

UNIVERSITÀ 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 C. Mucignat**

TESI DI LAUREA

**Metodologie per la valutazione del fit marginale e interno
su corone parziali: revisione sistematica della letteratura**

Relatore: Chiar.mo Prof. Di Fiore Adolfo

Laureando: Carraro Filippo

ANNO ACCADEMICO 2022/2023

INDICE

RIASSUNTO.....	1
ABSTRACT	2
INTRODUZIONE	3
1. Principali patologie che rendono necessario il restauro di un dente.	3
1.1. La carie dentale.....	3
1.2. Usura delle superfici dentali	4
2. I restauri protesici indiretti: le corone parziali	6
3. Preparazione della cavità per corone parziali nei denti posteriori	7
3.1. Preparazione della superficie occlusale.....	9
3.2. Preparazione del margine prossimale	10
3.3. Sigillatura immediata della dentina	10
4. Realizzazione di restauri protesici indiretti con il flusso digitale	11
4.1. Cenni generali	11
4.2. Applicazione dei sistemi CAD CAM in odontoiatria.....	11
4.3. Scanner intra-oralì	12
4.4. Produzione per sottrazione con fresatrici CNC	13
4.5. Produzione per addizione con stampa 3D.....	13
4.6. Vantaggi e svantaggi del flusso digitale rispetto al flusso analogico.....	13
5. Materiali per la realizzazione di corone parziali: le ceramiche dentali.....	14
5.1. Ceramiche a base di silicati.....	15
5.2. Ceramiche a base di ossidi.....	15
5.3. Ceramiche a matrice resinosa	16
6. Fase di cementazione	17

6.1. Meccanismi di polimerizzazione	17
6.2. Tipologie di procedure adesive	18
6.3. Pretrattamento della superficie di adesione del restauro protesico.....	19
7. Corone parziali: successo clinico e principali complicanze.....	19
8. Il fit marginale e interno nei restauri protesici	21
8.1. Ruolo del fit protesico nel successo clinico.....	21
8.2. Definizione di fit marginale e fit interno	21
8.3. Valori di fit marginale e interno riportati dalla letteratura.....	24
8.4. Metodologie di valutazione del fit protesico su corone parziali.....	25
SCOPO DELLO STUDIO	27
MATERIALI E METODI	29
1. Strategia di ricerca	29
2. Criteri di eleggibilità	30
2.1. Criteri di inclusione.....	30
2.2. Criteri di esclusione	30
3. Selezione degli studi	31
4. Metodica di estrazione dei dati	31
5. Valutazione del bias degli studi	32
RISULTATI.....	35
1. Selezione degli studi	35
2. Dati degli studi inclusi nella revisione.....	36
2.1. Metodologie utilizzate per la valutazione del fit marginale	43
2.2. Metodiche utilizzate per la valutazione del fit interno.....	43
2.3. Numero di punti misurati per campione.....	44
2.4. Valori del fit marginale e del fit interno	44

3. Valutazione qualità degli studi	44
DISCUSSIONE.....	47
1. Valutazione diretta mediante sistemi ottici ad ingrandimento	47
2. Valutazione diretta con microscopio elettronico a scansione (SEM)	50
3. Valutazione indiretta con SEM su repliche in resina epossidica	52
4. Tecnica di replica in silicone e analisi con microscopio	53
5. Analisi con Micro-CT	55
6. Tecnica di replica in silicone e analisi virtuale 3D	57
7. Tecnica di tripla scansione e analisi virtuale 3D	60
8. Numero di punti misurati per campione	61
9. I valori dell'adattamento marginale e interno delle corone parziali	61
10. Considerazioni per l'analisi in vivo	62
CONCLUSIONI	65
BIBLIOGRAFIA.....	67

RIASSUNTO

Introduzione: nella realizzazione di corone parziali, il fit protesico ha un ruolo importante nel determinare la loro durata a lungo termine.

Scopo: lo scopo di questo studio è quello di indagare le diverse metodiche descritte in letteratura per la valutazione in vitro del fit marginale e del fit interno su corone parziali. Secondariamente, l'altro obiettivo è quello di valutare quali tra le metodologie evidenziate siano applicabili in studi clinici.

Materiali e Metodi: è stata condotta una ricerca, sui database elettronici di PubMed e Web of Science, di articoli pubblicati nell'intervallo di tempo tra il 1° Gennaio 2017 e il 2 Marzo 2023, in accordo con le linee guida PRISMA. La ricerca è stata eseguita utilizzando la seguente serie di parole chiave: “(marginal) AND (fit OR gap OR adaptation OR discrepancy) AND (inlay OR onlay OR partial crown)”. Nella revisione sono stati inclusi solo articoli in vitro, che valutano il fit protesico di corone parziali applicando almeno una metodologia di tipo quantitativo. La qualità degli studi è stata valutata attraverso il metodo QUIN per studi in vitro.

Risultati: 22 studi hanno rispettato i criteri di inclusione. Tra le metodologie analogiche la visione diretta con microscopio, la visione indiretta su repliche in resina e la tecnica con replica in silicone (SRT) sono risultate essere utilizzate. Considerando le nuove metodologie digitali la micro-CT, la SRT 3D e la tecnica con tripla scansione sono state applicate. Per analisi in ambito clinico, la visione indiretta su repliche in resina e la SRT sono utilizzabili. Considerando le tecniche digitali, la tripla scansione rappresenta un nuovo metodo completamente digitale per la valutazione del fit in vivo.

Conclusioni: le tecniche per la valutazione del fit protesico sono molteplici, ma non tutte sono usufruibili in ambito clinico. Inoltre, per una valutazione più completa, l'applicazione di una metodologia digitale 3D è auspicabile. Al momento esistono protocolli per l'applicazione della tripla scansione in vivo, ma non sono presenti studi clinici in letteratura che utilizzano tale metodo.

ABSTRACT

Background: in the realization of partial crowns, the adaptation of the prosthesis is important for its long-term durability.

Purpose: the aim of this review is to search the available methods, described in the current literature, to evaluate marginal and internal fit in partial crowns. Then, the second aim is to define which of these methods can be used for clinical studies.

Materials and methods: an electronic search was performed on Pubmed and Web of Science databases from 1st January 2017 up to 2nd March 2023, following PRISMA guidelines. The strategy applied was the following: “(marginal) AND (fit OR gap OR adaptation OR discrepancy) AND (inlay OR onlay OR partial crown)”. In vitro studies which evaluated fit on partial crowns using at least one quantitative method were included in this review. Quality of the studies was assessed by using Quality Assessment Tool For In Vitro Studies (QUIN tool).

Results: 22 studies were included following the inclusion criteria. Among conventional methods, direct view with microscope, indirect view on resin replicas and silicone replica technique (SRT) were used. Considering new digital methods, micro-CT, SRT 3D and triple scan technique were applied. For clinical analysis, indirect view on resin replicas and SRT can be chosen by clinicians. Among digital methods, triple scan represents a new full-digital technique usable for fit assessment in vivo.

Conclusions: different conventional and digital methods for fit assessment are available, but not all these techniques can be used for clinical analysis. Moreover, for a more comprehensive evaluation, a 3D digital evaluation is suggested. Protocols for the application in vivo of triple scan technique are now available, but no studies are reported in literature yet.

INTRODUZIONE

1. Principali patologie che rendono necessario il restauro di un dente.

1.1. La carie dentale

Si tratta di una patologia multifattoriale legata ad un cambiamento del biofilm orale, da una popolazione di microorganismi stabilizzata ad una più cariogenica, che si sviluppa e si mantiene per via del frequente consumo di carboidrati fermentabili con la dieta. A questo processo si associa un conseguente squilibrio tra i processi di mineralizzazione e demineralizzazione dei tessuti duri degli elementi dentali, a favore del secondo dei due processi. Ne risulta quindi una perdita della sostanza minerale dei tessuti duri e cavitazione, principali segni che indicano la presenza di un processo carioso in atto¹.

I principali microrganismi responsabili di questo processo sono lo *streptococcus mutans* e i *lattobacilli*. Il primo gruppo interessa le lesioni a carico dello smalto, il secondo a carico della dentina².

A livello epidemiologico è noto che, con l'avanzamento dell'industrializzazione durante il XIX secolo e l'introduzione nell'alimentazione della popolazione europea di una maggior quantità di zuccheri e alimenti processati, si è avuto un conseguente aumento dei tassi di incidenza e prevalenza della patologia cariosa³.

Tutt'ora, la carie dentale rimane una patologia trascurata, nonostante sia considerata dall'Organizzazione Mondiale della Sanità un importante problema di salute nella maggior parte dei paesi industrializzati, in cui il 60-90% dei bambini e la stragrande maggioranza degli adulti sono affetti da carie dentale⁴.

Secondo uno studio del 2010, la prevalenza di denti permanenti cariati non trattati coinvolgeva circa 2,4 miliardi di persone della popolazione mondiale.

Nel caso dei denti decidui la prevalenza delle carie non trattate riguardava invece circa 600 milioni di bambini⁵.

Nel trattamento della carie, per le lesioni iniziali la prevenzione primaria rappresenta la miglior cura al fine di ottenere la remineralizzazione dei tessuti dentari e di diminuire l'incidenza di carie, mediante cambiamento delle abitudini quotidiane ed individuazione dei fattori di rischio, favorendo l'implementazione di prodotti a base di fluoro e applicando sigillanti negli elementi dentari permanenti appena erotti⁶.

Quando la lesione cariosa è cavitata la prevenzione secondaria si rende necessaria attraverso l'eliminazione del tessuto cariato e la ricostruzione del dente da parte del clinico, secondo procedure conservative minimamente invasive¹.

I rischi maggiori nell'eseguire un restauro senza un adeguato approccio di prevenzione primaria riguardano una prognosi meno favorevole (NHS 1999), con la propensione alla formazione di lesioni cariose secondarie a livello dei margini del restauro⁷.

1.2. Usura delle superfici dentali

L'usura dentale è una condizione frequente che si presenta con l'avanzare dell'età e consiste nella perdita di tessuti duri del dente principalmente a livello delle superfici occlusali e cervicali.

L'eziologia di questo processo è multifattoriale e comprende principalmente tre meccanismi che avvengono a livello delle superfici dei tessuti duri degli elementi dentari: abrasione, attrito ed erosione. I primi due agiscono su base meccanica, il terzo su base chimica^{8,9}.

L'attrito vede un processo di usura intrinseco che riguarda il contatto ripetuto tra dente e dente, di tipo funzionale o para-funzionale come nel bruxismo.

L'abrasione è un processo di usura estrinseco legato a procedure non corrette di spazzolamento durante l'igiene orale domiciliare o altre abitudini para-funzionali e viziate da parte dell'individuo.

L'erosione invece è un processo legato all'attività degli acidi nel cavo orale. Questi acidi possono essere di derivazione esterna, legati alla dieta e alla crescente introduzione di bevande e cibi acidi, o di derivazione interna, in caso di patologie quali il reflusso gastro-esofageo^{10,11}.

A questi tre processi se ne aggiunge un altro, l'abfrazione. Si tratta di un processo meccanico legato ad eccessivo carico occlusale, a cui si somma la componente chimica degli acidi che favorisce l'usura dello smalto nella porzione cervicale della corona del dente¹².

Nel quadro fisiologico, studi che riportino i livelli di usura dello smalto su denti permanenti sono scarsi, tuttavia uno studio ha riportato che l'usura annua a livello dei premolari è di circa 15 μm , mentre a livello dei molari è di 29 μm , che rispettivamente corrispondono a circa 0,9 mm e 1,7 mm in un periodo di 60 anni¹³.

Un altro studio ha riportato il livello di usura considerando la lunghezza delle corone di incisivi superiori e inferiori, riportando valori di 1 mm per i superiori e 1,5 mm per gli inferiori, nell'arco di circa 60 anni¹⁴.

Ad oggi, definire quando si tratti di uno stato di usura fisiologico o patologico risulta ancora difficile in molti casi.

Secondo le linee guida Europee, l'usura dentale di tipo severo prevede una perdita sostanziale di struttura dentale, con esposizione della dentina e perdita significativa di corona clinica, corrispondente a più di un terzo della sua lunghezza iniziale.

L'usura dentale di tipo patologico viene definita come una perdita di tessuti dentali atipica per l'età del paziente in grado di causare dolore e discomfort, problemi funzionali o deterioramento dell'aspetto estetico che, se continua a

progredire, può far sorgere complicanze indesiderate di crescente complessità¹⁵.

A livello epidemiologico, uno studio ha riportato una prevalenza di usura di tipo erosiva nei bambini e negli adolescenti attorno al 30% nella popolazione europea¹⁶. Altri studi riportano un aumento dell'incidenza dell'usura dentale nelle popolazioni più giovani, a conferma del fatto che questo problema è in crescente aumento^{17,18}.

Nel piano di trattamento riabilitativo, possono essere prese in considerazione sia tecniche di tipo diretto, come le cure conservative, sia le tecniche di tipo indiretto, quali intarsi e corone dentali¹⁹.

La scelta deve sempre ricadere sul concetto di minima invasività, ovvero con tecniche dirette e additive, soprattutto in pazienti giovani, cercando di intervenire con un approccio più conservativo e meno invasivo possibile. Lo scopo deve essere quello di mantenere più opzioni possibili per un eventuale necessità di re-intervento di tipo restaurativo in un secondo momento¹⁵.

Già in passato, pazienti con grado di usura dentale severo erano trattati con restauri indiretti quali corone totali o parziali. Queste però presentano un approccio più invasivo nei confronti dei tessuti duri già ridotti dall'usura, un maggior costo, oltre che un maggior rischio di complicanze.

Tuttavia, se pianificate accuratamente nei casi in cui si rendono necessarie, le riabilitazioni indirette possono ottenere un risultato favorevole e di durata, garantendo una riabilitazione sia estetica che funzionale al paziente²⁰.

2. I restauri protesici indiretti: le corone parziali

A differenza dei restauri diretti come le ricostruzioni conservative, i restauri indiretti vengono realizzati in sede extra-orale attraverso la presa dell'impronta e la fabbricazione da parte del laboratorio del manufatto. Questo poi verrà cementato dal clinico sul dente preparato.

Questa tipologia di riabilitazione dentale ha assunto un ruolo importante nell'odontoiatria protesica soprattutto negli ultimi anni, grazie alla presenza sul mercato di materiali protesici performanti, oltre allo sviluppo di modalità e tecniche di adesione più predicibili.²¹

Sebbene ad oggi i restauri diretti continuano a rappresentare buona parte dei trattamenti che vengono eseguiti per la riabilitazione dei singoli elementi dentari, in determinate condizioni possono presentare delle problematiche principalmente legate alla contrazione del materiale resinoso nella fase di polimerizzazione.²² Nei casi più critici essa può generare sensibilità post-operatoria, oltre ad inficiare sulle proprietà meccaniche e biologiche del restauro generando tensione a livello delle pareti dentali e quindi maggior rischio di frattura, riduzione della forza del legame adesivo, infiltrazione marginale e carie secondarie.^{23,24}

Laddove possano emergere queste criticità, come nel caso di elementi con lesioni cariose di maggiore entità o di elementi trattati endodonticamente, è possibile optare per la realizzazione di un restauro indiretto. In questi casi, infatti, realizzando un restauro indiretto, solo il sottile strato di cemento interposto tra dente e manufatto è sottoposto al fenomeno della contrazione, innalzando così le sue caratteristiche di resistenza meccanica e biologica, rendendo più predicibile la prognosi del restauro.²⁵

3. Preparazione della cavità per corone parziali nei denti posteriori

Quando si esegue la preparazione di un dente per la realizzazione di corone parziali, va considerato che la stabilità e la ritenzione di questi manufatti è primariamente di tipo adesivo, ovvero data dal legame tra cemento resinoso e tessuti duri del dente²⁶. La forma dei restauri parziali può variare notevolmente in relazione al tipo di cavità che si ottiene dopo la fase di

preparazione e a seconda che vengano coinvolte o meno le cuspidi naturali.

La principale suddivisione è la seguente:

- inlay, nel caso non venga coinvolta alcuna cuspidi, per cui l'area interessata è limitata e mantiene le cuspidi naturali;
- onlay, nel caso venga eliminata almeno una cuspidi nella preparazione della cavità, per cui l'area coinvolta è mediamente più estesa;
- overlay, nel caso vengano eliminate tutte le cuspidi e quindi interessa tutta la superficie occlusale del dente.²¹

La forma della cavità può cambiare a seconda del singolo caso, tuttavia, ci sono delle regole specifiche che vanno rispettate nelle diverse situazioni e sono utili ad ottenere un risultato predicibile nel tempo^{26,27}:

- la cavità deve avere una forma geometrica il più possibile semplificata con angoli interni arrotondati, evitando angoli acuti e spigoli;
- le pareti e il pavimento della cavità devono essere lisce;
- le pareti devono essere divergenti in direzione apico-coronale, con un angolo compreso tra i 10 e i 15 gradi;
- l'angolo cervicale deve essere di 90 gradi;
- la larghezza dell'istmo occlusale deve essere di almeno 2 mm e l'altezza occlusale di almeno 1.5 mm, al fine di per evitare fratture del restauro;
- i prismi dello smalto non sostenuti da dentina devono essere abbattuti, rappresentando essi dei punti di fragilità;
- lo spessore di tessuto amelo-dentinale a livello delle cuspidi deve essere di 2 mm in un dente vitale e di 3 mm in un dente non vitale;
- nel caso sia necessario abbattere le cuspidi durante la preparazione, lo spessore del restauro a livello delle cuspidi funzionali e non funzionali deve essere rispettivamente di 2.0 mm e 1.5 mm.

3.1. Preparazione della superficie occlusale

Nel caso di restauri di tipo onlay o overlay, Ferraris²¹ propone tre tipologie di preparazione: butt joint, bisello e spalla.

La preparazione butt joint richiede una preparazione occlusale tendenzialmente piatta che segue la curva di inclinazione del piano occlusale, ovvero delle cuspidi e del solco centrale. A livello dei margini buccale e linguale tende a ritornare orizzontale. Questo tipo di preparazione è consigliata per la protezione delle cuspidi dal carico occlusale, nel caso di fratture cuspidali nel terzo occlusale e in presenza di forti abrasioni o erosioni del piano occlusale.

