad un pilastro in titanio, permette di ottenere un restauro finale con una estetica più naturale. Lo scopo di questo studio era quello di valutare le capacità adesive tra Lava Ultimate e zirconia con due diversi cementi resinosi.

Come si è detto, uno dei problemi maggiormente studiati in relazione agli impieghi della zirconia, è come migliorare il legame di quest'ultima con i cementi compositi, soprattutto per conseguire un legame diretto con i tessuti dentari, e per migliorare il legame con i materiali di rivestimento estetico. I risultati di questa indagine, similmente a quelli di altri test in vitro, suggeriscono che la sabbiatura con particelle di allumina da 50 µm, congiuntamente all'uso di un cemento contenente il monomero MDP, potrebbe essere un'opzione raccomandabile per assicurare un ottimo collegamento quando si desidera conseguire un soddisfacente legame adesivo alla zirconia ^(22, 27-36, 41-45). In questa indagine, comunque, per quanto riguarda il legame con Lava Ultimate si sono ottenuti risultati soddisfacenti solamente quando è stato utilizzato il cemento Relyx Ultimate, preceduto dal pretrattamento delle superfici con Scotchbond Universal. I campioni di Lava

Ultimate cementati sulla zirconia con Panavia V5 hanno invece sempre mostrato valori molto bassi e talvolta prossimi allo zero, nonostante siano state eseguite le procedure di pretrattamento delle superfici e sia stato impiegato un primer a base di MDP.

L'esame allo stereomicroscopio ha permesso inoltre di evidenziare, la tipologia della rottura dei campioni durante la prova di taglio. In tutti i campioni cementati con Relyx Ultimate si è avuta una frattura di tipo coesivo nel cemento composito: infatti piccole porzioni di cemento erano adese in parte alla zirconia e in parte al cilindretto di Lava Ultimate. Nel caso dei campioni cementati con Panavia V5 invece, il distacco è sempre avvenuto adesivamente: il cemento composito si è decementato di netto dalla superficie di Lava ultimate, ma è sempre rimasto perfettamente adeso alla superficie della zirconia. E' possibile ipotizzare che tale comportamento sia legato ad una qualche incompatibilità chimica tra Lava Ultimate e Panavia V5; ipotesi quanto mai plausibile vista anche l'osservazione che lo strato di Panavia V5 rimane ben adeso alla zirconia, e che in due successive prove, eseguite incollando con il medesimo cemento due campioni di lava Ultimate, si siano comunque avuti valori molto bassi di adesione. Va inoltre precisato che in queste ulteriori prove, i campioni non erano stati immersi in acqua come tutti quelli precedentemente impiegati in questo studio e, pertanto, in questi non vi è stato l'effetto di invecchiamento generato dall'immersione in acqua. La conservazione in acqua, come riportato in letteratura, può condizionare la qualità del legame adesivo.⁽⁴⁶⁾

4.9.5 Conclusione

Considerando i limiti di questo studio in vitro, è possibile concludere che, l'uso di Relyx Ultimate impiegato per la cementazione di Lava Ultimate su zirconia ha evidenziato una migliore forza di adesione rispetto a Panavia V5. Quest'ultimo cemento ha mostrato valori di adesione molto scarsi probabilmente legati ad una incompatibilità chimica tra il cemento e Lava Ultimate. Sono necessari ulteriori e futuri studi per evidenziare la reale causa di tale incompatibilità tra i due materiali.

L'utilizzo di Lava Ultimate per realizzare corone estetiche da cementare con Relyx Ultimate su abutment in zirconia può essere considerata una scelta sicura dal punto di vista della forza adesiva che si crea tra i due substrati.

BIBLIOGRAFIA

1. Vult Von Steyern P, Jonsson O, Nilner K, Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int. J. Prosthodont.* 2001; 14, 379–384.
2. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of AllCeram crowns. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 80, 450–456.
3. Aboushelib M N, DeJager N, Kleverlaan C J, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent. Mater.* 2007 23, 952–959.
4. Della Bona A, Kelly J. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139(suppl):8S-13S.
5. Saito A, Komine F, Blatz M, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010;104:247-57.
6. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler L, Schärer P et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006 37:685-93.
7. Denry I, Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008 24: 299-307.
8. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle C. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*; 2009; 22:553-60.
9. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*; 2012 4:76-83.
10. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, De Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Oper Dent.* 2015 Aug 12. [Epub ahead of print]
11. Cvikl B, Dragic M, Franz A, Raabe M, Gruber R, Moritz A. Long-term storage affects adhesion between titanium and zirconia using resin cements. *J Adhes Dent.* 2014; Oct,16(5):459-64.
12. Andersson B, Odman P, Carlsson L. & Branemark P I. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 1992; 7: 105–111.
13. Haas R, Polak C, Furhauser R, Mailath-Pokorny G, Dortbudak O & Watzek G. A longterm follow-up of 76 Branemark single-tooth implants. *Clinical Oral Implants Research* 2002; 13: 38–43.

14. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M & Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 1998 9: 51–58.
15. Wang H, Aboushelib M N & Felizer A J Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials* 2008; 24: 633–638.
16. Zembic A, Sailer I, Jung R E & Hammerle F C H. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research* 2009; 20: 802–808.
17. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung R E & Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 2009; 24: 850–858.
18. Nothdurft F.P. & Pospiech P.R. Prefabricated zirconium dioxide abutments for single tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clinical Oral Implants Research* 2010; 21: 857–865.
19. Magne P, Magne M. & Jovanovic S.A. An esthetic solution for single-implant restorations type III porcelain veneer bonded to a screw retained custom abutment: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2008;99: 2–7.
20. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res.* 2011;Nov;22(11):1275-81.
21. Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clin. Oral Imp. Res.* 2012; 23, 1360–1368.
22. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*; 2007; 23:45–50.
23. Phark JH, Duarte S Jr, Blatz M & Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2009;101: 29–38.
24. Skalak, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1983; 49: 843–848.

25. Brunski, J.B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 1992; 10:153–201.
26. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; Jul-Aug;15(4):571-82.
27. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14: 64-71.
28. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19:725-31.
29. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011;27:71-82.
30. Gomes AL, I Castillo-Oyagu R,. Lynch C.D Montero J, Albaladejo A Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks *Journal of Dentistry* 2013; 41(1) 31–41
31. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426-33.
32. Aboushelib M, Matinlinna J, Salameh Z, Ounsi H. Innovations in bonding to zirconia based materials: part I. *Dent Mater* 2008;24:1268-72.
33. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 2009;34:280-7.
34. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013;28:259-66.
35. Subaş, MG, Inan Ö. Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2012;27:735-42.
36. Attia A, Kern M. Long-term resin bonding to zirconia ceramic with a new universal primer. *J Prosthet Dent* 2011;106: 319-27.
37. Román-Rodríguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Amigó-Borrás V. In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15: 95–100

38. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res*. 2008;87 :666–670.
39. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater* 2006;22:283–90.
40. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95:430–6.
41. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005;18:60–5.
42. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sandan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007;38:745–53.
43. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Vallitu PK. Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper Dent* 2006;31:248–55.
44. M. Inokoshi, J. De Munck, S. Minakuchi, and B. Van Meerbeek Meta-analysis of Bonding Effectiveness to Zirconia Ceramics *J Dent Res* 2014 93(4):329-334,
45. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005;30:382–8.
46. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent* 2000;28:441–5.