

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI FEDERICO II



DOTTORATO DI RICERCA IN

MEDICINA CLINICA E SPERIMENTALE

CURRICULUM IN SCIENZE ODONTOSTOMATOLOGICHE

XXXIV Ciclo

(Anni 2018-2021)

Coordinatore: Prof. Francesco Beguinot

TESI DI DOTTORATO

TITOLO

Valutazione “in vitro” e revisione sistematica della letteratura sull’utilizzo dei
perni endocanalari nel restauro diretto post-endodontico

TUTOR/RELATORE

Chiar.mo

Prof. Sandro Rengo

CANDIDATO

Dott. Vincenzo Lodato

UNIVERSITY OF NAPLES FEDERICO II



PH.D. PROGRAM IN
CLINICAL AND EXPERIMENTAL MEDICINE
CURRICULUM IN ODONTOSTOMATOLOGICAL SCIENCES

XXXIV Cycle
(Years 2018-2021)

Chairman: Prof. Francesco Beguinot

PH.D. THESIS

TITLE

“In vitro” evaluation and systematic review of the literature about the use of root canal posts in direct post-endodontic restorations

TUTOR

Prof

Sandro Rengo

PH.D. STUDENT

Dr.

Vincenzo Lodato

Questa tesi è il risultato di un progetto di ricerca sviluppato presso il dipartimento di scienze traslazionali indirizzo stomatologico, Università degli studi Federico II-

Gli studi scientifici inclusi in questa tesi sono parte di articoli pubblicati o sottomessi per la pubblicazione dall'autore e pertanto soggetti a vincolo di copyright.

Saepe non solum qui aliquid facit, sed etiam qui id non facit, iniustum facit.

Marco Aurelio, “A se stesso”, IX, 5

INDICE

Sommario.....pag.6

Capitolo 1 - Deflessione cuspidale ed aumento della temperatura in ricostruzioni MOD con metodica Bulkfill.....pag.8

Capitolo 2- Valutazione della resistenza alla frattura in restauri post endodontici mediante utilizzo di perni endocanalari.....pag.38

Capitolo 3- Revisione e metanalisi della letteratura sull'utilizzo del perno endocanalare nel restauro diretto post-endodontico.....pag. 67

Ringraziamenti.....pag.107

SOMMARIO

Il progetto di ricerca attinente a questo dottorato si pone come obiettivo la valutazione dell'utilizzo di perni endodontici nel restauro diretto post-endodontico.

Il progetto si è sviluppato partendo dall'analisi in vitro dei compositi dentari utilizzati per la ricostruzione diretta valutandone proprietà fisiche di contrazione e termiche.

In seguito sono state ricreate in vitro le condizioni di un restauro post endodontico su denti estratti effettuando ricostruzioni senza perno, con perno standard e con un innovativo perno cavo di ultima generazione. I campioni sono stati sottoposti a stress di carico ciclico ed in seguito sottoposti a test di frattura.

Una volta ottenuti i risultati si è provveduto a confrontare i dati ottenuto in laboratorio con quelli esistenti in letteratura eseguendo una metanalisi avente come oggetto lavori scientifici attinenti all'argomento .

Capitolo 1

Deflessione cuspidale ed aumento della temperatura in ricostruzioni MOD con metodica Bulkfill

Abstract

Lo scopo di questo studio è valutare le proprietà meccaniche e termiche dei materiali compositi bulk-fill in relazione a diverse tecniche di ricostruzione. Metodi: sono stati utilizzati due compositi bulk-fill (ad alta viscosità e a bassa viscosità). La deflessione cuspidale durante il restauro delle cavità mesio-occlusale-distale è stata valutata utilizzando sia la tecnica bulk-fill che la stratificazione incrementale. L'aumento di temperatura è stato misurato tramite termocoppie poste 1 mm sotto il pavimento della cavità. Risultati: La contrazione del composito fluido è significativamente maggiore ($p < 0,05$) rispetto a quello del composito tradizionale, mentre le proprietà meccaniche sono significativamente inferiori ($p < 0,05$). Per la variazione della distanza intercuspidale, non è stata osservata alcuna differenza significativa nelle cavità restaurate con entrambe le tecniche di restauro, mentre i valori di aumento della

temperatura vanno da 8,2°C a 11,9°C. Conclusioni: Non è stata osservata alcuna differenza significativa nella deflessione delle cuspidi tra i due compositi secondo entrambe le tecniche di restauro. Questo risultato può essere attribuito al modulo di Young suggerendo che il composito tradizionale è più rigido, mentre il composito fluido è più elastico, bilanciando così la variazione della distanza delle cuspidi. La modalità di fotopolimerizzazione di 1000 mW/cm² per 20 secondi può essere considerata termicamente sicura per la camera pulpare.

1. Introduzione

Negli ultimi decenni i materiali compositi sono stati ampiamente utilizzati per l'odontoiatria conservativa, sebbene i compositi a base di resina siano soggetti a contrazione volumetrica durante la polimerizzazione. A causa di ciò, uno stress da contrazione può causare un distacco dell'adesivo alle interfacce dente-adesivo-composito [1, 2]. L'infiltrazione batterica, la sensibilità dentinale e la carie secondaria sono gli effetti clinici della microleakage interfacciale [3, 4]. I materiali compositi dentali sono stati ampiamente studiati e sviluppati per ridurre lo stress da contrazione ed evitare effetti collaterali variando la quantità di riempitivo, la struttura del monomero o la chimica e modificando la dinamica della reazione di polimerizzazione. Un metodo per ridurre la contrazione dei materiali consiste nel ritardare il gel point, il punto in cui le proprietà reologiche variano a causa della formazione di una rete 3D. Non superando il gel point, le catene polimeriche formate sono flessibili e di conseguenza il materiale ha una bassa viscosità. Durante la fotopolimerizzazione, prima della gelificazione, iniziano a formarsi reti polimeriche e la viscosità aumenta. In questa fase lo stress da ritiro è compensato dalla fase di pregel e dal raggiungimento di un rilassamento pre stress. Una volta

superato il gel point, la contrazione da polimerizzazione non può più essere compensata dal materiale, determinando così lo stress finale ottenuto [5]

Molte tecniche sono state sviluppate per ridurre lo stress all'interfaccia adesiva. La tecnica del restauro incrementale, nei restauri diretti, è stata sviluppata per variare il pattern di contrazione [6]. Questa tecnica si basa sul riempimento della cavità con incrementi di resina composita convenzionale microibrida o nanoibrida. D'altra parte, la tecnica incrementale aumenta sia il tempo clinico alla poltrona richiesto per la ricostruzione dentale che la sensibilità della tecnica [7, 8].

L'elevata trasparenza e un potente sistema iniziatore conferiscono ai compositi in resina bulk-fill un'elevata profondità di polimerizzazione [9, 10]. Rispetto alle tradizionali tecniche di riempimento incrementale, le cavità con una profondità superiore a 4 mm possono essere riempite attraverso la tecnica bulk-fill, riducendo così il tempo alla poltrona per riempire una cavità [7,11]. A seconda delle proprietà reologiche, i compositi bulk-fill possono essere classificati in fluidi e packable [12]. I compositi fluidi sono compositi a bassa viscosità iniettati direttamente nella cavità attraverso un ago con il vantaggio di un autoadattamento alle pareti della cavità. Uno dei primi materiali bulk-fill fluidi sul mercato è rappresentato dal composito bulk-fill Smart Dentin Replacement – SDR (Sirona Dentsply, Costanza, Germania). [8, 13, 14].

Invece, gli RBC bulk-fill ad alta viscosità mostrano proprietà meccaniche simili ai materiali compositi nanoibridi e microibridi convenzionali. L'applicazione di questi materiali ad alta viscosità nella cavità si ottiene tramite una spatola tradizionale o tramite un manipolo a vibrazione sonora per ridurre la viscosità durante l'iniezione di materiali come SonicFill 2 – SFL (Kerr Corporation, Orange, California) [8]. A causa dell'elevata percentuale di matrice resinosa, i compositi fluidi bulk-fill dovrebbero raggiungere un'elevata contrazione. Diversi studi hanno dimostrato che una contrazione minima si ottiene nella parte inferiore della cavità, poiché l'intensità della fotopolimerizzazione diminuisce all'aumentare della profondità di

polimerizzazione, generando così un gradiente di polimerizzazione attraverso il composito [15, 16, 17]. Un gradiente di polimerizzazione attraverso l'intero spessore del composito bulk-fill potrebbe comportare una minore conversione da monomero a polimero e un conseguente rilascio di genotossicità. Sono stati condotti molti studi sulla correlazione tra il grado di conversione e l'aumento della tossicità, ed è stato dimostrato che i compositi bulk-fill hanno un'elevata profondità di polimerizzazione con un alto grado di conversione indicando quindi un'adeguata biocompatibilità [18] [19] [20]. Per questo motivo i medici raccomandano la copertura con un incremento occlusale di 2 mm utilizzando un composito convenzionale ad alta viscosità [21]. È stato descritto che SonicFill 2 si contrae meno dell'SDR e che i valori di ritiro volumetrico rispetto ad altri materiali fluidi sono significativamente diversi. La diversa quantità di matrice organica nel materiale ha una relazione diretta con i valori di ritiro. SonicFill 2 è un materiale composito con un contenuto di riempitivo molto elevato e quindi dovrebbe avere un valore di ritiro inferiore rispetto a un materiale fluido che ha un contenuto di resina più elevato. SonicFill 2 raggiunge le proprietà di un materiale ibrido dopo la polimerizzazione, ma ha la consistenza simile a quella di un materiale fluido quando viene posizionato attraverso un manipolo a vibrazione sonora. SDR ha una contrazione volumetrica più elevata, ma lo stress può essere inferiore a Sonicfill 2. Questo è da attribuire al nuovo modulatore che rallenta la velocità di polimerizzazione, riducendo lo stress [22]. La differenza di ritiro volumetrico, dovuta alla viscosità del materiale, è dimostrata da Kim et al. Lo studio dimostra che una contrazione maggiore e un modulo inferiore si ottengono con un composito a bassa viscosità (es. SDR) rispetto a un composito ad alta viscosità (es. SonicFill 2) [21]. Sung-Ae et al. hanno mostrato che i compositi bulk-fill con un basso contenuto di filler hanno una contrazione da polimerizzazione più elevata rispetto a quelli con un alto contenuto di filler [23]. Un aspetto importante legato al contenuto di riempitivo è il modulo elastico del materiale composito. Ile et al. testato le proprietà meccaniche di diversi materiali compositi a base di resina. Lo studio ha