La preparazione a bisello è simile alla precedente, tuttavia, si va ad ottenere un bisello inclinato della lunghezza di circa 1.0-1.5 mm, con inclinazione di 45 gradi o più. Esso in genere viene creato in sede vestibolare, ma a volte si trova anche sul lato palatale/linguale. Tale preparazione è indicata nel caso si voglia avere una transizione più graduale tra restauro e dente in modo da ottenere un miglior risultato estetico finale. Inoltre, è suggerita in situazioni che richiedono una superficie di smalto più ampia al fine di migliorare le procedure adesive, oppure quando si necessita di più spazio per il restauro nella zona perimetrale della cavità.

La preparazione a spalla è caratterizzata da un disegno a spalla arrotondata di circa 1 mm di estensione nella zona perimetrale della cavità. Nell'area centrale della preparazione si ha in genere un build-up realizzato in materiale di tipo resinoso. Questa soluzione è consigliata nel caso di frattura cuspidale a livello del terzo cervicale o medio, oppure quando è richiesta una maggiore protezione strutturale a livello delle cuspidi ricoperte dal restauro.

3.2. Preparazione del margine prossimale

A livello prossimale, ci sono tre tipologie di preparazioni proposte: a slot, a bisello e ridge up.

Lo slot prossimale è caratterizzato da una preparazione a spalla di circa 1 mm a livello del margine, in linea con quello che avviene nella porzione oclusale con la preparazione a spalla. Questa è una delle preparazioni più diffuse quando si ha la rimozione di tessuto in quest'area per la presenza di lesioni cariose inter-prossimali.

La preparazione a bisello è meno invasiva, permettendo un approccio più conservativo. Si rende utile nel caso di restauri oclusali estesi in elementi dentari che non presentano lesione cariosa a livello inter-prossimale.

La preparazione ridge up è applicabile anch'essa in elementi poco compromessi. Questa tecnica permette la conservazione totale del margine prossimale o in alcuni casi una sua minima preparazione senza alterare il punto di contatto. In genere, essa è consigliata in caso si necessiti di restaurare una o più cuspidi, pur mantenendo l'integrità del tessuto prossimale.²¹

3.3. Sigillatura immediata della dentina

Questo passaggio prevede la sigillatura adesiva dei tubuli dentinali nella stessa seduta in cui avviene la preparazione della cavità, prima della realizzazione del restauro provvisorio. La procedura può essere eseguita mediante sistemi adesivi total etch o self etch. Si tratta di una fase di grande importanza che ha lo scopo di evitare la contaminazione batterica della dentina e l'ipersensibilità dentinale. Inoltre, è in grado di aumentare la forza di adesione del restauro definitivo, aspetto fondamentale in questo tipo di manufatti protesici. Per queste ragioni, diversi autori suggeriscono di eseguire la sigillatura immediata della dentina senza attendere la seduta finale in cui avviene la fase di cementazione del restauro definitivo.^{28,29}

4. Realizzazione di restauri protesici indiretti con il flusso digitale

4.1. Cenni generali

CAD/CAM è l'acronimo che si riferisce a “*computer-aided design*” e “*computer-aided manufacturing*”. Si tratta di una metodica innovativa che permette l’acquisizione, la progettazione e in ultimo la realizzazione di oggetti in vari settori di produzione attraverso un flusso digitale.

Nell’ambito del settore odontoiatrico questa nuova tecnologia è comparsa inizialmente in alcuni centri di ricerca negli anni ‘80, allo scopo di sviluppare un metodo più veloce e meno invasivo nei confronti del paziente per produrre manufatti odontoiatrici, in grado di omettere le fasi legate all’impronta tradizionale e alla produzione analogica dei manufatti da parte del laboratorio.³⁰ Oggi il flusso CAD CAM è ampiamente diffuso in odontoiatria e permette di ottenere una vasta gamma di dispositivi, sia di tipo protesico, quali restauri indiretti parziali, corone, ponti e strutture per protesi parziali rimovibili, sia di tipo chirurgico o ortodontico.³¹

4.2. Applicazione dei sistemi CAD CAM in odontoiatria

I sistemi odontoiatrici CAD CAM consistono di uno scanner, di un software che registra al suo interno l’impronta digitale e di un sistema di fabbricazione automatizzato che, a partire dal file progettato con il software, permette la realizzazione del manufatto protesico.

La procedura di lavoro è divisa in tre fasi:

- una prima fase in cui l’odontoiatra, utilizzando uno scanner intra-orale (sistemi CAD o di acquisizione di immagini) collegato ad un computer e percorrendo una serie di movimenti ordinati con il dispositivo nel cavo orale, raccoglie i dati della preparazione del dente interessato, delle strutture vicine e dei denti antagonisti, generando delle impronte virtuali (file STL o Standard Tessellation/Triangulation Language). Ciò

- può avvenire anche in maniera indiretta, mediante scansione di un modello in gesso generato attraverso un'impronta convenzionale;
- una seconda fase in cui all'interno di un software, con le scansioni ottenute, si verifica la correttezza delle preparazioni e, in seguito, si esegue la progettazione del restauro su un modello di lavoro virtuale per il calcolo dei parametri di fresatura o di stampa 3D utili alla fase di produzione;³²
 - una terza ed ultima fase in cui si ha la produzione del manufatto protesico attraverso sistemi CAM. Le tecnologie secondo cui si può realizzare il manufatto attualmente sono due: produzione per sottrazione, con dispositivo di fresatura computerizzato e fabbricazione del restauro a partenza da un blocco solido di materiale restaurativo; produzione per addizione con stampante 3D in cui il materiale viene depositato strato su strato.³³

4.3. Scanner intra-orali

Per ottenere l'impronta virtuale ci sono due diverse tipologie di scanner disponibili oggi sul mercato. I primi richiedono la necessità di ricoprire gli elementi dentari con una specifica polvere a base di diossido di titanio, al fine di ridurre errori nell'elaborazione della scansione. Ci sono poi gli scanner che non richiedono l'applicazione di polvere, o powder-free, ad oggi più utilizzati e considerati più precisi. La scansione viene elaborata basandosi su una serie di immagini statiche o su un flusso di immagini video per catturare la geometria della preparazione dei denti.³⁴

Segue poi la fase di design del restauro finale che permette al clinico di apportare le modifiche necessarie prima di inviare il file al laboratorio, o al tecnico dello studio, per la produzione del progetto protesico.³⁵

4.4. Produzione per sottrazione con fresatrici CNC

La tecnica per sottrazione attualmente è quella più diffusa per la produzione di manufatti di tipo protesico. A partire da un blocco grezzo di materiale, una macchina fresatrice a controllo numerico gestita da un computer (CNC o Computer Numerical Controlled) va a scolpire autonomamente il restauro protesico seguendo il file progettato durante la fase di design. I percorsi di taglio delle fresatrici possono seguire un minimo di tre assi di movimento lungo tre direzioni lineari, definite come X, Y e Z, fino a 4 o 5 assi, nel caso di macchine con tecnologia più all'avanguardia.³⁵

I materiali utilizzati in questo sistema per la produzione sono metalli, materiali resinosi, ceramiche a base di silice, ceramiche ibride e ceramiche a base di ossidi.³³

4.5. Produzione per addizione con stampa 3D

La produzione per addizione (AM) rappresenta una tecnologia CAM più recente e ancora in fase di studio nel campo odontoiatrico. Essa permette la realizzazione di un oggetto tridimensionale aggiungendo materiale strato su strato mediante un processo di produzione automatizzato. I singoli processi differiscono a seconda del materiale e della tecnologia della stampante utilizzata.³⁶

Tra queste tecnologie, quelle più comunemente utilizzate in odontoiatria sono la stereolitografia (SLA), l'elaborazione digitale della luce (DLP), la sinterizzazione laser selettiva (SLS) e la fusione laser selettiva (SLM). Le prime due sono vantaggiose in quanto richiedono una strumentazione non troppo ingombrante, dotata di ottima risoluzione di stampa e costi vantaggiosi.³⁷

4.6. Vantaggi e svantaggi del flusso digitale rispetto al flusso analogico

C'è un'ampia gamma di vantaggi nell'utilizzo di sistemi CAD CAM che li rende più favorevoli sia agli occhi dei pazienti che del clinico, pur mantenendo

elevate le qualità estetiche, le proprietà meccaniche e biologiche dei restauri protesici. Tra questi aspetti i più rilevanti sono i seguenti: minor fastidio percepito dal paziente durante la fase dell'impronta, ridotta durata degli appuntamenti, risparmio di materiali solitamente applicati per le impronte tradizionali, procedure standardizzate e con minor numero di passaggi, maggior soddisfazione finale del clinico e del paziente.^{38,39}

La produzione per addizione con stampanti 3D presenta ulteriori vantaggi rispetto all'utilizzo di fresatrici CNC, garantendo un minor spreco di materiale in quanto non produce eccessi. Un altro aspetto favorevole è legato alla riproduzione più accurata dei dettagli, in particolare per forme curve e più complesse dove le tecnologie per sottrazione hanno più difficoltà.⁴⁰

Vanno presi comunque in considerazione anche gli aspetti meno favorevoli di tali tecnologie. In primis, le tecnologie digitali con flusso CAD CAM sono molto costose, rappresentando dunque un investimento non di poco conto per uno studio odontoiatrico. A questi aspetti si aggiunge anche il tempo richiesto sia al clinico, sia al personale dello studio, per completare la curva di apprendimento legata al corretto uso della strumentazione.³¹

5. Materiali per la realizzazione di corone parziali: le ceramiche dentali

Nella storia dell'odontoiatria protesica e restaurativa le ceramiche hanno sempre avuto un ruolo importante, grazie alle eccellenti proprietà estetiche che le caratterizzano, oltre alla loro biocompatibilità e alla resistenza agli stress a cui sono sottoposte durante i cicli masticatori. Per molti decenni, già dagli anni '60 del secolo scorso, il "gold standard" per la realizzazione di restauri protesici fissi era rappresentato dalle metallo-ceramiche. Questi restauri possiedono ottime proprietà meccaniche con un buon compromesso estetico, rappresentando quindi una buona opzione per il clinico. La loro prognosi a lungo termine è ben documentata grazie ai numerosi studi presenti in letteratura.^{41,42}

Tuttavia, con le esigenze sempre più elevate dei pazienti in termini di estetica, negli ultimi decenni si sono diffuse le ceramiche metal-free. Esse sono in grado di offrire una resa estetica migliore, soprattutto nei settori anteriori, mantenendo ottime caratteristiche in termini di resistenza e biocompatibilità.⁴³ Inoltre, con la diffusione delle tecnologie CAD CAM, le ceramiche metal-free sono utilizzate anche per la realizzazione di manufatti protesici con flusso digitale.

La principale classificazione che viene presa in considerazione suddivide le ceramiche metal free in tre categorie: ceramiche a base di silicati, ceramiche a base di ossidi, ceramiche a matrice resinosa.⁴⁴

5.1. Ceramiche a base di silicati

Si tratta di ceramiche contenenti una fase principalmente vetrosa, la quale ne garantisce un alto valore estetico ma una bassa resistenza meccanica, con maggiore propensione alla frattura se esposte a elevati carichi occlusali. Le principali ceramiche a base di silicati sono: ceramiche feldspatiche, leucite, disilicato di litio. Le ceramiche feldspatiche e la leucite presentano una resistenza alla flessura rispettivamente di circa 80 MPa e 160 MPa, valori che le rendono molto fragili ma di alto valore estetico. Per tale motivo, sono più indicate per restauri nei settori anteriori.^{45,46} Il disilicato di litio è un materiale di origine vetrosa a cui è stata aggiunta una componente cristallina per ottenere una maggior resistenza, senza rinunciare alle proprietà estetiche dei silicati. Introdotta negli anni '90, tra queste ceramiche è quella maggiormente usata per la realizzazione di inlay, onlay, faccette e corone.^{47,48}

5.2. Ceramiche a base di ossidi

All'interno di questa classificazione si trovano le ceramiche policristalline, le quali presentano valori di resistenza alla frattura più elevati ma minor proprietà estetiche a causa della struttura chimica che le rende più opache.

Le principali ceramiche a base di ossidi sono l'alumina e la zirconia. L'alumina, o ossido di alluminio (Al_2O_3), è stata la prima ceramica policristallina introdotta per uso odontoiatrico negli anni '70, grazie alla sua biocompatibilità e alle buone proprietà di resistenza, con valori di circa 600MPa. Tuttavia, negli anni è stata poco utilizzata, soprattutto dopo la comparsa della zirconia negli anni '90, materiale ancor più resistente.⁴⁹

La zirconia, o ossido di zirconio (ZrO_2), è presente in diverse forme:

- forma tetragonale, con resistenza alla flessura di 1200MPa;
- forma cubica, con più varianti e resistenza che diminuisce fino a valori di circa 800MPa.⁴⁴

La zirconia tetragonale è tendente all'opaco e ha una struttura più resistente di quella cubica.

5.3. Ceramiche a matrice resinosa

Queste ceramiche appartengono a una categoria di materiali composti da una matrice di polimeri di metacrilato contenenti al loro interno particelle inorganiche di ceramica in diverse dimensioni e quantità.⁵⁰ Si dividono principalmente in ceramiche su base resinosa (es. Lava Ultimate, 3M ESPE), e ceramiche ibride (es. VITA ENAMIC, Vita Zahnfabrik). Le prime hanno una matrice polimerica con un minimo dell'80% in peso di riempitivo, costituito da nanoparticelle di ceramica. Le seconde possiedono una struttura in ceramica con riempitivo costituito da polimeri. Questi materiali sono caratterizzati da ottime proprietà estetiche e comportano un minor grado di usura dentale nel lungo termine a livello dei denti antagonisti rispetto alle ceramiche. Inoltre, possiedono buone caratteristiche sia in termini di resistenza, con valori di resistenza alla flessura fino a 230MPa, sia in termini di elasticità, con valori del modulo di Young relativamente bassi.⁵¹ Si tratta di ottimi materiali per la realizzazione di corone parziali, oltre a corone su denti naturali.⁵²

6. Fase di cementazione

La fase di cementazione del manufatto protesico rappresenta uno degli step più importanti per garantire il successo clinico a lungo termine. Per tale ragione, la corretta scelta del sistema adesivo da utilizzare è fondamentale.

Nel caso di restauri indiretti come le corone parziali, i cementi adesivi garantiscono un miglior risultato rispetto ai cementi convenzionali. Tra questi i cementi resinosi sono quelli più utilizzati, essendo in grado di legarsi a diversi substrati, ovvero la dentina e lo smalto a livello dentale, oltre alla superficie della ceramica.⁵³ Tra gli aspetti che distinguono questi cementi vanno considerate l'alta resistenza a tensioni o compressioni in fase di masticazione e la bassa solubilità. Si tratta di caratteristiche che sono importanti per ottenere un'adesione ottimale e di durata, principale meccanismo di ritenzione nei restauri indiretti parziali. Tuttavia, i cementi resinosi presentano anche delle criticità legate alla procedura di utilizzo, la quale necessita di un campo perfettamente asciutto durante questa fase. Di conseguenza, bisogna fare particolare attenzione a questo aspetto.⁵⁴

6.1. Meccanismi di polimerizzazione

I cementi resinosi possono essere suddivisi in base al meccanismo di polimerizzazione: fotoindurenti, autoindurenti o fotoautoindurenti.

I cementi fotoindurenti richiedono l'attivazione attraverso una fonte luminosa dei foto-iniziatori presenti all'interno del cemento. Presentano quindi un maggior tempo di lavorazione e di conseguenza più facilità nel rimuovere gli eccessi. I foto-indurenti godono di buona stabilità del colore anche dopo la polimerizzazione. Sono cementi indicati in caso di restauri indiretti che richiedono alta resa estetica.

I cementi auto-indurenti polimerizzano attraverso una reazione di tipo chimica, legata alla miscelazione di due componenti del cemento. Sono

cementi di elezione nel caso non si riesca ad usare una fonte luminosa per raggiungere il sito di applicazione, come nel caso di procedure endodontiche. Infine, i cementi auto-foto-indurenti, che necessitano di entrambi i sistemi. Sono utili nel caso si scelgano materiali ceramici molto opachi e di grosso spessore attraverso i quali la fonte luminosa fa difficoltà a trasmettersi, rendendo dunque necessaria la polimerizzazione legata ad un processo chimico.⁵⁵

6.2. Tipologie di procedure adesive

Altra classificazione è legata al tipo di procedura adesiva utilizzata per la cementazione: total etch, self etch o autoadesione.

La procedura total etch prevede l'iniziale mordenzatura di smalto e dentina con acido ortofosforico al 30-40%, lavaggio, asciugatura e applicazione dell'adesivo. Questa tipologia di adesione garantisce il massimo legame ai substrati dentali da parte del cemento, tuttavia, prevede un maggior numero di passaggi che aumenta il rischio di incorrere in errori e nella contaminazione del sito.⁵⁶

La procedura self-etch prevede l'applicazione di un primer a livello dei tessuti dentali e la successiva cementazione del manufatto. La forza del legame che si ottiene è di poco inferiore ai sistemi total etch, d'altra parte risulta più rapida con minor rischio di contaminazione.⁵³

Infine, la procedura autoadesiva, in cui la superficie dentale non viene trattata con alcun primer o agente adesivo e il cemento viene direttamente applicato in un solo step. All'interno di questi sistemi adesivi è presente in parte anche acido fosforico come agente mordenzante.⁵⁷

6.3. Pretrattamento della superficie di adesione del restauro protesico

Per aumentare la qualità del legame adesivo, il pre-trattamento della superficie di adesione del restauro è di estrema importanza e risulta essere diverso rispetto al trattamento applicato su smalto e dentina. Questo passaggio non è standardizzato e varia a seconda delle caratteristiche del materiale del restauro protesico.

