

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA
Dipartimento di Neuroscienze
Direttore Prof. Raffaele De Caro

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE A CICLO UNICO
IN ODONTOIATRIA E PROTESI DENTARIA
Presidente Prof.ssa Carla Mucignat

TESI DI LAUREA

Valutazione volumetrica della superficie
interna di inlay realizzati con stampa 3D:
studio in vitro

Relatore: Chiar.mo Prof. Adolfo di Fiore

Laureando: Zane Riccardo

ANNO ACCADEMICO 2022-2023

INDICE

INTRODUZIONE.....	3
1. 3D PRINTED INLAYS	4
2. PREFERENZA AGLI INTARSI.....	6
2.1.1. Le cause che ne richiedano l'uso.....	6
2.1.2. Il successo clinico degli intarsi	13
2.1.3. Scelta del piano di trattamento.....	15
3. INTARSI E FLUSSO DIGITALE.....	19
3.1. Allestimento della cavità.....	22
3.2. Impronte	26
3.3. Modellazione	34
3.4. Produzione.....	35
3.4.1. Sistemi per sottrazione.....	37
3.4.2. Sistemi per addizione.....	39
3.5. I materiali	46
3.6. La cementazione.....	52
SCOPO	58
MATERIALI E METODI.....	60
RISULTATI	70
DISCUSSIONE.....	73
CONCLUSIONI.....	77
BIBLIOGRAFIA.....	78

RIASSUNTO

Presupposti dello studio: La stampa additiva 3D rappresenta una soluzione moderna nel campo dell'odontoiatria, ma la sua effettiva applicabilità in un contesto clinico deve ancora essere dimostrata.

Scopo: Lo scopo di questo studio in vitro è stato quello di valutare il fitting marginale e interno degli inlay fabbricati utilizzando la tecnologia di stampa additiva DLP.

Materiali e metodi: Sono stati selezionati otto elementi dentali affetti da lesioni cariose, successivamente sono stati ripuliti, preparati, scansati e infine realizzati gli inlay con la stampante DLP Accufab D1S utilizzando la resina Varseo Smile Crown Plus della BEGO. Per valutare il fitting marginale ed interno degli inlay, i file DCM delle scansioni eseguite con Aoralscan 3 sono stati confrontati con quelli dei progetti realizzati dall'odontotecnico utilizzando Medit Link. L'accuratezza della stampa è stata valutata utilizzando l'indice di root mean square (RMS).

Risultati: La media dei valori RMS per il fitting marginale ed interno è stata rispettivamente di 0,074 e 0,034.

Conclusioni: I risultati di questo studio sono altamente promettenti e indicano che la stampa 3D utilizzando la tecnologia DLP potrebbe essere un processo produttivo valido in un contesto clinico. Tuttavia, l'accuratezza del fitting marginale deve essere migliorata in quanto è significativamente inferiore a quella del fitting interno. Sono necessarie ulteriori ricerche per convalidare questi risultati e ottimizzare il processo produttivo.

ABSTRACT

Background: 3D printing has emerged as a modern solution in the field of dentistry, but its practical applicability in a clinical setting remains to be demonstrated.

Objective: The purpose of this in vitro study was to evaluate the marginal and internal fit of inlays fabricated using DLP additive printing technology.

Materials and methods: Eight dental elements were cleaned of carious lesions, prepared, scanned, and then inlays were designed and printed using the Accufab D1S DLP printer and Varseo Smile Crown Plus resin from BEGO. The DCM files of the scans performed with Aoralscan 3 of the inlays were compared to those of the projects made by the dental technician using Medit Link. The marginal and internal fit of the inlays were evaluated using the root mean square (RMS) index.

Results: The mean RMS values for the marginal and internal fit were 0.074 and 0.034, respectively.

Conclusions: The results of this study are highly promising, indicating that 3D printing using DLP technology may be a viable production process in a clinical environment. However, the accuracy of the marginal fit needs to be improved as it is significantly lower than that of the internal fit. Further research is required to validate these findings and optimize the production process.

INTRODUZIONE

Con il presente lavoro di tesi andremo ad analizzare la fedeltà degli intarsi inlay realizzati con tecnica di stampa tridimensionale grazie al confronto dei rispettivi DCM in un programma software dedicato valutando le eventuali discrepanze a livello di internal e marginal fit, parametri essenziali per una riabilitazione funzionale e longeva.

Dopo una breve introduzione sugli intarsi e le loro specifiche applicazioni, andremo ad analizzare la preparazione dell'elemento per una corretta applicazione degli stessi così da introdurre l'esperimento ed i principi che ne hanno guidato la realizzazione.

1. 3D PRINTED INLAYS

Gli intarsi sono delle ricostruzioni indirette, ossia dei presidi realizzati esternamente al cavo orale, destinati al ripristino di forma, funzione ed estetica di quegli elementi dentali che presentino un danno non recuperabile con un'otturazione diretta. A seconda della quantità di struttura dentale persa esistono diverse tipologie di intarsio:

- Inlay: nessuna cuspidi da ripristinare;
- Onlay: interessamento di almeno una cuspidi;
- Overlay: completo ripristino del tavolo occlusale.

Negli ultimi anni sta emergendo la possibilità di realizzare tali dispositivi protesici mediante tecniche di stampa tridimensionale additiva con ottime performance, sprechi ridotti al minimo e forme geometriche sempre più complesse (1-3).

Gli intarsi vennero descritti per la prima volta da Taggart nel 1907 in "The cast inlay" (4): l'elevata precisione richiesta nell'ambiente odontoiatrico mal si conformava con le disponibilità tecnologiche e materiali dell'epoca per cui egli propose un nuovo protocollo operativo basato sulla realizzazione della ricostruzione dentale esternamente al cavo orale in lega aurea grazie alla tecnica della fusione a cera persa.

La plasmabilità della cera permetteva in primis di imprimerle la forma della cavità allestita con la rimozione della carie ed in secondo luogo garantiva un'ottima funzionalizzazione e modellazione anatomica: operazioni impossibili da eseguire con gli altri materiali disponibili al tempo. A lavoro ultimato grazie alla tecnica della fusione a cera persa si trasferiva la forma della cera alla lega aurea.

Negli anni successivi sono stati sviluppati materiali per la presa delle impronte ed altre soluzioni per la realizzazione del manufatto, quali ad esempio ceramiche e compositi.

L'oro fuso è sempre stato un materiale ampiamente utilizzato (5): inerte, ottime caratteristiche meccaniche ed eccellente longevità, ma con un difetto non trascurabile legato all'impatto estetico, parametro che nel corso degli anni ha rivestito un ruolo sempre più importante.

L'esigenza estetica unita ai problemi delle ricostruzioni dirette realizzate con i primi compositi (elevata usura, bassa forza, importante contrazione e difficoltà di posizionamento) hanno determinato l'introduzione sul mercato negli anni '80 degli inlay estetici in ceramica o composito da laboratorio resi possibili grazie allo sviluppo di un efficiente sistema di adesione dentinale che garantiva non solo l'adesione della riabilitazione ma anche il rinforzo delle pareti residue (6).

La realizzazione di tali manufatti in laboratorio inoltre consentiva migliori proprietà fisiche, contorni migliorati e contatti prossimali ed occlusali ideali e funzionali.

Al giorno d'oggi stiamo assistendo ad un nuovo cambio di paradigma grazie all'introduzione nella pratica quotidiana del *digital workflow*, strutturato a partire dagli scanner (intraorali o da laboratorio) che generano un file editabile in programmi CAD-CAM e riproducibile mediante stampante 3D: si tratta di una rivoluzione che permette una notevole riduzione di tempi e costi produttivi mantenendo ad ottimi livelli la qualità dei manufatti in stampa.

2. PREFAZIONE AGLI INTARSI

Gli intarsi sono, per loro conformazione, un'ottima soluzione per il ripristino di elementi dentali affetti da processi di natura cariosa o malformazioni. Anche fenomeni traumatici e di usura dentale possono richiedere un intervento restaurativo diretto o indiretto a seconda della gravità (7,8).

2.1.1. Le cause che ne richiedano l'utilizzo

La malattia cariosa

La malattia cariosa è un processo patologico locale infettivo a carattere cronico-degenerativo ed eziologia multifattoriale che si sviluppa da un iniziale processo di demineralizzazione dei tessuti duri del dente (smalto e dentina), fino alla loro completa cavitazione, causato dalla produzione acida della placca batterica presente sulle superfici dentali (9). Rappresenta, nonostante un forte miglioramento dell'incidenza in questi ultimi anni, la malattia più diffusa al mondo (10,11).

Se non adeguatamente trattata comporta l'interessamento progressivo degli strati dentari più profondi, fino al coinvolgimento del tessuto pulpare che va quindi in flogosi irreversibile con conseguente necrosi. Per evitare sintomatologia dolorosa, distruzione dei tessuti duri ed eventuale perdita del dente è necessario, a seconda dell'estensione del processo carioso, rimuovere i tessuti infetti (smalto, dentina) e restaurare la cavità residua, mentre in caso di interessamento della polpa dentaria, si rende necessaria la terapia canalare (12).

Come proposto nel diagramma di Keyes (13) l'eziopatogenesi della carie è multifattoriale, infatti, si sviluppa solo in copresenza di tre

fattori: agenti batterici cariogeni, dieta ed ospite suscettibile (tutti lo siamo, in maniera più o meno marcata); in assenza di uno di questi cofattori, o nel controllo di uno di essi, non si svilupperanno lesioni cariose (14).

- Agenti batterici cariogeni: nel cavo orale si distinguono oltre 700 specie batteriche (15) tra le quali anche le cosiddette cariogene, ossia quelle in grado di iniziare e sostenere un processo carioso. Tra le diverse specie cariogene rivestono un ruolo fondamentale gli streptococchi Mutans e Sobrinus (16,17) che grazie alle loro proprietà adesive, di fermentazione dei carboidrati e di crescita in ambiente acido, possono avviare il processo di demineralizzazione dei tessuti duri dentari (18) proseguito successivamente dai prodotti acidi dei Lattobacilli (19) a cui si aggiunge la produzione di enzimi proteolitici (es. aminopeptidasi) per la disgregazione della componente organica.
- Dieta: gli zuccheri con maggiore potenziale cariogeno sono saccarosio, glucosio, maltosio, lattosio e fruttosio (20). La genesi delle lesioni è stata dimostrata essere correlata con le quantità consumate di zuccheri fermentabili, ma soprattutto con la frequenza di assunzione degli stessi (21).
- Ospite: la saliva svolge un ruolo protettivo grazie ai sistemi tampone, che mitigano l'azione degli acidi prodotti dalla flora cariogena, ed ai sistemi microbici e immunitari che agiscono sinergicamente nel controllo della flora cariogena (22).

La diminuzione dell'incidenza a cui abbiamo assistito negli ultimi 40-50 anni si è verificata grazie all'introduzione della fluoroprofilassi

topica (23,24) che svolge due azioni principali: una prima minima a livello della placca, batteriostatica e di interferenza nel ciclo di Krebs con inibizione della produzione di sostanze acide da parte dei batteri acidogeni, ed una seconda a livello dello smalto, grazie alla dissoluzione nella saliva in forma di ioni fluoro che vengono incorporati nello strato esterno dello smalto dando luogo alla formazione di fluoroapatite una forma di apatite con un pH di dissoluzione ancora inferiore rispetto a quello dell'idrossiapatite quindi maggiormente cario-resistente (25–27).

Difetti dello sviluppo

Lo sviluppo degli elementi dentari è schematicamente suddiviso in sette processi (iniziazione, proliferazione, istodifferenziazione, morfodifferenziazione, apposizione, calcificazione ed eruzione) durante i quali si assiste ad un'apposizione sequenziale geneticamente regolata di componenti sia epiteliali che mesenchimali (28). Le anomalie dipendono dalla fase colpita: durante i processi di iniziazione e proliferazione deriveranno anomalie di numero (iperdontia, ipodontia o anodontia), alterazioni durante le fasi di isto-differenziazione e morfo-differenziazione potrebbero invece portare ad anomalie di dimensione (macrodonzia e microdonzia) o ad anomalie di forma (conoide, dens in dente, dens evaginatus, tubercolo paramolare, perle dello smalto, taurodontismo, dilacerazione, geminazione, fusione e concrenza), mentre quando il difetto interessa i processi di apposizione e calcificazione possono derivare anomalie di struttura dello smalto, della dentina o di entrambe, infine eventuali alterazioni durante la fase di eruzione potrebbero portare ad anomalie di tempo, modalità d'eruzione o posizione (29).

I disturbi della fase di sviluppo dei denti sono permanenti poiché i tessuti dentari non hanno la capacità di rimodellarsi. Le condizioni che più frequentemente richiedono una riabilitazione di carattere conservativo-protetico sono quelle che presentano un'alterazione della mineralizzazione dei tessuti duri dentali poiché risultano propensi allo sviluppo di lesioni cariose gravi.

La mineralizzazione di smalto e dentina avviene dopo fasi intermedie di maturazione minerale e cristallografica in cui si creano legami tra cristalli di idrossiapatite, matrice (collagene) e proteine: difetti della calcificazione dei tessuti possono interessare tanto la struttura quanto il legame che si stabilisce. Le alterazioni durante le fasi di apposizione e calcificazione possono essere isolate (un solo elemento dentario) o generalizzate (tutti gli elementi), a carico dei soli elementi decidui, permanenti o di entrambe le dentizioni. Tali anomalie possono interessare lo smalto, la dentina o entrambi i tessuti dentari.

Esistono inoltre condizioni acquisite come la fluorosi che possono interferire con l'apposizione di smalto a livello degli elementi dentali.

Il trattamento di questi elementi dipende dalla gravità del problema e dall'impatto estetico. Spesso la terapia elettiva non prevede alcun intervento, con l'accortezza di eseguire controlli periodici, associando alle sedute di igiene, eventualmente, applicazioni di fluoro ad uso topico per aumentare la resistenza dello smalto. Possibilmente il tipo di intervento deve essere quello più conservativo e meno invasivo possibile.

Le fratture dentali

L'intervento odontoiatrico si esplica a tutti i livelli della prevenzione: primaria con lo scopo di proteggere i soggetti sani, secondaria per un'attenta valutazione del danno al fine di limitarne gli effetti nocivi ed infine terziaria con lo scopo di ridurre le complicanze ripristinando forma e funzione degli elementi coinvolti (30).

È importante sin dalla primissima osservazione valutare quale sia il grado di interessamento dei tessuti dentali e di supporto per poter predisporre un piano di trattamento che sia rispettoso delle modalità di guarigione biologica.

Risultano strettamente necessarie per una completa diagnosi le indagini radiografiche: Rx endorale a volte anche ortopantomografia o TAC.

I test di vitalità pulpare sono importanti per determinare l'estensione del trauma, lo stato del livello riparativo e la predicibilità di complicanze. I test eseguiti subito dopo una lesione traumatica frequentemente danno risultati negativi che potrebbero solo indicare una mancanza transitoria di risposta pulpare dovuta allo shock traumatico. Controlli di follow-up sono necessari per porre una diagnosi sullo stato pulpare definitivo. È importante monitorare la vitalità pulpare degli elementi vicini alla zona del trauma per stabilire una loro eventuale, purtroppo non infrequente, compromissione.

Traumi esterni possono causare lesioni circoscritte ai denti, al parodonto e all'osso alveolare. A livello degli elementi dentali si possono osservare semplici infrazioni, fratture dello smalto, fratture smalto-dentinali o ancora fratture con coinvolgimento della polpa. Le fratture possono coinvolgere la sola porzione coronale o estendersi anche a livello radicolare.

L'approccio si diversifica a seconda della tipologia del trauma, tuttavia maggiore la gravità dello stesso, maggiori le probabilità che l'elemento non riesca a mantenere la propria vitalità e debba essere sottoposto a procedure endodontiche ed un ripristino protesico per preservarne la funzione. Anche nelle lesioni più banali è possibile osservare la compromissione della vitalità con manifestazioni sintomatiche come dolore, evidenze cliniche di non responsività ai test di vitalità o ancora positività per lesioni periapicali durante le indagini radiografiche.

Usura dentale

Tale definizione indica, comunemente, i processi combinati di erosione, attrito ed abrasione.

L'erosione consiste nella perdita progressiva della superficie dentaria e si manifesta quale conseguenza di un processo chimico provocato dall'esposizione continua a sostanze acide di origine intrinseca (succhi gastrici legati a malattia da reflusso e a disordini alimentari psicologici) o estrinseca (sostanze alimentari quali acido citrico, acido acetico, acido carbonico) (31). Fattori che contribuiscono all'erosione sono i ridotti livelli di secrezione salivare e di calcio e fosforo. L'erosione in una fase iniziale erode lo smalto poi coinvolge nel processo distruttivo la dentina specialmente in corrispondenza delle cuspidi dei denti posteriori o dei margini incisali dei denti anteriori.