portato alla variazione del modulo elastico a causa di una variazione del contenuto di riempitivo. In particolare, SonicFill 2 ha un carico di riempimento maggiore di SDR, ottenendo così un valore del modulo elastico significativamente più alto [8]. Questo risultato è in accordo con altri studi in cui SonicFill 2 raggiunge valori significativamente maggiori di resistenza a flessione e compressione rispetto a SDR, grazie al carico di riempimento [24]. Altri studi dimostrano che l'SDR ha una resistenza alla flessione e alla compressione inferiore rispetto ad altri compositi bulk-fill [25]. Questo risultato è in accordo con altri studi in cui SonicFill 2 raggiunge valori significativamente maggiori di resistenza a flessione e compressione rispetto a SDR, grazie al carico di riempimento [24]. Altri studi dimostrano che l'SDR ha una resistenza alla flessione e alla compressione inferiore rispetto ad altri compositi bulk-fill [25]. Questo risultato è in accordo con altri studi in cui SonicFill 2 raggiunge valori significativamente maggiori di resistenza a flessione e compressione rispetto a SDR, grazie al carico di riempimento [24]. Altri studi dimostrano che l'SDR ha una resistenza alla flessione e alla compressione inferiore rispetto ad altri compositi bulk-fill [25].

Clinicamente, una delle principali preoccupazioni dei compositi bulk-fill è un potenziale aumento dello stress da contrazione che si sviluppa all'interfaccia tra le pareti del composito e il dente e anche l'aumento della temperatura che si verifica per la polimerizzazione di enormi quantità di materiale composito. La contrazione da polimerizzazione può essere valutata direttamente tramite misurazioni volumetriche o lineari, basate rispettivamente su immagini 3D o trasduttori di spostamento [26, 27, 28, 29]. Da un punto di vista clinico, un metodo accurato per valutare gli effetti della contrazione del composito sui tessuti dentali è la misurazione dello spostamento delle cuspidi, con la distanza tra le cuspidi come misurazione della variazione di lunghezza. È stato riferito che i denti con piccole cavità si deformano meno di quelli con grandi cavità e la distanza intercuspidale diminuisce significativamente nei primi 60 minuti dopo l'inizio della polimerizzazione. È stato anche suggerito un graduale recupero delle cuspidi verso

le dimensioni originali su un periodo più lungo [30]. Fleming et al. Ha valutato la variazione della distanza delle cuspidi misurando la deflessione delle cuspidi vestibolari e linguali dei denti estratti attraverso un doppio sensore di spostamento e il restauro è stato ottenuto mediante una tecnica incrementale con otto incrementi. La tecnica di riempimento ha minimizzato la deflessione delle cuspidi vincolando le cuspidi, risultando in una sottostima della deflessione prevista quando una cuspidi non è stata vincolata [31]. Kwaon et al. Ha valutato la deflessione delle cuspidi tramite sonde LVDT utilizzando tecniche di riempimento in blocco e incrementali. La tecnica di riempimento incrementale ha prodotto una deflessione della cuspidi significativamente inferiore rispetto alla tecnica di riempimento di massa [6]. Un microscopio con un tavolino micrometrico è stato utilizzato da Alomari et al. per misurare la distanza tra le punte delle cuspidi. Lo studio ha portato a valori elevati della deflessione delle cuspidi, con una deflessione massima di 47 μm e una minima di 23 μm . Questi valori elevati sono stati attribuiti al forte legame tra il restauro e le pareti della cavità. Una successiva immersione in acqua dei campioni per 24 ore ha determinato un rilassamento delle cuspidi tra 12 μm e 17 μm [32].

Poco si sa sulla deflessione delle cuspidi poiché i compositi bulk-fill vengono utilizzati per ripristinare le cavità mesio-occlusale-distale (MOD) dei premolari secondo le tecniche incrementali o bulk-fill. Kim et al. hanno valutato la deflessione delle cuspidi dei denti in alluminio secondo una varietà di compositi bulk-fill considerando sia la tecnica incrementale che quella bulk-fill [33]. Lo scopo di questa indagine è valutare la deformazione cuspidale durante il restauro di cavità MOD di premolari umani utilizzando sia la tecnica bulk-fill che la tecnica di stratificazione incrementale utilizzando due materiali compositi bulk-fill largamente differenti per viscosità.

L'ipotesi nulla è che diverse tecniche di stratificazione e diversi tipi di materiali compositi non influenzino la variazione della distanza delle cuspidi e l'aumento della temperatura

2. Materiali e metodi

Sono stati utilizzati due materiali compositi, ovvero SDR flow + e SonicFill 2. Questi compositi sono stati caratterizzati in base a test di contrazione e compressione lineari, mentre la deformazione delle cuspidi dentali e l'aumento della temperatura durante il restauro delle cavità MOD dei premolari umani sono stati studiati utilizzando sia le tecniche incrementali che quelle di riempimento.

2.1 Materiali compositi

Sono stati testati due compositi molto diversi per composizione del materiale e proprietà reologiche. SDR flow+ è un composito in resina fluida, monocomponente, fotopolimerizzabile, radiopaco. SDR è disponibile in capsule predosate (0,25 g) per l'applicazione intraorale. Sonicfill 2 è un composito packable applicato attraverso un manipolo a vibrazione, che fornisce la dispensazione attivata dal suono del materiale composito, riducendo così la viscosità durante il posizionamento [9].

La viscosità dell'SDR dovrebbe essere simile a quella dei compositi fluidi da restauro (viscosità inferiore a 1 kPa·s), mentre la viscosità dell'SFL dovrebbe essere simile a quella dei globuli rossi altamente riempiti (viscosità superiore a 100 kPa·s) [11]. La matrice polimerica dei materiali compositi studiati era basata su bisfenolo A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), bisfenolo A dimetacrilato etossilato (EBPADMA), uretano dimetacrilato (UDMA) e trietilenglicole dimetacrilato (TEGDMA). La tabella 1 mostra la composizione dei materiali dei due compositi bulk-fill e le tecniche di restauro, e il sistema iniziatore di entrambi i compositi si basa sul canforochinone.

Tabella 1. Composizione dei materiali compositi e tecniche di restauro.

Materiale	Produttore	Composizione	Tecnica di restauro	Acronimo
-----------	------------	--------------	---------------------	----------

SonicFill 2	Kerr, USA	Matrice: Bis-GMA, TEGDMA, EBPDMA Riempitivo 83,5 wt%: SiO ₂ , vetro, ossido	Massa	SFLB
			Incrementale	SFLI
Flusso SDR +	Sirona Dentsply, USA	Matrice: UDMA, TEGDMA, EBPDMA Riempitivo 68% in peso: vetro Ba-Al-FB-Si e vetro St-Al-F-Si	Massa	SDRB
			Incrementale	SDRI

2.2 Caratterizzazione dei materiali compositi

Il restringimento lineare (Figura 1a) dei compositi bulk SFL e SDR è stato studiato fino a 3600 s attraverso un protocollo precedentemente descritto [2]. In breve, i compositi sono stati iniettati in stampi prismatici in PTFE di 5,0 mm × 5,0 mm × 1,5 mm. Una striscia di Mylar è stata utilizzata per maneggiare il composito e per posizionare ciascun campione tra i bracci meccanici di un estensimetro Instron 2620-601 (Instron Ltd., High Wycombe, Regno Unito). Le misurazioni del restringimento sono state valutate nella direzione perpendicolare al fronte di fotopolimerizzazione. Una fotocellula filtrata ottenuta dal radiometro Demetron LED (Kerr Corporation) è stata impiegata per monitorare il livello di potenza della luce. Per fotopolimerizzare i materiali compositi è stata utilizzata l'unità di fotopolimerizzazione Swiss Master Light (EMS, Nyon, Svizzera) con un livello di intensità di 1000 mW/cm² e un tempo di esposizione di 10 s. I dati di potenza luminosa e di contrazione lineare sono stati acquisiti simultaneamente a una velocità di 50 p/s fino a 3600 s utilizzando il DAC National Instrument (National Instruments, Austin, Texas) guidato dal software Signal Express (National Instruments). Sono stati utilizzati cinque campioni per ciascun composito bulk fill e sono stati

analizzati i dati a 300 s e 3600 s utilizzando l'ANOVA a due vie seguita dal test di Tukey a un valore critico di 0,05.