Per le ceramiche a base di silicati il pre-trattamento consiste nella mordenzatura con acido fluoridrico al 2.5-10% per il tempo indicato dall'azienda, a seconda del tipo di ceramica. Questa procedura è in grado di aumentare la ritenzione micro-meccanica della superficie rimuovendo parte della componente vetrosa.⁵⁸ Successivamente, dopo aver lavato e asciugato la superficie, si applica il silano sulla ceramica. Questo agente legante è in grado di formare un legame sia con la componente vetrosa della ceramica, sia con la componente resinosa del cemento.⁵⁹

Nel caso di ceramiche policristalline la matrice vetrosa non è presente e non è indicato procedere a mordenzatura. Tuttavia, per aumentare le proprietà meccaniche di adesione è indicato procedere con sabbiatura delle superfici a contatto con il cemento. La sabbiatura consiste nel trattamento della superficie di contatto della ceramica, in genere mediante uso di ossido di alluminio, al fine di aumentare la ruvidità e quindi favorire il legame meccanico con il cemento. Questo trattamento non è indicato per le ceramiche vetrose.⁶⁰

7. Corone parziali: successo clinico e principali complicanze

In letteratura, sono presenti diversi studi che analizzano le performance cliniche delle corone protesiche parziali a distanza di tempo. Edelhoff et al.⁶¹, in uno studio prospettico non randomizzato che coinvolgeva sette pazienti con severo grado di usura dentale, hanno realizzato un totale di 103 onlay occlusali in disilicato di litio e sono andati a valutare i risultati fino a 11 anni di

distanza. I risultati hanno dato il 100% di tasso di sopravvivenza senza carie secondarie, decementazioni o complicanze biologiche. Sono risultati solo quattro restauri con alterazione del colore a livello marginale e un solo caso con principio di frattura marginale. Tuttavia, quest'ultimi non hanno influito sulla sopravvivenza.

In una revisione sistematica con metanalisi che prendeva in considerazione corone parziali realizzate in resina e ceramiche, comprendente 21 studi clinici, Naik VB et al.⁶² hanno stimato una sopravvivenza a 5 anni di oltre l'86% e a 10 anni sopra il 75%. Tra le principali complicanze individuate il 6.2% erano dovute a frattura, il 3.0% a problematiche endodontiche, l'1.7% a carie secondarie e il 0.9% a decementazione.

Vagropoulou et al.⁴⁶, in una revisione sistematica che includeva trial clinici randomizzati, hanno evidenziato un tasso di sopravvivenza medio a 5 anni del 90.89% su inlay e 93.50% su onlay. Anche in questo studio le principali complicanze biologiche che si sono verificate comprendono lesioni cariose secondarie, complicazioni endodontiche e fratture dentali, mentre le complicanze meccaniche riguardano principalmente le fratture del restauro protesico.

I restauri indiretti con corone parziali possono essere considerati quindi una valida opzione nella scelta del piano di trattamento, in grado di riuscire a soddisfare sia le esigenze del clinico in termini di successo, sia quelle del paziente in termini di estetica. Tuttavia, non sono esenti da complicanze nel breve e nel lungo termine, per cui richiedono un'accurata valutazione e pianificazione del trattamento in ogni suo aspetto, per ridurre le probabilità di insorgenza.

8. Il fit marginale e interno nei restauri protesici

8.1. Ruolo del fit protesico nel successo clinico

L'adattamento marginale e interno del restauro protesico rappresenta uno degli aspetti di maggiore importanza per garantire una maggiore predicibilità del successo clinico a lungo termine. Grandi discrepanze marginali portano ad un'eccessiva usura e scioglimento del materiale da cementazione, a causa dell'erosione chimica e dello sforzo meccanico. Ciò incrementa la diffusione di batteri e delle sostanze da loro prodotte, con maggior rischio di infiltrazione marginale e sviluppo di lesione cariosa secondaria. Al contrario, margini che ben si adattano alla preparazione dentale garantiscono una più semplice rimozione del cemento in eccesso prima della polimerizzazione. Questo permette di mantenere anche il tessuto parodontale in salute.⁶³ Un corretto adattamento delle superfici interne previene invece il rischio di frattura del restauro protesico.⁶⁴

In questo senso, va inoltre considerato che rispetto alle corone tradizionali, le corone parziali hanno forma e margini più complessi, per cui il clinico deve conoscere e saper applicare correttamente i principi fondamentali per la preparazione della cavità, in modo da facilitare le successive fasi di presa della scansione e di produzione del restauro protesico.⁶⁵

8.2. Definizione di fit marginale e fit interno

Quando si fa riferimento al fit o adattamento di un restauro protesico ciò che si va a valutare è la discrepanza, dunque il grado di incongruenza tra il manufatto e la corrispettiva preparazione dentale sia a livello marginale, sia a livello delle superfici interne di contatto con il dente.

A tale scopo, le misurazioni che possono essere effettuate tra restauro protesico e dente sono diverse e possono essere effettuate in diversi punti.

*Holmes et al.*⁶⁶ nel 1989 hanno cercato di fare chiarezza in merito all'argomento, dando come definizione la seguente: "Il gap interno è la distanza perpendicolare dalla superficie interna del restauro protesico fino alla parete assiale della preparazione dentale, e la stessa distanza misurata al margine è chiamata gap marginale".

Hanno poi suggerito diverse terminologie a seconda del tipo di misurazione che si prende in considerazione, associandole ai seguenti termini:

- Gap interno
- Gap marginale
- Margine sovra-esteso
- Margine sotto-esteso
- Discrepanza marginale verticale
- Discrepanza marginale orizzontale
- Discrepanza marginale assoluta
- Discrepanza di inserimento

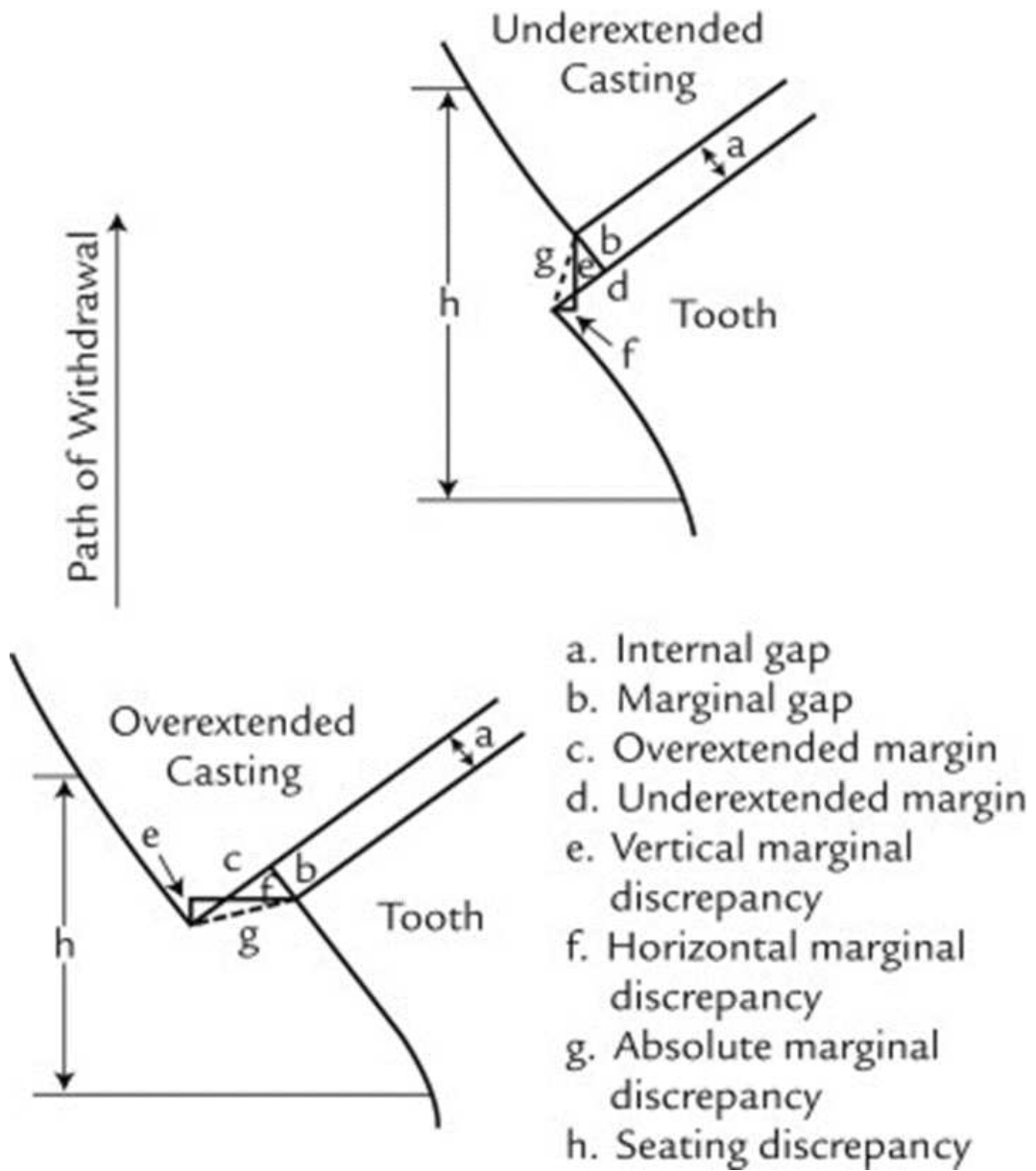


FIGURA 1. Illustrazione delle diverse misurazioni suggerite da Holmes et al.⁶⁶ per la valutazione del fit protesico.

8.3. Valori di fit marginale e interno riportati dalla letteratura

Per molti anni non c'è stata un'unanimità nel suggerire e stabilire un valore preciso del fit marginale che dovesse essere rispettato. Negli anni '70, uno studio di *Mclean e Fraunhofer*⁶⁷ è andato a valutare su inlay in oro, corone in oro, corone a giacca in alumina e metallo-ceramica lo spessore del cemento. Tale sperimentazione è stata realizzata mediante un test replica, ovvero con l'utilizzo di un elastomero polimerizzabile che andasse ad emulare lo spazio del cemento. Una volta polimerizzato il materiale è stato rimosso e imbevuto di resina, così da poter essere sezionato e analizzato al microscopio. I risultati hanno riportato un range di valori tra i 10 e i 160 µm in corrispondenza del margine cervicale esterno.

Ciò indica che ci possano essere delle differenze tra valori clinicamente accettabili e valori che possano dare infiltrazione del restauro sul margine. Tuttavia, Mclean nel 1971, in uno studio eseguito in un arco temporale di 5 anni su oltre 1000 corone, ha valutato come clinicamente accettabili i restauri risultati avere un gap paragonabile a quello sopra indicato. Da queste valutazioni fu pensato che un valore non superiore a 120 µm del fit marginale e del film di cemento avrebbe potuto garantire il successo clinico, ma un valore superiore non necessariamente avrebbe portato all'insuccesso.

Queste considerazioni vengono confermate da studi più recenti, anche se tutt'ora non è stato stabilito con fermezza un valore limite da dover rispettare nella precisione a livello dell'interfaccia tra restauro protesico e preparazione dentale. Una revisione della letteratura eseguita da *Goujat et al.*⁶⁸ nel 2019 che ha preso in considerazione 23 studi in vitro eseguiti su inlay e onlay, ha rilevato valori di gap marginale tra 35 e 128 µm, mentre per il gap interno tra 53 e 407 µm. Di questi studi la maggior parte ha considerato come valore clinicamente accettabile i 120 µm, anche se alcuni hanno ottenuto risultati più elevati, in particolare per quanto riguarda il gap interno.

8.4. Metodologie di valutazione del fit protesico su corone parziali

Per la valutazione del fit protesico esistono diverse metodiche descritte in letteratura. Queste sono distinte secondo diverse classificazioni, principalmente descritte come metodiche distruttive o non distruttive, oppure come metodiche bidimensionali o tridimensionali.^{68,69}

Attualmente non risulta essere presente in letteratura una revisione sistematica che prenda in considerazione la descrizione e il confronto delle diverse metodologie applicate per la valutazione del fit marginale e interno su corone parziali. Inoltre, esistono pochi studi documentati che valutano in vivo il fit protesico su questa tipologia di restauri.

SCOPO DELLO STUDIO

Lo scopo di questa revisione è focalizzato sulla ricerca e sul confronto delle diverse metodiche attualmente descritte in letteratura per l'analisi del fit marginale e del fit interno di corone parziali su singolo elemento dentario. Secondariamente, altro scopo che tale ricerca si propone è quello di considerare quali tra le metodiche individuate possano essere applicate per effettuare studi in vivo.

MATERIALI E METODI

Ai fini di questa revisione è stata condotta una ricerca in letteratura degli studi che considerano l'argomento, basandosi sul protocollo PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analyses)⁷⁰.

La strategia PICO adottata è la seguente:

- P: corone parziali;
- I: metodi di valutazione del fit marginale e interno
- C: non applicabile;
- O: fit marginale e interno.

La domanda principale che viene posta alla base di questa revisione è la seguente: “quali sono le metodologie utilizzate per la valutazione del fit marginale e interno di corone parziali?”.

Successivamente si è posta una seconda domanda: “quali sono le metodologie tra quelle risultate nella revisione che sono potenzialmente applicabili in studi in vivo?”.

1. Strategia di ricerca

A tale scopo, sono stati ricercati dati in letteratura mediante la consultazione dei database elettronici di PubMed e Web of Science. L'arco temporale selezionato ha compreso articoli pubblicati dal 1° gennaio 2017 al 2 marzo 2023.

La strategia di ricerca utilizzata è stata la seguente: marginal AND (fit OR gap OR adaptation OR discrepancy) AND (inlay OR onlay OR partial crown).

Si sono utilizzati i termini soprastanti con l'aiuto degli operatori booleani (OR; AND). Infine, si è eseguita un'ulteriore analisi attraverso le bibliografie degli studi inclusi.

2. Criteri di eleggibilità

2.1. Criteri di inclusione

I criteri di inclusione hanno preso in considerazione articoli legati a studi in vitro in cui viene valutato il fit marginale e, se preso in considerazione, anche il fit interno. Inoltre, tali studi devono descrivere almeno una metodologia applicata per questa valutazione, oltre a dover fornire dati quantitativi delle misurazioni espressi in micrometri (μm) o valore percentuale di margine continuo (%CM).

I restauri dentali su cui si focalizza questa ricerca sono esclusivamente corone protesiche parziali di tipo inlay, onlay, o overlay, realizzati con flusso di lavoro misto o digitale su singoli elementi dentari in zona posteriore (molari o premolari) di derivazione umana o dente modello.

2.2. Criteri di esclusione

Per l'esclusione degli articoli sono stati presi in considerazione i seguenti criteri:

- studi clinici, a causa del numero insufficiente di studi rilevati in letteratura durante la ricerca;
- fonti quali revisioni della letteratura, libri e abstract senza articolo completo;
- studi pilota;
- case report;
- studi che analizzano esclusivamente il fit di faccette, corone, ponti protesici, protesi su impianti, restauri provvisori o modelli in resina;
- studi che valutano solo l'adattamento interno del restauro protesico;
- corone parziali realizzate con flusso analogico.

3. Selezione degli studi

In una prima fase, dal totale degli articoli risultati all'interno della ricerca sono stati esclusi i duplicati. In seguito, un revisore ha effettuato la prima selezione di articoli attraverso la lettura di titoli ed abstract. Gli articoli inclusi sono stati letti e valutati nella versione a testo completo per la fase di selezione finale. Infine, all'interno degli studi inclusi è stata esaminata manualmente la bibliografia per la ricerca di ulteriori risultati.

4. Metodica di estrazione dei dati

I parametri raccolti dalla lettura degli articoli sono stati categorizzati e raccolti all'interno di una tabella, secondo il seguente ordine:

- primo autore e anno di pubblicazione;
- tipologia/e di restauro protesico (inlay, onlay, overlay, corona parziale) e materiale/i utilizzato/i;
- numero di campioni considerati per l'analisi quantitativa del fit protesico;
- strumentazione utilizzata per la produzione dei manufatti;
- spessore del cemento prestabilito;
- parametro/i esaminato/i;
- metodologia/e utilizzata/e per la misurazione dell'adattamento protesico;
- presenza/assenza di cementazione;
- valutazione con cicli termici (TC) o termomeccanici (TMCL);
- numero di siti misurati per campione;
- valori quantitativi del fit marginale e del fit interno.

Tali dati sono stati estratti al fine di valutare il principale outcome:

- metodi applicati dagli studi per la valutazione dell'adattamento del restauro protesico;

Gli outcome secondari che sono stati esaminati sono i seguenti:

- numero di punti analizzati per campione;
- valori di fit marginale e interno, espressi in micrometri o percentuale di margine continuo (%CM).

5. Valutazione del bias degli studi

Per la valutazione del rischio di bias negli studi inclusi nella revisione è stato preso in considerazione il metodo QUIN Tool (Quality Assessment Tool For In Vitro Studies)⁷¹.

Il QUIN Tool prevede la valutazione degli studi secondo 12 criteri qui elencati:

- chiarezza dello scopo/obiettivo dello studio;
- spiegazione dettagliata del calcolo per la selezione del numero di campioni;
- spiegazione dettagliata della tecnica di campionamento;
- dettagli del gruppo controllo;
- dettagliata spiegazione della metodologia applicata;
- dettagli relativi all'operatore;
- randomizzazione;
- metodo di misurazione dell'outcome;
- dettagli sull'operatore che ha misurato l'outcome;
- applicazione del cieco sull'operatore che effettua la misurazione;
- analisi statistiche dei dati;
- presentazione dei risultati.

Per ogni studio ciascun criterio può ricevere un punteggio a seconda che tale criterio sia adeguatamente specificato (2 punti), non adeguatamente specificato (1 punto), non specificato (0 punti) o non applicabile (NA). Il totale del punteggio risulterà in uno score finale.

Il rischio di bias viene valutato a partire dallo score finale totalizzato da ciascuno studio, mediante l'applicazione della seguente formula ed esprimendo il risultato in valore percentuale:

$(\text{score totale} \times 100) / (2 \times \text{numero di criteri valutati})$

A seconda del valore percentuale ottenuto ogni studio potrà essere inserito in tre fasce di rischio:

- rischio di bias lieve (se risulta > a 70%);
- rischio di bias moderato (se risulta tra 50% e 70%);
- rischio di bias elevato (se risulta < a 50%).