L'abrasione dentale è conseguenza della frizione di corpi estranei che ripetutamente vengono, in maniera scorretta, a contatto con uno più elementi dentari. Le cause più tipiche di abrasione sono le scorrette manovre di spazzolamento, a volte, associate all'utilizzo di dentifrici e spazzolini particolarmente abrasivi (32), il bolo alimentare (33), la

frizione continua dei denti tra di loro tipica in caso di parafunzioni o bruxismo (33).

In particolari situazioni di stress, nello specifico a livello della regione cervicale dei denti, è possibile che si verifichi una perdita microstrutturale di sostanza dentale indicata con il nome di abfraction. Questa lesione si verifica a causa della flessione che determina la rottura del sottile strato di smalto e l'insorgenza di microfratture a carico di cemento e dentina; può essere conseguenza della masticazione e/o delle forze del carico occlusale (interferenze occlusali, precontatti, bruxismo). I meccanismi esatti con cui si instaurano tali lesioni, ad oggi non sono ancora noti (34). In generale, la causa più comune dell'usura dentale è la sola erosione a volte in associazione con attrito e abrasione (35). Il fattore eziologico principale e maggiormente deleterio è il rigurgito di acidi gastrici presente specialmente in caso di reflusso gastro-esofageo e nei disordini alimentari quali l'anoressia e la bulimia nervosa (36). L'usura dentale osserva un incremento con l'avanzare dell'età, l'appartenenza al sesso maschile e la presenza di parafunzioni e bruxismo (37). Dal punto di vista epidemiologico, la prevalenza delle perdite di tessuti duri dentali non è nota anche in relazione alla diversa terminologia usata e ai diversi parametri utilizzati per misurare l'usura stessa. Allo stesso modo sono differenti e complessi i metodi per monitorarne gravità e progressione (38).

2.1.2. Il successo clinico degli intarsi

Nel corso degli ultimi anni si sta osservando un importante allungamento della vita media insieme ad una tendenza al mantenimento della propria dentatura, soprattutto nei paesi industrializzati, per cui è logico ipotizzare un proporzionale aumento di interventi restaurativi (39,40). L'approccio deve necessariamente essere ponderato sulla base delle esigenze funzionali ed estetiche dell'elemento, ma anche sulla base delle necessità del singolo paziente, così da poter selezionare il miglior approccio e materiale possibile in ogni circostanza (41).

Qualora la compromissione strutturale ecceda il 50% (46) si ricorre tendenzialmente all'ausilio di una copertura oclusale, con corone in oro, metallo-ceramica, ceramica integrale o zirconia (47-49).

La richiesta di un approccio maggiormente conservativo rispetto alle classiche corone periferiche che richiedono un notevole sacrificio di struttura dentale sana (51,52) hanno portato ad un aumento di interessi per l'impiego degli inlay in ceramica o composito da laboratorio.

I restauri parziali in oro sono stati considerati il gold standard per la riabilitazione degli elementi posteriori grazie alla favorevole sopravvivenza clinica. Con l'avanzamento tecnico dei materiali e delle tecnologie adesive gli inlay in composito e ceramica hanno dimostrato di essere sufficientemente resistenti all'usura da poter sopportare estetica e funzione nel ripristino degli elementi (53-55).

In uno studio su 303 intarsi in oro è stato riportato un tasso di fallimento del 13,8% su un periodo osservazionale di 18 anni (56) o ancora del 6,4% su 11 anni (57). Anche gli intarsi in ceramica hanno sempre

dimostrato un'ottima affidabilità: uno studio su 390 pazienti restaurati con leucite rinforzata ha evidenziato un tasso di successo del 96,7% a 9,5 anni (58).

In una revisione sistematica del 2022 è stato evidenziato come il tasso di sopravvivenza a 5 anni degli intarsi in resina fosse dell'86%, comparabile a quello della ceramica feldspatica (90%) (59).

Il grosso difetto delle ricostruzioni indirette in ceramica o composito è sempre stato rappresentato dall'interfaccia adesiva tra struttura e dente (60). Le dimensioni dell'interfaccia adesiva, le proprietà fisiche del sistema adesivo e il substrato dentale disponibile per l'adesione determinano il successo clinico sul lungo periodo della ricostruzione (61).

2.1.3. Scelta del piano di trattamento

Esistono due classi di ricostruzioni: le dirette, otturazioni, e le indirette, intarsi, (42,43) ciascuna con le proprie indicazioni e controindicazioni (44,45).

Entrambi i tipi di ricostruzioni sono stati largamente utilizzati in passato per il ripristino degli elementi, tuttavia, non esiste un approccio codificato su quale percorso sia meglio intraprendere o quale materiale sia più adatto, più spesso sembrerebbero essere le preferenze dell'odontoiatra l'unica vera discriminante. In ogni caso è bene tenere presente che se applicate correttamente entrambe le soluzioni presentano un ottimo tasso di sopravvivenza e longevità potendo essere tranquillamente applicate nella clinica ambulatoriale.

Tuttavia, conducendo una rapida disamina della letteratura a disposizione, si possono stilare una serie di indicazioni basate su fattori clinici e soggettivi del paziente (esigenze estetiche, fattori temporali, di mobilità e disponibilità economica).

I fattori clinici che l'odontoiatra deve personalmente tenere in considerazione sono (62,63):

- Dimensioni della cavità residua: in assoluto il fattore più influente sulla scelta della tipologia di restauro;
- Presenza o meno di smalto a livello del gradino cervicale;
- Configurazione e complessità della cavità:
 - o Presenza di cuspidi non sostenute: è stato dimostrato che cuspidi non sostenute da almeno 2 mm di dentina sana sono molto più fragili, aspetto da tenere in considerazione in particolare per quelle cuspidi maggiormente

interessante dal punto di vista funzionale che, secondo lo schema della “Bussola occlusale di POLZ”, sono le cuspidi di taglio dove avviene l’85% degli atti masticatori.

- Locazione ed accesso alla lesione;
- Assenza delle creste marginali: le pareti vestibolare e linguale/palatale sono più flessibili sia per molari che premolari a causa della perdita di connessione con la parete controlaterale;
- Numero di restauri eseguiti nella stessa arcata: nel caso, ad esempio, di restauri contigui è fondamentale ottenere punti di contatto idonei sia per forma che forza, risultato più difficile da ottenere con tecnica diretta;
- Rapporti con i denti prossimali ed antagonisti;
- Età del paziente.

Per quanto conservativo in genere un restauro indiretto risulta essere maggiormente invasivo rispetto ad uno diretto (62,63), indi per cui nella terapia di lesioni di limitata estensione si preferisce l’esecuzione di restauri diretti (meno di 2 mm). Di fronte a lesioni medio-grandi è invece consigliato optare per restauri indiretti che consentano un miglior ripristino morfologico dell’elemento dentale compromesso (64) ed inoltre soffrano meno del problema della contrazione da polimerizzazione (che si attesta generalmente tra 1-6% (65,66)).

La contrazione che si osserva nei materiali a base resinosa è stata associata a numerosi effetti indesiderati quali propagazioni di fratture dello smalto, deflessione delle cuspidi, gap marginali ed interni, sensibilità post-operatoria, colorazione dei margini e riduzione della forza del legame adesivo. Le ricostruzioni indirette non soffrono di tutti

questi difetti ed inoltre presentano maggiore resistenza ai cicli termici e all'usura (67).

Gli inlay presentano diversi vantaggi rispetto ad altri tipi di ricostruzioni: estetici, migliorano la forza strutturale degli elementi compromessi e sono altamente conservativi; il loro utilizzo è suggerito nei casi di ampie lesioni con smalto sottominato poiché rinforzano la struttura restante senza rimuovere la poca sana residua evitando un peggioramento delle caratteristiche biomeccaniche degli elementi causato dalla perdita dell'integrità strutturale (68).

Spesso veniva suggerito in via preventiva di ricorrere alla completa ricopertura della superficie occlusale durante il ripristino degli elementi in modo da scongiurare il rischio frattura, tuttavia, le performance peggiorano con l'aumentare della struttura dentale rimossa tant'è che mettendo a confronto preparazioni endodontiche con trattamenti conservativi occlusali e MOD è risultato che la resistenza si riducesse rispettivamente del 5%, 20% e 63% (69).

Si conclude come sia fondamentale preservare con attenzione la maggiore quantità possibile di tessuto dentale sano in modo da fornire una base solida alla ricostruzione e mantenere il più possibile la forza strutturale del dente per aumentarne tasso e longevità di sopravvivenza (70,71).

Nell'ottica di mantenere quanto più tessuto dentale sano possibile e quindi garantire le migliori performance biomeccaniche si consiglia ove possibile di procedere al ripristino mediante ricostruzioni indirette parziali.

Gli inlay risultano inoltre essere un'ottima alternativa nei casi di allergie ai metalli, poiché realizzabili interamente in ceramica o

composito, nei casi in cui l'elemento da ripristinare abbia come antagonista un elemento già con una ricostruzione in ceramica o negli elementi in cui sia difficile sviluppare una buona forma di ritenzione (in questo caso si fa affidamento sull'adesione).

Tra le controindicazioni invece sembrerebbero esserci pazienti con parafunzioni orali che abbiano determinato un'aggressiva usura dentale o ancora difficoltà nell'applicare adeguatamente la procedura di adesione (mantenimento del campo asciutto) che in realtà non è una controindicazione effettiva, però nel qual caso diventa una controindicazione clinica reale poiché viene compromessa la tenuta del manufatto.

Gli svantaggi della ricostruzione indiretta sono la necessità di tempi operativi più lunghi con la preparazione della cavità e la presa delle impronte, la realizzazione del manufatto e la successiva prova dello stesso prima della cementazione. Questi passaggi si ripercuotono ovviamente anche sul costo complessivo della procedura.

3. INTARSI E FLUSSO DIGITALE

Il successo delle ricostruzioni storicamente si è sempre affidato al rispetto simultaneo di tre principi fondamentali quali una corretta preparazione che sviluppi ritenzione e resistenza, l'estetica ed infine il rispetto della biologia dei tessuti, fondamenti che devono essere categoricamente rispettati anche con l'introduzione dei nuovi sistemi digitali.

Nel 1985 grazie ad un dentista svizzero, Dr. Werner Mörmann, ed un ingegnere elettronico italiano, Marco Brandestini, è stato sviluppato CEREC di Sirona Dental Systems, il primo sistema CAD-CAM commercialmente disponibile per restauri dentali in grado di effettuare scansioni intraorali e produrre "chair-side" il manufatto protesico (72) gettando le basi del *digital workflow*.

Agli albori dell'era digitale le maggiori preoccupazioni erano legate all'affidabilità di tali sistemi in termini di accuratezza di acquisizione dei dati e produzione dei manufatti per l'applicabilità in campo clinico.

L'accuratezza è un parametro fondamentale tanto nella fase di acquisizione dei dati, quanto nella fabbricazione del dispositivo prototipato. Con tale termine facciamo riferimento all'accezione matematica di "accuracy" cioè il confluire di esattezza (*trueness*), che descrive quanto tale misura discosti dal dato reale, e precisione (*precision*), che descrive quanto vicine siano tra loro misurazioni ripetute (97).

Per poter misurare l'esattezza è necessario fare riferimento ad una misurazione certa, con margine di errore tendente a zero, quale può essere quella determinata da un potente strumento di rilevazione.

L'esattezza da sola però non è sufficiente in quanto deve essere accompagnata dalla precisione, cioè dalla capacità di garantire un risultato ripetibile su diverse misurazioni dello stesso oggetto. Per poter misurare la precisione non è necessario avere una misurazione di riferimento, ma è sufficiente ripetere più volte le misurazioni dello stesso oggetto. Nel caso in cui una delle due caratteristiche dovesse essere scadente perderebbe di qualità l'intero processo.

I sistemi digitali dovrebbero perciò essere il più possibile accurati cioè in grado di rilevare e riprodurre ogni dettaglio dell'oggetto e permettere l'elaborazione dello stesso il più possibile aderente al reale.

Altro parametro fondamentale è rappresentato dalla risoluzione poiché qualora non dovesse essere adeguata si tradurrebbe in una sostanziale perdita di informazioni che potrebbe inficiare la qualità prodotto finale.

Le indicazioni per la realizzazione di manufatti protesici consoni all'applicazione clinica richiedono una precisione che si attesti nel range tra 50-100 micron in particolare a livello di marginal ed internal fit (98) i due parametri a livello dei quali si hanno le maggiori ripercussioni in caso di inadeguatezza.

Da allora ricerca e sviluppo di molte aziende hanno migliorato le tecnologie e creato sistemi alla poltrona facili da utilizzare e che permettano la realizzazione di restauri dentali perfettamente integrati all'interno del cavo orale.

Il flusso digitale si basa su tre momenti essenziali:

- Acquisizione dei dati;
- Elaborazione degli stessi;
- Fabbricazione del dispositivo protesico.

Questi tre momenti vanno ad integrarsi alle fasi “analogiche” quali l’allestimento della cavità e la cementazione del manufatto permettendo di confezionare un dispositivo personalizzato con notevoli vantaggi temporali ed economici.

Quindi, dopo aver stabilito che l’elemento dentario oggetto della menomazione richieda e supporti il ripristino mediante intarsio inlay, si procede con la preparazione dell’elemento stesso, seguita dalla scansione della cavità allestita, realizzazione del manufatto nel materiale desiderato ed infine cementazione dello stesso (73).

3.1. Allestimento della cavità

La preparazione dell'elemento dentario con l'avvento delle tecniche adesive ha osservato un radicale stravolgimento nell'allestimento delle cavità poiché dalla preparazione con strutture ritentive, fondamentali nelle preparazioni metalliche, si è passati all'esigenza opposta, ossia l'eliminazione dei sottosquadri per facilitare prima la presa delle impronte e secondo l'inserimento del manufatto. Indi per cui non è stato più necessario sacrificare tessuto sano per la preparazione di cavità ritentive, ma si è cominciato a preservare più tessuto possibile.

Esistono diverse tipologie di materiali utilizzati nella stampa tridimensionale (ceramiche, compositi, resine...) e quindi sulla base del materiale utilizzato sarà necessario adattare dimensioni e tipologia di preparazione dell'elemento dentario.

Bottacchiari suggerisce di stabilire con quale tipologia di restauro procedere solo dopo aver eliminato completamente il tessuto dentale cariato o sottominato (74): gli inlay si realizzano solo in caso di assenza di una o due creste marginali in presenza di uno spessore amelo-dentinale sufficiente a mantenere le cuspidi (cavità di II classe MO/OD/MOD). Onlay ed overlay vengono realizzate in caso di compromissione delle cuspidi parziale o totale.

Una ricostruzione indiretta parziale permette un approccio conservativo richiedendo la sola rimozione di tessuto danneggiato o non sostenuto, non necessita di una forma ritentiva e permette la preservazione dello smalto periferico.

Linee e angoli devono essere arrotondati per facilitare sia la presa delle impronte che la realizzazione dei manufatti eliminando quindi i margini

netti. L'obiettivo delle nuove preparazioni è quello di preservare maggiore quantità dentale sana possibile, andando a rifinire solo le porzioni dentali già compromesse.

Ciò che è necessario andare a valutare di un elemento in procinto di essere ripristinato sono:

- Dentina inter-assiale: continuazione del tetto della camera pulpare rappresenta l'elemento strutturale più importante poiché assorbe i carichi evitando la frattura delle altre strutture (74), si pensi che raddoppiando la profondità a livello dell'istmo si aumenta di 8 volte la deflessione cuspidale;
- Creste marginali: la loro assenza si riflette negativamente sulla deflessione delle cuspidi;
- Spessori cuspidali: verifica fondamentale per stabilire se mantenere o abbattere completamente la cuspidi, attenzione che sebbene venga suggerita la misura di 2 mm per il mantenimento bisogna osservare come all'aumentare della profondità della preparazione debba corrispondere un aumento proporzionale della cuspidi.
- Necessità di un build-up: fondamentale valutare l'esigenza di un parziale ripristino con build-up. Il manufatto deve avere spessori inferiori ai 3 mm per permettere la polimerizzazione del cemento, inoltre con un build-up è possibile sigillare la dentina fin dalla prima seduta e fare in modo che gli spessori del manufatto siano il più uniformi possibili.

Ogni parete deve rispettare alcuni principi di preparazione.

Pavimento

Il pavimento della cavità deve essere preparato affinché la ricostruzione possa sviluppare uno spessore adeguato a sopportare i carichi masticatori quindi circa 1,5 mm che variano a seconda del materiale utilizzato per il manufatto. Per gli stessi motivi l'istmo deve essere largo almeno 2 mm per poter sopportare la deflessione cuspidale. La preparazione deve facilitare la produzione in laboratorio e il perfetto alloggiamento della ricostruzione. Non deve essere piatta e perpendicolare all'asse lungo del dente (come nel caso delle preparazioni per gli inlay in oro), quindi è bene eventualmente aumentare lo spessore a livello della fossa centrale (parallelamente alle pareti) per garantire uno spessore omogeneo in tutti i punti.