Le proprietà meccaniche dei compositi bulk-fill SFL e SDR sono state studiate attraverso test di compressione (Figura 1b). I compositi bulk-fill sono stati iniettati in stampi prismatici in PTFE contenenti una cavità cilindrica avente un diametro di 3 mm e un'altezza di 4 mm. Sono state utilizzate strisce di mylar posizionate nella parte inferiore e superiore della cavità cilindrica in PTFE per impedire il flusso di materiale e l'ossidazione del materiale composito durante il processo di fotopolimerizzazione. Per fotopolimerizzare i materiali compositi è stata utilizzata l'unità di fotopolimerizzazione Swiss Master Light (EMS) con un livello di intensità di 1000 mW/cm² e un tempo di esposizione di 20 s. I campioni sono stati tenuti in un ambiente buio a temperatura ambiente per 48 ore prima del test meccanico. Una macchina di prova Instron 5566 (Instron Ltd.), dotata di una cella di carico da 5 kN, è stata impiegata per prove di compressione alla velocità di 1 mm/min. La compliance del dinamometro misurata sperimentalmente era $4,18 \cdot 10^{-5}$ mm/N, e questo valore è stato considerato per determinare la vera deformazione di provini corti in compressione. La resistenza meccanica è stata valutata considerando il rapporto tra la forza massima applicata e l'area della sezione trasversale del provino, la deformazione a rottura è stata calcolata come il rapporto tra lo spostamento massimo e l'altezza del provino, mentre il modulo di Young a compressione è stato valutato attraverso la pendenza della curva sforzo-deformazione nella regione elastica. I test di compressione sono stati eseguiti entro un'ora (t₀) o 72 h (t_{72h}) dalla polimerizzazione. Sono state utilizzate cinque repliche per ciascun composito e per ogni time-point. I dati sono stati analizzati utilizzando ANOVA a due vie seguita dal test di Tukey a un valore critico di 0,05. e questo valore è stato considerato per determinare la vera deformazione di provini corti in compressione. La resistenza meccanica è stata valutata considerando il rapporto tra la forza massima applicata e l'area della sezione trasversale del provino, la deformazione a rottura è stata calcolata come il

rapporto tra lo spostamento massimo e l'altezza del provino, mentre il modulo di Young a compressione è stato valutato attraverso la pendenza della curva sforzo-deformazione nella regione elastica. I test di compressione sono stati eseguiti entro un'ora (t0) o 72 h (t72h) dalla polimerizzazione. Sono state utilizzate cinque repliche per ciascun composito e per ogni time-point. I dati sono stati analizzati utilizzando ANOVA a due vie seguito dal test di Tukey a un valore critico di 0,05. e questo valore è stato considerato per determinare la vera deformazione di provini in compressione. La resistenza meccanica è stata valutata considerando il rapporto tra la forza massima applicata e l'area della sezione trasversale del provino, la deformazione a rottura è stata calcolata come il rapporto tra lo spostamento massimo e l'altezza del provino, mentre il modulo di Young a compressione è stato valutato attraverso la pendenza della curva sforzo-deformazione nella regione elastica. I test di compressione sono stati eseguiti entro un'ora (t0) o 72 h (t72h) dalla polimerizzazione. Sono state utilizzate cinque repliche per ciascun composito e per ogni time-point. I dati sono stati analizzati utilizzando ANOVA a due vie seguito dal test di Tukey a un valore critico di 0,05. Sono state utilizzate cinque repliche per ciascun composito e per ogni time-point. I dati sono stati analizzati utilizzando ANOVA a due vie seguito dal test di Tukey a un valore critico di 0,05.

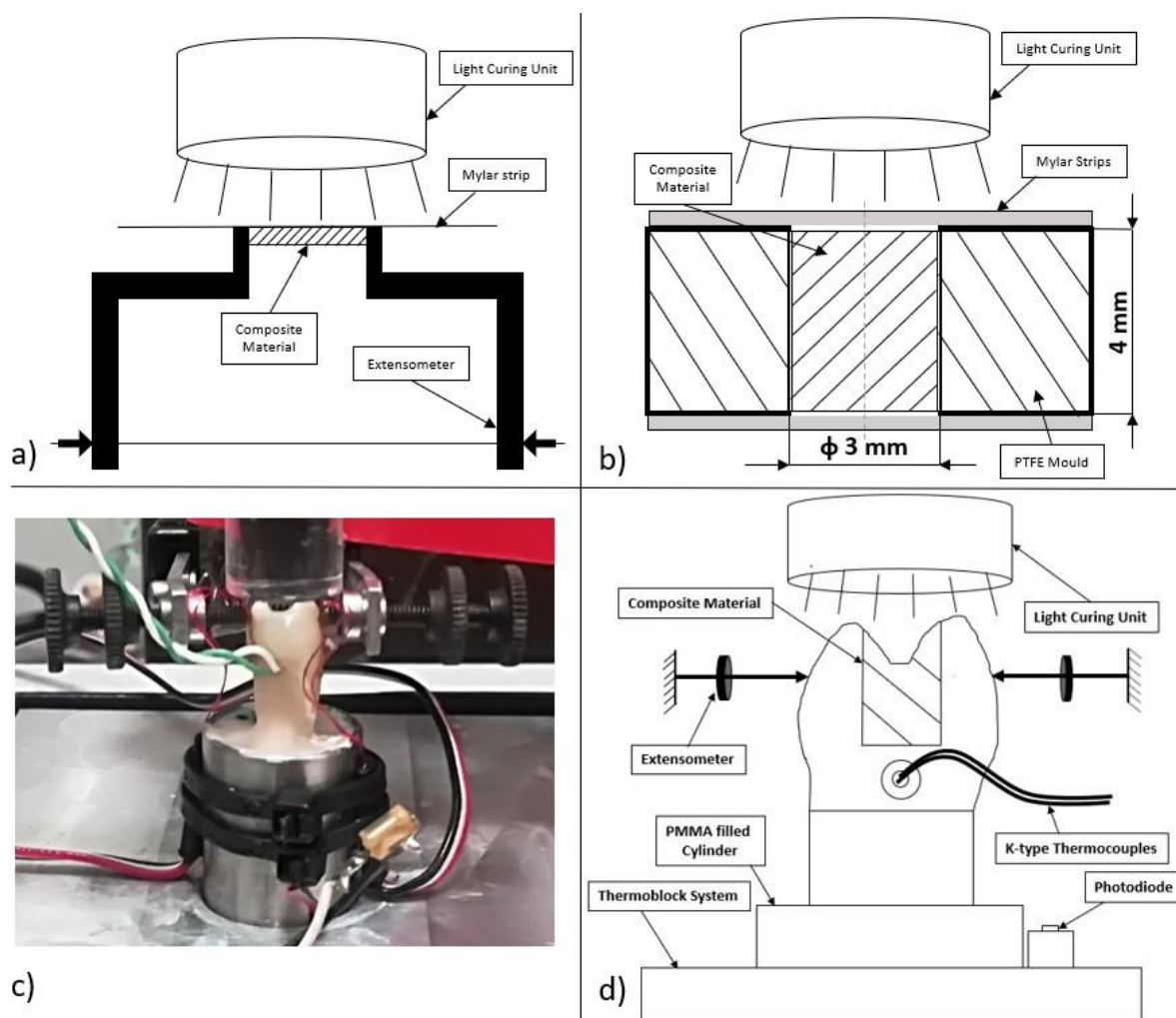


Figura 1. (a) Schema di ritiro lineare valutato nella direzione perpendicolare al fronte di fotopolimerizzazione; (b) Preparazione di provini cilindrici per prova di compressione su provini cilindrici di diametro 3 mm e altezza 4 mm; (c) apparato adottato per la misura simultanea della distanza delle cuspidi, della temperatura e dell'intensità luminosa; (d) descrizione degli elementi coinvolti per la misurazione simultanea della distanza delle cuspidi, della temperatura e della potenza luminosa.

2.3 Selezione dei denti

A questo studio sono stati assegnati un totale di quaranta premolari superiori estratti per trattamenti ortodontici approvati dal Comitato Etico dell'Università degli Studi di Napoli Federico II, con protocollo n. Sono stati sterilizzati con una soluzione di HClO 2,5%, quindi

conservati in acqua distillata fino al test. I denti sono stati selezionati secondo una lunghezza media di 22 ± 1 mm, una dimensione vestibolo-linguale di 7 ± 1 mm e una distanza disto-mesiale di 9 ± 1 mm. Le dimensioni dei denti sono state misurate con un calibro digitale (Mitutoyo, Takatsuku, Giappone). I denti sono stati fissati in uno stampo metallico cilindrico di 16 mm di diametro utilizzando resina acrilica. Ogni dente è stato sottoposto a scansione radiografica con l'apparecchiatura Partner 70 (Anthos, Bologna, Italia) in proiezione mesio-distale, bucco-linguale e occlusale-apicale a 70 kV per 0,08 secondi.

2.4 Preparazione della cavità MOD

In ciascun premolare sono state preparate cavità MOD standardizzate con una profondità della cavità di 4 mm e una larghezza intercuspale di 3 mm. Le cavità sono state ottenute mediante una fresa diamantata montata sulla turbina Fona8080 (Fonadental, Assago, Italia) su un contrangolo ad alta velocità. Le dimensioni di ogni preparazione della cavità sono state misurate utilizzando il calibro digitale. Le pareti buccali e palatali di ciascuna cavità sono state preparate parallelamente l'una all'altra.

Cuspidi dentali e restauri Le dimensioni delle cavità MOD sono riportate nella Tabella 2.

Tavolo 2. Cuspidi e restauri dentali Per cavità MOD si intendono le dimensioni espresse in mm. I numeri tra parentesi rappresentano la deviazione standard.

	MOD	Altezza za MOD	Larghezza MOD	Altezza della cuspide vestibolare	Altezza della cuspidale	Larghezza cuspide vestibolare	Larghezza cuspide linguale	Spessore e della cuspide vestibolare	Spessore della cuspidale linguale
--	-----	----------------------	------------------	--	-------------------------------	-------------------------------------	----------------------------------	---	--

SFL B	3.05 (0,65)	4.07 (0.20)	6.67 (0.28)	6.48 (0,81)	5.88 (1.02)	7.1 (0,31)	6.21 (0,31)	3.16 (0.10)	3.06 (0,35)
SFL I	2,85 (0,57)	3.96 (0,43)	6.51 (0,39)	6.67 (0,72)	5.59 (0,86)	6.88 (0,25)	6.14 (0,64)	3.41 (0,31)	3.35 (0,42)
SD RB	2.96 (0.48)	3.83 (0,56)	6.44 (0.21)	6.05 (0,53)	5.57 (1.1)	6.64 (0.50)	6.20 (0.08)	3.15 (0,33)	2.71 (0,40)
SD RI	3.29 (0,17)	4.01 (0.61)	6.60 (0,12)	5.97 (0,59)	5.36 (0,82)	6.9 (0,11)	6.26 (0,13)	3.02 (0,42)	2.90 (0,39)

I denti sono stati divisi casualmente in due gruppi (SDR e SFL). I campioni SRD sono stati restaurati con il composito SDR flow + (Sirona Dentsply), mentre i campioni SFL sono stati restaurati con il composito SonicFill 2 (Kerr Corporation). Ciascun gruppo è stato poi suddiviso in due sottogruppi (SFLB, SFLI e SDRB, SDRI) secondo la tecnica restaurativa (Tabella 1). I gruppi SFLB e SDRB sono stati ricostruiti utilizzando la tecnica bulk-fill (spessore 4 mm), i gruppi SFLI e SDRI sono stati ricostruiti mediante la tecnica incrementale (due incrementi, 2 mm ciascuno).