RISULTATI

1. Selezione degli studi

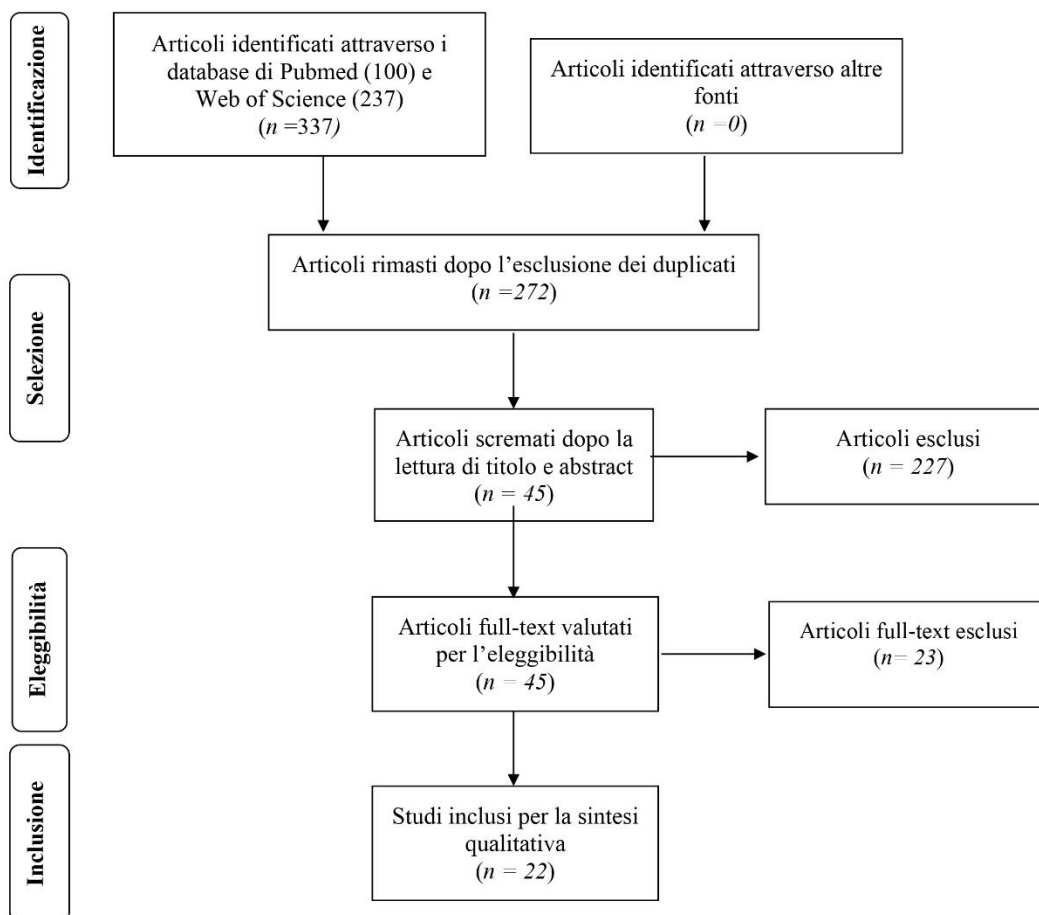


FIGURA 2. PRISMA FLOWCHART degli articoli scremati, scartati ed inclusi durante il processo di revisione della letteratura.

La ricerca eseguita attraverso i database di Pubmed (MEDLINE) e Web of Science ha dato come risultato un totale di 337 pubblicazioni consultabili.

Dopo l'esclusione dei duplicati, un numero di 272 articoli è rimasto disponibile per procedere con la selezione. All'interno di questo gruppo, mediante la lettura di titolo ed abstract di ogni articolo, sono stati esclusi un numero di 227 articoli, la cui motivazione era legata al mancato collegamento con l'argomento relativo alla misurazione del fit marginale e interno, nello

specifico di corone parziali. In ultima analisi, ulteriori 23 articoli sono stati esclusi dalla revisione finale, a causa delle seguenti motivazioni:

- valutazione solo dell'adattamento interno^{72,73};
- revisioni della letteratura^{68,74,75};
- studio pilota⁷⁶;
- studio in vivo⁷⁷;
- case report⁷⁸;
- articoli pubblicati in data precedente all'arco temporale prestabilito nei criteri di inclusione⁷⁹⁻⁸²;
- valutazione quantitativa espressa in unità di misura diverse da micrometri o valore percentuale di margine continuo⁸³⁻⁸⁵;
- valutazione dell'adattamento marginale su modelli in cera⁸⁶;
- restauri protesici realizzati con tecniche analogiche⁸⁷⁻⁹³.

2. Dati degli studi inclusi nella revisione

Nella Tabella I sono riportati i dati estrapolati dagli articoli inclusi nello studio:

- tredici studi hanno valutato solo il fit marginale;
- nove studi hanno valutato sia il fit marginale sia il fit interno.

TABELLA I (A). Raccolta dati dei 22 articoli inclusi nello studio.

Autore articolo e anno	Restauro/i realizzato/i + materiale/i	Numero campioni misurati	Strumentazione utilizzata per la produzione	Spessore prestabilito per il Cemento	Parametri analizzati (unità di misura)	Metodologia di misurazione	Cementazione	Cicli termici (TC) o termomeccanici (TMCL)	Numero di siti misurati a campione	Misurazione MF* (media o mediana + dev. std. o IQR****)	Misurazione IF* (media o mediana + dev. std. o IQR****)
Lima et al. ⁹⁴ 2018	Onlay (2 preparazioni) RNC (Lava Ultimate)	40 (10 x 4)	DP: IOS Bluecam (20) IP: PVS + IOS (20) Software: CEREC 4.0 Milling unit: CEREC MC XL	Spazio per cemento 100 micron Spazio al margine 50 micron	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con microscopio 25x + Camera digitale	Non cementato stabilizzato in resina composita	no	18 (x3)	DP: da 60 +/- 39 a 71 +/- 64 IP: da 42 +/- 33 a 75 +/- 47	/
Oz et al. ⁹⁵ 2018	MOD Inlay EC: IPS e.max CAD LU: RNC (Lava Ultimate) EL: IPS Empress CAD	45 (15 x3) EC (15) LU (15) EL (15)	IOS Omnicam Software: CEREC 4.2.3 Milling unit: MC XL	Non definito	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con stereomicroscopio (Leica MZ 16A) + Leica Application Suite software	Non cementato	no	12	EC: 33.54 +/- 15.83 LU: 33.77 +/- 17.35 EL: 34.23 +/- 17.67	/
Gudugunta et al. ⁹⁶ 2019	MOD Onlay IPS e.max CAD	15	Modello in gesso + IOS CEREC inLab 3D v3.01 Milling	Non definito	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con microscopio 5x (LaboMed CZM6) + visione con imaging software a 200x	Non cementato stabilizzato su modello in gesso con Variolink II	no	60	41.46 +/- 15.94	/
Hamid et al. ⁹⁷ 2019	MOD Onlay RNC (Lava Ultimate)	12	CEREC inLab MC X5 System Software: inLab CAM	Non definito	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con stereomicroscopio 41x (Leica M121C) + Software di visualizzazione (Leica M125C)	Non cementato	no	10	Da 27.81 +/- 12.62 a 93.79 +/- 17.97	/

*MF/IF: marginal/internal fit; **CM: margine continuo; ***IQR: range interquantile; ****ROI: regioni di interesse.

TABELLA I (B). Raccolta dati dei 22 articoli inclusi nello studio.

Autore articolo e anno	Restauro/i realizzato/i + materiale/i	Numero campioni misurati	Strumentazione utilizzata per la produzione	Spessore del Cemento prestabilito	Parametri analizzati (unità di misura)	Metodologia di misurazione	Cementazione	Cicli termici (TC) o termomeccanici (TMCL)	Numero di siti misurati a campione	Misurazione MF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)	Misurazione IF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)
Neto et al. ⁹⁸ 2019	Onlay (2 preparazioni) IPS e.max CAD	40 (10 x 4) CB (20) CO (20)	CEREC Omnicam (CO) & Bluecam (CB) Software CEREC 4.2 Milling unit (MC XL)	Spazio al margine 60 micron	MF e IF (micron)	MF: VISIONE DIRETTA con microscopio 25x (Leica S6D) e camera digitale (EC3 Leica) IF: REPLICA SILICONE (750g) + microscopio 25x	Non cementato (stabilizzato in resina composita)	no	MF:16 (x3) IF:21	CO: 55.26 +/- 46.85 CB: 41.70 +/- 40.83	CO: 161.13 +/- 87.86 CB: 167.47 +/- 92.04
Qian et al. ⁹⁹ 2020	MOD Inlay EN: Vita Enamic LU: Lava Ultimate	24 (8 x 2) EN (8) LU (8)	IOS: CEREC Omnicam Software: CEREC 4.2 Milling unit: CEREC MC-XL	Spazio cemento 60 micron	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con stereomicroscopio (Leica MZ 16A)	Cementato Variolink N (Ivoclar Vivadent)	Prima e dopo TC: Misurazioni a 1000/5000/10.000 cicli termici, tra 5 e 55 gradi	8	Prima TC: EN: 100.49 +/- 32.03 LU: 91.19 +/- 29.77 Dopo 10.000 TC: EN: 105.79 +/- 34.20 LU: 94.99 +/- 32.78	/
Falanchai et al. ¹⁰⁰ 2020	Overlay (4 preparazioni) ZLS (Vita Suprinity)	40 (10 x 4)	Putty impression + lab scanner (D2000, 3Shape) Software: 3Shape CAD Design Ceramill milling unit	Spazio cemento 50 micron	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con microscopio video 202.9x (VMM, Easson Optoelectronica Technology CO.)	Prima (MF1) e dopo (MF2) cementazione Panavia F2.0, Kuraray Noritake)	no	20 (x3)	MF1: da 71.59 +/- 14.60 a 91.66 +/- 8.06 MF2: da 108.84 +/- 13.68 a 128.31 +/- 10.52	/
Alenezi et al. ¹⁰¹ 2021	Onlay e. max CAD	20 (10 x 2)	IOS: Artica Autoscan, Kavo (10) CEREC Omnicam (10) Software: Kavo multiCAD (10) inLab 15.1 (10) milling unit: Kavo Everest (10) inLab MC X5 (10)	Spazio cemento 50 micron	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con microscopio + misurazione con software ImageJ	Non cementato	no	6	Da 59 a 84	/

*MF/IF: marginal/internal fit; **CM: margine continuo; ***IQR: range interquantile; ****ROI: regioni di interesse.

TABELLA I (C). Raccolta dati dei 22 articoli inclusi nello studio.

Autore articolo e anno	Restauro/i realizzato/i + materiale/i	Numero campioni misurati	Strumentazione utilizzata per la produzione	Spessore del Cemento prestabilito	Parametri analizzati (unità di misura)	Metodologia di misurazione	Cementazione	Cicli termici (TC) o termomeccanici (TMCL)	Numero di siti misurati a campione	Misurazione MF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)	Misurazione IF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)
Qian et al. ¹⁰² 2022	MOD onlay Self-glazed zirconia - SGZ Erran Tech; China)	22 (11 x 2) CI (11) DI (11)	CI: Polietere + scanner D2000 (3Shape) DI: Omnicam CEREC Software: 3Shape Dental System 3D gel deposition unit	Spazio interno 50 micron	MF e IF (micron)	MF e IF: 1) ANALISI DIGITALE 3D su REPLICA CON SILICONE (2 kg per 5 min) con DOPPIA SCANSIONE (Geomagic 12) MF: 2) VISIONE DIRETTA 2D CON MICROSCOPIO (Leica MZ 16A) 1	Metodo 3D: non cementato Metodo 2D: cementato Cemento: RelyX Ultimate Clicker	Metodo 3D: no Metodo 2D: Prima e dopo cicli termici 5000 cicli termici tra 5 e 55 gradi ogni 30 secondi	MF: 8 IF: 2 ROI****	Analisi 3D group CI: 119.32 +/- 44.35 group DI: 75.41 +/- 8.66 Analisi 2D prima cicli termici group CI: 111.45 +/- 33.97 group DI: 74.43 +/- 8.25 dopo cicli termici group CI: 124.77 +/- 34.47 group DI: 84.07 +/- 7.31	Analisi 3D group CI: 100.96 +/- 22.53 group DI: 72.05 +/- 8.16
Daher et al. ¹⁰³ 2022	Onlay MCOMP: Tetric CAD EM: IPS E.max CAD 3D: VarseoSmile Crown Plus	24 (8 x 3)	IOS: CEREC Primescan Software: CEREC SW 5.1.3 Milling unit: MC XL (Dentsply Sirona) 3D printing unit: Sonic Mighty 4K (Phrozen Technology)	Non definito	MF (% CM**)	VISIONE DIRETTA con SEM 200x (Sigma 300VP) + software ((Marginal analysis 4.0; RD)	Cementato Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent)	Prima e dopo TMCL: 3000 cicli termici tra 5 e 55 gradi ogni 90 secondi 600 000 cicli masticatori a 49N e frequenza 1.7 Hz	/	MCOMP: da 75.9 a 68.5 EM: da 63.1 a 43.7 3D: da 69.8 a 44.7	/
Negucioiu et al. ¹⁰⁴ 2019	Onlay HC (Vita Enamic) IPS Empress CAD	12 (6 x 2) EN (6) IPS (6)	- TRIOS 3 (3Shape) (3 EN+3 IPS) - E3 Lab scanner (3Shape) (3 EN+3 IPS) Software: Dental System 2018 Premium (3Shape) Milling unit: Zenotec Select	Non definito	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con SEM 1000x	Cementato Temp Bond	no	4	EN: da 88.10 +/- 47.51 a 168.11 +/- 79.71 IPS: da 72.70 +/- 21.41 a 140.60 +/- 142.53	/

*MF/IF: marginal/ internal fit; **CM: margine continuo; ***IQR: range interquantile; ****ROI: regioni di interesse.

TABELLA I (D). Raccolta dati dei 22 articoli inclusi nello studio.

Autore articolo e anno	Restauro/i realizzato/i + materiale/i	Numero campioni misurati	Strumentazione utilizzata per la produzione	Spessore del Cemento prestabilito	Parametri analizzati (unità di misura)	Metodologia di misurazione	Cementazione	Cicli termici (TC) o termomeccanici (TMCL)	Numero di siti misurati a campione	Misurazione MF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)	Misurazione IF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)
Frankenberger et al. ¹⁰⁵ 2021	MOD Onlay EM: e.max CAD (Ivoclar Vivadent) CD: Celtra Duo (Dentsply Sirona) ZR: Cercon Ht (Dentsply Sirona)	24 (8 x 3)	CEREC 3D software	Non definito	MF (% CM**)	SEM 200x su replica in resina epossidica	Cementato EM e CD: Variolink Esthetic ZR: RelyX Unicem 2	Prima e dopo TMCL: 300.000 cicli termici tra 5 e 55 gradi 1.200.000 cicli meccanici a 100N e frequenza 0.5 Hz	/	EM: da 95 +/- 7 a 100 CD: da 93 +/- 9 a 100 ZI: da 76 +/- 23 a 100	/
Soliman et al. ¹⁰⁶ 2022	Corona parziale Celtra Duo (Dentsply sirona)	48 (8 x 6)	Lab scanner: InEOS X5 Software: CEREC 4.4.4 Milling unit: CEREC MC XL Premium	Non definito	MF (micron)	SEM 100-1000x su replica in resina epossidica e misurazione con software (RaEM version 5.0.0)	Cementato HV: resine ad alta viscosità - Tetric Evoceram (8 x 2) - Ceram.x (8 x 2) LV: resine a bassa viscosità - Calibra Ceram (8) - Tetric Evoflow (8)	Dopo TMCL: 2500 cicli termici tra 5 e 55 gradi 500.000 cicli meccanici a 50N	/	HV: da 267.71 +/- 134.14 a 332.71 +/- 175.16 LV: da 146.75 +/- 71.73 a 165.98 +/- 83.97	/
Merrill et al. ¹⁰⁷ 2021	Inlay e onlay Ceramica feldspatica (Vita MkII)	40 (20 x 2) CO (20) CB (20)	CB: CEREC Bluecam CO: CEREC Omnicam Software: inLab CAD SW16, CEREC Milling unit: CEREC MC XL	Spazio cemento 80 micron	MF (micron)	VISIONE DIRETTA con microscopio (Nikon Instruments) su REPLICA IN SILICONE (Kerr, NSW)	/	no	n.d.	CO Inlay: 75.1 +/- 7.1 CB Inlay: 116.2 +/- 29.0 CO Onlay: da 104.1 +/- 34.3 CB Onlay: 133.3 +/- 38.5	/
Rippe et al. ¹⁰⁸ 2017	MOD Inlay - Re: RC (Lava Ultimate) - Dis: e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	30 (10x3) LaRe (10) CeRe (10) CeDis (10)	IOS: - La: Lava COS (3M, ESPE) - Ce: CEREC Bluecam Software: n.d. Milling unit: CEREC MC XL	Spazio cemento 45 micron (La) 40 micron (Ce)	MF e IF (micron)	3x REPLICA CON SILICONE (forza di 750g) e stereomicroscopio	/	no	MF: 6 (x3) IF: 19 (x3)	LaRe: da 105.9 +/- 40.3 a 130.9 +/- 38.4 CeRe: da 116.7 +/- 42.1 a 145.3 +/- 106.5 CeDis: da 171.8 +/- 56.6 a 177.8 +/- 68.9	LaRe: da 104.7 +/- 13.9 a 233.8 +/- 80.5 CeRe: da 76.7 +/- 24.6 a 227.5 +/- 94.2 CeDis: da 66.7 +/- 19.9 a 207.2 +/- 61.3

*MF/IF: marginal/ internal fit; **CM: margine continuo; ***IQR: range interquartile; ****ROI: regioni di interesse.

TABELLA I (E). Raccolta dati dei 22 articoli inclusi nello studio.