Pareti assiali

Le pareti devono essere leggermente divergenti dalla camera verso la porzione oclusale dell'elemento, con un'inclinazione di 10-15 gradi. Tutte le pareti devono essere lisce per un'adeguata rilevazione dell'impronta e corretta inserzione del manufatto. L'inclinazione garantisce un più agevole posizionamento e rimozione del manufatto durante le fasi preparatorie, tuttavia, non deve essere eccessiva perché non si deve rimuovere struttura dentale sana.

Rifinitura marginale

Non ci deve essere alcun bisello poiché è difficile la preparazione di strutture in porcellana con una sezione così fine, che correrebbe anche il rischio di fratturarsi durante la cementazione. Esistono due scuole di pensiero: la prima, *butt joint* ben definito, la seconda *chamfer*

arrotondato. Il *chamfer* sembrerebbe da preferirsi perché crea un miglior sigillo e migliora il risultato estetico. Queste caratteristiche sono legate alla configurazione del margine e all'inclinazione dei prismi di idrossiapatite dello smalto, che vengono meglio esposti alla mordenzatura, ed inoltre il margine è più estetico perché il passaggio "graduale" tra ricostruzione ed elemento ne favorisce l'aggregazione estetica.

Nel caso del box prossimale è preferibile ottenere un margine piatto per massimizzare il potenziale adesivo.

Angoli e margini interni

I tipici margini ben definiti devono essere assolutamente evitati, invece vengono utilizzate frese piatte ma con angoli smussati, tanto per la scansione della cavità quanto per la stampa del restauro.

Lo studio di Hajimahmoudi et al. Pubblicato sul *The International Journal of Prosthodontics* nel 2021, ha riportato come anche l'inclinazione delle pareti alteri la precisione delle scansioni, dimostrando come un'inclinazione a 10 gradi presenti meno imprecisioni rispetto all'inclinazione a 5 gradi (75).

Come riportato in (76–78) anche aumentare la profondità della preparazione della camera diminuisce la precisione delle scansioni.

La preparazione dell'elemento deve infine essere rifinita con frese a grana fine prima di procedere con la presa delle impronte.

3.2. Impronte

Un tempo venivano utilizzati altri materiali, in principio la cera, più tardi tutte le diverse tipologie di materiali da impronta come idrocolloidi, polieteri, siliconi per condensazione e addizione, mentre oggi il mondo dell'odontoiatria si sta orientando verso flussi di lavoro totalmente digitali, indi per cui la direzione intrapresa per la presa delle impronte prevede l'utilizzo degli scanner.

Il flusso digitale può essere “assemblato” partendo o da un'impronta analogica, con successiva scansione della stessa oppure del modello da essa derivato mediante scanner da laboratorio, o direttamente da un'impronta digitale del cavo orale del paziente grazie all'utilizzo degli scanner intraorali (IOSs).

In qualsiasi caso verrà generato un file editabile mediante un software di modellazione tridimensionale o presso la struttura odontoiatrica “chair-side” o presso un laboratorio odontotecnico.

Secondo quanto emerso da numerosi studi, come quelli di Tomita et al. pubblicato nel 2018 sul *Dental Materials Journal* (79) o ancora di Abduljawad e Rayyan del 2022 sul *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* (80), la scansione diretta del cavo orale mediante IOSs è più precisa rispetto alle scansioni effettuate mediante scanner da laboratorio delle impronte analogiche o dei modelli (79); gli scanner intraorali sono dunque considerati i potenziali primi attori poiché permettono di superare le numerose fonti di errore introdotte dalla rilevazione di un'impronta tradizionale con elastomero e la successiva colatura del modello in gesso.

Lo scanner intraorale è uno scanner 3D un sistema di misurazione tridimensionale utilizzato per catturare oggetti del mondo reale in modo che possano essere analizzati nel mondo digitale. In particolare, lo scanner intraorale, è un apparecchio che raccoglie informazioni sulla forma e dimensioni delle arcate dentali.

L'utilizzo degli scanner intraorali include numerosi altri benefici come la possibilità di raccogliere efficacemente le impronte anche in pazienti con importante riflesso faringeo, maggiore comfort generale per il paziente, possibilità di scansionare esclusivamente le porzioni che non siano state ottenute in maniera dettagliata, invio delle impronte mediante internet, nessun rischio di deformazione delle stesse durante il trasporto, assenza di contrazione, stoccaggio facilitato, riduzione dei tempi operativi a vari livelli (81–83).

Il funzionamento degli IOSs si basa sulla proiezione di un fascio luminoso sulla superficie da scansionare e la raccolta di migliaia di immagini poi elaborate da un software in grado di riprodurre la corretta anatomia tridimensionale presa in esame.

Esistono numerose possibilità in commercio appartenenti a diverse categorie di prezzo e con performance variabili. Generalmente in termini di accuratezza sono tutti conformi alle indicazioni ADA, ciò che fa la differenza fra i diversi modelli è rappresentato dalla frequenza degli aggiornamenti, dalla velocità delle scansioni, dalla disponibilità di software performanti, rapidi ed intuitivi.

Durante la scansione di una cavità allestita per la preparazione di un intarsio inlay ci sono delle caratteristiche della preparazione che vanno tenute in considerazione per migliorare la presa delle impronte e ridurre la necessità di ritocchi finali.

In particolare, sono di grande importanza i margini della preparazione che non devono presentare angoli netti che complicherebbero la presa delle impronte, inoltre è essenziale non eccedere con le profondità delle preparazioni in quanto all'aumentare della distanza diminuisce l'accuratezza delle scansioni in maniera significativa.

Per la realizzazione di buoni contatti occlusali ovviamente è di fondamentale importanza anche l'acquisizione dell'arcata antagonista che con le tecniche digitali presenterà la stessa ottima qualità della scansione dell'arcata principale (e non come spesso accade con le tecniche analogiche dove l'antagonista viene preso con materiali più instabili come l'alginato).

Un altro fattore estremamente importante per la presa delle impronte con tecniche digitali è la curva di apprendimento dell'operatore che influisce in maniera significativa non solo sul tempo di scansione delle arcate, ma anche sulla qualità stessa delle scansioni in quanto il pattern di creazione della *mesh* risente del sistema di scansione adottato (es lineare, zig-zag...).

Le fasi fondamentali comuni a tutte le tecnologie di scansione sono:

- Acquisizione dei dati: lo scanner converte le migliaia di rilevazioni in punti che vanno a comporre una nuvola come in un quadro pointillista.
- Triangolazione e rete *mesh*: un software unisce tra loro i punti con delle linee generando un telaio di triangoli (*mesh*) la cui area rappresenta una minuscola porzione della superficie dell'oggetto.
- Creazione del modello 3D: viene generato un file STL per l'uso CAD che rappresenta l'oggetto scansionato.

Esistono numerose tipologie di scanner intraorale oggi giorno e si basano su differenti tecnologie ottiche. Fondamentalmente tutti i dispositivi combinano più tecnologie per minimizzare il rumore dovuto all'interazione tra tecnologia e superfici (traslucenza, differente reattività dei materiali come amalgame, compositi ecc.), saliva e movimenti casuali di paziente ed operatore durante la rilevazione intraorale.

Microscopia confocale

La microscopia a scansione laser confocale è una tecnica di acquisizione delle immagini con messa a fuoco a profondità prestabilite che permette di “sezionare otticamente” la scansione; le diverse immagini, con corretta definizione, vengono poi selezionate e rielaborate dal software: così facendo si conosce la superficie e la profondità a cui essa si trova, permettendo una ricostruzione tridimensionale della struttura scansionata. Gli scanner che utilizzano tale tecnologia sono iTero, 3D Progress di MHT, TRIOS di 3Shape ed altri ancora.

Triangolazione ottica

Attiva, con emissione di radiazione luminosa propria, o passiva, che sfrutta le radiazioni luminose ambientali. Il principio di funzionamento è quello della fotogrammetria: due immagini stereo, ottenute da due telecamere con posizione e angolazione note, riconoscono i punti contrapposti e permettono la ricostruzione tridimensionale dell'oggetto. Solo oggetti ad alto contrasto e con bordi ben definiti possono essere misurati con precisione ed inoltre la luce ambientale influisce in modo significativo sulla capacità del sistema di scansionare con precisione. Il

vantaggio è il basso costo unito al semplice funzionamento di questi sistemi che di fatto funzionano come la vista umana. Gli scanner che fanno affidamento su tale tecnologia sono il CEREC by Sirona, l'OS-10 MC della Mech&Human ed altri.

Tomografia ottica a coerenza di fase

Tecnica che fornisce una vista in sezione trasversale della sottostruttura dell'oggetto bersaglio. È un sistema di acquisizione basato sul principio dell'interferenza che sfrutta un fascio di radiazioni luminose nella banda degli infrarossi, lunghezza d'onda "lunga" che consente di penetrare nel mezzo di dispersione, a differenza della microscopia confocale che utilizza della semplice luce e quindi penetra meno (ma ha una maggiore risoluzione). Analogamente all'azione di un sonar grazie all'analisi computerizzata della luce riflessa è possibile ricostruire la struttura in tre dimensioni. Gli scanner che fanno affidamento su tale tecnologia sono il Planmeca di D4D Technologies.

According Fringe Interferometry (AFI)

L'interferometria è una tecnica di misura che sfrutta le interferenze fra più onde coerenti fra loro permettendo di studiare lunghezze l'onda, distanze e spostamenti. Fa uso del principio di sovrapposizione per il quale l'onda risultante dalla combinazione di onde separate (interferenza) ha proprietà legate a quelle dello originale delle onde. L'AFI è una tecnologia che estende la tradizionale interferometria laser in tre dimensioni, per cui due sorgenti illuminano l'oggetto e creano l'interferenza che viene rilevata tramite una fotocamera digitale ad alta precisione. Conoscenza delle posizioni di sorgenti e fotocamera, insieme alle caratteristiche dei fasci incidenti, permettono la

ricostruzione tridimensionale dell'oggetto. Viene utilizzata da DPI di Dimensional Photonics International.

Active Wavefront Sampling (AWS)

Tecnica utilizzata per la rivelazione della forma superficiale degli oggetti con una singola telecamera ed un modulo AWS che nella forma più semplice è un dispositivo dotato di un'apertura rotante posta fuori asse che può ruotare attorno all'asse ottico. Ciò permette a qualsiasi fotocamera di funzionare in 3D, eliminando la necessità di avere più fotocamere, e ricavare informazioni relative a superficie e profondità dell'oggetto.

I dispositivi che utilizzano tale tecnologia sono ad esempio il Lava Chairside oral scanner di 3M ESPE.

Active speed 3D video

Il sistema si basa sulla triangolazione ottica non affidandosi ai singoli fotogrammi d'immagine, ma piuttosto su video in Full HD che garantisce miglior definizione e resa cromatica.

Le caratteristiche di uno scanner

Gli aspetti più rilevanti da considerare in uno scanner intraorale sono rappresentati da: accuratezza, risoluzione, operatività clinica e tipologia di sistema.

L'accuratezza degli scanner intraorali dipende sicuramente dalla tecnologia con cui sono realizzati, tuttavia, il compito più "difficile" viene affidato al software che si deve occupare della costruzione del modello virtuale. Questo genere di dispositivi viene costantemente aggiornato ed i progressi sono incredibilmente rapidi. Oggigiorno sappiamo che in termini di accuratezza gli IOSs sono assolutamente comparabili con le tecniche analogiche (84,85) mostrano distorsioni significative ma sempre clinicamente accettabili solo scansionando intere arcate per riabilitazioni protesiche totali (86–88). Le impronte in caso di riabilitazioni protesiche mobili sono un capitolo ancora in esplorazione poiché è difficile registrare con gli scanner le fasi di trimming.

La risoluzione è un altro fattore fondamentale che si riferisce alla minima differenza che uno strumento è in grado di rilevare (sensibilità dello strumento) e dipende dalla tecnologia alla base dello scanner. Solo un'adeguata nuvola di punti può garantire che non siano state perse informazioni sensibili durante la scansione, tuttavia, gli scanner sono tutti abbastanza allineati in termini di risoluzione (89).

L'operatività clinica invece è un fattore legato alla facilità di utilizzo dello scanner quale ad esempio l'esigenza o meno di applicare dei prodotti opacizzanti, la praticità del software, la velocità di acquisizione delle scansioni (che dipende anche dalla curva di apprendimento del clinico), la possibilità di acquisire i colori (aiuto soprattutto a livello

comunicativo con il paziente), le dimensioni del puntale (fondamentale per il raggiungimento dei settori posteriori) e molto altro ancora.

Altro fattore da prendere in considerazione, è la tipologia di sistema del IOS: il sistema aperto permette oltre alla creazione del file proprietario, anche la digitalizzazione di un file STL generico, che possa essere usufruito da tutti i sistemi di modellazione e da tutte le macchine fresatrici/stampanti 3D che permette senz'altro una maggiore versatilità.

3.3. Modellazione

Una volta ottenuto il modello virtuale questo viene inviato ad un programma per la modellazione digitale per la realizzazione del dispositivo protesico. Questo viene progettato al computer utilizzando un software di disegno CAD, acronimo di Computer Aided Design, settore dell'informatica volto all'utilizzo di tecnologie software per supportare l'attività di progettazione (design) di manufatti sia virtuali che reali, avendo come obiettivo la creazione di modelli del manufatto da produrre, che può essere un dispositivo protesico, un modello, un ausilio diagnostico...

In questa fase il lavoro viene svolto interamente al computer, definendo tipo, rapporti volumetrici, morfologia, dimensione delle connessioni ecc. tramite il programma CAD. È un procedimento di disegno virtuale che negli anni ha visto avvicinarsi software sempre più precisi e dalle possibilità sempre più ampie. Il file ricavato (nella maggior parte dei casi un STL "Standard Triangulation Language") viene poi esportato per essere processato in un altro software che lo prepara per la produzione (CAM).

3.4. Produzione

Le tecniche per la produzione degli intarsi sono essenzialmente tre:

1) Semi-Diretta

Permette la realizzazione di intarsi in ambulatorio mediante la modellazione e la polimerizzazione extra orale di un composito. Dall'impronta si ottiene un modello in silicone su cui andare a realizzare l'intarsio polimerizzando con attenzione tutta la superficie. L'intarsio viene quindi provato, in modo da poter correggere eventuali piccoli debordamenti, e cementato con tecnica adesiva. A polimerizzazione ultimata si procede con rifinitura e lucidatura.

2) Indiretta a due fasi

Questa tecnica prevede due differenti sedute: nella prima seduta si esegue la preparazione della cavità e la presa dell'impronta di precisione con materiali siliconici o scansione. Nella seconda seduta il manufatto, realizzato dal laboratorio odontotecnico, viene provato e cementato.

3) CAD-CAM

Cad-Cam Questa tecnica permette di realizzare un intarsio in una sola seduta, unendo i vantaggi della tecnica indiretta a quelli della tecnica diretta. L'impronta viene presa mediante uno scanner ottico orale e il manufatto realizzato al computer. Terminata la progettazione, un'unità produttiva lo realizza a partire da un blocchetto di materiale. Il restauro viene finalizzato, provato ed infine cementato usando un cemento resinoso adesivo.

La tecnica CAD-CAM e quella indiretta a due fasi possono utilizzare i processi produttivi con tecniche digitali per la realizzazione del manufatto quali fresatrici o stampanti tridimensionali.

Questi dispositivi consentono di fare affidamento su processi produttivi rapidi e precisi, che velocizzano i tempi realizzativi abbattendo i costi di produzione dei manufatti ed eliminando l'errore umano.

La stampa tridimensionale si sta rapidamente evolvendo negli ultimi anni venendo sempre più applicata nell'ambiente odontoiatrico poiché garantisce numerosi vantaggi rispetto alla tecnica della fusione a cera persa ed ai metodi sottrattivi a controllo numerico, tant'è che in molti la descrivono come una delle chiavi per la prossima rivoluzione industriale. Come precedentemente menzionato, dopo la modellazione digitale mediante software CAD il progetto viene inviato ad un software CAM: indica una categoria di prodotti software che analizzano un modello geometrico bidimensionale o tridimensionale (nel caso specifico di STL) e generano le istruzioni per una macchina utensile a Controllo Numerico Computerizzato (CNC) in grado di riprodurre l'oggetto della stessa forma specificata nel disegno.

I sistemi di produzione a controllo numerico sono piuttosto numerosi, ma in prima istanza si possono riconoscere quelli che lavorano per sottrazione e quelli che lavorano per addizione. In entrambi i casi è necessaria una leggera rifinitura per eliminare i bracci di collegamento e finalizzare le strutture.

3.4.1. Sistemi per sottrazione

La lavorazione per sottrazione avviene grazie alle fresatrici, macchine CNC che fino agli anni '80 erano usate solo per la lavorazione di alta precisione in ambito industriale, oggi invece molto diffuse ed impiegate in numerosi campi.