2.5 Protocollo adesivo e restauro in composito

Dopo la preparazione della cavità, i denti sono stati sottoposti a una procedura adesiva: mordenzatura con acido (mordenzatura smalto e dentina rispettivamente per 30 s e 15 s) utilizzando acido fosforico al 37% (Gerhò, Bolzano, Italia); risciacquo e asciugatura per 5 secondi; applicazione del sistema adesivo Optibond SE (Kerr Corporation) e fotopolimerizzazione con l'unità di polimerizzazione Swiss Master Light (EMS) ad un'intensità

di 1000 mW/cm². SDR flow+ è stato iniettato nella cavità mediante apposita pistola manuale. SonicFill è stato erogato direttamente nelle cavità dentali utilizzando il manipolo Sonicfill.

2.6 Misurazioni della variazione della distanza delle cuspidi

I premolari sono stati cementati in cilindri di alluminio (D=16 mm) utilizzando una resina acrilica autopolimerizzante a bassa temperatura. Ogni campione è stato riscaldato a 35 ° C attraverso un sistema ThermoBlock (Falc, Genova, Italia) e la sua temperatura è stata mantenuta costante durante il test (Figura 1c e 1d).

L'estensimetro Instron A1439-1014 (Instron Ltd.) è stato utilizzato per misurare la variazione della distanza tra le cuspidi durante la fotopolimerizzazione e durante la fase di reazione al buio fino a 3600 s. Una fotocellula filtrata, ottenuta dal radiometro Demetron LED (Kerr Corporation), è stata impiegata per monitorare il livello di potenza della luce. Termocoppie monouso di tipo K (componenti RS, Corby, Regno Unito), posizionate in un foro standardizzato creato 1 mm sotto il pavimento della cavità (Figura 1d), sono state utilizzate per misurare la variazione di temperatura. Per polimerizzare i compositi bulk fill è stata utilizzata l'unità di fotopolimerizzazione Swiss Master Light (EMS) con un livello di intensità di 1000 mW/cm² e un tempo di esposizione di 20 s.

I dati di distanza delle cuspidi, temperatura e potenza luminosa sono stati acquisiti contemporaneamente a una velocità di 50 p/s fino a 3600 s utilizzando il DAC National Instrument (National Instruments) guidato dal software Signal Express (National Instruments).

Sono stati utilizzati cinque campioni per ciascun composito bulk fill e per ciascuna tecnica di restauro (Tabella 1) e i dati a 300 s e 3600 s sono stati analizzati utilizzando ANOVA a due vie seguito dal test di Tukey a un valore critico di 0,05.

3. Risultati

La Figura 2 illustra i profili di restringimento registrati per SDR e SFL. All'accensione della luce si può osservare un forte profilo di contrazione per entrambi i compositi. Dopo 300 s il valore medio di restringimento dell'SFL è significativamente inferiore ($p < 0,05$) rispetto a quello dell'SDR. I valori medi di restringimento per SDR e SFL sono rispettivamente $0,822 \pm 0,037 \mu\text{m}/\mu\text{m}\%$ e $0,471 \pm 0,023 \mu\text{m}/\mu\text{m}\%$. Come previsto, il restringimento continua ad aumentare durante la fase di reazione al buio e a 3600 s i suoi valori sono significativamente più alti ($p < 0,05$) rispetto a quelli riportati a 300 s. I valori medi di restringimento a 3600 s per SDR e SFL sono rispettivamente $0,925 \pm 0,041 \mu\text{m}/\mu\text{m}\%$ e $0,523 \pm 0,029 \mu\text{m}/\mu\text{m}\%$.

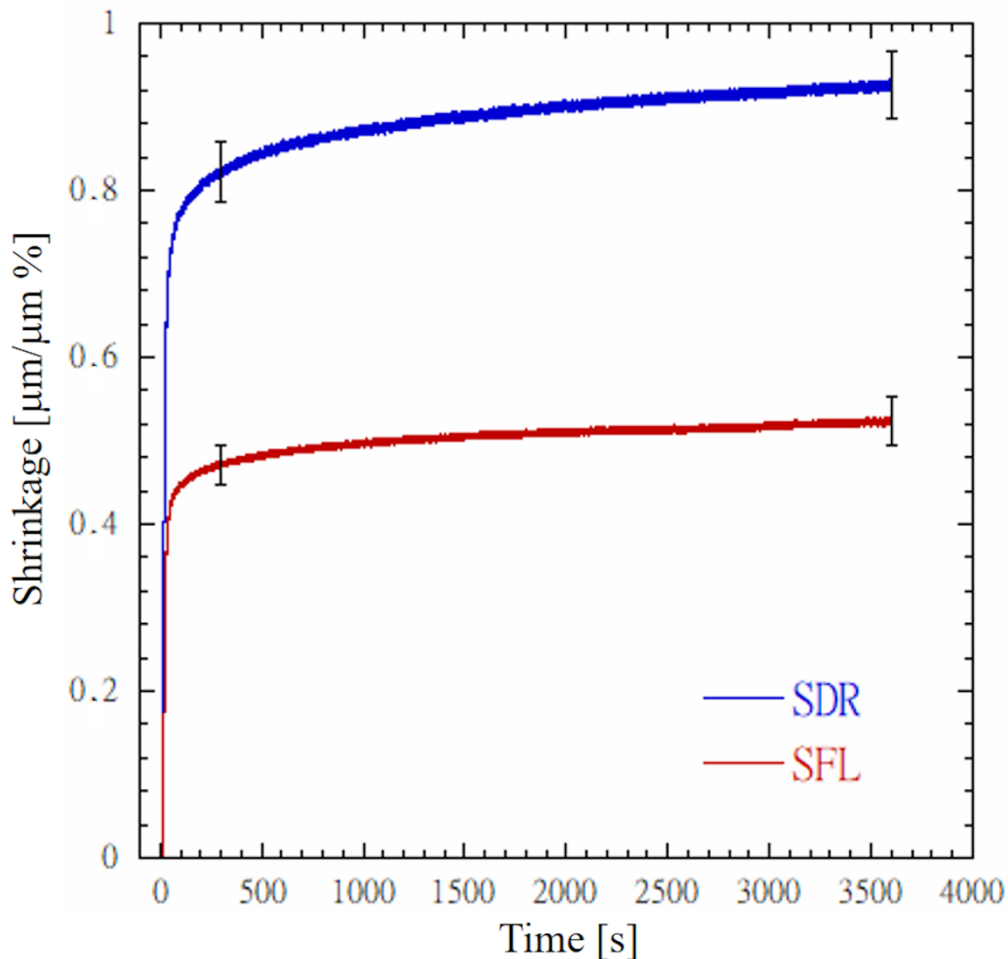


Figura 2. Profili di contrazione registrati per compositi bulk fill SDR e SDR

La tabella 3 riporta le proprietà meccaniche misurate in compressione per i compositi bulk fill SDR e SFL. In entrambi i momenti, l'SFL mostra una resistenza alla compressione (σ)

significativamente più alta ($p < 0,05$) rispetto a quella registrata per l'SDR. In entrambi i momenti, anche il modulo di Young (E) di SFL è significativamente più alto ($p < 0,05$) rispetto a quelli registrati per SDR. Invece, in entrambi i momenti, la tensione al cedimento (ϵ) di SFL è significativamente inferiore ($p < 0,05$) rispetto a quelli misurati per SDR. La differenza nelle proprietà meccaniche dei due compositi bulk fill suggerisce che SFL è più rigido di SDR, ma SDR è più conforme di SFL.

Tabella 3. Proprietà meccaniche misurate in compressione per i compositi bulk fill SDR e SFL. σ , ϵ ed E rappresentano rispettivamente la resistenza alla compressione, la deformazione a rottura e il modulo di Young. I numeri tra parentesi rappresentano la deviazione standard.

Riempimento in blocco Composito	Tempo t0			Tempo 72h		
	[MPa]	[%]	E [GPa]	[MPa]	[%]	E [GPa]
SDR	234 (13)	19,4 (0,3)	1,7 (0,1)	277 (10)	16,7 (0,3)	3.1 (0.1)
SFL	297 (18)	6,4 (0,4)	5.1 (0.2)	329 (36)	5,9 (0,5)	8,5 (0,4)

Le misurazioni temporali simultanee della variazione della distanza delle cuspidi, della temperatura e del segnale del fotodiodo per cavità MOD restaurate con SonicFill 2 sono riportate in figura 3. Il segnale del fotodiodo è riportato in una scala arbitraria e viene utilizzato per rilevare la fotopolimerizzazione e il buio fasi di reazione. Sia per la tecnica bulk fill (Fig. 3a) che incrementale (Fig. 3b), si osserva un ritardo nella variazione della distanza delle cuspidi prima che si verifichi una forte contrazione.