Autore articolo e anno	Restauro/i realizzato/i + materiale/i	Numero campioni misurati	Strumentazione utilizzata per la produzione	Spessore del Cemento prestabilito	Parametri analizzati (unità di misura)	Metodologia di misurazione	Cementazione	Cicli termici (TC) o termomeccanici (TMCL)	Numero di siti misurati a campione	Misurazione MF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)	Misurazione IF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)
Sharma et al. ¹⁰⁹ 2020	MOD Inlay Zirconia (Cercon HT)	30 (15 x 2)	IOS: - Trios, 3Shape (15) - PVS + lab scanner (dental wings 7series) (15) Software: - Exocad (15) - DWOS (15) Milling unit: Yenadent D15	Spazio cemento 30 micron Spazio marginale 0 micron	MF (micron)	2x REPLICA CON SILICONE (forza di 750g) e stereomicroscopio 40x (Magnus Opto Systems)	/	no	7 (x2)	Da 20.16 +/- 1.55 a 40.43 +/- 1.27	/
Lim et al. ¹¹⁰ 2023	Inlay - LU: Lava Ultimate, 3M Espe - ZR: Zolid Fx multilayer - 3D: Nextdent C&B	39 (13 x 3) LU (13) ZR (13) 3D (13)	PVS + IOS: Trios 3, 3Shape Software: Ceramill Mind Milling unit: Ceramill Motion 2 DLP 3D printing unit: Bio 3D L12	Spazio cemento 30 micron	MF e IF (micron)	REPLICA CON SILICONE (forza di 5N x 5 min) e visione a microscopio digitale 160x	/	no	MF: 2 IF: 4	LU: 118.54 +/- 45.54 ZR: 58.35 +/- 14.88 3D: 53.77 +/- 16.29	LU: 168.81 +/- 42.67 ZR: 95.69 +/- 13.34 3D: 82.02 +/- 8.32
Bayrak et al. ¹¹¹ 2021	Onlay Ceramica feldspatica (Vita Enamic)	33 (11 x 3) CE (11) Ka (11) PI (11)	IOS: Trios 3Shape Software: - CE: CEREC (11) - Ka: Kavo (11) - PI: Planmeca (11) Milling unit: DMC5020, DentMaster	Spazio al margine 25 micron Spazio cemento 80 micron	MF e IF (micron)	Micro CT (Skyscan 1275) + CTAn software (1.14.4.1; Bruker) + Dataviewer (1.5.6.2, Bruker)	Non cementato	no	MF: 4 IF: 7	CE: da 48.8 +/- 0.07 a 272.2 +/- 0.11 Ka: da 76.0 +/- 0.10 a 192.4 +/- 0.13 PI: da 90.2 +/- 0 a 138.1 +/- 0.11	CE: da 77.0 +/- 0.04 a 248.1 +/- 0.07 Ka: da 63.2 +/- 0.11 a 232.4 +/- 0.10 PI: da 72.0 +/- 0.02 a 278.4 +/- 0.15
Ekici et al. ¹¹² 2021	Inlay Ceramica feldspatica (CEREC Blocs)	36 (12 x 3) CO (12) CB (12) CI (12)	Scanner: CO: CEREC Omnicam CB: CEREC Bluecam CI: CEREC inEos X5 Software: CEREC 15.1.1. Milling unit: MC XL	Spazio cemento 120 micron	MF e IF (micron)	Micro CT (Skyscan 1275, Bruker) + CTAn software (1.14.4.1, Bruker) + Dataviewer (1.5.6.2, Bruker)	Non cementato	no	MF: 2 IF: 5	CO: da 120.37 +/- 84.82 a 121.51 +/- 61.10 CB: da 16.05 +/- 33.27 a 84.47 +/- 30.04 CI: 73.93 +/- 112,20 a 83.77 +/- 16.49	CO: da 91.45 +/- 44.93 a 184.33 +/- 74.23 CB: da 23.36 +/- 43.54 a 138.57 +/- 52.29 CI: da 33.37 +/- 53.21 a 179.71 +/- 87.75

*MF/IF: marginal/ internal fit; **CM: margine continuo; ***IQR: range interquartile; ****ROI: regioni di interesse.

TABELLA I (F). Raccolta dati dei 22 articoli inclusi nello studio

Autore articolo e anno	Restauro/i realizzato/i + materiale/i	Numero campioni misurati	Strumentazione utilizzata per la produzione	Spessore del Cemento prestabilito	Parametri analizzati (unità di misura)	Metodologia di misurazione	Cementazione	Cicli termici (TC) o termomeccanici (TMCL)	Numero di siti misurati a campione	Misurazione MF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)	Misurazione IF* (media o mediana + dev. std. o IQR***)
Zimmermann et al. ¹¹³ 2018	Inlay ZLS Celtra Duo (Dentsply Sirona)	30 (10 x 3) Gruppo 12 (10) Gruppo 12 two step (10); Gruppo 12S (10)	Scanner: CEREC Omnicam Software: CEREC SW v.4.0 Milling: CEREC MC XL	Spazio cemento 80 micron	MF e IF (micron)	ANALISI DIGITALE 3D su REPLICA SILICONE (forza di 25N per 2 min) con DOPPIA SCANSIONE (OraCheck, Cyfex, AG)	/	no	20.000 per superficie MF: 1 ROI**** IF: 2 ROI	Gruppo 12: 120.4 +/- 12.9 Gruppo 12 two step: 110.3 +/- 22.2 Gruppo 12s: 144.6 +/- 144	Gruppo 12: da 96.9 +/- 12.0 a 215.8 +/- 14.4 Gruppo 12 two step: da 90.5 +/- 20.1 a 155.0 +/- 40.1 Gruppo 12s: da 122.8 +/- 12.2 a 222.8 +/- 35.6
Yang et al. ¹¹⁴ 2019	MOD Onlay (2 preparazioni) Resina composita rinforzata in ceramica (Hyramic, Upcera)	30 (15 x 2) CP (15): preparazione convenzionale SP (15): preparazione a spalla	Scanner: TRIOS 2 (3Shape) Software: n.d. Milling unit: DWX-51D - Roland	Non definito	MF e IF (micron)	ANALISI DIGITALE 3D su REPLICA SILICONE con DOPPIA SCANSIONE (Geomagic Control X)	/	no	MF: 40 IF: 60	CP: da 47.1 +/- 1.0 a 49.7 +/- 1.4 SP: da 133.4 +/- 1.1 a 135.8 +/- 2.2	CP: 51.8 +/- 0.6 SP: 141.5 +/- 8.1
Kassis et al. ¹¹⁵ 2021	MOD Overlay HT-14L: nano ceramic (Cerasmart) ZLS14: silicate di litio rinforzato in zirconia (Vita Suprinity)	30 (15 x 2) HT-14L (15) ZLS14 (15)	TRIOS 3 (3Shape) Software: TDS Trios Design (3Shape) Milling unit: CEREC inLab MCX5	Spazio marginale 10 micron Spazio interno 10 micron	MF e IF (micron)	ANALISI DIGITALE 3D con TRIPLA SCANSIONE (Exocad Software Program)	Non cementato	no	MF: 5 IF: 6	HT-14L: 100.02 +/- 19.60 ZLS14: 114.49 +/- 21.50	HT-14L: da 110.70 +/- 13.91 a 118.68 +/- 9.03 ZLS14: da 114.33 +/- 18.14 a 137.00 +/- 8.61

*MF/IF: marginal/ internal fit; **CM: margine continuo; ***IQR: range interquantile; ****ROI: regioni di interesse.

2.1. Metodologie utilizzate per la valutazione del fit marginale

Come stabilito dai criteri di inclusione tutti gli studi devono descrivere almeno un metodo per la misurazione del fit marginale del manufatto protesico in esame. Le principali metodiche risultate dalla revisione per la valutazione dell'adattamento marginale sono le seguenti:

- visione diretta mediante utilizzo di microscopio ottico, stereomicroscopio o microscopio digitale⁹⁴⁻¹⁰²;
- visione diretta con utilizzo di microscopio elettronico a scansione^{103,104};
- analisi indiretta su repliche in resina epossidica con utilizzo di microscopio elettronico a scansione^{105,106};
- replica in silicone dello spazio tra superficie interna del restauro protesico e la preparazione dentale, con misurazione diretta o indiretta utilizzando microscopio ottico¹⁰⁷⁻¹¹⁰;
- scansione con micro-CT^{111,112};
- replica con silicone e doppia scansione per analisi virtuale 3D del fit protesico^{102,113,114};
- tecnica della tripla scansione e analisi virtuale 3D¹¹⁵.

2.2. Metodiche utilizzate per la valutazione del fit interno

Degli studi presi in analisi dalla seguente revisione, nove di essi hanno valutato anche l'adattamento interno:

- in due studi è stata applicata la metodica con scansione alla micro-CT^{111,112};
- in sei studi è stata utilizzata la tecnica con replica in silicone analogica. In tre di questi è stata effettuata la misurazione 2D attraverso un microscopio ottico^{98,108,110}, nei restanti tre studi invece è stata eseguita un'analisi 3D previa scansione del campione^{102,113,114};
- in uno studio è stato analizzato il fit interno mediante tecnica con tripla scansione e analisi 3D¹¹⁵.

2.3. Numero di punti misurati per campione

Il numero di punti misurati per campione risulta variare in maniera notevole a seconda della metodologia applicata, come si osserva nella Tabella I. La maggior parte dei metodi ha valutato il fit marginale e interno attraverso l'analisi quantitativa della distanza tra singoli punti, mentre altri hanno considerato intere aree di interesse (ROI: Region of Interest)^{102,113}. Prendendo in considerazione gli studi in cui tale dato è stato specificato, il numero di punti misurati per ogni campione è risultato variare da 4 a 100. Uno studio è stato in grado di misurare 20.000 punti diversi per campione analizzato¹¹³.

2.4. Valori del fit marginale e del fit interno

Venti studi hanno analizzato il fit marginale e il fit interno dei campioni in micrometri. I valori medi del fit marginale sono risultati variare tra 16.0 μm e 332.7 μm , mentre il fit interno tra 23.3 μm e 278.4 μm .

Due studi hanno analizzato l'adattamento marginale valutando la percentuale di margine continuo/integro in rapporto al perimetro totale del margine misurabile (%CM)^{103,105}. I valori sono risultati variare tra 63.1% e 100%, nelle misurazioni effettuate prima di sottoporre i campioni a cicli termomeccanici. Questi valori sono variati tra 43.7% e 95% dopo averli sottoposti ai cicli termomeccanici.

3. Valutazione qualità degli studi

Nella Tabella II è riportata la valutazione del rischio di bias degli studi analizzati secondo la metodica QUIN Tool per gli studi in vitro. Di questi, quattro hanno riportato rischio lieve di bias, diciassette studi hanno riportato un rischio moderato, mentre un solo studio ha riportato un rischio elevato.

Lo studio di Negucioiu è quello che ha riportato lo score minore, valutato come alto rischio. Risulta l'unico articolo che non riporta l'applicazione del metodo statistico per la quantificazione dei risultati¹⁰⁴.

TABELLA II. Valutazione rischio di bias degli articoli inclusi nello studio.

	Lima et al. ⁹⁴	Oz et al. ⁹⁵	Gudugunta et al. ⁹⁶	Hamid et al. ⁹⁷	Neto et al. ⁹⁸	Qian et al. ⁹⁹	Falanchai et al. ¹⁰⁰	Alenezi et al. ¹⁰¹	Qian et al. ¹⁰²	Daher et al. ¹⁰³	Negucioiu et al. ¹⁰⁴	Frankenberger et al. ¹⁰⁵	Soliman et al. ¹⁰⁶	Merrill et al. ¹⁰⁷	Rippe et al. ¹⁰⁸	Sharma et al. ¹⁰⁹	Lim et al. ¹¹⁰	Bayrak et al. ¹¹¹	Ekici et al. ¹¹²	Zimmermann et al. ¹¹³	Yang et al. ¹¹⁴	Kassis et al. ¹¹⁵	
Chiarezza obbiettivo/i dello studio	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Chiarezza spiegazione del calcolo del numero di campioni dello studio	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	2
Spiegazione dettagliata della tecnica di campionamento	0	2	0	1	0	1	2	0	0	0	0	2	1	0	2	0	0	0	2	0	0	0	1
Dettagli del gruppo controllo	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Spiegazione dettagliata del metodo usato	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Dettagli dell'operatore	0	0	1	1	1	1	2	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	1	1	0	1	1	1
Randomizzazione	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0
Metodo di misurazione dell'outcome	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Dettagli su operatore che ha eseguito le misurazioni	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	2	0	2	0	1	0	0	0	0	0	1	1
Applicazione del cieco sull'operatore	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Analisi statistica	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	0	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Presentazione dei risultati	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
SCORE	12	17	14	14	13	15	16	12	12	13	11	19	13	14	18	14	12	13	15	12	14	17	
VALUTAZIONE BIAS (score x 100 / 2 x numero criteri applicati)	50.0% Rischio moderato	70.8% Rischio lieve	58.3% Rischio moderato	58.3% Rischio moderato	54.2% Rischio moderato	62.5% Rischio moderato	66.7% Rischio moderato	50.0% Rischio moderato	50.0% Rischio moderato	54.2% Rischio moderato	45.8% Rischio elevato	79.2% Rischio lieve	54.2% Rischio moderato	58.3% Rischio moderato	75.0% Rischio lieve	58.3% Rischio moderato	50.0% Rischio moderato	54.2% Rischio moderato	62.5% Rischio moderato	50.0% Rischio moderato	58.3% Rischio moderato	70.8% Rischio lieve	

SCORE: 2 adeguatamente specificato; 1 non adeguatamente specificato; 0 non specificato; NA non applicabile.

BIAS: rischio lieve se > 70%; rischio moderato se compreso tra 70% e 50%; rischio elevato se <50%.

DISCUSSIONE

Dalla consultazione dei risultati di questo studio è possibile comprendere che i metodi esistenti per la valutazione del fit marginale e interno su corone parziali sono molteplici. Si procederà ora alla descrizione delle caratteristiche di ciascun metodo applicato dagli autori degli studi.

1. Valutazione diretta mediante sistemi ottici ad ingrandimento

Si tratta della metodologia che è risultata essere maggiormente utilizzata nella valutazione del fit protesico di corone parziali, con nove studi inclusi nella revisione. Attraverso questa metodica è possibile visionare direttamente l'interfaccia tra il margine del manufatto e il margine della preparazione su cui esso alloggia, mediante sistemi ottici ad ingrandimento. Tra questi si possono utilizzare il microscopio ottico o lo stereomicroscopio per un'analisi analogica, oppure il microscopio digitale con software dedicato per effettuare le misurazioni in maniera digitale. La misurazione quantitativa viene poi effettuata calcolando la distanza bidimensionale tra due punti prestabiliti.

Il numero di punti misurati per campione è risultato variare, a seconda degli studi, da 6 a 60. In alcuni di essi le misurazioni sono state effettuate per più volte, in modo da ottenere un maggior numero di dati^{94,98,100}.

Lima et al.⁹⁴, Neto et al.⁹⁸, Oz et al.⁹⁵, Hamid et al.⁹⁷, Alenezi et al.¹⁰¹ hanno effettuato la rilevazione senza cementazione, posizionando il manufatto sulla preparazione, mentre Gudugunta et al.⁹⁶ hanno eseguito la medesima procedura mantenendo il campione posizionato sul modello in gesso ottenuto dall'impronta della cavità della preparazione. Questa strategia è giustificabile secondo alcuni di questi autori, in quanto la cementazione può condizionare la valutazione quantitativa del fit marginale.

Lima et al.⁹⁴ e Neto et al.⁹⁸ nei loro studi hanno stabilizzato mediante composito il restauro, applicandolo in due punti esterni non coinvolti nella misurazione. Oz et al.⁹⁵, Hamid et al.⁹⁷, Alenezi et al.¹⁰¹ e Gudugunta et al.⁹⁶ non hanno utilizzato alcun materiale per stabilizzare il restauro al modello. In tutti questi studi i valori medi o di mediana rilevati sono risultati entro il range dei 120 μm , considerato da molti il limite ideale per garantire una buona prognosi a livello clinico.

In altri due studi, entrambi di Qian et al.^{99,102}, è stato valutato l'adattamento marginale dopo la cementazione definitiva del manufatto protesico, al fine di simulare la condizione che si presenta poi nel cavo orale del paziente. In questo caso, infatti, la distanza tra i due margini corrisponde allo spessore dato dal cemento.

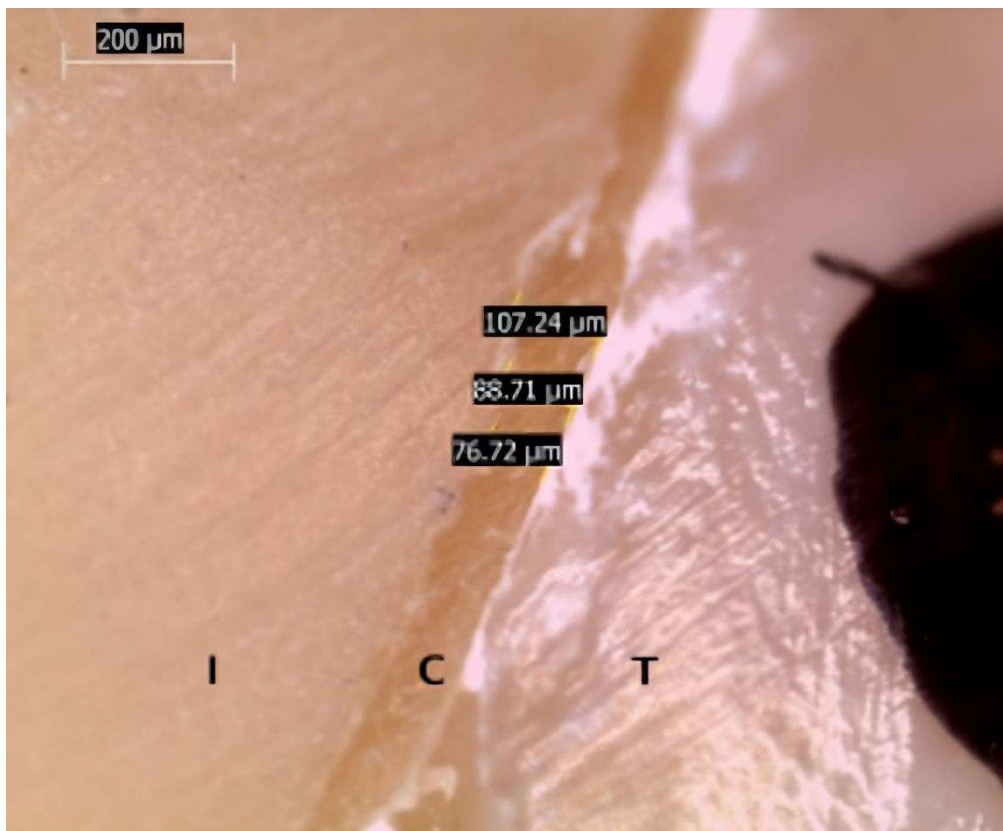


FIGURA 3. Immagine ottenuta al microscopio ottico (T: dente; C: cemento; I: inlay) nello studio di Qian et al.⁹⁸.