In questo caso il prodotto finito viene realizzato a partire da un monoblocco che viene fresato mediante appositi strumenti, operazione da un punto di vista meccanico ed economico dispendiosa (la materia persa può raggiungere il 90% (90)) e complessa poiché le geometrie riproducibili sono limitate. Bisogna inoltre considerare che gli strumenti vanno in contro ad usura che compromette in primis la precisione dei manufatti in elaborazione (e quindi sono necessari controlli per la costante taratura delle macchine) ed in secondo luogo necessitano di essere sostituiti una volta terminato il loro ciclo di vita.

Tali macchine si compongono di un supporto sul quale viene montato un blocchetto del materiale da fresare (resine, zirconia, titanio...) e di un mandrino porta-frese rotante (come quello di un trapano) che può muoversi in varie direzioni, eventualmente anche inclinandosi, secondo le istruzioni di movimento definite dal software di controllo della CNC: il movimento combinato permette di ottenere tutte le forme progettate a livello CAD e generare per sottrazione l'oggetto fisico.

I fresatori hanno in genere una struttura molto solida perché durante la lavorazione devono assorbire senza oscillazioni le vibrazioni generate dalla testa motorizzata (parte movente il mandrino porta-frese). Quando si effettuano lavorazioni su materiali molto duri con numero elevato di giri della fresa si impiegano inoltre liquidi lubrificanti per ridurre

l'attrito e il surriscaldamento di fresa e pezzo fresato. Caratteristica principale di queste macchine sono i numerosi gradi di libertà: nel settore dentale generalmente si usano fresatrici a 4 o 5 assi.

Una volta terminata la lavorazione il manufatto viene controllato, eventualmente rifinito, quindi colorato ed infine sinterizzato in un apposito macchinario, nel quale assume tutte le caratteristiche fisiche definitive. Per alcuni materiali durante la sinterizzazione si possono avere forti fenomeni di contrazione (addirittura fino al 25%). In questi casi il software CAM modifica i dati dell'STL provenienti dal sistema CAD in modo da realizzare una struttura sovradimensionata.

Il grande vantaggio della lavorazione di alcuni materiali mediante tecnica CAD-CAM è che sfruttando i computer si può lavorare molto più agevolmente, tant'è che i blocchetti di materiale vengono realizzati provvisti di un codice a barre che ne identifica le proprietà per poter poi determinare la tipologia di frese da utilizzare, l'eventuale sovradimensionamento ecc.

3.4.2. Sistemi per addizione

Tutti i processi produttivi additivi sono accomunati dal fatto che l'oggetto fisico viene realizzato grazie alla sovrapposizione sequenziale di diversi strati di materiale: dopo aver polimerizzato o fuso uno strato (*layer*) del dispositivo, la macchina passa a realizzare lo strato successivo che si lega a quello precedente e così via.

La prima stampa tridimensionale è stata realizzata da Charles Hull nel 1986 con tecnica stereolitografica: da allora sono stati sviluppati diversi altri sistemi di stampa che permettono la lavorazione di differenti materiali. Possiamo distinguere due gruppi principali tra le stampanti 3D: quelle destinate alla lavorazione delle resine (cere, materiali calcinabili, materiali plastici ecc.) e quelle per la fusione di polveri.

Il principio di funzionamento della stampa 3D si basa su una completa descrizione della superficie dell'oggetto in un file CAD: l'oggetto deve essere ermetico e tendenzialmente disponibile in formato STL. Il file STL contiene l'intera descrizione della superficie dell'oggetto mediante l'approssimazione in triangoli. Ogni triangolo della superficie è contraddistinto dalle coordinate dei tre vertici costituenti e le superficie curve vengono approssimate mediante i poliedri. Aumentare il numero di poliedri riduce l'errore delle secanti ed aumenta la risoluzione.

Prima della stampa il software CAM suddivide il file STL in differenti piani orizzontali (*slicing*) ed ogni fetta contiene una combinazione di informazioni negli assi x e y (G-code) per la stampa 3D: più sottili i tagli (piano z) più liscio l'oggetto ma anche maggiori i tempi di stampa. La risoluzione della stampa è determinata dagli strati lungo l'asse z che determina l'accuratezza lungo l'asse z, uno dei fattori tecnici più

importanti di ogni stampante tridimensionale. La superficie in un certo senso a gradoni è una delle caratteristiche peculiari della stampa tridimensionale e rappresenta di fatto un'approssimazione dell'oggetto da riprodurre.

L'applicazione di tale tecnologia in ambito medico risale agli anni '90 con la produzione di modelli 3D come supporto diagnostico e di programmazione preoperatoria per la riduzione dei rischi (es. dime) e ad oggi si sta diffondendo anche in ambito odontoiatrico (91–93) per la realizzazione di modelli di arcate, protesi, ecc.

Il mondo dell'odontoiatria è riconosciuto come uno degli ambiti che maggiormente potrebbe beneficiare delle tecnologie di stampa tridimensionale, tuttavia, l'applicazione in ambiente clinico dipende dall'integrazione del processo all'interno di un rivoluzionato approccio lavorativo, dal raggiungimento di adeguate performance in termini di accuratezza della stampa, ma anche dalle disponibilità materiali. A dispetto dell'ampio numero di review condotte recentemente in letteratura esistono pochi studi che definiscano le caratteristiche e proprietà che i materiali 3D devono rispettare in tale settore.

La produzione di dime chirurgiche, modelli diagnostici e splint occlusali è una realtà già ampiamente diffusa, tuttavia l'obiettivo è quello di arrivare ad ottenere stampanti con precisione adatta al posizionamento dei manufatti nel cavo orale in maniera definitiva con materiali contraddistinti da caratteristiche meccaniche e biologiche adeguate all'utilizzo sull'uomo.

A differenza dei sistemi sottrattivi quelli additivi risparmiano materiale e possono riprodurre geometrie molto più complesse, infatti, da un

punto di vista ingegneristico, i processi additivi hanno tutto il potenziale di superare i limiti della stampa sottrattiva (94).

Esistono diverse tecnologie per la stampa tridimensionale e la classificazione risulta essere parecchio complessa per cui semplicisticamente è possibile individuare quattro principali categorie sulla base del tipo di sistema produttivo: stampa per estrusione, stampa a getto, sinterizzazione/fusione laser e stereolitografia.

I sistemi ad oggi disponibili per la stampa 3D in campo odontoiatrico sono:

- Fused Filament Fabrication;
- Stereolitografia;
- Digital Light Processing;
- Selective Laser Sintering;
- Material Jetting / Photopolymer Jetting.

Fused Deposition Modeling (FDM o Fused Filament Fabrication FFF)

Stratificazione di un polimero termoplastico estruso attraverso un ugello per la produzione dell'oggetto tridimensionale; adatta a materiali a bassa viscosità e termoplastici, poco costosa e relativamente veloce, la precisione può raggiungere le poche decine di micron.

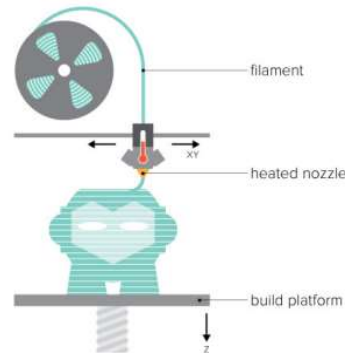


Fig. 1 Modello FDM

Stereolitografia (SLA)

Prima tecnica di manifattura additiva, utilizza un raggio laser per polimerizzare in maniera precisa la resina contenuta sul livello di stampa, strato dopo strato. La precisione di stampa è elevata e risulta essere estremamente versatile in termini di materiali; permette la realizzazione di protesi, provvisori, guide chirurgiche ed altro ancora.

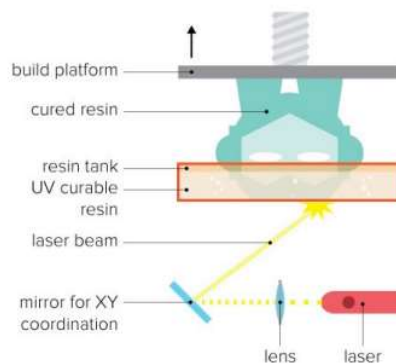


Fig. 2 Modello SLA

Digital Light Processing (DLP)

Anche in questo caso si assiste ad una polimerizzazione per strati successivi, ma invece che un laser vengono utilizzati dei Digital Micromirror Device per creare una maschera di polimerizzazione che realizza l'intero layer in un unico tempo. Tecnica particolarmente veloce e con risoluzione comparabile a quella della SLA. Evoluzione recente della DLP è la CLIP, ideata dalla Carbon Inc., che permette la produzione rapida di strutture ad alta risoluzione.

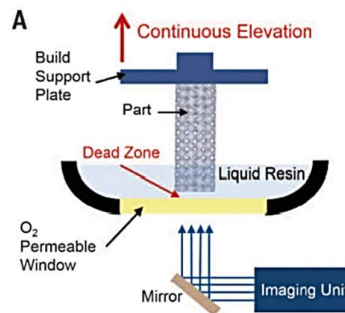


Fig. 3 Modello DLP

Selective Laser Sintering (SLS)

Un laser sinterizza particelle di polimeri, metalli e ceramiche. La risoluzione anche in questo caso si attesta sulla decina di micron, trovando ampie applicazioni in campo odontoiatrico per la stampa di guide, modelli, ma anche dispositivi protesici ed implantari.

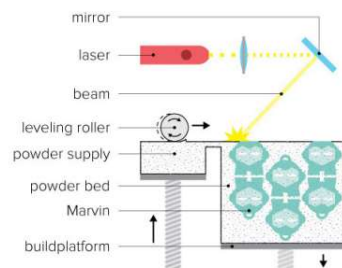


Fig. 4 Modello SLS

Material jetting (InkJet-PolyJet)

Una testina mobile sul piano di stampa deposita materiale che viene successivamente fotopolimerizzato con un raggio UV. Poiché è possibile stampare in contemporanea diversi materiali, permette la realizzazione di dispositivi con caratteristiche meccaniche e cromatiche non uniformi, inoltre la stampa è molto precisa (circa 20 micron).

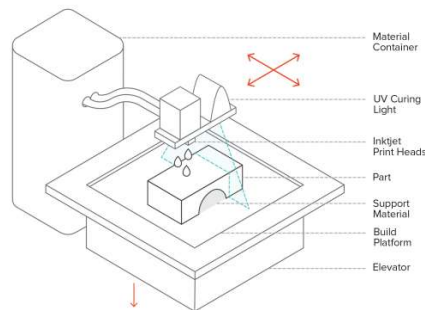


Fig. 5 Modello material jetting

Le immagini sono state prese da Workflow Open-Source per l'utilizzo della Stampa 3D in Ambito Odontoiatrico.

Le caratteristiche di una stampante

Le caratteristiche principali di una stampante sono l'accuratezza, la velocità di stampa e la facilità di utilizzo e manutenzione.

L'accuratezza della stampa tridimensionale dipende da numerosissimi fattori: orientamento della stampa dell'oggetto, colore delle resine, tipologia di resina e tecnologia di stampa stessa. L'accuratezza è stata dimostrata variare anche all'interno del singolo campione preso in analisi (95).

Bisognerebbe dunque indagare singolarmente le diverse tipologie di stampanti disponibili sul mercato insieme alle diverse resine per capire quali performino meglio delle altre.

In un'indagine sono stati messi a confronto delle corone realizzate mediante stampa 3D con tecnologia stereolitografica con una resina composita micro-riempita della Temporis e delle corone fresate con CNC a 5 assi realizzare in resina a base di PMMA della Polycon. Sono stati analizzati marginal ed internal fit mediante micro-CT e si è osservato che i campioni stampati presentavano dei gap inferiori rispetto alle corone fresate, entrambi i sistemi produttivi comunque rispettavano i valori di precisione clinicamente accettabili (96).

3.5. I materiali

In passato si utilizzavano esclusivamente i metalli, poi sostituiti dalle ceramiche e dai materiali compositi. L'oro in particolare era il materiale d'elezione, poi sostituito dalla ceramica che offriva buone proprietà meccaniche associate ad un'eccezionale resa estetica. Lo spessore minimo per lavorazione ed applicazione della ceramica deve essere di 1,5 mm e l'adesione fa esclusivamente affidamento sul legame adesivo che condiziona enormemente la preparazione dell'elemento dentale anche in termini di profondità ed inclinazione delle pareti. In alternativa è possibile realizzare gli intarsi inlay in composito, più economici, con buone resa estetica e proprietà meccaniche, godono del grande vantaggio di essere facilmente riparabili (99–101). La qualità complessiva generalmente risulta essere inferiore rispetto a quelli in ceramica anche se presentano caratteristiche migliori rispetto a quelli utilizzati alla poltrona (maggiore resistenza all'usura e alla frattura).

L'applicazione dei flussi digitali sta dando nuovo impulso all'industria dei materiali in quanto vengono sviluppate nuove soluzioni soddisfare le esigenze di accuratezza di stampa (che dipende anche dal materiale utilizzato), proprietà meccaniche adeguate ai carichi masticatori, ottima resa estetica e biocompatibilità dei prodotti.

Materiali per la stampa 3D additiva

Si tratta di un campo ancora in fermento che vedo lo sviluppo di nuovi materiali ad una velocità impressionante.

Ciascuna tecnica di stampa tridimensionale può stampare con determinati materiali, ed al momento in commercio si distinguono le seguenti soluzioni:

- Polimeri termoplastici;
- Ceramiche;
- Metalli;
- Resine.

Polimeri termoplastici

I materiali più frequentemente utilizzati sono i polimeri. La fotopolimerizzazione è una delle tecniche che meglio si adatta alla realizzazione di manufatti protesici poiché garantisce una superficie liscia, un forte legame chimico, delle proprietà meccaniche adeguate ed una risoluzione elevata. I polimeri termoplastici sono i biomateriali più utilizzati per la stampa dentale.

I polimeri sono delle macromolecole, ossia delle molecole dall'elevato peso molecolare costituite da un'unità ripetitiva unita a catena mediante legami di tipo covalente e si distinguono in termoplastici, termoindurenti ed elastomeri.

Quelli utilizzati per la stampa tridimensionale in odontoiatria sono i polimeri termoplastici e sono caratterizzati dalla presenza di catene polimeriche lineari o poco ramificate (non reticolate) che quindi raggiungo uno stato viscoso utile alla deformazione con limitati aumenti di temperatura.

Tra questi materiali citiamo il polietilene (PE), il polipropilene (PP), il PLA e ABS (acrilonitrile butadiene stirene). Grazie alle proprietà di non-tossicità nel cavo orale del PLA questo rappresenta una delle soluzioni maggiormente applicate.

I polimeri con un alto punto di fusione come, ad esempio, il polimetilmetacrilato (PMMA) e il polietere etere chetone (PEEK) sono stati recentemente introdotti nella produzione di stampe dentali, tuttavia Schönhoff et al. hanno evidenziato i limiti delle loro proprietà meccaniche suggerendo il polifenilensolfone (PPSU) quale ottima alternativa.

Le ceramiche

Le ceramiche sono un materiale inorganico non metallico duttile allo stato naturale e rigido dopo la cottura, composte di argilla, feldspato e quarzo (il caolino viene tendenzialmente eliminato per garantire la migliore resa estetica). In ambiente odontoiatrico distinguiamo le ceramiche in vetrose, policristalline ed a matrice resinosa.

Le ceramiche vetrose includono le feldspatiche, la leucite ed il disilicato di litio. Le cristalline invece presentano un reticolo di cristalli, ossia atomi disposti in maniera geometrica con ripetizione costante, ed includono l'allumina, la zirconia e le loro combinazioni. Le ceramiche a matrice resinosa invece sono dei composti con una base di polimeri e disperse particelle di ceramica.

Le ceramiche a confronto con i polimeri sono più difficilmente impiegate nella stampa tridimensionale, utilizzate con le tecniche SLA e SLS, poco diffuse a causa dei limiti del processo produttivo che realizza manufatti porosi ed a bassa risoluzione.

I metalli

I metalli invece vengono impiegati nella tecnica di laser sintering per la fabbricazione di dispositivi dentali. In analogia con le ceramiche la produzione di dispositivi metallici pecca di porosità e definizione. I materiali che vengono impiegati sono il titanio e la lega cromo-cobalto.

I compositi

Materiali eterogenei cioè costituiti da due o più fasi con proprietà fisiche differenti la cui combinazione determina proprietà molto migliori di quelle dei costituenti. Si distinguono una matrice ed un rinforzo: l'insieme costituisce un prodotto con proprietà meccaniche elevate.

La matrice è costituita da una fase continua omogenea che ha il compito di racchiudere il rinforzo e garantirne coesione e adeguata dispersione. A seconda della natura della matrice si distinguono varie categorie: compositi a matrice polimerica, a matrice metallica e a matrice ceramica.

Il rinforzo invece è la fase dispersa ed ha il compito di assicurare rigidità e resistenza meccanica assumendo su di sé la maggior parte del carico esterno. A seconda del tipo di rinforzo si distinguono: particellari, rinforzati con fibre e compositi strutturati.