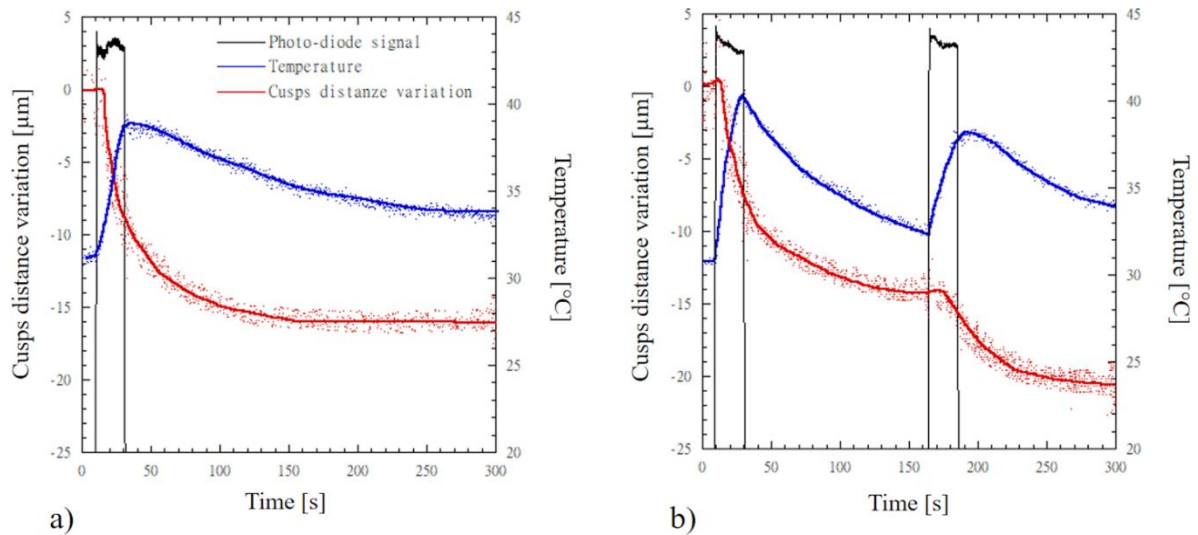


Figura 3. Misure temporali simultanee della variazione della distanza delle cuspidi, della temperatura e del segnale del fotodiode per cavità MOD ripristinate con SonicFill 2. Il segnale del fotodiode è riportato in una scala arbitraria e viene utilizzato per rilevare le fasi di fotopolimerizzazione e di reazione al buio. Cavità MOD restaurate secondo: a) la tecnica del bulk-fill; b) la tecnica incrementale.

Durante la fase di fotopolimerizzazione si osserva una variazione ripida della distanza delle cuspidi sia per la tecnica bulk fill che per quella incrementale, e la variazione della distanza delle cuspidi si verifica ancora a una pendenza inferiore durante la fase di reazione al buio (Fig. 3). Per la tecnica incrementale, si osserva un'ulteriore variazione ripida della distanza delle cuspidi man mano che il secondo strato composto subisce la polimerizzazione. I valori medi della variazione della distanza delle cuspidi delle cavità MOD restaurate con SonicFill 2 sono stati calcolati dopo 300 s e 3600 s (Tabella 4).

Tabella 4. Variazione distanza cuspidi a 300s ea 3600s.

	300s		3600s	
Materiale	Valore medio	Valore P	Valore medio	Valore P

	(Deviazione standard) (μm)		(Deviazione standard) (μm)	
SFLB	16,3 (5,6)	0,95	22,9 (9,2)	0.89
SFLI	20,2 (5,5)		27,5 (7,2)	
SDRB	11,8 (3,0)	0.12	20,8 (3,5)	0.43
SDRI	21,8 (1,9)		28,3 (5,0)	

La variazione della distanza delle cuspidi misurata per dente restaurato con tecnica incrementale ($20,2 \pm 5,5 \mu\text{m}$) è maggiore di quella misurata per dente restaurato con tecnica bulk fill ($16,3 \pm 5,6 \mu\text{m}$), tuttavia la differenza tra le medie non è statisticamente significativa ($p = 0,946$). L'aumento di temperatura osservato per SFLB e SFLI è rispettivamente di $8,2 \text{ }^\circ\text{C} \pm 1,6 \text{ }^\circ\text{C}$ e $9,5 \text{ }^\circ\text{C} \pm 1,4 \text{ }^\circ\text{C}$.

Le misurazioni temporali simultanee della variazione della distanza delle cuspidi, della temperatura e del segnale del fotodiode per cavità MOD ripristinate con flusso SDR + sono riportate in figura 4. Il segnale del fotodiode è riportato in una scala arbitraria e viene utilizzato per rilevare la fotopolimerizzazione e la fasi di reazione oscure. Sia per la tecnica bulk fill (Fig. 4a) che per quella incrementale (Fig. 4b) si osserva un ritardo nella variazione della distanza delle cuspidi prima che si verifichi una forte contrazione.

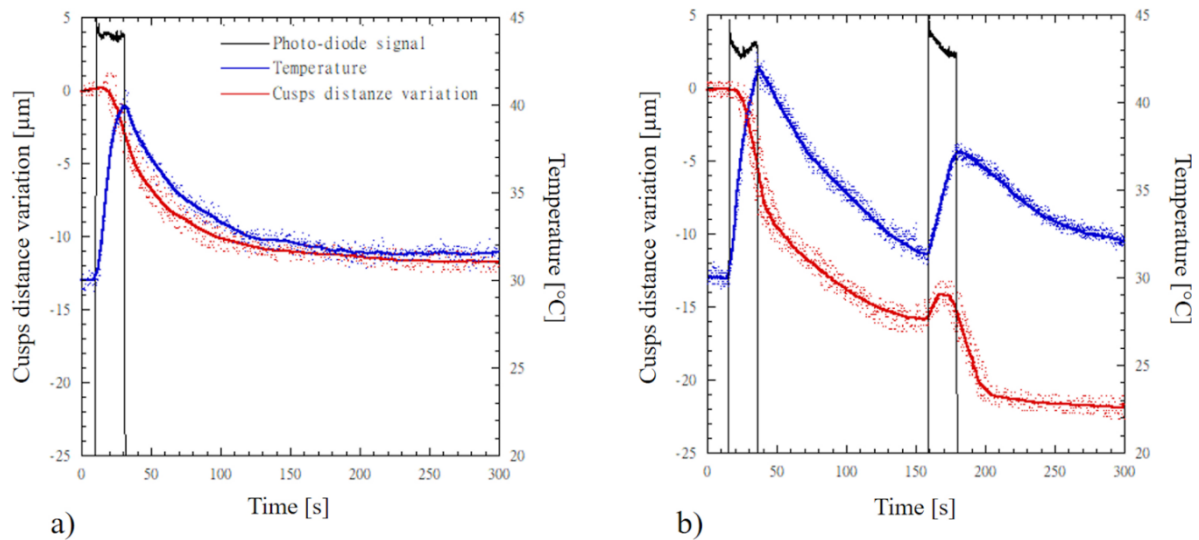


Figura 4. Misurazioni temporali simultanee della variazione della distanza delle cuspidi, della temperatura e del segnale del fotodiodo per cavità MOD ripristinate con SDR flow plus. Il segnale del fotodiodo è riportato in una scala arbitraria ed è utilizzato per rilevare le fasi di fotopolimerizzazione e di reazione al buio. Cavità MOD restaurate secondo: a) la tecnica del bulk-fill; b) la tecnica incrementale.

Durante la fase di fotopolimerizzazione si osserva una variazione ripida della distanza delle cuspidi sia per il bulk fill che per le tecniche incrementali e la variazione della distanza delle cuspidi si verifica ancora a una pendenza inferiore durante la fase di reazione al buio (Figura 4). Per la tecnica incrementale, si osserva un'ulteriore variazione ripida della distanza delle cuspidi man mano che il secondo strato composito subisce la polimerizzazione. La tabella 4 riporta i valori medi e la deviazione standard della variazione della distanza delle cuspidi delle cavità MOD ripristinate con flusso SDR + calcolati dopo 300 s e 3600 s. La variazione della distanza delle cuspidi misurata per dente restaurato con tecnica incrementale ($21,8 \pm 1,9 \mu\text{m}$) è maggiore di quella misurata per dente restaurato con tecnica bulk fill ($11,8 \pm 3 \mu\text{m}$), tuttavia la differenza tra le medie non è statisticamente significativa ($p=0,12$). L'aumento di temperatura osservato per SDRB e SDRI è 9.

4. Discussione

I compositi Bulk Fill sono stati particolarmente utilizzati nelle cavità profonde, poiché riducono il numero di passaggi necessari per il restauro. I compositi Bulk Fill non sono significativamente differenti dai compositi convenzionali in termini di microassorbimento [34]. Nei nostri gruppi di riempimento sfuso sono stati utilizzati due tipi di materiali di riempimento (SDR flow plus e SonicFill 2). SDR ha una quantità di matrice organica superiore a Sonic Fill (Tabella 1).

I valori medi di restringimento (Figura 2) a 3600 s per SDR e SFL sono rispettivamente $0,925 \pm 0,041 \mu\text{m}/\mu\text{m}\%$ e $0,523 \pm 0,029 \mu\text{m}/\mu\text{m}\%$. Naturalmente, il ritiro maggiore di SDR è direttamente correlato alla quantità della matrice polimerica. Vale la pena notare che a 3600 s entrambi i compositi bulk fill mostrano una pendenza positiva per il profilo di contrazione (Figura 2), suggerendo così che la contrazione continua ad aumentare. Utilizzando l'equazione riportata da Garcia et al. [21], i valori medi di ritiro volumetrico di SDR e SFL sono rispettivamente del 2,75 % e 1,56 %. Questi valori di ritiro volumetrico sono coerenti ma leggermente inferiori a quelli misurati per SDR e SFL con un linometro [21, 22]. Invece, il restringimento volumetrico dell'1,56 % calcolato per SFL è coerente con quello misurato con un sistema di imaging con fotocamera 3D [19]. Le differenze tra i nostri risultati e quelli riportati in letteratura possono dipendere da diversi fattori come la tecnica adottata per misurare il ritiro, l'energia di fotopolimerizzazione fornita per la polimerizzazione e anche il momento in cui viene misurato il ritiro. Il restringimento dei materiali da restauro fotopolimerizzabili è un fenomeno molto complesso poiché la contrazione differisce lungo le direzioni tridimensionali, portando così ad un ritiro anisotropo [35, 36]. Abbiamo misurato il restringimento nella direzione ortogonale al fronte della luce tramite estensimetro basato su estensimetri (Figura 1a) poiché questa configurazione rappresenta meglio, in vitro, la deformazione che si verifica sulle cuspidi linguali e vestibolari della cavità MOD restaurata (Figura 1c).