Nello specifico l'analisi del manufatto cementato è stata eseguita sia prima, sia dopo aver sottoposto a cicli termici i restauri protesici. La cementazione permette quindi di simulare anche una specifica condizione legata alle temperature del cavo orale, non valutata nei precedenti studi. I valori di fit marginale sono risultati mediamente più alti rispetto ai valori senza cementazione, ma sempre all'interno del range clinico accettabile. Nel primo studio⁽⁹⁸⁾ i valori complessivi rientravano tra gli 80 e i 100 μm , con alcuna differenza significativa tra le misurazioni eseguite prima e dopo i cicli termici ($p > 0.05$). Nel secondo studio⁽¹⁰¹⁾ le analisi del fit marginale sono rientrate tra i 74 e i 125 μm .

Infine, lo studio di Falanchai et al.¹⁰⁰ è l'unico tra questi ad aver valutato l'adattamento marginale del restauro sia prima che dopo la cementazione. In questo studio è stato utilizzato un sistema di video-microscopia con ingrandimento a 202,9 x. Anche in questo caso i valori medi del fit marginale sono rientrati nel range clinico, tra i 72 e i 117 μm . Un solo gruppo ha oltrepassato di poco il limite con valori di 128 μm .

Riassumendo, la metodica di analisi diretta con microscopio risulta essere relativamente semplice da impiegare, poco costosa, e permette di ricavare misurazioni ripetibili del fit marginale senza dover necessariamente compromettere il restauro protesico con eventuali sezionamenti. Tuttavia, non è risultato esserci alcun studio che ha valutato il fit interno, poiché l'interfaccia interna tra le due superfici non è direttamente visibile al microscopio. A tale scopo diventerebbe sì necessario sezionare il campione in analisi e questa procedura risulterebbe invasiva e non reversibile nei confronti del manufatto protesico.

Infine, altra considerazione non trascurabile è legata all'impossibilità di poter utilizzare un microscopio all'interno del cavo orale. Per tale ragione non è possibile considerare questa metodica come un'opzione da poter applicare

per gli studi di tipo clinico. Ciononostante, resta una tra le più valide opzioni per la misurazione in vitro del fit marginale, come dimostrato dalla numerosità di autori che hanno optato per l'utilizzo di questa metodologia.

2. Valutazione diretta con microscopio elettronico a scansione (SEM)

Il microscopio elettronico a scansione (SEM) è da considerarsi un altrettanto valido strumento per la valutazione diretta dell'adattamento marginale di un restauro protesico parziale. Analogamente ai sistemi ingrandenti ottici, l'analisi con SEM permette una valutazione del gap tra il margine del restauro e il margine della preparazione. Il notevole vantaggio rispetto ai sistemi ottici, tuttavia, è dato dalla migliore risoluzione dell'apparecchio che esegue la scansione. Esso permette infatti di analizzare ad ingrandimenti maggiori (da 100x fino a 1000x negli studi considerati) l'interfaccia tra margine della cavità e margine del restauro.

In due studi è stato utilizzato questo sistema. Negucioiu et al.¹⁰⁴ hanno valutato 12 restauri inlay realizzati a partire da un modello di un secondo molare inferiore preparato con una cavità mesio-occluso-disto-linguale. Ogni elemento è stato segnato in quattro distinti punti: uno mesiale, uno distale, uno occlusale, uno linguale. Infine, sono stati cementati con cemento Tempbond. In ciascun inlay i quattro punti segnati sono stati analizzati mediante SEM valutando l'adattamento marginale in micrometri tra il margine del restauro e il margine della preparazione a ingrandimento 1000x. Eseguito questo passaggio, il resto dell'interfaccia è stato valutato sempre con SEM a ingrandimenti minori, al fine di ricercare se in altri siti era possibile trovare valori maggiori o minori rispetto ai quattro siti principali esaminati. Solo valori maggiori a 30 µm sono stati considerati a tale scopo. I valori del fit marginale in questo studio hanno in parte oltrepassato il range dei 120 µm, con valori medi tra 73 e 168 µm.

Anche Daher et al.¹⁰³ hanno valutato nel loro studio in modo diretto il fit marginale confrontando tre materiali diversi per restauri definitivi e realizzando per ciascuno 8 onlay, per un totale di 24 unità. L'analisi è stata condotta dopo la cementazione di ciascun campione con un cemento resinoso, prima e dopo averli sottoposti a cicli termomeccanici.

L'analisi in questo caso ha preso in considerazione l'indagine profilometrica di tutto il perimetro di interfaccia adesivo tra margine degli onlay e il margine del dente. Questo procedimento è risultato utile alla valutazione del rapporto tra margine integro, quindi risultato privo di interruzioni, rispetto al perimetro totale, per valutare l'entità di possibili interruzioni di continuità prima e dopo aver sottoposto i campioni ai cicli termomeccanici. Il risultato è stato espresso come percentuale di continuità del margine (%CM). I valori medi variavano da 69.8% a 75.9% nella fase precedente ai cicli termomeccanici. In seguito, i valori sono variati da 43.7% a 68.5%, comportando una notevole diminuzione della qualità del sigillo.

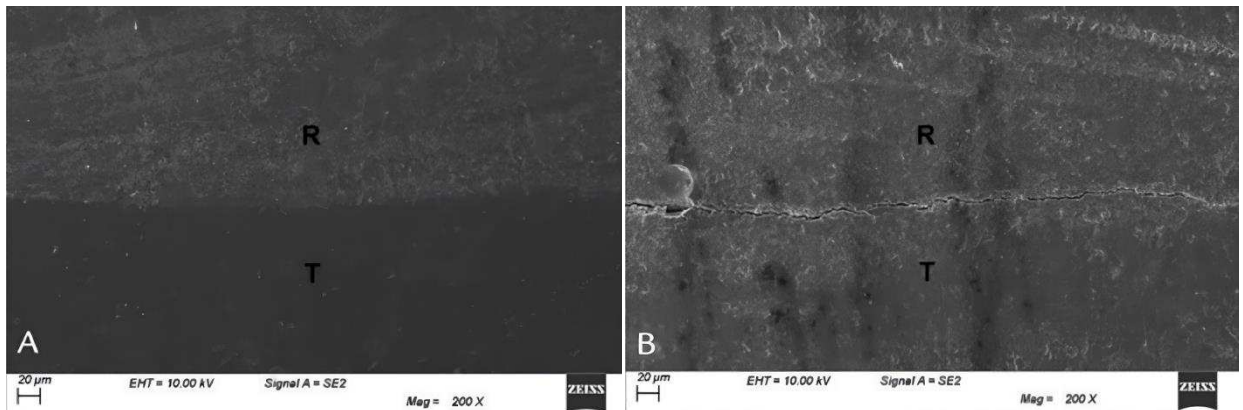


FIGURA 4. Visione al microscopio elettronico a scansione, ingrandimento 200x. A: margine continuo; B: margine non continuo. (R: restauro protesico; T: dente). Studio di Daher et al.¹⁰²

La valutazione diretta con microscopio elettronico a scansione è sicuramente più valida rispetto all'utilizzo dei sistemi ottici, considerando il maggior dettaglio delle immagini che vengono elaborate. Inoltre, permette di valutare il fit protesico non solo come distanza tra due punti, ma è in grado di analizzare il sigillo a livello dell'interfaccia protesi-preparazione quantificando

su tutto il perimetro la sua integrità. Tuttavia, mantiene le stesse criticità che si sono riscontrate con i sistemi ottici ad ingrandimento non permettendo l'utilizzo di questa metodologia a livello clinico.

3. Valutazione indiretta con SEM su repliche in resina epossidica

Due studi hanno optato per la valutazione indiretta con SEM dell'adattamento protesico, ovvero previa realizzazione di repliche in resina epossidica dei manufatti cementati. Tali repliche sono state ricoperte con oro al fine di effettuare le analisi a livello marginale con la SEM.

Nel primo studio, Frankenberger et al.¹⁰⁵ hanno valutato l'adattamento marginale di 24 inlay realizzati in tre materiali, su cavità mesio-occluso-distali di terzi molari estratti. L'analisi dell'adattamento marginale è stata condotta dopo la cementazione dei manufatti, prima e dopo aver sottoposto i campioni a cicli termomeccanici. Come nello studio di Daher et al.¹⁰³ visto in precedenza, anche in questo studio è stata eseguita un'analisi profilometrica, al fine di quantificare la percentuale di margine continuo (o privo di interruzioni) sul totale del margine analizzato, escludendo dal risultato eventuali siti non giudicabili a causa di possibili artefatti. Le indagini hanno dato come risultati valori iniziali del 100% e valori finali tra 76% e 95% dopo i cicli termomeccanici.

Nell'altro studio incluso, Soliman et al.¹⁰⁶ hanno valutato 48 inlay realizzati su terzi molari estratti di simili dimensioni e morfologia, valutando il gap adesivo marginale in micrometri dopo aver cementato i manufatti e averli sottoposti a cicli termomeccanici. L'analisi è stata poi eseguita attraverso SEM valutando lo spessore di cemento in micrometri a livello dell'interfaccia marginale sui soli siti prossimali mesiali e distali del dente. I valori in questo studio sono risultati oltrepassare il range clinico ideale.

La valutazione indiretta con SEM rappresenta un'alternativa alla precedente. Va considerato che la tecnica indiretta richiede un maggior numero di passaggi che aumentano il rischio di incorrere in errori di campionamento, mettendo a rischio l'attendibilità dei dati finali.

Tuttavia, la tecnica indiretta, a differenza delle precedenti, permette la sua applicazione anche nel caso di studi in vivo attraverso la presa dell'impronta del manufatto cementato sul dente del paziente e sviluppando da essa il modello in resina epossidica, come descritto da uno degli studi esclusi da questa revisione⁷⁷.

4. Tecnica di replica in silicone e analisi con microscopio

Tale metodologia prevede l'utilizzo di un silicone a bassa viscosità, il quale viene applicato a livello dell'interfaccia restauro-preparazione andando a simulare il film di cemento interposto tra le due superfici, senza effettivamente cementare il manufatto protesico al dente. A tale scopo, il manufatto viene alloggiato sulla preparazione e mantenuto per qualche minuto in posizione mediante digitopressione o attraverso una forza standardizzata tramite un dispositivo dedicato. Il restauro viene rimosso delicatamente una volta passato il tempo utile all'indurimento del materiale. Quest'ultimo poi viene lasciato al di sopra della preparazione. Al fine di poter rendere lo strato di silicone più stabile e meno soggetto a deformazione durante il sezionamento, un silicone a maggiore viscosità viene colato su di esso. Il processo di sezionamento che precede le misurazioni avviene usualmente lungo gli assi vestibolo-linguale e mesio-distale. Secondo la tecnica analogica 2D i campioni ottenuti vengono poi visionati mediante un microscopio ottico ad ingrandimento, a cui segue il calcolo della distanza lineare tra i punti selezionati.

Quattro studi inclusi nella seguente revisione hanno esaminato con questa tecnica il fit protesico. Rippe et al.¹⁰⁸ hanno valutato il fit eseguendo tre

repliche in silicone per ciascun campione. Per ogni replica è stato misurato il fit marginale in 6 punti, mentre il fit interno in 19 punti. Lim et al.¹¹⁰ hanno valutato il fit marginale in 2 punti, mentre il fit interno in 4 punti. Sharma et al.¹⁰⁹ hanno valutato esclusivamente il fit marginale in 7 punti eseguendo due repliche per ciascun campione. Neto et al.⁹⁸ hanno valutato il fit interno mediante questa tecnica in 21 siti per ogni campione.

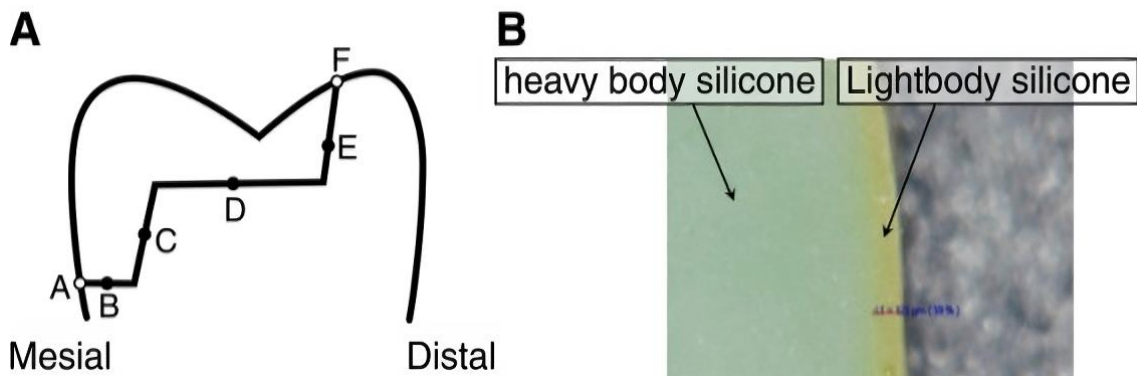


FIGURA 5. A: Rappresentazione schematica dei punti di misurazione per la valutazione del fit marginale (A,F) e interno (B,C,D,E) nella sezione sagittale della replica in silicone. B: misurazione al microscopio ottico a ingrandimento 160x. (studio di Lim et al.¹⁰⁹)

Diversamente da questi studi e dalla tecnica appena descritta, Merrill et al.¹⁰⁷ hanno condotto lo studio lasciando il film di silicone in sede, senza rimuovere il manufatto protesico. In questo caso è stato quindi valutato in maniera diretta solo il fit marginale.

Nel complessivo dei cinque studi analizzati, i valori di fit marginale sono risultati variare tra 20.2 μm e 177.8 μm , mentre i valori del fit interno tra 66.7 μm e 233.8 μm .

La replica in silicone può essere considerata una metodica semplice, ripetibile e poco costosa. A suo vantaggio, permette di simulare il film di cemento e valutare sia il fit marginale sia il fit interno senza dover compromettere il manufatto protesico, procedura che si rende necessaria quando si vuole valutare il fit interno con le metodiche viste in precedenza. Ciononostante, va tenuto conto che la procedura è influenzata dall'operatore, in quanto il

sezionamento può provocare delle minime distorsioni che possono incidere sulla qualità dei dati ottenuti. Inoltre, il numero di sezioni realizzabili da un singolo campione è limitato, così come il numero di punti misurabili. Quest'ultimo fattore può essere tuttavia compensato dalla realizzazione di più repliche sullo stesso campione, ottenendo un maggior numero di dati confrontabili, come evidenziato negli studi di Sharma et al.¹⁰⁹ e di Rippe et al.¹⁰⁸.

Anche questa metodologia, non essendo invasiva nei confronti del paziente, può rappresentare una valida soluzione per l'esecuzione di analisi in vivo mediante realizzazione di repliche in silicone direttamente sul dente del paziente, senza risultare invasiva.

5. Analisi con Micro-CT

La micro-CT è un dispositivo di tipo radiologico in grado di eseguire scansioni ad alta risoluzione. Con tale sistema è possibile ottenere una ricostruzione tridimensionale del campione in esame.

Nei due studi inclusi che hanno utilizzato la micro-CT il manufatto non è stato cementato, ma è stato stabilizzato al dente mediante nastro adesivo in paraffina radiotrasparente. Tale scelta viene giustificata dalla necessità di ottenere delle scansioni di qualità, ovvero con un sufficiente livello di contrasto tra il margine del restauro protesico e il margine dentinale della preparazione, necessario per effettuare le misurazioni lineari del fit dei restauri.

Per la scansione è stato utilizzato un dispositivo dedicato (Skyscan 1275, Bruker). La buona riuscita delle scansioni ottenute è stata poi valutata all'interno di un software (Nrecon, Bruker) mediante il quale sono state eseguite le correzioni necessarie in caso di artefatti radiologici. Infine, dalla ricostruzione 3D dei campioni sono state ottenute le proiezioni assiali 2D con

l'ausilio di un secondo software (Dataviewer, Bruker). L'analisi matematica quantitativa è stata poi eseguita attraverso il primo software.

Nello studio di Ekici et al.¹¹² è stata valutata una sezione sagittale in 7 diversi punti per ciascun campione per l'analisi del fit marginale e del fit interno. Il fit marginale ha dato risultati medi tra 16.1 e 121.5 μm , mentre il fit interno tra 23.4 e 184.3 μm .

Bayrak et al.¹¹¹ hanno valutato i medesimi parametri attraverso due sezioni, una coronale, una sagittale, per un totale di 11 misurazioni a campione. I valori ottenuti di fit marginale variano tra 48.8 e 272.2 μm , mentre per il fit interno tra 63.2 e 278.4 μm .