I materiali compositi sono un'ottima soluzione in particolare per la realizzazione di protesi fisse definitive in quanto dimostrano aumentate proprietà di resistenza, durabilità ed estetica (102).

Tutti questi materiali una volta immessi in commercio vengono presi e valutati da parte della ricerca scientifica che deve andare ad indagarne

l'eventuale tossicità, la precisione della stampa, la stabilità dimensionale e le proprietà meccaniche.

Al giorno d'oggi esistono solo limitate opzioni in termini di materiali compositi stampabili in 3D per la realizzazione di protesi fisse definitive realizzate per i sistemi additivi in particolare si riportano alcuni esempi:

- Irix Max: materiale ibrido composito (con particelle di ceramica) ad elevata resistenza meccanica per restauri definitivi estetici e traslucenti. Materiale rivoluzionario biocompatibile per la produzione di restauri definitivi estetici che spiccano per la loro traslucenza, elevata resistenza e fitting preciso. Permetta la realizzazione di intarsi, faccette, corone singole e ponti fino a 3 elementi. Da utilizzarsi con stampa 3D stereolitografica.
- Irix Plus: composito ibrido per restauri definitivi. Alte proprietà elastiche e biocompatibile. Da utilizzarsi con stampa 3D stereolitografica.
- Permanent Crown Resin: restauri resistenti adatti all'applicazione a lungo termine con aderenza precisa ed accurata, disponibile in 4 tonalità VITA della Formlabs Inc.
- VarseoSmile Crown Plus: materiale ibrido micro-riempito in ceramica per la stampa 3D soluzioni protesiche (corone, inlay, veneer o veneer su metallo).
- Crowntec della Yndetech: resina composita per la realizzazione di restauri permanenti biocompatibili.

Poiché è anche sulla base delle caratteristiche merceologiche di tali resine che si basa il successo clinico dei manufatti protesici risulta fondamentale una loro accurata valutazione.

In alcuni studi precedenti sono state prese in considerazione resistenza alla frattura ed altre caratteristiche micromeccaniche (103–106), tuttavia un altro aspetto cruciale è rappresentato dal fit protesico (107) correlato a sua volta alla trueness (accuratezza dimensionale) (108), un preciso adattamento garantisce minimi strati di cemento (109) e previene i microleakage che possono determinare il fallimento della ricostruzione protesica (110,111).

Ecco perché in questo lavoro andremo ad indagare marginal ed internal fit applicato alla realizzazione degli inlay.

Fino ad oggi i materiali per la lavorazione CAD-CAM erano disponibili solo per i processi di lavorazione sottrattivi, materiali che comunque avevano dimostrato proprietà superiori rispetto ai compositi diretti (112,113), anche utilizzati per il ripristino definitivo degli elementi. I prodotti compositi per la lavorazione CAD-CAM sono realizzati in una matrice polimerica composita con un filler di particelle di ceramica immerse: la composizione e le percentuali variano ampiamente tra i diversi materiali e questo potrebbe spiegarne le diverse caratteristiche meccaniche (100,114).

3.6. La cementazione

La cementazione del manufatto protesico rappresenta il passaggio conclusivo della riabilitazione dell'elemento.

La funzione dei cementi è quella di stabilire, mantenere ed eventualmente aumentare la ritenzione del restauro con l'elemento dentario. Il cemento andrà ad occupare lo spazio esistente tra i due elementi, instaurando un'interfaccia complessa protesi-cemento e cemento-dente. Il compito del cemento risulta particolarmente arduo se consideriamo che esso rappresenta l'anello di connessione fra due unità molto diverse, non solo nella composizione, ma soprattutto nelle proprietà meccaniche di rigidità, bagnabilità, chimica e direzione di movimento.

I cementi idealmente dovrebbero soddisfare notevoli proprietà: dal punto di vista biologico, meccanico ed alle volte anche estetico. Dovrebbero essere atossici, non compromettere la salute pulpare, aumentare la cario-resistenza all'interfaccia, avere elevata resistenza alla compressione, essere maneggevoli, poco o nulla solubili e sviluppare un'adesione chimica al dente (non esistono sottosquadri ritentivi).

Il termine cemento venne originariamente utilizzato in odontoiatria per indicare quei materiali da restauro o cementazione costituiti di una polvere e di un liquido, solo anni più tardi sono arrivati sul mercato composti pasta-pasta. Dal punto di vista chimico si possono distinguere cementi acido-base che conducono alla formazione di sali ed altri che invece si avvalgono della polimerizzazione di macromolecole organiche. Tutti i cementi, ad eccezione delle resine composite e dei

compomeri, ricadono nella prima categoria e vengono definiti “tradizionali”.

La classificazione più pratica dei cementi permette di suddividerli in adesivi o meno. I cementi non adesivi (ad esempio ossifosfato di zinco, poliacarbossilati, ossido di zinco ed eugenolo) non hanno alcuna capacità adesiva nei confronti di smalto e dentina, mentre quelli adesivi, al contrario, possono legarsi intrinsecamente ai tessuti duri per mezzo di uno scambio ionico, instaurando un’adesione unicamente chimica (quali ad esempio i cementi vetroionomerici e vetroionomeri modificati con resina), o ancora sfruttare un’interconnessione micromeccanica basata sul condizionamento del substrato dentale, come i cementi compositi resinosi.

I cementi non adesivi hanno un utilizzo ormai limitato a protesi con elevata ritenzione legata alla frizione intrinseca del manufatto come, ad esempio, corone in metallo ceramica. Le caratteristiche della preparazione dentale sono infatti un elemento discriminante nella scelta del cemento; infatti, quanto il moncone possiede un’altezza verticale di almeno 3 mm, un angolo di convergenza tra i 4-10 gradi ed una rifinitura a grana grossa/media l’utilizzo di un cemento tradizionale può essere una valida soluzione, diversamente qualora non si possano incorporare caratteristiche di macro-ritenzione primaria (scanalature, pozzetti, ecc.) la scelta ricade su cementi compositi per sfruttare il legame adesivo ai tessuti duri.

I cementi compositi resinosi sono costituiti da monomeri polifunzionali basati sul dimetacrilato, come ad esempio il Bis-GMA e/o uretan dimetacrilato, ed inoltre contengono un riempitivo inorganico di vetro fine, silice colloidale o ceramica. Una composizione analoga a quella

dei materiali compositi impiegati per la conservativa diretta, differiscono per prevalenza della componente resinosa fluida piuttosto che quella del riempitivo inorganico solido. Possono indurirsi o mediante fotopolimerizzazione, o autopolimerizzazione o ancora con meccanismo duale.

Indipendentemente dalla tipologia di protesi impiegata nella riabilitazione, i cementi compositi presentano caratteristiche favorevoli in numerose condizioni cliniche: dai livelli di solubilità ($<1 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) sono inferiori a quelli dei compositi non adesivi riducendo notevolmente le probabilità di micro-infiltrazione e quindi lo sviluppo di carie secondarie. Ovviamente tale elemento riveste un ruolo ancor più rilevante qualora l'adattamento marginale del restauro non fosse eccellente, inoltre sono a disposizione numerose colorazioni per un'ottima resa estetica anche in questi casi critici.

Sicuramente uno degli svantaggi è legato alla necessaria manipolazione di questi cementi in campo rigorosamente asciutto e ben controllato.

Il composito si lega ai tessuti duri dentali tramite un sistema adesivo smalto-dentinale a base prevalentemente resinosa. I primi studi sull'adesione risalgono al 1955 quando Buonocore dimostrò che la mordenzatura acida dello smalto con acido ortofosforico permetteva la dissoluzione della componente minerale determinando la formazione di microporosità. La resina, applicata su tale superficie, era in grado di insinuarsi e diffondere per capillarità all'interno delle porosità formando uno strato smalto-resinoso interconnesso. Questa tipologia di legame è ad oggi la più affidabile. Il legame adesivo dei materiali compositi con la dentina invece viene considerato meno affidabile in quanto in seguito alla strumentazione dentinale si determina la

formazione di uno strato superficiale di detriti (smear layer) composto di materiale organico ed inorganico che risulta essere tenacemente adeso alla superficie. Si sono sviluppati due approcci differenti per il trattamento di tale superficie: il primo prevede una rimozione completa dello stesso mediante passaggi separati di mordenzatura acida e successivo risciacquo (total etch), il secondo invece prevede una unificazione dei passaggi di mordenzatura e primer (self etch) in cui si incorpora lo smear layer nell'interfaccia adesiva.

In entrambe le metodiche l'adesione è di natura micromeccanica basata sulla creazione di una zona di interdigitazione tra il sistema adesivo e la dentina chiamata "strato ibrido". In presenza di restauri protesici interamente in composito (corone, intarsi, faccette) la possibilità di ottenere un monoblocco funzionale, grazie all'impiego di materiali con caratteristiche fisico-meccaniche (in particolare in termini di elasticità) analoghe suggerisce ovviamente l'impiego di cemento composito.

Per quanto concerne la tipologia di polimerizzazione sicuramente è da preferirsi una polimerizzazione duale, in quanto lo spessore dell'intarsio stesso non garantisce un passaggio sufficiente di luce in profondità con la garanzia di una completa polimerizzazione grazie alla componente autopolimerizzante. L'uso di un sistema adesivo a 3 passaggi (mordenzatura, primer, resina composita adesiva) rispetto agli altri sistemi a due o un passaggio non presenta interferenze nella polimerizzazione dei cementi duali che invece possono osservarsi nei sistemi adesivi semplificati. Inoltre, i sistemi adesivi semplificati, soffrono di idrofilicità che consente il flusso di acqua attraverso lo strato ibrido: gocce derivate dai fluidi dentinali possono accumularsi all'interfaccia con il dente portando al fallimento del legame. Un'ulteriore problematica che affligge i cementi compositi è

l'intrappolamento, conseguente alla miscelazione o posizionamento, di bolle d'aria o vuoti che agiscono come loci di concentrazione degli stress tensivi e compressivi del materiale potendo causare fratture ma non solo, in quanto l'ossigeno ivi contenuto può inibire la polimerizzazione. La riduzione di tale aspetto si osserva attraverso meccanismi di auto-miscelazione permessi da puntali appositi apposti direttamente sulla superficie di nostro interesse.

Protocollo operativo per l'applicazione degli intarsi

1. Accurata pulizia del dente dai residui del provvisorio;
2. Prova estetica e di precisione del manufatto;
3. Preparazione della superficie interna del manufatto: nel caso di un intarsio in materiale composito si procede alla microsabbatura dello stesso e applicazione di uno strato adesivo.
4. Isolamento del campo operatorio per mezzo di diga;
5. Adesione dente-restauro: viene consigliato di sigillare immediatamente la dentina dopo le fasi preparatorie (immediate dentinal sealing) in modo tale da proteggerla e sfruttare il miglior substrato adesivo in quanto incontaminato. Questo garantisce inoltre minor sensibilità dentinale per il paziente e permette di offrire al sistema adesivo il tempo necessario per una completa polimerizzazione in assenza di forze interferenti esogene, che invece si manifesterebbero qualora si decidesse di apporre contemporaneamente adesivo e cemento. Considerando la potenziale esposizione dell'adesivo polimerizzato ai fluidi del cavo orale e al fenomeno di assorbimento degli stessi, è prudente ridurre la durata di utilizzo del provvisorio al massimo ad un paio di settimane. Dopo l'immediata dentin sealing nell'appuntamento successivo la superficie dentinale ibridizzata

deve essere riattivata, ossia irruvidita mediante microsabbiatrica. A questo punto la superficie dentale può essere trattata come se si avesse a che fare esclusivamente con smalto, quindi con una mordenzatura di 30 secondi, risciacquo, asciugatura e apposizione dell'adesivo. Il precuring non è necessario e si può quindi attuare la polimerizzazione simultanea con il cemento composito sovrastante.

6. L'intarsio essendo un restauro non traslucido di elevato spessore richiede l'impiego di cementi duali, da irradiare con lampada fotopolimerizzatrice per massimizzare le proprietà meccaniche e adesive. Il cemento viene spalmato sulla superficie interna del restauro e sulla preparazione, poi si applica il manufatto in sede esercitando una pressione crescente per far fluire all'esterno le eccedenze. Maggiore la pressione, migliore la cementazione.
7. Rimozione delle eccedenze: da rimuoversi con cura, mantenendo al contempo il manufatto in posizione. Si tratta di una fase delicata che deve necessariamente determinare l'accurata rimozione di tutti gli eccessi, diversamente si potrebbe arrivare a determinare anche un'irritazione cronica dei tessuti molli.
8. Dopo la rimozione degli eccessi si procede con la polimerizzazione, rifinitura e lucidatura del restauro.

SCOPO

L'applicazione di flussi digitali integrali negli ambienti clinici risulta essere una pratica ancora poco diffusa a causa della reticenza che permea gli ambienti di lavoro sempre molto restii ad introdurre nuove tecnologie nei protocolli lavorativi non tanto per una questione prettamente economica, ma piuttosto per il radicale cambio di paradigma che questi nuovi approcci richiederebbero a livello ambulatoriale ed organizzativo. È richiesto un importante investimento iniziale di risorse ed energie per acquisire confidenza con le nuove strumentazioni e le ripercussioni che queste hanno a livello della pratica ambulatoriale, tuttavia, i benefici sono così numerosi da giustificare questo notevolissimo sforzo.

Si tratta di realtà che si stanno imponendo solo recentemente nel panorama lavorativo e dunque ci si chiede se questi moderni approcci possano rappresentare delle soluzioni clinicamente valide in grado di rispettare le stringenti esigenze biomeccaniche per l'applicazione di prodotti a livello del cavo orale.

Nello specifico con questo lavoro di tesi andremo a valutare l'esattezza (*trueness*) delle stampanti 3D con tecnologia additiva nel riprodurre intarsi inlay realizzati integralmente mediante flusso digitale. La valutazione in particolare sarà focalizzata su internal e marginal fit, due dei fattori più importanti per il successo delle riabilitazioni conservativo-protetiche (115,116).

Un'elevata discrepanza marginale, superiore a 100 micron, si correla con un aumento dell'esposizione del sistema adesivo o del cemento determinando un aumento del tasso di dissoluzione dello stesso

(Leinfelder et al. (117)) a causa dell'interazione con i fluidi orali e le particelle di cibo (O'Neal et al. (118)), causando un aumento del rischio di ritenzione della placca, carie, patologia pulpare, infiammazione gengivale, comparsa di micro-leakage a livello marginale delle ricostruzioni e/o della struttura dentale (119,120). Una revisione ha dimostrato un aumento nell'usura del cemento di 5-10 volte quando il gap passa da 50 micron a 150 ed ha concluso che un marginal fit adeguato può effettivamente ridurre l'usura dei cementi in condizioni cliniche (61).

Quindi nonostante nel 1966 il dott. Christensen in uno studio sull'adattamento marginale degli inlay in oro suggerisse come successo clinico il raggiungimento di un gap compreso tra i 25-40 micron (121) la maggior parte dei clinici concorda nello stabilire che il gap non dovrebbe essere maggiore di 100 micron come dimostrato da Chiu et al. (122) ed in numerose altre ricerche (123–125).

L'internal fit è un altro parametro fondamentale per la stabilità a lungo termine delle ricostruzioni in ceramica (126). Lo spessore dello strato di cemento, riflesso dell'internal fit, come anche la composizione chimica dell'adesivo e il modulo di elasticità del cemento utilizzato, sono tutti fattori che influenzano il tasso di fallimento delle ricostruzioni protesiche (127–129).

I fallimenti, sia nelle ricostruzioni complete che parziali, sono correlati a fratture/chipping, complicanze endodontiche, carie secondaria, perdita di adesione o ancora forte pigmentazione del margine della ricostruzione (130).

MATERIALI E METODI

La sperimentazione si struttura partendo da 10 elementi dentali cariati per il ripristino dei quali si è allestito un flusso di lavoro integralmente digitale: la raccolta delle impronte è stata effettuata mediante lo scanner intraorale “Aoralscan 3” della Shining 3D, la progettazione e successiva analisi degli inlay invece è stata effettuata mediante il software “Medit Link” v3.0.6 ed infine la stampa dei manufatti è stata realizzata in “VarseoSmile Crown plus”, resina micro-riempita in ceramica prodotta dalla BEGO, stampata mediante processo produttivo additivo con la “AccuFab D1s” della Shining 3D.

L’Aoralscan 3 è uno scanner intraorale realizzato dalla Shinin 3D Tech Co., Ltd. rilasciato il 12 settembre del 2021. Si tratta di uno scanner intraorale non a contatto e senza polvere che sfrutta la tecnologia a luce strutturata per l’acquisizione delle immagini con un FOV di 16x12 mm. Le dimensioni del dispositivo sono 281 mm x 33 mm x 46 mm con un peso di 240 g. Gli output disponibili sono i generici aperti STL, PLY e OBJ permettendo, con questi ultimi due, anche l’acquisizione e condivisione dei colori rilevati durante la scansione.