Le proprietà compressive dei GR sono di grande importanza in quanto lo stress dovuto alla masticazione, agendo sui denti restaurati, è principalmente di natura compressiva. La resistenza a compressione e il modulo di Young a compressione misurati per SFL, significativamente più elevati ($p < 0,05$) rispetto a quelli osservati per SDR (Tabella 3), sono direttamente attribuiti alla quantità della fase di rinforzo del filler (Tabella 1). Vale la pena notare che, analogamente alla contrazione, anche le proprietà di compressione dipendono in gran parte dal momento in cui vengono misurate le proprietà. Per entrambi i compositi bulk-fill esaminati, sono state osservate resistenza e rigidità significativamente più elevate ($p < 0,05$) dopo 72 ore (Tabella 3). I valori di resistenza alla compressione misurati per SDR e SFL sono coerenti con i valori riportati in letteratura [24, 25]. In entrambi i momenti, L'SFL mostra una resistenza alla compressione e un modulo di Young significativamente più alti ($p < 0,05$) rispetto a quelli registrati per SDR. La differenza nelle proprietà meccaniche osservate per i due compositi bulk fill suggerisce che SFL è più rigido e più fragile di SDR, mentre SDR è più conforme di SFL.

E' stata sviluppata un'ampia letteratura in vitro sulla deflessione delle cuspidi poiché i compositi convenzionali vengono utilizzati per ripristinare le cavità MOD dei premolari [6, 27-32]. Kim et al. [33] ha recentemente valutato la deflessione della cuspidi di denti [7] secondo una varietà di compositi convenzionali e bulk-fill considerando sia la tecnica incrementale che quella bulk-fill, ed è stata osservata una riduzione della deflessione della cuspidi dalla stratificazione bulk a quella incrementale. Analogamente al ritiro (Figura 2) e alle proprietà di compressione (Tabella 3), anche la variazione della distanza delle cuspidi (Tabella 4) dipende dal momento in cui vengono effettuate le misurazioni. Per ogni tipo di composito bulk fill e tecnica di stratificazione, i valori di variazione della distanza delle cuspidi a 3600 s sono superiori a quelli misurati a 300 s. Secondo la tecnica bulk-fill, i valori medi della variazione della distanza delle cuspidi misurati a 3600 s per SFLB e SDRB sono rispettivamente 22,9 μm e 20,8 μm . Questi valori sono compresi tra i valori medi misurati per lo stesso composito bulk-

fill, considerando cuspidi rettangolari in alluminio aventi uno spessore di 1 mm e 2 mm [33]. La deflessione delle cuspidi dipende dalla rigidità flessionale, quindi dipende direttamente dal prodotto tra il secondo momento d'area e il modulo di Young. Il valore medio della larghezza delle nostre cuspidi premolari (Tabella 2) è di 6,47 mm, significativamente inferiore alle cuspidi in alluminio (8 mm) adottate da Kim et al. Inoltre, la forma della sezione trasversale delle cuspidi dentarie è semiellittica, quindi il secondo momento d'area è inferiore a quello di una sezione trasversale rettangolare di dimensioni simili. Inoltre, il modulo di Young dell'alluminio è circa tre volte quello della dentina. Per tutti questi motivi, anche se lo spessore medio delle nostre cuspidi premolari è di 3,03 mm (Tabella 2), la rigidità flessionale delle nostre cuspidi premolari è molto inferiore alla rigidità flessionale dei denti in alluminio aventi spessore simile. Pertanto, le variazioni della distanza delle cuspidi misurate a 3600 s (Tabella 4) sono coerenti con la deflessione delle cuspidi misurata da Kim et al. D'altra parte, il valore medio della variazione della distanza delle cuspidi misurata per SFL (22,9 μm) è coerente con il valore medio (24,3 μm) registrato per il ripristino MOD dei premolari umani da Nguyen et al. [36].

Per il composito SFL non è stata osservata alcuna differenza significativa nella variazione della distanza delle cuspidi tra le tecniche di bulk-fill e di stratificazione incrementale ($p=0.89$). Anche per il composito SDR non è stata osservata alcuna differenza significativa nella deflessione delle cuspidi per le tecniche di bulk-fill o di stratificazione incrementale ($p=0.43$).

Sebbene ci si aspetterebbe una variazione della distanza delle cuspidi inferiore per SFL, poiché i valori di restringimento di SFL sono significativamente inferiori ($p < 0,05$) rispetto a SDR (Figura 2), non è stata osservata alcuna differenza significativa nella deflessione delle cuspidi tra SFLB e SDRB ($p = 0,99$). Allo stesso modo, non è stata osservata alcuna differenza significativa nella deflessione delle cuspidi tra SFLI e SDRI ($p=1,00$). Il Modulo di Young dell'SDR è significativamente inferiore all'SFL (Tabella 3), quindi favorisce la deformazione elastica del materiale. L'SDR è più cedevole dell'SFL, quindi riduce la quantità di stress sulla

parete della cavità quando il composito si restringe. Invece, il composito SFL genera un'elevata sollecitazione sulle pareti della cavità a causa della maggiore rigidità, ma questa sollecitazione è compensata dalla minore contrazione di questo composito. Perciò, la deflessione delle cuspidi dentali per le cavità MOD dipende sia dal restringimento che dalle proprietà meccaniche.

Per quanto riguarda la tecnica bulk-fill (Figura 3a e 4a), i valori medi di aumento della temperatura vanno da 8,2 °C a 9,5 °C e sono stati registrati livelli di temperatura più elevati per l'SDR composito fluido. Tuttavia, la differenza tra i valori medi registrati per i diversi compositi non è significativa ($p=0,92$). Allo stesso modo, per la tecnica di stratificazione incrementale (Figura 3b e 4b), i valori di aumento della temperatura registrati attraverso il primo intervallo di incremento da 9,5 °C a 11,9 °C e livelli di temperatura più elevati sono stati registrati per l'SDR composito fluido. Tuttavia, la differenza tra i valori medi registrati per i diversi compositi non è significativa ($p=0,99$). Karacan e Ozyurt hanno registrato valori di aumento della temperatura simili con termocoppie posizionate 1 mm al di sotto della cavità MOD e utilizzando un composito bulk-fill ad alta viscosità [40]. L'aumento di temperatura che si verifica nel nucleo del composito SDR, superiore a 20 °C, è stato misurato utilizzando diverse tecniche [7, 17, 41]. Questi livelli di temperatura sarebbero dannosi per il tessuto pulpare. Fortunatamente, la dentina agisce come un sistema di isolamento termico poiché la conduttività termica della dentina [42] riduce efficacemente l'aumento di temperatura che si verifica nella polpa. Pertanto, sia per i compositi SDR che SFL, la modalità di fotopolimerizzazione di 1000 mW/cm² per 20 s può essere considerata termicamente sicura se viene preservato uno spessore appropriato di dentina occlusale [40, 43 – 45]. la dentina agisce come un sistema di isolamento termico poiché la conduttività termica della dentina [42] riduce efficacemente l'aumento di temperatura che si verifica nella polpa. Pertanto, sia per i compositi SDR che SFL, la modalità di fotopolimerizzazione di 1000 mW/cm² per 20 s può essere considerata termicamente sicura se viene preservato uno spessore appropriato di dentina occlusale [40, 43 – 45]. La dentina agisce

come un sistema di isolamento termico poiché la conduttività termica della dentina [42] riduce efficacemente l'aumento di temperatura che si verifica nella polpa. Pertanto, sia per i compositi SDR che SFL, la modalità di fotopolimerizzazione di 1000 mW/cm² per 20 s può essere considerata termicamente sicura se viene preservato uno spessore appropriato di dentina occlusale [40, 43 – 45].

5. Conclusioni

Sulla base dei risultati riportati si possono trarre le seguenti conclusioni:

- Il restringimento di SDR è significativamente più alto ($p < 0,05$) rispetto a Sonic Fill, mentre la forza e il modulo di Young di Sonic Fill sono significativamente più alti ($p < 0,05$) rispetto a SDR.

- Per entrambi i compositi SDR e Sonic Fill, non è stata osservata alcuna differenza significativa ($p = 0,95$ e $p = 0,12$, rispettivamente) per la variazione della distanza delle cuspidi in base alle cavità MOD restaurate attraverso le tecniche di bulk-fill o di stratificazione incrementale.

- Sebbene per Sonic Fill ci si aspetterebbe una variazione della distanza delle cuspidi inferiore, poiché i valori di restringimento di Sonic Fill sono inferiori a SDR, non è stata osservata alcuna differenza significativa nella deflessione delle cuspidi tra Sonic Fill e SDR secondo sia il bulk fill che la tecnica di stratificazione incrementale. Questo risultato può essere attribuito al modulo di Young suggerendo che Sonic Fill è più rigido di SDR, mentre SDR è più conforme di Sonic Fill.

- I livelli di aumento della temperatura sono inferiori a 11,9 °C, tuttavia non è stata osservata alcuna differenza significativa nei valori medi di aumento della temperatura tra i compositi bulk-fill e le tecniche di stratificazione.

- La modalità di polimerizzazione (1000 mW/cm² per 20 s) può essere considerata termicamente sicura per il tessuto pulpare se lo spessore della dentina occlusale non è inferiore a 1 mm.

- I dentisti dovrebbero impedire la polimerizzazione dei compositi flow con sorgenti luminose ad alta intensità, specialmente per quanto riguarda strati a basso spessore applicati in cavità vicine alla polpa dentale. In questi casi una procedura corretta potrebbe essere una minore intensità di fotopolimerizzazione associata ad un aumento del tempo di esposizione della sorgente luminosa. L'uso di questo protocollo riduce la probabilità di danni termici alla polpa dentale utilizzando compositi bulkfill.

Bibliografia

1Braga, R.R.; Ballester, R.Y.; Ferracane, J.L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials* 2005, 21(10), 962-70.