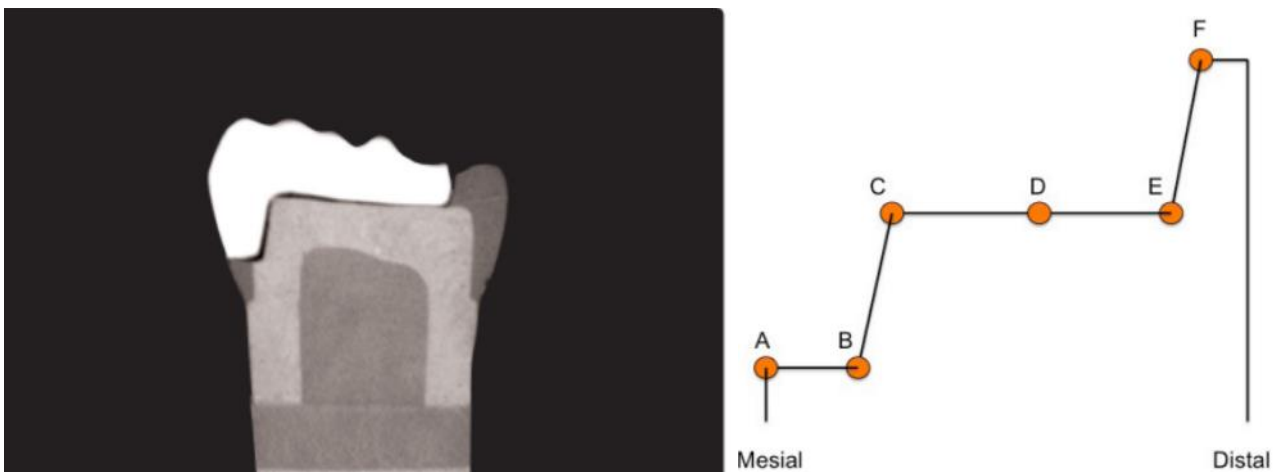


FIGURA 6. Visione di una sezione sagittale ottenuta con micro-CT e schema rappresentativo con i punti dove vengono effettuate le misurazioni del fit marginale (A, F) e del fit interno (B, C, D, E). Studio di Bayrak et al.¹¹⁰

In aggiunta all'analisi 2D, grazie alle ricostruzioni 3D che si ottengono con la micro-CT, è possibile effettuare un'analisi di tipo volumetrica oltre che lineare. Tuttavia, Bayrak et al.¹¹¹ hanno concluso che le valutazioni di tipo volumetrico possono essere utili solo per supportare i dati ottenuti con le immagini 2D, i quali sono più rilevanti al fine di determinare l'effettiva congruenza del manufatto protesico.

La micro-CT, come risultato da questi studi, rappresenta una metodica valida e non distruttiva per la misurazione del fit marginale e del fit interno del restauro protesico. Tuttavia, il costo dei macchinari necessari per eseguire le scansioni è rilevante. Ulteriore aspetto che emerge riguarda la mancata possibilità di poter usufruire della micro-CT in vivo, poiché non esiste al momento un dispositivo applicabile all'interno del cavo orale per effettuare questo tipo di scansione. A maggior ragione, essendo una metodica di tipo radiologico risulterebbe invasiva e dunque non sarebbe etico nei confronti del paziente il fatto di utilizzare questo dispositivo.

6. Tecnica di replica in silicone e analisi virtuale 3D

Tre studi hanno utilizzato questa metodologia per valutare il fit protesico. Realizzando delle repliche in silicone del film di cemento si esegue un'analisi 3D virtuale registrando delle scansioni, usufruendo di uno scanner intraorale o uno scanner da laboratorio: inizialmente si scansiona la cavità del dente una volta eseguita la preparazione. Durante la presa della replica in silicone, una volta rimosso il manufatto protesico si esegue una seconda scansione con il film di silicone mantenuto al di sopra della cavità.

In seguito, i due file STL ottenuti vengono importati in uno o più software, dedicati alla sovra-impressione dei due file e all'esecuzione delle analisi 3D per il calcolo della discrepanza tra più punti selezionati o più aree/regioni di interesse (ROI).

Al termine si potranno ottenere delle misurazioni quantitative delle distanze corrispondenti al fit marginale e al fit interno di ciascun manufatto protesico.

Nello studio di Zimmermann et al.¹¹³, a tale scopo è stato utilizzato un software specifico (OraCheck, Cyfex AG) grazie al quale le due scansioni vengono sovrapposte l'una sull'altra. L'analisi viene poi eseguita mediante un processo di sottrazione delle due immagini e attraverso il calcolo della

distanza punto-superficie nelle aree o regioni di interesse selezionate. In questo studio l'analisi è stata eseguita su tre diverse ROI: pareti assiali, istmo occlusale e perimetro marginale. Per ogni campione in esame sono stati considerati circa 20.000 misurazioni punto-superficie, dato estremamente rilevante se confrontato con quelli ottenuti dagli studi precedentemente discussi.

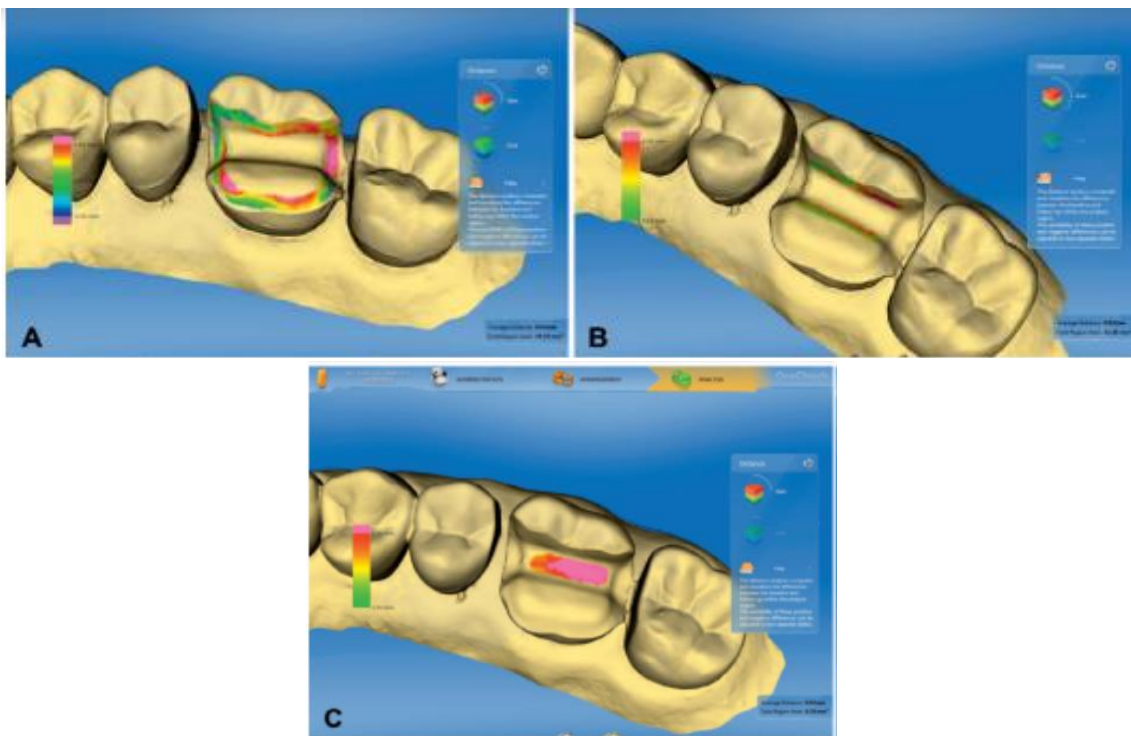


FIGURA 6. Studio di Zimmermann et al.¹¹², con valutazione 3D del fit marginale e fit interno di restauri protesici parziali, utilizzando il software OraCheck. Tre aree selezionate: area marginale (A), pareti assiali (B), istmo occlusale (C).

Yang et al.¹¹⁴, con un software simile a quello del precedente studio (Geomagic Control; 3D Systems), hanno valutato 100 punti distinti sui modelli STL delle preparazioni. La misurazione è stata effettuata attraverso la sovrapposizione dei file e con il calcolo della discrepanza lineare su ogni singolo punto tra i due file.

Infine, Qian et al.¹⁰² seguendo la tecnica descritta da Liu et al.¹¹⁶ hanno utilizzato una metodica indiretta per la valutazione 3D: prima sono stati scansionati i modelli in gesso ottenuti dalle impronte, poi si è eseguita la

replica in silicone sempre sul modello ottenendo la seconda scansione. I due file una volta importati sono stati sovrapposti mediante la funzione “Best fit alignment” del software (Geomagic Studio 2012). Eseguito il best-fit, il calcolo è stato effettuato attraverso un secondo software (Geomagic Qualify 2012) analizzando l’RMS (Radice quadratica media) delle regioni di interesse prestabilite. Anche in questo caso sono state selezionate due ROI: a livello delle pareti assiali e a livello delle superfici occlusali. Questo passaggio è stato eseguito mediante il comando “Compare” presente nel programma. La deviazione 3D tra i due file è stata calcolata sia per valutare il fit marginale, in 8 diversi punti, sia per il fit interno, coinvolgendo tutta la sua superficie. I valori medi di fit marginale nei tre studi citati sono risultati tra 47.1 e 144.6 μm mentre il fit interno tra 51.8 e 222.8 μm .

Questo approccio 3D rappresenta una svolta rispetto alle metodiche precedentemente discusse. In questo modo si ha la possibilità di valutare in maniera tridimensionale e virtuale l’interfaccia tra restauro protesico e preparazione dentale, sia a livello marginale, sia a livello delle superfici interne di contatto, in modo non distruttivo.

La numerosità di punti da poter confrontare, oltre alla possibilità di analizzare intere superfici, permette di dare maggior consistenza ai risultati. La qualità e l’attendibilità delle misurazioni sono affidate a sistemi digitali, permettendo una miglior standardizzazione dell’intero processo.

Ciononostante, una delle criticità che va tenuta in considerazione è rappresentata dal rischio di incorrere in errori di calcolo a causa di imprecisioni in fase di elaborazione delle scansioni o per accavallamento dei file STL. Per tale ragione è importante che l’operatore che esegue le procedure abbia acquisito un buon livello di esperienza nell’utilizzo della strumentazione e dei software digitali, in modo da minimizzare il rischio di incorrere in possibili errori procedurali. Seppur nessuno studio in vivo risulta

aver applicato ad oggi questa tecnica, essa può rappresentare una buona soluzione per procedere all'analisi in vivo dell'adattamento protesico su corone parziali.

7. Tecnica di tripla scansione e analisi virtuale 3D

Un solo studio è risultato utilizzare questa metodica. Mediante l'ausilio di uno scanner intraorale (Trios, 3Shape), Kassis et al.¹¹⁵ hanno proceduto alla registrazione di tre scansioni distinte dalle quali hanno ottenuto tre file:

- la prima scansione della superficie interna del restauro protesico;
- la seconda scansione della superficie della preparazione del dente;
- la terza scansione del restauro posizionato sulla rispettiva preparazione.

I file sono stati importati all'interno di un software (Exocad; GmbH) dove sono stati sovrapposti mediante la funzione "Reference best fit alignment", che permette di posizionare correttamente tra loro i primi due file, ovvero il restauro protesico e la preparazione dentale, prendendo come riferimento il terzo file. Superata questa fase di matching, il software può procedere al calcolo delle distanze tra manufatto e preparazione nei punti desiderati. Nello studio analizzato sono stati valutati 11 punti distinti, valutando sia il fit marginale sia il fit interno.

Questa metodologia rappresenta un'evoluzione ulteriore rispetto alla tecnica 3D con la replica in silicone. Quest'ultima permette sì un'analisi digitale ma necessita di una prima fase analogica. La tripla scansione, descritta in precedenza anche da Holst et al.¹¹⁷, rappresenta al momento l'unica tecnica descritta in letteratura per eseguire un'analisi totalmente digitale e tridimensionale per l'analisi del fit protesico, sia marginale sia delle superfici interne di contatto, eliminando le criticità legate all'utilizzo del silicone e alle altre tecniche analogiche finora considerate.

8. Numero di punti misurati per campione

Il numero di punti misurati è da considerarsi un fattore importante per dare consistenza ai dati ottenuti durante l'esecuzione della fase sperimentale. Groten et al.¹¹⁸ hanno stabilito che il numero minimo di misurazioni per singolo campione deve essere di almeno 50 punti, in modo da ottenere una stima più affidabile del fit protesico. Dai dati raccolti nella Tabella I, la maggior parte degli studi inclusi in questa revisione non ha seguito tale indicazione. Infatti, con le metodiche analogiche spesso non è possibile ottenere un numero così consistente di misurazioni. Per tale motivo, alcuni autori hanno scelto di ripetere più volte il test in modo da avere più dati su cui confrontarsi.

Al contrario, con le tecniche più recenti che sfruttano l'applicazione dello scanner digitale per eseguire un'analisi di tipo 3D all'interno di un software digitale, è possibile ottenere da centinaia a migliaia di misurazioni. Per queste caratteristiche la replica con silicone 3D e la tecnica con tripla scansione possono essere considerate delle metodologie più all'avanguardia rispetto alle precedenti, in grado di dare una valutazione globale e completa dell'adattamento tra restauro protesico e preparazione dentale.

9. I valori dell'adattamento marginale e interno delle corone parziali

La maggior parte degli autori considera che il limite massimo accettabile del fit protesico sia 120 μm , come suggerito inizialmente da Mclean e Fraunhofer⁶⁷. Tuttavia, altri autori considerano clinicamente validi valori fino a 200 μm ^{111,112}. Dai dati riportati nella Tabella I non tutti gli studi hanno riportato valori di adattamento marginale e interno che rientrano all'interno di questi limiti.

A questo riguardo, va considerato che esistono molti fattori che possono influire in modo significativo sul fit marginale e interno di corone parziali. Tra

questi i principali fattori che sono stati evidenziati da una recente revisione sono i seguenti: il sistema CAD CAM utilizzato, il materiale del restauro, il design della preparazione, lo spazio preselezionato per il cemento, la cementazione del manufatto e l'esecuzione di cicli termici o termomeccanici.⁶⁸ Tutti questi parametri variano in maniera più o meno considerevole tra i diversi studi e influenzano notevolmente i risultati ottenuti, rendendo difficile sia il paragone tra i singoli studi, sia la possibilità di stabilire un limite clinico preciso entro cui tali valori devono rientrare.

10. Considerazioni per l'analisi in vivo

Da sempre gli studi in vitro sono considerati in odontoiatria un mezzo di notevole utilità per simulare le circostanze tipiche della realtà clinica, anche se quest'ultima figura sempre come il gold standard. Ad oggi, in letteratura sono presenti pochi studi su corone parziali eseguiti in vivo in merito all'argomento di cui discusso. Tuttavia, esistono diverse metodiche delle quali è stato fatto riferimento in questo studio che possono essere utilizzate per valutare in vivo il fit protesico di una corona parziale. Tra le metodiche analogiche, la visione indiretta con SEM su repliche in resina epossidica e la replica in silicone sono le principali per le quali si può optare. Ciononostante, la prima non è esente da criticità, principalmente dovute al numero di passaggi richiesti per effettuare l'analisi, oltre all'impossibilità di valutare il fit interno senza aver sezionato il manufatto e alla necessità di dover valutare il fit indirettamente su di una replica e non sul manufatto stesso. Anche la replica in silicone, seppur valida, rimane una tecnica di base sempre analogica e bidimensionale che richiede molteplici passaggi, con rischio di accumulare errori nel campionamento. Per tale motivo, altre metodiche sarebbero più opportune.

Grazie all'innovazione digitale ora sono state individuate nuove tecniche che permettono un'analisi 3D attraverso la scansione della replica in silicone convenzionale o la tecnica con tripla scansione. Come precedentemente descritto, la tripla scansione consiste in una metodologia totalmente digitale e può considerarsi quindi la miglior alternativa ad oggi disponibile per la valutazione in vivo del fit protesico, eliminando tutte le fasi convenzionali delle altre tecniche. Negli ultimi anni, Park et al.¹¹⁹ hanno elaborato un protocollo molto interessante basato sulla tripla scansione, mediante il quale sarebbe possibile effettuare un'analisi in vivo del fit protesico minimizzando le criticità legate alla presa della scansione in cavo orale. Tuttavia, al momento non risultano esserci studi in letteratura su restauri parziali che abbiano applicato questo protocollo.

Pur richiedendo un costo non irrilevante per l'acquisto delle attrezzature e dei software necessari, va considerato che nell'odontoiatria moderna un numero sempre più consistente di professionisti del settore utilizza la strumentazione digitale, per cui molti di essi dispongono già dei dispositivi necessari. Infine, la tecnica della tripla scansione può rendersi utile non solo ai fini della ricerca in ambito clinico, ma anche per valutare in tempo reale la buona congruenza di un restauro appena realizzato e in consegna ad un paziente. Rimane quindi la necessità di applicare in futuro questa metodologia per confrontarla ulteriormente con le tecniche già esistenti.

CONCLUSIONI

La numerosità delle metodiche utilizzate per la valutazione dell'adattamento marginale e interno di corone parziali nei diversi studi inclusi in questa revisione fa comprendere che non c'è al momento in letteratura un protocollo considerato come gold standard. Inoltre, non tutte le metodologie sono equiparabili tra loro a causa delle notevoli differenze che caratterizzano ciascuna di esse.

Molti studi ancora oggi risultano utilizzare metodiche analogiche, in quanto richiedono l'utilizzo di strumentazioni meno complesse e meno costose. Tra queste, la replica in silicone e la visione con SEM su repliche in resina epossidica rappresentano le uniche tecniche applicabili in vivo. Tuttavia, esse permettono una valutazione bidimensionale dell'adattamento protesico con un numero limitato di punti analizzabili e un maggior rischio di errori accumulabili nella fase di campionamento legati ad errori di procedura da parte dell'operatore.

Le attuali metodiche digitali invece sfruttano l'analisi 3D mediante software dedicati, riducendo i passaggi eseguiti dall'operatore e standardizzando le fasi di acquisizione e calcolo dei dati. In aggiunta, va considerata la capacità da parte di queste tecniche di ottenere un numero maggiore di misurazioni, utile ad avvalorare le conclusioni dello studio. Tra queste sicuramente la metodica con tripla scansione figura come la soluzione più innovativa e interessante per poter eseguire una valutazione totalmente digitale, con caratteristiche che la rendono usufruibile sia in studi in vitro sia in ambito clinico. Al momento però nessuno studio ha descritto la sua applicazione su paziente, per cui sono necessari più dati per poter valutare sia i vantaggi, sia le criticità di questa tecnica.