Gli scanner 3D a luce strutturata sono dei sistemi di scansione tridimensionale che permettono la digitalizzazione degli oggetti ricostruendone la geometria attraverso la proiezione di pattern luminosi codificati. I pattern di luce strutturata possono essere costituiti o da frange codificate o punti proiettati in maniera casuale o ancora secondo schemi predefiniti. La telecamera dell’Aoralscan 3 rileva con una velocità di 12 frame al secondo in che modo la luce strutturata si deforma quando interagisce con la superficie dell’oggetto da

scansionare. I dati vengono acquisiti e ad ogni punto affidate delle coordinate 3D (x, y, z) che poi vengono rielaborate attraverso algoritmi di triangolazione al fine di ricostruire la superficie dell'oggetto.

In uno studio di Borodina I. et al. (131) è stato dimostrato come l'Aoralscan 3 rappresenti la miglior soluzione in ambiente chirurgico, ortodontico e protesico nella sua fascia di prezzo avendo ottenuto un errore medio di $42,08 \pm 18,34$ micron, con un'accuratezza in arcata di 65 micron ed una discrepanza nell'area frontale ed oclusale rispettivamente di 33 e 55.1 micron.

L'Aoralscan 3 è stato inoltre utilizzato in un altro articolo pubblicato sul Journal Of Orofacial and Health Science nel luglio del 2022 dove è stato impiegato con successo per la realizzazione di un perno-moncone con flusso digitale (132).

Gli elementi dentali presentavano lesioni cariose o otturazioni infiltrate in composito o amalgama di dimensioni considerevoli al punto tale da richiedere l'utilizzo di una ricostruzione indiretta per garantirne un'adeguata sopravvivenza ed un ottimo ripristino delle superfici oclusali ed interprossimali.

Una volta rimossa la lesione cariosa o l'otturazione infiltrata si è proceduto con una preparazione minimamente invasiva dell'elemento al fine di rispettare i principi per l'applicazione degli intarsi ed ottenere ottime scansioni e stampa degli stessi, eliminando le zone spigolose ed i sottosquadri eventualmente presenti, senza dimenticare la necessità di abbattere le cuspidi non sostenute.

Successivamente si è proceduto con la scansione degli elementi preparati che è stata poi inviata ad un odontotecnico specializzato che si è occupato dell'allestimento del progetto dell'inlay. Una volta

realizzato virtualmente l'intarsio questo è stato inviato alla stampante che lo ha riprodotto.

Per la stampa degli inlay è stata utilizzata la resina VarseoSmile Crown plus della BEGO, la prima resina ibrida micro-riempita al mondo per la stampa 3D DLP di restauri definitivi (corone, inlay, faccette...). Si tratta di una resina ibrida che permette di scegliere fra sette diverse colorazioni della scala VITA.

Le caratteristiche tecniche di tale prodotto sono:

- Densità 1,4-1,5 g/cm³;
- Viscosità 2.500-6.000 mPa s;
- Resistenza alla flessione di 116-150 Mpa;
- Modulo di elasticità di 4.090 Mpa.
- Durezza \geq 90 Shore;
- Solubilità in acqua $<$ 1 μ g/mm³;
- Assorbimento d'acqua $<$ 12 μ g/mm³;
- Spessore minimo di 50 μ m ed una lunghezza d'onda per la fotopolimerizzazione compresa tra 385 e 405 nm.

Tale resina ha dimostrato in numerosi test ottime proprietà di resistenza nel cavo orale quali elevati carichi di rottura, sia al momento dell'applicazione che dopo simulazione di 10 anni di esercizio, ottima refrattarietà all'abrasione senza incremento della rugosità superficiale oltre il limite clinico di 0,2 micron Ra ed inoltre ha dimostrato ottima adesione con compositi e resine sigillanti che ne garantiscono riparabilità e personalizzazione rispettando ovviamente le indicazioni d'utilizzo di questi ultimi.

È realizzata con prodotti di esterificazione del 4,4'-isopropilidendifenolo, etossilato, acido 2-metilprop-2-enoico, vetro

dentale silanizzato e formato di metilbenzoile, difenile (2,4,6-trimetilbenzoile).

La proporzione totale dei riempitivi inorganici (dimensione delle particelle 0,7 μm) è del 30–50 % in massa. Sono state dimostrate biocompatibilità e assenza di citotossicità per tale prodotto.

Per ottenere il miglior risultato possibile viene consigliato all'operatore di realizzare dei margini preparatori ben visibili, pareti dallo spessore minimo di 1 mm e preparazioni a chamfer o spalla, prestando attenzione a non lasciare angoli o spigoli affilati al fine di evitare picchi di tensione nel materiale. Tali indicazioni coincidono anche con le richieste preparatorie per ottenere una perfetta scansione intraorale.

La cementazione di tali restauri può essere realizzata mediante cementi autoadesivi (ad esempio RelyX Unicem, 3M Espe...) o cementi con primer (Monobond Plus, Panavia V5...).

La stampante utilizzata è stata l'AccuFab D1s della SHINING 3D: stampante 3D DLP proposta sul mercato per la prima volta nel 2018 in grado di stampare materiali resinosi con un'accuratezza di stampa di ± 35 micron e spessore degli strati di 25-50-100 micron in un sistema aperto. Si tratta di una stampante che sfrutta una sorgente luminosa Full HD a 1080p a raggi UV LED con una lunghezza d'onda di 405 nm e potenza di 30 mw/cm^2 .

La stampa DLP prevede l'utilizzo di un proiettore digitale che genera un fascio luminoso nello spettro degli ultravioletti. Una singola proiezione luminosa colpisce l'intero piatto della resina. Il cuore di questo processo è il DMD, Digital Micromirror Device, collocato tra il proiettore e la resina: diversi specchi microscopici controllati ed attivati individualmente riflettono la luce verso la resina polimerizzandola

riproducendo il modello desiderato. È un processo più rapido rispetto a quello della stereolitografia poiché non lavora punto per punto, ma piuttosto polimerizza interi slice alla volta, indi per cui sulla velocità di stampa influiscono solo l'altezza dell'oggetto e la risoluzione selezionata: nello specifico lo spessore del layer è stato impostato a 50 micron, come da indicazioni del produttore della resina.

I connettori di stampa sono stati lasciati come progettati automaticamente dal software di stampa ed eventualmente rimossi manualmente nel caso in cui fossero a livello della superficie interna così da non interferire nella precisione di stampa della superficie oggetto del nostro studio. Dopo la stampa i connettori sono stati separati e l'intarsio è stato scansionato sulla superficie interna, quella rivolta verso la preparazione dell'elemento dentario, e parte della restante tenendolo in posizione mediante l'ausilio di un microbrush che ci ha permesso di scansionare il manufatto senza inserire all'interno distorsioni dovute ad elementi di supporto. Il numero di inlay da prendere in esame è stato ottenuto da altri studi che hanno effettuato lavori comparabili (133,134).

A questo punto è stato creato un nuovo caso per ciascun paziente all'interno del programma Medit Link (fig. 6) e per ciascuno sono stati importati all'interno della libreria i rispettivi file STL di progetto dell'inlay e scansione dello stesso. Tali due file permettono mediante una loro analisi dimensionale di valutare la *trueness* della stampante.

Il programma utilizzato per l'analisi quantitativa della deviazione tra le due *mesh* STL è stato Medit Link un programma software di Medit nato per la modellazione digitale in ambiente odontoiatrico, che permette di

valutare la discrepanza tra due scansioni matchandole nell'ambiente virtuale grazie all'estensione Medit Crown Design.

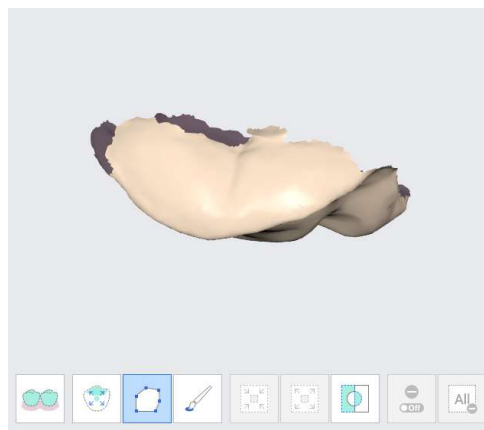


Fig. 6 Scansione superficie interna dell'inlay

Una volta importate le scansioni i file STL sono stati “puliti” (fig. 7) eliminando le porzioni non di nostro interesse mediante i tool di ritaglio a disposizione all'interno del software preservando esclusivamente la superficie rivolta verso l'elemento dentario preparato.

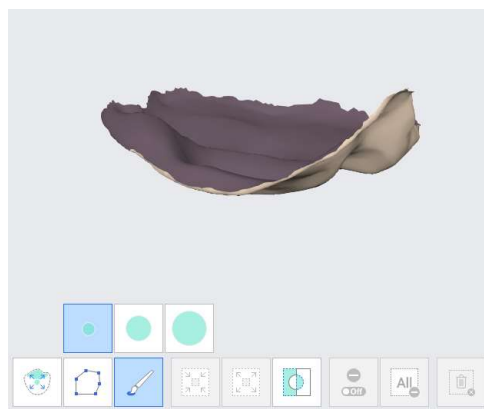


Fig. 7 Superficie interna ritagliata

Una volta rifinite le scansioni queste sono state importate all'interno dell'estensione Medit Link Design, software dedicato all'analisi dimensionale dei file STL.

All'interno di questo programma esiste una sezione chiamata “Modalità di allineamento dei dati” che permette di ottenere il cosiddetto “*Best Fit Alignment*” tra due file STL, che nel nostro caso saranno il progetto dell'odontotecnico e la scansione dell'inlay stampato (fig. 8-9). Il *best fit alignment* è basato su un algoritmo iterativo in grado allineare le scansioni minimizzando la distanza tra le *mesh* per ciascun punto.

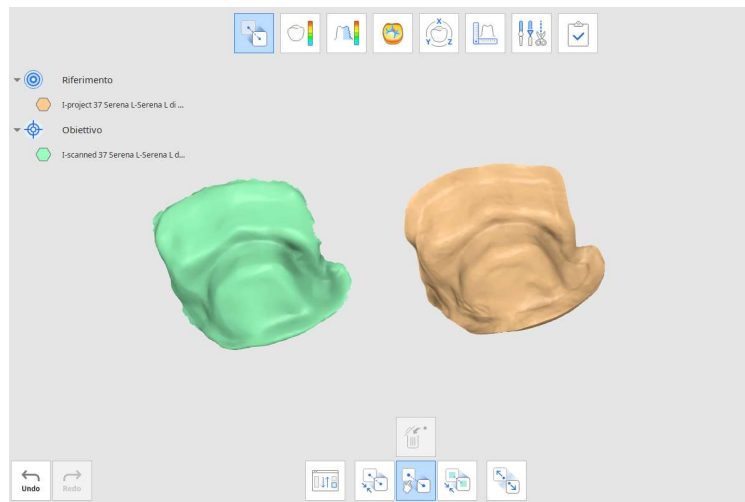


Fig. 8 Confronto progetto inlay e scansione inlay

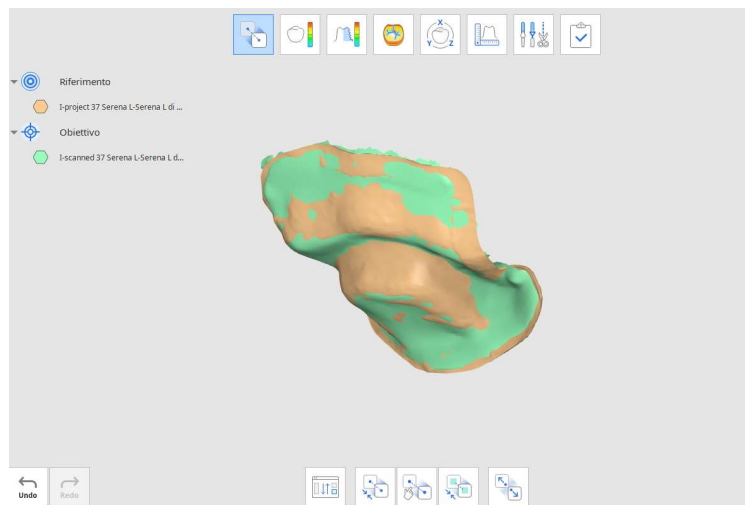


Fig. 9 Matching dei file DCM

Dopo l'allineamento delle *mesh* è stato possibile ritagliare con maggior dettaglio la superficie interna di nostro interesse per l'analisi di internal e marginal fit.

Dopo tale operazione è stato selezionato in toto il file STL della scansione dell'inlay e duplicato in sequenza due volte in modo tale da avere due file separati per l'analisi di internal e marginal fit.

Sono stati selezionati entrambi i duplicati integralmente e mediante un tool specifico è stata ridotta l'area di selezione in maniera automatica lungo tutto il perimetro dei file in modo tale da selezionare esclusivamente la superficie interna per poi andarla ad eliminare nella prima scansione (quella dedicata all'analisi del marginal fit) ed invece invertire la selezione nella seconda così da eliminare la porzione marginale e poter analizzare la superficie interna (fig. 10).

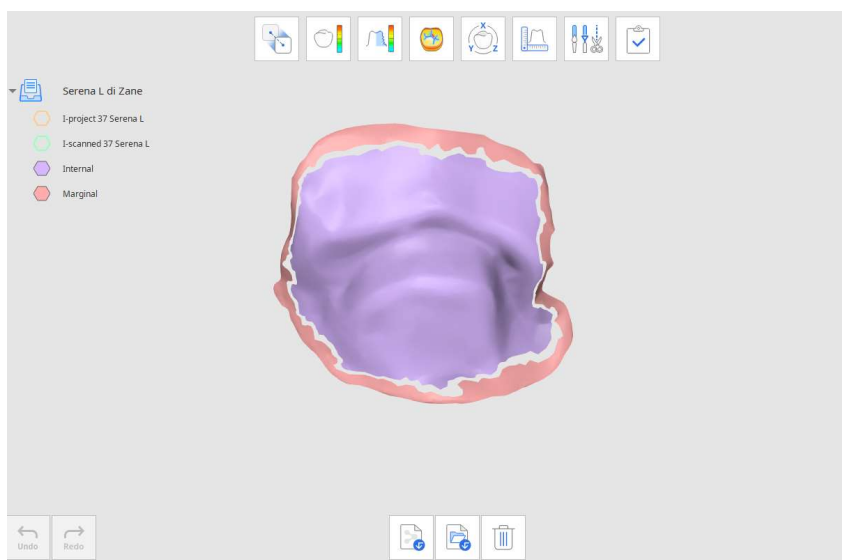


Fig. 10 Ritaglio superficie marginale ed interna

A questo punto è stato possibile ricorrere alla funzione “Modalità di visualizzazione delle deviazioni” dell’estensione Design (fig. 11) che permette di analizzare la deviazione sussistente i file STL marginale ed interno (indicati come obiettivi) rispetto al progetto (indicato come riferimento).

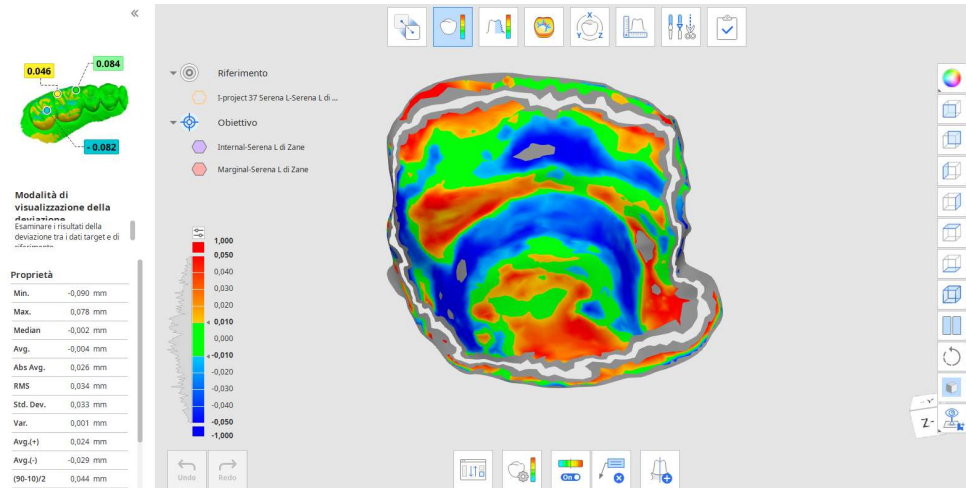


Fig. 11 Analisi della deviazione

In risposta viene generata una mappa a colori che rappresenta la deviazione generata con i valori critici massimi e minimi settati a +50 micron e -50 micron e il set di tolleranza impostato a ± 10 micron come effettuato in un precedente studio (107). La risoluzione viene impostata alla massima resa possibile. Con i colori caldi sono indicati gli eccessi di materiale, dal giallo al rosso la deviazione è crescente, mentre con i colori freddi è indicata una carenza di materiale, dall’azzurro al blu. In verde invece sono indicate le zone con un’altissima fedeltà di stampa.