2De Santis, R.; Gloria, A.; Prisco, D.; Amendola, E.; Puppulin, L.; Pezzotti, G.; Rengo, S.; Ambrosio, L.; Nicolais, L. Fast curing of restorative materials through the soft light energy release. *Dental Materials* 2010, 26(9), 891-900.

Pashley D.H. Clinical considerations of microleakage. *Journal of endodontics*. 1990;16(2):70-7.

- 3De Santis, R.; Mollica, F.; Prisco, D.; Rengo, S.; Ambrosio, L.; Nicolais, L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin–adhesive–composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials* 2005, 26(3), 257-70.
- 4[Ilie, N.; Hickel, R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater.* 2011, 27(4) 348-55.]
- 5Kwon, Y.; Ferracane, J.; Lee, IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dental materials* 2012 28(7) 801-9.
- 6Kim, R.J.; Son, S.A.; Hwang, J.Y.; Lee, I.B.; Seo, D.G. Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. *Journal of Dentistry* 2015, 43(9), 1093-8.
- 7Ilie, N.; Bucuta, S.; Draenert, M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry* 2013, 38(6), 618-25.
- 8Chesterman, J.; Jowett, A.; Gallacher, A.; Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal.* 2017, 222(5) 337.
- 9Lima, RB.; Troconis, C.C.; Moreno, M.B.; Murillo-Gomez, F.; De Goes, M.F. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2018 30(6) 492-501.
- 10Hirata, R.; Kabbach, W.; De Andrade, OS.; Bonfante, EA.; Giannini, M.; Coelho, PG. Bulk fill composites: an anatomic sculpting technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2015 27(6) 335-43.
- 11El-Safty, S.; Akhtar, R.; Silikas, N.; Watts, DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dental Materials* 2012, 28(12), 1292-300.

Swift Jr, EJ. Bulk-fill Composites, Part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2015, 27(3), 176-9.

13Sommer, A.P.; Gente, M. Light-induced control of polymerization shrinkage of dental composites by generating temporary hardness gradients. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering.* 1999 44(10) 290-3.

14Chen, TY.; Huang, PS.; Chuang, SF. Modeling dental composite shrinkage by digital image correlation and finite element methods. *Optics and Lasers in Engineering* 2014, 61, 23-30.

15De Santis, R.; Gloria, A.; Sano, H.; Amendola, E.; Prisco, D.; Mangani, F.; Rengo, S.; Ambrosio, L.; Nicolais N. Effect of light curing and dark reaction phases on the thermomechanical properties of a Bis-GMA based dental restorative material. *Journal of Applied Biomaterials and Biomechanics* 2009 7(2) 132-40.

16Ibarra E. Physical properties of a new sonically placed composite resin restorative material. Uniformed Services University of the Health Sciences Bethesda United States, 2013.

17Tauböck, TT.; Marovic, D.; Zeljezic, D.; Steingruber, A.D.; Attin, T.; Tarle, Z. Genotoxic potential of dental bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 2017, 33(7), 788-795.

18Kim, RJ.; Kim, YJ.; Choi, N.; Lee, I. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of dentistry* 2015, 43.4, 430-439.

19Wiegand, A.; Credé, A.; Tschammler, C.; Attin, T. Tauböck, TT. Enamel wear by antagonistic restorative materials under erosive conditions. *Clin Oral Investig.* 2017, 21(9), 2689-2693.].

20Garcia, D.; Yaman, P.; Dennison, J.; Neiva GF. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins, *Operative Dentistry* 2014, 39-4, 441-448.

- 21Son, SA; Park, J.; Seo, D.; Ko, CC.; Kwon YH. How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk-fill composites. *Clinical Oral Investigations* 2017, 21, 559–565.
- 22Didem, A.; Gozde, Y.; Nurhan O. Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open Journal of Composite Materials* 2014, 4, 117 - 121.
- 23Vandana, S.; Bhat, G.; Hedge, M. Comparative evaluation of flexural and compressive strengths of bulk-fill composites. *International Journal of Advanced Scientific and Technical Research*, 2017.
- 24Algamaiah, H.; Sampaio, CS.; Rigo, LC.; Janal, MN.; Giannini, M.; Bonfante, EA.; Coelho, PG.; Reis, AF.; Hirata, R. Microcomputed Tomography Evaluation of Volumetric Shrinkage of Bulk-Fill Composites in Class II Cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2017, 29(2), 118-27.
- 25Sakaguchi, RL.; Wiltbank, BD.; Shah, NC. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dental Materials* 2004, 20(4), 388-96.
- 26Tiba, A.; Charlton, DG.; Vandewalle, KS.; Ragain Jr JC. Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites. *Journal of dentistry* 2005, 33(9), 757-63.
- 27Behery, H.; El-Mowafy, O.; El-Badrawy, W.; Saleh, B.; Nabih, S. Cuspal deflection of premolars restored with bulk-fill composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2016, 28(2), 122-30.
- 28Suliman, A.A.; Boyer, D.B.; Lakes, R.S. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dental Materials*. 1993, 9(1), 6-10.
- 29Fleming, G.J.; Khan, S.; Afzal, O.; Palin, WM.; Burke, F.J.T. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD

cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit.

Journal of dentistry 2007, 35(2), 97-103.

30Alomari, QD.; Reinhardt, JW.; Boyera, DB. Effect of liners on cuspal deflection and gap formation in composite restorations. Operative Dentistry 2001, 26(4), 406-11.

31Kim, Y.J.; Kim, R.; Ferracane, J.L. Lee, I.B. Influence of the compliance and layering method on the wall deflection of simulated cavities in bulk-fill composite restoration.

Operative dentistry 2016, 41(6), e183-e194.

32Al-Ahdal, K.; Silikas, N.; Watts, D.C. Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature. Dental Materials 2014, 30(5), 517-24.

33Mosharrafian, S.; Heidari, A.; Rahbar, P. Microleakage of two bulk fill and one conventional composite in class II restorations of primary posterior teeth. Journal of dentistry (Tehran, Iran) 2017, 14(3), 123.

34Lee, I.B.; Cho, B.H.; Son, H.H.; Um, C.M.; Lim, BS. The effect of consistency, specimen geometry and adhesion on the axial polymerization shrinkage measurement of light cured composites. Dental Materials. 2006, 22(11), 1071-9.

Ferracane, JL.; Hilton, TJ.; Stansbury, JW.; Watts, DC.; Silikas, N.; Ilie, N.; Heintze, S.

35Cadenaro, M.; Hickel R. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part II-Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). Dental Materials 2017, 33(11), 1171-91.

36Krifka, S.; Hiller, K.A.; Bolay, C.; Petzel, C.; Spagnuolo, G.; Reichl, F.X.; Schmalz, G.;

37Schweikl, H. Function of MAPK and downstream transcription factors in monomer-induced apoptosis. Biomaterials 2012, 33(3) 740-50.

38Eckhardt, A.; Müller, P.; Hiller, K.A.; Krifka, S.; Bolay, C.; Spagnuolo, G.; Schmalz, G.;

39Schweikl, H. Influence of TEGDMA on the mammalian cell cycle in comparison with chemotherapeutic agents. Dental Materials 2010, 26(3), 232-41.

- 40Nguyen, K.V.; Wong, R.H.; Palamara, J.; Burrow, M.F. The effect of resin-modified glass-ionomer cement base and bulk-fill resin composite on cuspal deformation. *Operative dentistry* 2016, 41(2), 208-18.
- 41Karacan, A.O.; Ozyurt, P. Effect of preheated bulk-fill composite temperature on intrapulpal temperature increase in vitro. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2019, 31, 583–588.
- 42Vinagre, A.; Ramos, J.; Alves, S.; Messias, A.; Alberto, N.; Nogueira, R. Cuspal displacement induced by bulk fill resin composite polymerization: biomechanical evaluation using fiber Bragg grating sensors. *International Journal of Biomaterials* 2016, (3), 1-9.
- 43De Magalhaes, M.F.; Ferreira, R.A.; Grossi, P.A.; de Andrade, R.M. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *Journal of Dentistry* 2008, 36(8), 588-94.
- 44Yasa, E.; Atalayin, C.; Karacolak, G.; Sari, T., Turkun, S. Intrapulpal temperature changes during curing of different bulk-fill restorative materials. *Dental Materials Journal* 2017, 36(5), 566-572.
- 45Nocca, G.; Callà, C.; Martorana, G.E.; Cicillini, L.; Rengo, S.; Lupi, A.; Cordaro, M.; Gozzo, M.L., Spagnuolo, G. Effects of dental methacrylates on oxygen consumption and redox status of human pulp cells. *BioMed Research International* 2014, 2014, 956579.
- 46Krifka, S.; Petzel, C., Bolay, C.; Hiller, K.A.; Spagnuolo, G.; Schmalz, G.; Schweikl, H. Activation of stress-regulated transcription factors by triethylene glycol dimethacrylate monomer. *Biomaterials* 2011, 32(7), 1787-95.

CAPITOLO 2

Valutazione della resistenza alla frattura in restauri post endodontici mediante utilizzo di perni endocanalari

Abstract

Scopo: Le proprietà fisiche e meccaniche dei perni endodontici rinforzati con fibra di carbonio o fibra di vetro sono importanti per aumentare la ritenzione e la resistenza del restauro post-endodontico. I perni cavi sono stati recentemente progettati per fornire il cemento di fissaggio attraverso il foro del perno, migliorando così l'interfaccia post-dentina riducendo il rischio di formazione di bolle d'aria. Metodi: Sono stati studiati tre tipi di perni endodontici, un perno cavo in fibra di carbonio, un perno cavo in fibra di vetro e un perno pieno in fibra di vetro. Le proprietà meccaniche sono state valutate mediante prove di flessione. Le cavità mesio-occlusale-distale dei premolari mascellari sono state restaurate attraverso la procedura post-core. I denti sono stati sottoposti a stress da fatica ciclica e la resistenza dei denti restaurati è stata rilevata attraverso test statici. Come gruppi di controllo sono stati utilizzati premolari sani e denti restaurati con composito bulkfill senza perno. Le modalità di frattura sono state studiate mediante microscopia ottica e scansione elettronica. Risultati: I risultati mostrano che

i perni aumentano la stabilità meccanica dei premolari restaurati. Conclusioni: I perni in fibra di carbonio aumentano la resistenza a frattura, ma è stato osservato un tipo sfavorevole di frattura, che impedisce il ritrattamento del dente. Invece, i perni più elastici (es. composito rinforzato con fibra di vetro) mostrano una modalità di frattura favorevole che consente il ritrattamento dei denti in caso di frattura.