BIBLIOGRAFIA

1. Schwendicke F, Frencken JE, Bjørndal L, et al. Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Carious Tissue Removal. In: *Advances in Dental Research*. Vol 28.; 2016:58-67.
2. Caufield PW, Griffen AL. Dental caries. An infectious and transmissible disease. *Pediatr Clin North Am*. 2000;47(5):1001-1019.
3. Müller A, Hussein K. Meta-analysis of teeth from European populations before and after the 18th century reveals a shift towards increased prevalence of caries and tooth loss. *Arch Oral Biol*. 2017;73:7-15.
4. Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, Ndiaye C. The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bull World Health Organ*. 2005;83(9):661-669.
5. Kassebaum NJ, Bernabé E, Dahiya M, Bhandari B, Murray CJL, Marcenes W. Global burden of untreated caries: A systematic review and metaregression. *J Dent Res*. 2015;94(5):650-658.
6. Pitts NB, Zero DT, Marsh PD, et al. Dental caries. *Nat Rev Dis Primers*. 2017;3:17030.
7. Mjör IA, Toffenetti F. Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence Int*. 2000;31(3):165-179.
8. Kaidonis JA. Tooth wear: the view of the anthropologist. *Clin Oral Investig*. 2008;12 Suppl 1(Suppl 1):S21-S26.

9. Bartlett D, Dugmore C. Pathological or physiological erosion--is there a relationship to age? *Clin Oral Investig.* 2008;12 Suppl 1(Suppl 1):S27-31.
10. Wetselaar P, Lobbezoo F. The tooth wear evaluation system: a modular clinical guideline for the diagnosis and management planning of worn dentitions. *J Oral Rehabil.* 2016;43(1):69-80.
11. Ganss C. Definition of erosion and links to tooth wear. *Monogr Oral Sci.* 2006;20:9-16.
12. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent.* 1991;3(1):14-19.
13. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res.* 1989;68(12):1752-1754.
14. Ray DS, Wiemann AH, Patel PB, Ding X, Kryscio RJ, Miller CS. Estimation of the rate of tooth wear in permanent incisors: a cross-sectional digital radiographic study. *J Oral Rehabil.* 2015;42(6):460-466.
15. Loomans B, Opdam N, Attin T, et al. Severe Tooth Wear: European Consensus Statement on Management Guidelines. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):111-119.
16. Bartlett DW, Lussi A, West NX, Bouchard P, Sanz M, Bourgeois D. Prevalence of tooth wear on buccal and lingual surfaces and possible risk factors in young European adults. *J Dent.* 2013;41(11):1007-1013.

17. Taji S, Seow WK. A literature review of dental erosion in children. *Aust Dent J.* 2010;55(4):358-367; quiz 475.
18. Gambon DL, Brand HS, Veerman ECI. Dental erosion in the 21st century: what is happening to nutritional habits and lifestyle in our society? *Br Dent J.* 2012;213(2):55-57.
19. Mesko ME, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Opdam NJ, Loomans B, Pereira-Cenci T. Rehabilitation of severely worn teeth: A systematic review. *J Dent.* 2016;48:9-15.
20. Varma S, Preiskel A, Bartlett D. The management of tooth wear with crowns and indirect restorations. *Br Dent J.* 2018;224(5):343-347.
21. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesion clinical protocol. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(4):482-502.
22. Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: three-year clinical results. *Br Dent J.* 1995;179(9):343-349.
23. Batalha-Silva S, de Andrada MAC, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. *Dental Materials.* 2013;29(3):324-331.
24. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dental Materials.* 2004;20(6):579-585.

25. Dejak B, Młotkowski A. A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication. *Dental Materials*. 2015;31(3):e77-e87.
26. Fasbinder, D.J., & Neiva, Digital Dentistry in Operative Dentistry. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* 2019;12: 433-452.
27. Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. *J Adhes Dent*. 2018;20(6):495-510.
28. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(3):144-154; discussion 155.
29. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent*. 2005;94(6):511-519.
30. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006;137 Suppl:7S-13S.
31. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559-570, ix.
32. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, Pradies G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*. 2016;20(9):2403-2410.

33. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;32(2):171-181.
34. Hategan SI, Ionel TF, Goguta L, Gavrilovici A, Negrutiu ML, Jivanescu A. Powder and Powder-Free Intra-Oral Scanners: Digital Impression Accuracy. *Prim Dent J*. 2018;7(2):40-43.
35. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-511.
36. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):146-158.
37. KEBLER A, Hickel R, Ilie N. In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. *Dent Mater J*. 2021;40(3):641-649.
38. Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(12):e185-e189.
39. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*. 2014;14(1):10.

40. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent (Shiraz)*. 2015;16(1):1-9.
41. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1999;12(6):519-526.
42. Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Walter MH. Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont*. 2006;19(4):397-399.
43. Al-Haj Husain N, Özcan M, Molinero-Mourelle P, Joda T. Clinical Performance of Partial and Full-Coverage Fixed Dental Restorations Fabricated from Hybrid Polymer and Ceramic CAD/CAM Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2020;9(7).
44. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(2):171-181.
45. Morimoto S, Albanesi RB, Sesma N, Agra CM, Braga MM. Main Clinical Outcomes of Feldspathic Porcelain and Glass-Ceramic Laminate Veneers: A Systematic Review and Meta-Analysis of Survival and Complication Rates. *Int J Prosthodont*. 2016;29(1):38-49.
46. Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K. Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. *J Oral Rehabil*. 2018;45(11):903-920.

47. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-235.
48. Teichmann M, Göckler F, Weber V, Yildirim M, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and complication rates of lithium-disilicate (Empress 2) tooth-supported crowns, implant-supported crowns, and fixed dental prostheses. *J Dent*. 2017;56:65-77.
49. Bonfante EA, Calamita M, Bergamo ETP. Indirect restorative systems-A narrative review. *J Esthet Restor Dent*. 2023;35(1):84-104.
50. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*. 2014;93(12):1232-1234.
51. Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, Szymonowicz M, Dobrzyński M. Review on polymer, ceramic and composite materials for cad/cam indirect restorations in dentistry—application, mechanical characteristics and comparison. *Materials*. 2021;14(7).
52. Al-Haj Husain N, Özcan M, Molinero-Mourelle P, Joda T. Clinical Performance of Partial and Full-Coverage Fixed Dental Restorations Fabricated from Hybrid Polymer and Ceramic CAD/CAM Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2020;9(7).
53. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011;38(4):295-314.

54. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33(1):28-30, 32, 34-35; quiz 36, 38.
55. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(1):42-44, 46.
56. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(6):412-419.
57. Gerth HU V, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater*. 2006;22(10):934-941.
58. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017;31(suppl 1):e58.
59. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2):155-164.
60. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dent Mater J*. 2014;33(6):778-785.
61. Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Brix O, Liebermann A. Clinical performance of occlusal onlays made of lithium disilicate ceramic in patients with severe tooth wear up to 11 years. *Dental Materials*. 2019;35(9):1319-1330.

62. Naik VB, Jain AK, Rao RD, Naik BD. Comparative evaluation of clinical performance of ceramic and resin inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta analysis. *J Conserv Dent*. 2022;25(4):347-355.
63. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):492-498.
64. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. *J Prosthet Dent*. 1969;22(3):333-345.
65. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent*. 2009;37(5):374-382.
66. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):405-408.
67. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131(3):107-111.
68. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent*. 2019;121(4):590-597.e3.
69. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review. *Journal of Prosthodontics*. 2013;22(5):419-428.

70. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ*. Published online March 29, 2021:n71.
71. Sheth VH, Shah NP, Jain R, Bhanushali N, Bhatnagar V. Development and validation of a risk-of-bias tool for assessing in vitro studies conducted in dentistry: The QUIN. *J Prosthet Dent*. 2022;S0022-3913(22)00345-6.
72. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):384-389.
73. Rozan S, Takahashi R, Nikaido T, Tichy A, Tagami J. CAD/CAM-fabricated inlay restorations: Can the resin-coating technique improve bond strength and internal adaptation? *Dent Mater J*. 2020;39(6):941-949.
74. Bastos NA, Bitencourt SB, Carneiro RF, et al. Marginal and internal adaptation of lithium disilicate partial restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(4):338-344.
75. Patel T, Nathwani N, Fine P, Leung A. A Scoping Review of Marginal and Internal Fit Accuracy of Lithium Disilicate Restorations. *Dent J (Basel)*. 2022;10(12):236
76. 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):56-64.

77. Aslan YU, Coskun E, Ozkan Y, Dard M. Clinical Evaluation of Three Types of CAD/CAM Inlay/ Onlay Materials After 1-Year Clinical Follow Up. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2019;27(3):131-140.
78. Son K, Cho H, Kim H, et al. Dental diagnosis for inlay restoration using an intraoral optical coherence tomography system: A case report. *J Prosthodont Res*. 2023;67(2):305-310.
79. Sener-Yamaner ID, Sertgöz A, Toz-Akalın T, Özcan M. Effect of material and fabrication technique on marginal fit and fracture resistance of adhesively luted inlays made of CAD/CAM ceramics and hybrid materials. *J Adhes Sci Technol*. 2017 (Published online in Jul. 2016);31(1):55-70.
80. Uzgur R, Ercan E, Uzgur Z, Çolak H, Yalçın M, Özcan M. Cement Thickness of Inlay Restorations Made of Lithium Disilicate, Polymer-Infiltrated Ceramic and Nano-Ceramic CAD/CAM Materials Evaluated Using 3D X-Ray Micro-Computed Tomography. *Journal of Prosthodontics*. 2018 (Published online in Aug. 2016);27(5):456-460.
81. Müller V, Friedl KH, Friedl K, Hahnel S, Handel G, Lang R. Influence of proximal box elevation technique on marginal integrity of adhesively luted Cerec inlays. *Clin Oral Investig*. 2017 (Published online in Aug. 2016);21(2):607-612.
82. Alajaji NK, Bardwell D, Finkelman M, Ali A. Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2017 (Published online in Sep. 2016);29(1):49-58.

83. Han SH, Shimada Y, Sadr A, Tagami J, Kum KY, Park SH. Effect of Pretreatment and Activation Mode on the Interfacial Adaptation of Nanoceramic Resin Inlay and Self-adhesive Resin Cement. *Dental Materials*. 2020;36(9):1170-1182.
84. Ashy L, Marghalani H, Silikas N. In Vitro Evaluation of Marginal and Internal Adaptations of Ceramic Inlay Restorations Associated with Immediate vs Delayed Dentin Sealing Techniques. *Int J Prosthodont*. 2020;33(1):48-55.
85. Theisen CER, Amato J, Krastl G, et al. Quality of CAD-CAM inlays placed on aged resin-based composite restorations used as deep margin elevation: a laboratory study. *Clin Oral Investig*. 2023;27(6):2691-2703.
86. Revilla-León M, Olea-Vielba M, Estesó-Saiz A, Martínez-Klemm I, Özcan M. Marginal and Internal Gap of Handmade, Milled and 3D Printed Additive Manufactured Patterns for Pressed Lithium Disilicate Onlay Restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018;26(1):31-38.
87. Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub ZAK. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. *J Prosthet Dent*. 2018;119(5):783-790.
88. Baciú S, Berece C, Florea A, et al. A comparative three- and bi-dimensional research of the marginal fit of pressed lithium disilicate inlays. *Revista de Chimie*. 2017;68(6):1414-1417.

89. Naumova EA, Schiml F, Arnold WH, Piwowarczyk A. Marginal quality of ceramic inlays after three different instrumental cavity preparation methods of the proximal boxes. *Clin Oral Investig.* 2019;23(2):793-803.
90. Ayse Gozde T, Metin S, Mubin U. Evaluation of adaptation of ceramic inlays using optical coherence tomography and replica technique. *Braz Oral Res.* 2018;32:e005.
91. Eftekhar Ashtiani R, Nasiri Khanlar L, Mahshid M, Moshaverinia A. Comparison of dimensional accuracy of conventionally and digitally manufactured intracoronal restorations. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):233-238.
92. Monaco C, Bortolotto T, Antonio /. Restoring Nonvital Premolars with Composite Resin Onlays: Effect of Different Fiber-reinforced Composite Layers on Marginal Adaptation and Fracture Load. *J Adhes Dent.* 2015;17(6):567-574.
93. Türk AG, Sabuncu M, Ünal S, Önal B, Ulusoy M. Comparison of the marginal adaptation of direct and indirect composite inlay restorations with optical coherence tomography. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(4):383-390.
94. Lima FF, Neto CF, Rubo JH, Santos GC Jr, Moraes Coelho Santos MJ. Marginal adaptation of CAD-CAM onlays: Influence of preparation design and impression technique. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):396-402.

95. Oz FD, Bolay S. Comparative Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture Strength of Different Ceramic Inlays Produced by CEREC Omnicam and Heat-Pressed Technique. *Int J Dent*. 2018;2018:5152703.
96. Gudugunta L, Mynampati P, Jeevan MB, Kumar SM, Akkaloori A, Tejavath SK. The marginal discrepancy of lithium disilicate onlays: Computer-aided design versus press. *J Conserv Dent*. 2019;22(4):336-339.
97. Abdul Hamid NF, Wan Bakar WZ, Ariffin Z. Marginal Gap Evaluation of Metal Onlays and Resin Nanoceramic Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Blocks Onlays [published correction appears in *Eur J Dent*. 2019 Feb;13(1):e1]. *Eur J Dent*. 2019;13(1):17-21.
98. Neto CF, Santos GC, Santos M. Influence of the Fabrication Technique on the Marginal and Internal Adaptation of Ceramic Onlays. *Oper Dent*. 2020;45(2):163-172
99. Qian K, Yang X, Feng H, Liu Y. Marginal adaptation of different hybrid ceramic inlays after thermal cycling. *Advances in Applied Ceramics*. 2020;119(5-6):284-290.
100. Falahchai M, Babae Hemmati Y, Neshandar Asli H, Neshandar Asli M. Marginal adaptation of zirconia-reinforced lithium silicate overlays with different preparation designs. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(8):823-830.

101. Alenezi A, Yehya M. Evaluating the Accuracy of Dental Restorations Manufactured by Two CAD/CAM Milling Systems and Their Prototypes Fabricated by 3D Printing Methods: An In Vitro Study [published online ahead of print, 2021 Dec 17]. *Int J Prosthodont*. 2021;10.
102. Qian K, Li B, Pu T, Bai T, Liu Y. Fitness of self-glazed zirconia onlays using conventional and digital impressions. *Advances in Applied Ceramics*. 2022;121(3):93-100.
103. Daher R, Ardu S, di Bella E, Krejci I, Duc O. Efficiency of 3D-printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production [published online ahead of print, 2022 Nov 1]. *J Prosthet Dent*. 2022;S0022-3913(22)00481-4.
104. Negucioiu, Marius et al. "Multivariate Assessment of Marginal Fit Concerning Two Types of Dental Inlays Obtained Through Two CAD-CAM Technology Scanning Methods - an in vitro Follow-up Study." *Revista de Chimie* (2019): 3136-3141.
105. Frankenberger R, Winter J, Dudek MC, et al. Post-Fatigue Fracture and Marginal Behavior of Endodontically Treated Teeth: Partial Crown vs. Full Crown vs. Endocrown vs. Fiber-Reinforced Resin Composite. *Materials (Basel)*. 2021;14(24):7733.
106. Soliman S, Casel C, Krug R, Krastl G, Hahn B. Influence of filler geometry and viscosity of composite luting materials on marginal adhesive gap width and occlusal surface height of all-ceramic partial crowns. *Dent Mater*. 2022;38(4):601-612.

107. Merrill TC, Mackey T, Luc R, Lung D, Naseem A, Abduo J. Effect of Chairside CAD/CAM Restoration Type on Marginal Fit Accuracy: A Comparison of Crown, Inlay and Onlay Restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2021;29(2):119-127.
108. Rippe MP, Monaco C, Volpe L, Bottino MA, Scotti R, Valandro LF. Different methods for inlay production: Effect on internal and marginal adaptation, adjustment time, and contact point. *Oper Dent*. 2017;42(4):436-444.
109. Sharma A, Abraham D, Gupita A, Singh A, Sharma N. Comparative evaluation of the marginal fit of inlays fabricated by conventional and digital impression techniques: A stereomicroscopic study. *Contemp Clin Dent*. 2020;11(3):237-244.
110. Lim YA, Kim JM, Choi Y, Park S. Evaluation of Fitness and Accuracy of Milled and Three-Dimensionally Printed Inlays [published online ahead of print, 2023 Jan 4]. *Eur J Dent*. 2023;10.1055/s-0042-1758796.
111. Bayrak A, Akat B, Ocak M, Kılıçarslan MA, Özcan M. Micro-Computed Tomography Analysis of Fit of Ceramic Inlays Produced with Different CAD Software Programs. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2021;29(3).
112. Ekici Z, Kılıçarslan M, Bilecenoğlu B, Ocak M. Microcomputed Tomography Evaluation of the Marginal and Internal Fit of Crown and Inlay Restorations Fabricated via Different Digital Scanners Belonging to the Same CAD/CAM System. *Int J Prosthodont*. 2021;34(3):381-389.

113. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Influence of different CAM strategies on the fit of partial crown restorations: A digital three-dimensional evaluation. *Oper Dent*. 2018;43(5):530-538.
114. Yang Y, Yang Z, Zhou J, Chen L, Tan J. Effect of tooth preparation design on marginal adaptation of composite resin CAD-CAM onlays. *J Prosthet Dent*. 2020;124(1):88-93.
115. Kassis C, Mehanna C, Khoury P, et al. Triple scan evaluation of internal and marginal adaptation of overlays using different restorative materials. *J Esthet Restor Dent*. 2023;35(3):493-500.
116. Liu Y, Ye H, Wang Y, Zhao Y, Sun Y, Zhou Y. Three-Dimensional Analysis of Internal Adaptations of Crowns Cast from Resin Patterns Fabricated Using Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing Technologies. *Int J Prosthodont*. 2018;31(4):386-393.
117. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta RET. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int*. 2011;42(8):651-657.
118. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent*. 2000;83(1):40-49.
119. Park JM, Hämmerle CHF, Benic GI. Digital technique for in vivo assessment of internal and marginal fit of fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2017;118(4):452-454.