Il programma Medit Link Design permette anche di effettuare una valutazione puramente grafica e non quantitativa della ruvidità del prodotto scansionato.

Per l'analisi della ruvidità esiste un apposito tool all'interno dell'estensione Design, “Modalità di visualizzazione della ruvidità” (fig. 12) che fornisce anche in questo caso una mappa a colori della ruvidità basata sulle *mesh* dei dati tridimensionali.

I valori di riferimento per la ruvidità sono 0,2 Ra che corrispondono a degli ottimi valori considerando che si tratta della superficie rivolta verso l'interno della preparazione dell'elemento che non potrà essere rifinita dagli odontotecnici poiché richiede la massima precisione in termini di fitting.

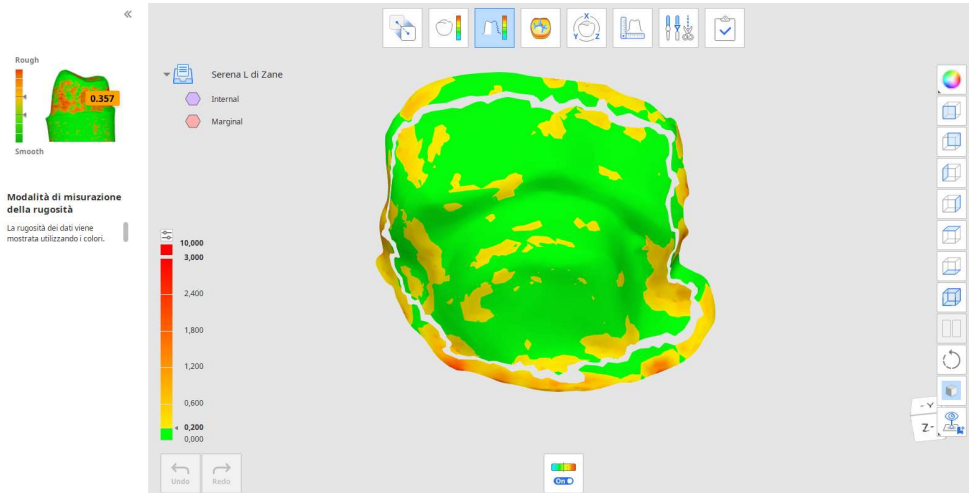


Fig. 12 Visualizzazione grafica della ruvidità

La stampa tridimensionale a causa della sovrapposizione sequenziale di layer generalmente determina la realizzazione di prodotti ruvidi a causa dell'effetto “scalino”.

Questo è uno dei grossi svantaggi della stampa 3D, tuttavia, al giorno d'oggi, il progresso è così avanzato che tale ruvidità si attesta a livelli incredibilmente bassi.

RISULTATI

L'analisi statistica della deviazione tra la *mesh* di riferimento (progetto dell'inlay) e quelle oggetto di confronto (internal e marginal) è stata effettuata direttamente dal software Medit Link tramite l'estensione "Design" e permette una valutazione di diversi parametri, come ad esempio deviazione massima e minima, media, ecc. tra i quali è stato scelto per le nostre analisi quantitative come riferimento il valore quadratico medio (RMS): un'elevata sovrapposizione delle scansioni, che si traduce in un'elevata *trueness*, si ottiene quando si ha un basso RMS.

L'RMS è un indice statistico che si ottiene estraendo la radice quadrata del quadrato della differenza fra un certo numero di punti nello spazio 3-D (lungo i tre assi x, y e z) divisa per il numero di punti stesso.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{1,i} - x_{2,i})^2}{n}}$$

Essenzialmente è la radice quadrata delle medie dei quadrati dei valori di deviazione. Si tratta di un valore più affidabile rispetto alla semplice media aritmetica generale, poiché la differenza tra ogni punto di dati è rappresentata sia da valori positivi (in rosso nella mappa a colori) sia valori negativi (colori freddi), quindi valori estremi in senso positivo e negativo non tendono a "pareggiarsi" come accadrebbe invece nel caso della semplice media, ma si sommano sempre permettendo così di ottenere un'idea più concreta della discrepanza sussistente tra progetto e stampa di questi inlay.

Il calcolo sebbene venga effettuato in automatico dal programma richiede l'impostazione di alcuni parametri, nello specifico:

- Eliminazione dei dati a bassa risoluzione;
- Outlier sigma di 1,5: termine statistico utile a definire in un insieme di misurazioni un valore anomalo e aberrante, ossia un valore chiaramente distante dalle osservazioni disponibili. Per valutare se un dato sia un outlier va confrontato con l'intervallo interquartile di tutti i dati osservati, calcolando la sua distanza dall'intervallo e rapportandola alla misura dell'intervallo stesso con un parametro che John Tukey ha suggerito dover essere di 1,5, ovvero un outlier disterebbe dalla media di due quartili più di due volte la distanza tra essi.

Le statistiche che derivano da campioni contenenti outlier possono essere fuorvianti, ecco perché si è proceduto ad una loro eliminazione al fine di ottenere campionamenti robusti.

- Analisi normale rispetto alle superfici dei dati: quindi la misurazione viene effettuata calcolando la misura della retta perpendicolare alla superficie tangente al punto della *mesh* obiettivo rispetto alla *mesh* riferimento.
- Percentile 80,0: viene definita normale una misurazione che ricade tra il 20 e 80 centile, mentre gli estremi vengono esclusi dalla misurazione in quanto dati anomali.

Questo protocollo è già stato applicato in un precedente studio in cui venivano valutati marginal ed internal fit confrontando diverse tecniche di stampa nella realizzazione di alcune corone dentali integrali (135).

Per ogni paziente sono stati presi in esame i valori RMS sia per la *mesh* relativa al marginal fit, che rispetto l'internal fit.

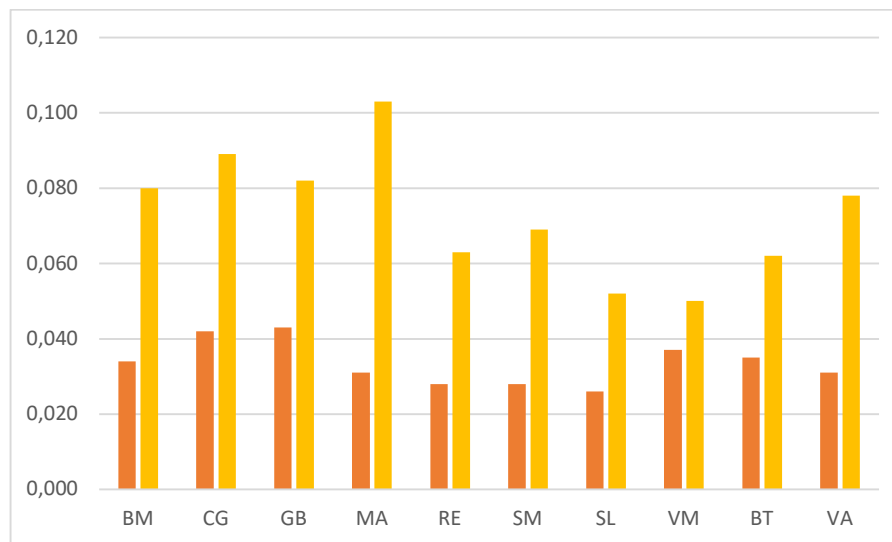
I valori emersi durante la nostra analisi sono riportati nella seguente tabella (tabella I).

Tabella I Risultati internal e marginal fit e rispettive medie

	Internal Fit	Marginal Fit		
BM	0,034	0,080	Media internal fit	0,034
CG	0,042	0,089		
GB	0,043	0,082	Media marginal fit	0,073
MA	0,031	0,103		
RE	0,028	0,063		
SM	0,028	0,069		
SL	0,026	0,052		
VM	0,037	0,050		
BT	0,035	0,062		
VA	0,031	0,078		

È stata poi effettuata una media dei valori ottenuti nelle singole analisi che ha riportato un RMS medio per l'internal fit pari a 0,034, mentre per il marginal fit pari a 0,074 (tabella II).

Tabella II Visualizzazione grafica di marginal (arancione) e di internal (giallo) fit



DISCUSSIONE

Il software di comparazione tridimensionale dei file STL utilizzato nel presente studio è stato dimostrato essere comparabile ad uno più comunemente utilizzato quale il Geomatic Control X nella misurazione delle deviazioni tra le *mesh* di corone integrali (136).

Il calcolo dell'RMS è generalmente preferito negli studi clinici odontoiatrici ed è stato utilizzato per la valutazione della trueness di corone periferiche in altre indagini (137,138) in quanto maggiormente rappresentativo della deviazione del campione dal progetto.

In questo studio è emerso che la tecnica di stampa tridimensionale DLP applicata alla resina Varseo Smile Crown Plus ha ottenuto ottime performance in termini di fedeltà realizzativa tra il progetto e la stampa dell'inlay. Sulla base dei dati emersi dalla nostra indagine, infatti, possiamo affermare che il flusso di lavoro digitale applicato in vitro ha permesso di ottenere degli inlay dall'ottima fedeltà: valori medi per internal e marginal fit nell'ordine rispettivamente dei 34 e 74 micron sono ottimi risultati comparabili con quelli emersi in altre ricerche (107,134) che confermano quanto possa essere una soluzione estremamente valida quella dell'impiego degli inlay stampati mediante tecnica additiva. In particolare rispetto all'esperimento Gülce Çakmak (107) sulla trueness di 10 corone integrali stampate in Crowntec (Saremco Dental; AG) con la stampante 3D DLP (MAX UV; ASIGA) nel riprodurre un primo molare mandibolare è stato ottenuto un RMS complessivo di 116 ± 5 micron, mentre, sempre Gülce Çakmak (137), in un secondo esperimento su corone integrali questa volta realizzate in resina ProArt Print Wax mediante la stampante 3D digital light

processing (PrograPrint PR5; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) è stato ottenuto un RMS complessivo di 49 ± 3 micron. In un altro studio condotto invece da Lim YA et al (139), sulla valutazione dell'internal fit su ricostruzioni inlay realizzate mediante stampa tridimensionale a confronto con inlay fresati, si è ottenuto un RMS per l'internal fit pari a 40 ± 4 micron, in linea con i risultati della nostra valutazione. In un altro studio, condotto da Pekka Ahlholm et al. (140) e pubblicato sul European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry nel 2019 relativo alla valutazione dell'accuratezza di inlay ed onlay stampati tridimensionalmente a confronto con quelli fresati, sono stati ottenuti valori RMS marginali pari a 68 ± 23 e 182 ± 222 ed interni pari a 95 ± 60 , 80 ± 45 , 102 ± 51 , 54 ± 22 , 77 ± 74 nei rispettivi 7 punti di valutazione dell'accuratezza. I risultati di tale esperimento sono paragonabili a quelli ottenuti nel corso di quello condotto da noi il che giustifica i nostri risultati, ma non solo in quanto suggerisce come la valutazione mediante scanner intraorale possa essere paragonabile a quella effettuata mediante micro-CT.

A livello delle superfici marginali i risultati purtroppo sono stati maggiormente difforni rispetto al progetto di stampa (RMS oltre il doppio), questo rappresenta l'attuale limite delle tecnologie digitali sia per quanto riguarda i processi di scansione che i processi di stampa in quanto è necessaria la ricerca di un "compromesso" per la rappresentazione delle superfici spigolose e dai tagli netti attraverso l'approssimazione mediante la tecnica dei poliedri.

In particolare, i migliori risultati sono stati ottenuti per l'internal fit da "SL" pari a 0,028 e per il marginal fit da "VM" con un risultato di 0,050, mentre i peggiori RMS si sono osservati per l'internal fit a carico di "GB" con 0,043, mentre per il marginal su "MA" con uno score di

0,103. Quest'ultimo risultato in particolare addirittura eccede rispetto alle indicazioni cliniche in termini di accuratezza. Nonostante, quindi, i valori medi siano estremamente incoraggianti per l'applicazione in ambiente clinico di fatto su 10 campioni 1 di questi sarebbe stato esposto ad un aumentato rischio di fallimento della ricostruzione nel breve periodo. Ciò significa che il singolo caso che presentava un'eccessiva discrepanza marginale si trova di fatto a rappresentare il 10% del campionamento a causa di uno dei limiti intrinseci di questo studio legato all'assenza di un'analisi potente a causa del ridotto numero di campioni disponibili, nonostante il pool di campioni risultasse essere comparabile con quello di altri studi analoghi (107, 134) per singolo materiale di stampa. Un altro limite è stato sicuramente quello dell'assenza di un confronto con altri materiali di stampa che avrebbe permesso di valutare l'efficienza della stampa DLP indipendentemente dal materiale di utilizzato.

Quindi nonostante i diversi limiti di questo studio, sebbene il marginal fit presenti una deviazione più marcata rispetto alla superficie interna in termini di RMS si tratta in entrambi i casi di valori medi ampiamente compatibili con le discrepanze tollerate clinicamente che, secondo la letteratura disponibile, risultano essere dell'ordine dei 100 micron, oltre i quali si potrebbe incorrere diverse sequele quali infiltrazione secondaria, accumulo di placca, dissoluzione del mezzo adesivo o ancora chipping delle ricostruzioni protesiche (98), ma anzi rientrerebbero addirittura sia per internal che marginal fit nel range tra i 25-75 micron quale discrepanza desiderabile come indicato da Jacobs et all (141).

I risultati di questo studio devono essere interpretati con prudenza poiché risultano essere estremamente dipendenti dalla sinergia che si

instaura tra la stampante 3D ed il materiale utilizzato, senza considerare che inoltre dipendono anche strettamente dall'affidabilità dei singoli componenti impiegati nel flusso digitale di allestimento degli intarsi. I risultati di questo studio dovranno necessariamente quindi essere integrati e valutati in relazione ad altre indagini che valutino altre stampanti 3D, diverse tecnologie di stampa e modificando inoltre i materiali utilizzati per la realizzazione degli intarsi.

CONCLUSIONI

Nei limiti della nostra indagine sperimentale è possibile concludere che la stampa tridimensionale additiva con tecnologia DLP può rappresentare una soluzione valida per l'applicazione in ambiente clinico poiché le deviazioni a livello delle superfici interne e marginali risultano essere clinicamente accettabili rispetto al limite di 100 micron indicato dalla letteratura e anzi, mediamente i risultati rientrano all'interno del range desiderabile.

Maggiori sforzi devono essere compiuti per uniformare i risultati tra marginal ed internal fit e garantire l'ottenimento di risultati consoni all'applicazione clinica all'interno di tutte le stampe poiché in un caso abbiamo ottenuto una discrepanza eccessivamente alta che potrebbe non solo inficiare la sopravvivenza del restauro nel lungo periodo ma anche compromettere lo stato di salute dell'elemento dentario.

Sono necessari quindi ulteriori studi per confermare quanto emerso in via preliminare dalla nostra sperimentazione in vitro e valutarne l'effettiva applicabilità in un contesto clinico complesso come quello del cavo orale, inoltre sarebbe bene ampliare la sperimentazione applicando altre tecniche di stampa, diverse stampanti ed altre resine poiché sappiamo non solo che ogni dispositivo presenta delle performance specifiche, ma che inoltre l'interazione tra stampante e resina può determinare variazioni nelle performance.

BIBLIOGRAFIA

1. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;124(4).
2. Yu BY, Son KB da, Lee KB. Evaluation of intaglio surface trueness and margin quality of interim crowns in accordance with the build angle of stereolithography apparatus 3-dimensional printing. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;126(2).
3. Lerner H, Nagy K, Pranno N, Zarone F, Admakin O, Mangano F. Trueness and precision of 3D-printed versus milled monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *J Dent*. 2021;113.
4. H Taggart BW. The cast inlay.
5. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 4^a ed. Vol. 1. Quintessence Publishing; 2012.
6. Bodell RW, Kent WA, Shillingburg HT, Duncanson MG. Fracture resistance of intracoronal metallic restorations and three luting materials. *J Dent Res*. 1991;70:562–562.

7. McCaul LK, Jenkins WMM, Kay EJ. The reasons for extraction of permanent teeth in Scotland: A 15-year follow-up study. *Br Dent J*. 2001;190(12).
8. Nasdmento MM, Gordan V v., Qvist V, Bader JD, Brad Rindal D, Dale Williams O, et al. Restoration of noncarious tooth defects by dentists in The Dental Practice-Based Research Network. *Journal of the American Dental Association*. 2011;142(12).
9. Featherstone JDB. The caries balance: contributing factors and early detection. Vol. 31, *Journal of the California Dental Association*. 2003.
10. Scannapieco FA. The oral microbiome: Its role in health and in oral and systemic infections. *Clin Microbiol Newsl*. 2013;35(20).
11. Harris R, Gamboa A, Dailey Y, Ashcroft A. One-to-one dietary interventions undertaken in a dental setting to change dietary behaviour. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2012;
12. Cagetti MG. Linee Guida Nazionali per la promozione della salute orale e la prevenzione delle patologie orali in età evolutiva - Parte prima. *Medico e Bambino*. 2010;29(3).
13. Keyes PH, Fitzgerald RJ. Dental caries in the Syrian hamster-IX. *Arch Oral Biol*. 1962;7(3).

14. Law V, Seow WK, Townsend G. Factors influencing oral colonization of mutans streptococci in young children. Vol. 52, Australian Dental Journal. 2007.
15. Palmer RJ. Composition and development of oral bacterial communities. Periodontol 2000. 2014;64(1).
16. Tanzer JM, Livingston J, Thompson AM. The Microbiology of Primary Dental Caries in Humans. J Dent Educ. 2001;65(10).
17. van Houte J. Role of Micro-organisms in Caries Etiology. J Dent Res. 1994;73(3).
18. Thenisch NL, Bachmann LM, Imfeld T, Leisebach Minder T, Steurer J. Are mutans streptococci detected in preschool children a reliable predictive factor for dental caries risk? A systematic review. In: Caries Research. 2006.
19. Young DA, Featherstone JDB, Roth JR, Anderson M, Autio-Gold J, Christensen GJ, et al. Caries management by risk assessment: implementation guidelines. In: Journal of the California Dental Association. 2007.
20. Karjalainen S. Eating patterns, diet and dental caries. Vol. 34, Dental update. 2007.

21. van Loveren C. Sugar Restriction for Caries Prevention: Amount and Frequency. Which Is More Important? *Caries Res.* 2019;53(2).
22. Dodds MWJ, Johnson DA, Yeh CK. Health benefits of saliva: A review. *J Dent.* 2005;33(3 SPEC. ISS.).
23. Marinho VCC, Worthington H v., Walsh T, Clarkson JE. Fluoride varnishes for preventing dental caries in children and adolescents. Vol. 2013, *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2013.
24. Evans RW, Dennison PJ. The Caries Management System: An evidence-based preventive strategy for dental practitioners. Application for children and adolescents. *Aust Dent J.* 2009;54(4).
25. Marinho VCC, Worthington H v., Walsh T, Chong LY. Fluoride gels for preventing dental caries in children and adolescents. Vol. 2015, *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2015.
26. Garrison GM, Loven B, Kittinger-Aisenberg LG. Can infants/toddlers get enough fluoride through brushing? Vol. 56, *Journal of Family Practice.* 2007.
27. Walsh T, Worthington H v, Glenny AM, Appelbe P, Marinho VC, Shi X. Fluoride toothpastes of different concentrations for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2010;

28. Thesleff I. The genetic of tooth development and dental defects. In: American Journal of Medical Genetics, Part A. 2006.
29. Brook AH, Jernvall J, Smith RN, Hughes TE, Townsend GC. The dentition: The outcomes of morphogenesis leading to variations of tooth number, size and shape. Aust Dent J. 2014;59(SUPPL. 1).
30. Levin L, Zadik Y. Education on and prevention of dental trauma: It's time to act! Vol. 28, Dental Traumatology. 2012.
31. Ganss C. Definition of erosion and links to tooth wear. Monogr Oral Sci. 2006;20.
32. Warreth A, Abuhijleh E, Almaghribi MA, Mahwal G, Ashawish A. Tooth surface loss: A review of literature. Vol. 32, Saudi Dental Journal. 2020.
33. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: A new perspective on tooth surface lesions. Journal of the American Dental Association. 2004;135(8).
34. Gandara BK, Truelove EL. Diagnosis and management of dental erosion. Vol. 1, Journal of Contemporary Dental Practice. 1999.
35. Järvinen V, Meurman JH, Hyvärinen H, Rytömaa I, Murtomaa H. Dental erosion and upper gastrointestinal disorders. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1988;65(3).

36. Young WG. Tooth wear: Diet analysis and advice. Vol. 55, International Dental Journal. 2005.
37. Seligman DA, Pullinger AG, Solberg WK. The Prevalence of Dental Attrition and its Association with Factors of Age, Gender, Occlusion, and TMJ Symptomatology. J Dent Res. 1988;67(10).
38. Azzopardi A, Bartlett DW, Watson TF, Smith BG. A literature review of the techniques to measure tooth wear and erosion. Vol. 8, The European journal of prosthodontics and restorative dentistry. 2000.
39. Murray CJL, Barber RM, Foreman KJ, Ozgoren AA, Abd-Allah F, Abera SF, et al. Global, regional, and national disability-adjusted life years (DALYs) for 306 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE) for 188 countries, 1990-2013: Quantifying the epidemiological transition. The Lancet. 2015;386(10009).
40. Steele JG, Treasure E, Pitts NB, Morris J, Bradnock G. Total tooth loss in the United Kingdom in 1998 and implications for the future. Br Dent J. 2000;189(11).
41. Leinfelder KF, Yarnell G. Occlusion and restorative materials. Vol. 39, Dental Clinics of North America. 1995.

42. Qualtrough AJE, Satterthwaite J, Morrow L, Brunton P. Principles of Operative Dentistry. 1^a ed. Vol. 1. Oxford: Blackwell Munksgaard; 2005. 107–128 pag.
43. Shillingburg HT Jr, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of tooth preparation for cast metal and porcelain restorations. 1^a ed. Vol. 1. Chicago: Quintessence Publishing; 1987. 45–53 pag.
44. Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. In: Operative Dentistry. 2004.
45. Yip KHK, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. *Int J Prosthodont*. 1 giugno 2004;17(3):350–6.
46. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part I. Success and Failure Data, Treatment Concepts. *Journal of Prosthodontics*. 1994;3(4).
47. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hämmerle C, Sailer I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *J Dent*. 2015;43(11).

48. Silva NRFA, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res.* 2010;89(10).
49. Wassell RW, Walls AWG, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Br Dent J.* 2002;192(4).
50. Tucker R v. Why gold castings are excellent restorations. Vol. 33, *Operative Dentistry.* 2008.
51. Journal TI, Dentistry R. fo r fo r Tooth Structure Removal Associated with Various Preparation Designs for Posterior Teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22.
52. van Dijken JWV, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dental Materials.* 2010;26(9).
53. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. Vol. 90, *Journal of Dental Research.* 2011.
54. Soares LM, Razaghy M, Magne P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dental Materials.* 2018;34(4).

55. Grivas E, Roudsari R v., Satterthwaite JD. Composite inlays: a systematic review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2014;22(3).
56. Studer SP, Wettstein F, Lehner C, Zullo TG, Schärer P. Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures. *J Oral Rehabil*. 2000;27(6).
57. Mulic A, Svendsen G, Kopperud SE. A retrospective clinical study on the longevity of posterior Class II cast gold inlays/onlays. *J Dent*. 2018;70.
58. Schulte AG, Vöckler A, Reinhardt R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *J Dent*. 2005;33(5).
59. Naik V, Jain A, Rao R, Naik B. Comparative evaluation of clinical performance of ceramic and resin inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta analysis. *Journal of Conservative Dentistry*. 2022;25(4):347.
60. Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective Clinical Split-Mouth Study of Pressed and CAD/CAM All-Ceramic Partial-Coverage Restorations: 7-Year Results. *Int J Prosthodont*. 2013;26(1).

61. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1.
62. Elderton RJ, Mjör IA. Changing scene in cariology and operative dentistry. *Int Dent J.* giugno 1992;42(3):165–9.
63. Surmont P, Martens L, D’Hauwers R. A decision tree for the treatment of caries in posterior teeth. *Quintessence Int.* 1990;21(3).
64. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2).
65. Mantri SP, Mantri SS. Management of Shrinkage Stresses in Direct Restorative Light-Cured Composites: A Review. Vol. 25, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2013.
66. Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent.* 2015;43(12).
67. Garber DA, Goldstein RE. *Porcelain & Composite Inlays & Onlays: Esthetic Posterior Restoration.* 1^a ed. Quintessence; 1994.
68. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of Endodontically-treated Teeth Related to Restoration Technique. *J Dent Res.* 1989;68(11).

69. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11).
70. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2003;89(5).
71. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod.* 1994;20(10).
72. Mormann WH, Werner H. State of the art of CADS/CAM restorations: 20 years of CEREC. 1^a ed. Vol. 1. London: Quintessence Publishing; 2006. 1–8 pag.
73. Thompson M, Thompson K, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. *Aust Dent J.* giugno 2010;55(2):120–7.
74. Bottacchiari. Composite inlays and onlays. Quintessenza, curatore. Vol. 1. Quintessenza; 2016.
75. Ghodsi S, Raseipour S, Hajimahmoodi M, Mroue M. Evaluation of Marginal and Internal Fit of CAD/CAM Endocrowns with Different Cavity Tapers. *Int J Prosthodont.* 2021;
76. Govare N, Contrepolis M. Endocrowns: A systematic review. Vol. 123, *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2020.

77. Gaintantzopoulou MD, El-Damanhoury HM. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-Aided design/computerassisted manufacture endocrowns. *Oper Dent.* 2016;41(6).
78. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2017;117(1).
79. TOMITA Y, UECHI J, KONNO M, SASAMOTO S, IJIMA M, MIZOGUCHI I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J.* 26 luglio 2018;37(4):628–33.
80. Abduljawad DE, Rayyan MR. Marginal and internal fit of lithium disilicate endocrowns fabricated using conventional, digital, and combination techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2022;34(4).
81. 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.* 30 dicembre 2014;14(1):10.

82. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. novembre 2014;146(5):673–82.
83. Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res*. dicembre 2016;27(12):e185–9.
84. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. Vol. 26, *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2018.
85. Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. Vol. 20, *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2020.
86. Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO, et al. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(3).
87. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(3).

88. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int (Berl)*. 2015;46(1).
89. Amornvit P, Rokaya D, Sanohkan S. Comparison of accuracy of current ten intraoral scanners. *Biomed Res Int*. 2021;2021.
90. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9).
91. Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender WA. Rapid prototyping technology in medicine - Basics and applications. In: *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 1999.
92. Potamianos P, Amis AA, Forester AJ, McGurk M, Bircher M. Rapid prototyping for orthopaedic surgery. *Proc Inst Mech Eng H*. 1998;212(5).
93. Klein HM, Schneider W, Alzen G, Voy ED, Günther RW. Pediatric craniofacial surgery: Comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing. *Pediatr Radiol*. 1992;22(6).
94. Wang J, Shaw LL. Fabrication of functionally graded materials via Inkjet color printing. *Journal of the American Ceramic Society*. 2006;89(10).

95. Tahayeri A, Morgan MC, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*. 2018;34(2).
96. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res*. 2018;62(2).
97. Michelinakis G, Apostolakis D, Pavlakis E, Kourakis G, Papavasiliou G. Accuracy of IOS in Full-Arch Dentate Patients Compared to CBCT Cast-Scanning. An In-Vivo Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2019;27(3).
98. Uzun G. An overview of dental cad/cam systems. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*. 2008;22(1).
99. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. Vol. 26, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014.
100. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. Vol. 93, *Journal of Dental Research*. 2014.
101. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *Journal of Applied Oral Science*. 2004;12(spe).

102. Rezaie F, Farshbaf M, Dahri M, Masjedi M, Maleki R, Amini F, et al. 3D Printing of Dental Prostheses: Current and Emerging Applications. *Journal of Composites Science*. 2023;7(2):80.
103. Ciocan LT, Ghitman J, Vasilescu VG, Iovu H. Mechanical properties of polymer-based blanks for machined dental restorations. *Materials*. 2021;14(23).
104. Corbani K, Hardan L, Eid R, Skienhe H, Alharbi N, Ozcan M, et al. Fracture Resistance of Three-unit Fixed Dental Prostheses Fabricated with Milled and 3D Printed Composite-based Materials. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2021;22(9).
105. Lee JH, Jo JK, Kim DA, Patel KD, Kim HW, Lee HH. Nano-graphene oxide incorporated into PMMA resin to prevent microbial adhesion. *Dental Materials*. 2018;34(4).
106. Atria PJ, Bordin D, Marti F, Nayak VV, Conejo J, Benalcázar Jalkh E, et al. 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022;34(5).
107. Çakmak G, Rusa AM, Donmez MB, Akay C, Kahveci Ç, Schimmel M, et al. Trueness of crowns fabricated by using additively and

subtractively manufactured resin-based CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* dicembre 2022;

108. Pacquet W, Tapie L, Mawussi B, Boitelle P. Volumetric and dimensional accuracy assessment of CAD-CAM–manufactured dental prostheses from different materials. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2023;129(1).
109. Revilla-León M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2020;124(6).
110. Naffah N, Ounsi H, Ozcan M, Bassal H, Salameh Z. Evaluation of the adaptation and fracture resistance of three CAD-CAM resin ceramics: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice.* 2019;20(5).
111. Taha D, Spintzyk S, Sabet A, Wahsh M, Salah T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2018;30(4).
112. Kamonwanon P, Hirose N, Yamaguchi S, Sasaki JI, Kitagawa H, Kitagawa R, et al. SiO₂-nanocomposite film coating of cad/cam

- composite resin blocks improves surface hardness and reduces susceptibility to bacterial adhesion. *Dent Mater J.* 2017;36(1).
113. Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology.* 2017;105(2).
114. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018;119(3).
115. Akçin ET, Güncü MB, Aktaş G, Aslan Y. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018;120(5).
116. Kim DY, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt–chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res.* 2018;62(1).
117. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc.* 1989;118(6).

118. O'Neal SJ, Miracle RL, Leinfelder KF. Evaluating interfacial gaps for esthetic inlays. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(12).
119. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental Materials.* 2005;21(3).
120. Felden A, Schmalz G, Hiller KA. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig.* 2000;4(4).
121. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16(2).
122. Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. Accuracy of CAD/CAM digital impressions with different intraoral scanner parameters. *Sensors (Switzerland).* 2020;20(4).
123. Chaffee NR, Lund PS, Aquilino S a, Diaz-Arnold a M. Marginal adaptation of porcelain margins in metal ceramic restorations. *Int J Prosthodont.* 1991;4(6).
124. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: A review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent.* 1990;64(5).

125. Sorensen JA, Okamoto SK, Seghi RR, Yarovesky U. Marginal fidelity of four methods of swaged metal matrix crown fabrication. *J Prosthet Dent.* 1992;67(2).
126. Silva NRFA, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CFJ, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;84(1).
127. Deng Y, Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Lawn BR. Fracture of ceramic/ceramic/polymer trilayers for biomechanical applications. *J Biomed Mater Res A.* 2003;67(3).
128. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dental Materials.* 2009;25(9).
129. Zhang Y, Kim JW, Bhowmick S, van Thompson P, Rekow ED. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: Flat model systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2).
130. Morimoto S, Rebello De Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. Vol. 95, *Journal of Dental Research.* 2016.

131. Borodina ID, Grigoryants LS, Gadzhiev MA, Apresyan SS, Batov R V, Stepanov AG, et al. Comparative evaluation of the accuracy of the dental arch display using modern intraoral three-dimensional scanners. *Russian Journal of Dentistry*. 2022;26(4):287–97.
132. Zulkefle NJ, Abdul Hamid NF, Tengku Mohd Ariff TF, Ab Ghani Z. Fabrication of Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) post and core using indirect digitalisation technique. *IIUM Journal of Orofacial and Health Sciences*. 2022;3(2):212–8.
133. Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB, Abou-Ayash S, Lu WE, Schimmel M, et al. Effect of printing layer thickness on the trueness of 3-unit interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. maggio 2022;
134. Çakmak G, Donmez MB, Cuellar AR, Kahveci Ç, Schimmel M, Yilmaz B. Additive or subtractive manufacturing of crown patterns used for pressing or casting: A trueness analysis. *J Dent*. settembre 2022;124:104221.
135. Çakmak G, Rusa AM, Donmez MB, Akay C, Kahveci Ç, Schimmel M, et al. Trueness of crowns fabricated by using additively and subtractively manufactured resin-based CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent*. dicembre 2022;

136. Yilmaz B, Marques VR, Donmez MB, Cuellar AR, Lu WE, Abou-Ayash S, et al. Influence of 3D analysis software on measured deviations of CAD-CAM resin crowns from virtual design file: An in-vitro study. *J Dent.* marzo 2022;118:103933.
137. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *J Prosthet Dent.* febbraio 2019;121(2):285–91.
138. Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB, Schimmel M, Abou-Ayash S, Lu WE, et al. Effect of Printing Layer Thickness on the Trueness and Margin Quality of 3D-Printed Interim Dental Crowns. *Applied Sciences.* 5 ottobre 2021;11(19):9246.
139. Lim YA, Kim JM, Choi Y, Park S. Evaluation of Fitness and Accuracy of Milled and Three-Dimensionally Printed Inlays. *Eur J Dent.* 2023;
140. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Kotiranta U, Lappalainen R. Accuracy of inlay and onlay restorations based on 3D printing or milling technique - a pilot study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2019;27(2).
141. Jacobs, M. S., & Windeler, A. S. (1991). An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(3).