L'obiettivo principale dell'odontoiatria conservativa è preservare i denti e ridurre il più possibile le estrazioni.¹ Il trattamento endodontico è il gold standard per prevenire l'estrazione di denti cariati, sebbene i denti trattati endodonticamente siano soggetti a frattura. La frattura può essere causata dalla perdita del tetto pulpare prodotta dall'accesso endodontico, e anche il processo carioso può rimuovere la struttura dentale residua, indebolendola. I primi premolari mascellari hanno un'alta incidenza di fratture a causa del piccolo diametro della radice.² I premolari sono soggetti a forze laterali maggiori durante la masticazione rispetto ai denti anteriori. Tali elementi richiedono spesso la copertura delle cuspidi e tecniche di ricostruzione indiretta (overlay, corone), mentre il restauro diretto è destinato ai casi in cui le cuspidi vestibolari e palatali sono ben rappresentate ed è presente almeno una cresta marginale.³

Le proprietà fisiche e meccaniche dei restauri post endodontici sono rilevanti per aumentare la ritenzione e la resistenza del restauro dentale^{4,5}. Diversi studi hanno dimostrato che l'uso del perno endodontico aumenta la ritenzione del restauro, a seconda della rigidità del materiale dei sistemi per moncone. Una proprietà di grande importanza per i materiali compositi è la resistenza che fornisce informazioni sulla quantità di forza che il materiale può sopportare e quindi la capacità di reagire a carichi esterni. Generalmente, quando vengono accoppiati due o più materiali con rigidità diverse, la sollecitazione non è distribuita uniformemente e la sollecitazione maggiore viene trasferita dal materiale rigido a quello cedevole. Resistenza e rigidità sono la chiave per bilanciare la distribuzione delle sollecitazioni tra i materiali, e negli

ultimi anni la ricerca si è concentrata sullo sviluppo di perni in fibra con un compromesso tra rigidità e cedevolezza. In particolare l'obiettivo dei perni in fibra è quello di ottenere un modulo elastico simile a quello della dentina, consentendo di avere un sistema meccanicamente omogeneo.⁶ Dagli ultimi anni '90 sono disponibili sul mercato perni in fibra di carbonio e fibra di vetro per sostituire i perni in metallo ad alta rigidità. Questi perni presentano un modulo elastico simile a quello della dentina e lo stress trasferito ai tessuti più vicini è distribuito uniformemente, prevenendo così le fratture radicolari frequentemente osservate nei denti restaurati con perni metallici. La forza di adesione tra il cemento resina e la superficie del canale radicolare è influenzata dal grado di polimerizzazione del cemento resinoso nella cavità del perno. In particolare, sul fondo della cavità si riscontra un grado di polimerizzazione inferiore a causa della diminuzione dell'intensità della fotopolimerizzazione. Ultimamente è stato introdotto nel mercato odontoiatrico un cemento resina autoadesivo caratterizzato da un meccanismo a doppia polimerizzazione e che non richiede pretrattamento della dentina.⁷⁻⁸ La presenza di due creste marginali residue migliora significativamente il successo a lungo termine dei restauri post-endodontici. Uno studio prospettico in vivo ha mostrato tassi di sopravvivenza a 3 anni simili tra premolari trattati endodonticamente restaurati con perni in fibra e resina composita diretta e restauri completi con corone in metallo ceramica. Oggi è disponibile sul mercato dentale un nuovo tipo di perno, il perno cavo in fibra. I perni cavi rinforzati con fibre rappresentano un avanzamento dei perni in fibra compatta. In particolare, il principale vantaggio dei perni cavi è l'estrusione inversa del cemento che prevede un'applicazione del cemento dall'apice alla corona del dente da restaurare. Grazie a questa tecnica il processo di cementazione viene ottimizzato evitando l'intrappolamento di bolle d'aria e la stabilità del perno cavo è migliorata dalla presenza del cemento nella cavità del perno stesso. Attualmente, non ci sono prove sufficienti di resistenza alla frattura e modelli di frattura nei denti trattati endodonticamente per definire l'uso corretto dei perni in fibra, specialmente quando i denti sono

soggetti ad invecchiamento termomeccanico e simulazione di forze masticatorie come nell'ambiente orale.⁹ È stato dimostrato in vitro che la rigidità ridotta di alcuni perni rinforzati con fibre può essere utile nella prevenzione di fratture radicolari catastrofiche. Tuttavia, non è chiaro se i perni rinforzati con fibre possano effettivamente fornire un supporto adeguato per un moncone. La deformazione di un perno rinforzato con fibre può provocare una maggiore sollecitazione sul moncone in composito, causando un cedimento prematuro del restauro¹⁰⁻¹¹. Questo problema è di particolare interesse clinico nei casi in cui rimane poca o nessuna struttura del dente coronale. Lo scopo di questo studio è di valutare la resistenza alla frattura e i modelli di frattura di premolari mascellari trattati endodonticamente sottoposti a cavità mesio-occlusale-distale (MOD) restaurate attraverso un nucleo in resina composita con diversi tipi di perni in fibra sotto carico ciclico.

2. Materiali e metodi

2.1 Perti endodontici e scelta del cemento

Sono stati utilizzati tre perni endodontici, un perno cavo in fibra di carbonio (HCP), un perno cavo in fibra di vetro (HGP), un perno in fibra di vetro compatto (GP) e il doppio cemento automordenzante e autoadesivo Maxcem Elite Chroma (MEC) . I dettagli dei perni e dei cementi selezionati sono stati riportati nella Tabella 1.

Tabella 1. Composizione e dettagli geometrici di perni compositi endodontici e cemento. R e r rappresentano rispettivamente il raggio esterno e interno dei montanti cavi.

Materiali	Produttore	Codice	Composizione	R [mm]	r [mm]

Perno cavo in carbonio	Isasan (Italia)	HCP	- fibre di carbonio 60% - Bisfenolo-A + metilossirano 40% - tracce di solfato di bario	1.2	0,5
Perno cavo in vetro	Isasan (Italia)	HGP	- fibre di silice 55% - Difetilpropano + metilossirano 45%	1.2	0,5
Perno in vetro	Issan (Italia)	GP	- fibre di silice 55% - Difetilpropano + metilossirano 45%	1.2	
Maxcem Elite Chroma	Kerr (Stati Uniti)	MEC	2-idrossietil metacrilato 2-idrossi-1,3- propandiil bis metacrilato Bismetacrilato di 7,7,9 (o 7,9,9) trimetil-4,13-diosso- 3,14-diossido-5,12- diaz esadecano -1,16- diil bis metacrilato (1- metiletiliden) bis [4,1- fenilene ossi (2-		Sezione quadrata 1x1 mm2

			idrossi-3,1- propandiile)] bis metacrilato trifluoruro di itterbio propile dinetrimetanolo, etossilati, esteri con acido acrilico α , α -dimetilbenzil idroperossido, eumene idroperossido	
--	--	--	---	--

2.2 Prove di flessione su 3 punti

Su ogni campione di perno endodontico sono state eseguite prove di flessione a 3 punti utilizzando il dinamometro Instron 5566 dotato di cella di carico da 100 N. La luce (L) è stata impostata a 13 mm e le prove di flessione sono state eseguite alla velocità di 1 mm/ min. Ogni campione è composto da 10 campioni.

Il cemento Maxcem Elite Chroma è stato testato allo stesso modo dei perni endodontici. Le barre dei campioni di cemento dentale sono state fotopolimerizzate in stampi di teflon come descritto in precedenza. In breve, il cemento è stato iniettato in uno stampo a cavità prismatica avente una sezione trasversale di 1x1 mm², ed è stata utilizzata una striscia di Mylar per coprire lo stampo ed evitare l'ossidazione del composito durante il processo di polimerizzazione. È stata utilizzata l'unità di polimerizzazione Swiss Master Light (EMS) con un'intensità di 1000 mW/cm². L'unità di polimerizzazione e lo stampo contenente il cemento sono stati fissati su un sistema CAD/CAM 3D modificato al fine di fornire un processo di polimerizzazione continuo lungo l'intera lunghezza della barra del campione (15 mm), e il processo è stato eseguito entro 20 s dall'esposizione alla luce.

È stato inoltre considerato un campione costituito da dieci provini di perno cavo in fibra di carbonio riempito con cemento Maxcem Elite Chroma (HCP+MEC). Il cemento è stato iniettato nella cavità del perno cavo in fibra di carbonio, è stato impiegato un processo di polimerizzazione per 20 secondi e i campioni sono stati conservati in un ambiente asciutto e buio per 72 ore per consentire la polimerizzazione del cemento duale. È stato anche considerato e preparato in modo simile un campione costituito da dieci campioni di perno cavo in fibra di vetro riempito con cemento Maxcem Elite Chroma (HGP+MEC).

2.3 Proprietà delle prove di flessione

Il comportamento alla flessione di HCP, HCP+MEC, GP, HGP, HGP+MEC e MEC è stato descritto mediante curve carico/spostamento. La pendenza della porzione lineare di ciascuna curva è stata calcolata attraverso il miglior adattamento della curva lineare utilizzando il software Kaleidagraph [Synergy Software, Reading, Pennsylvania, USA]

Il modulo di Young (E) di ciascun materiale è stato calcolato utilizzando l'equazione:

$$\frac{dP}{dy} = \frac{48 EI}{L^3}; \quad (1)$$

dove P è il carico applicato, y lo spostamento della sezione trasversale della campata media, L è la campata e I è il secondo momento dell'area. Il prodotto EI è noto come rigidità alla flessione.

Il secondo momento dell'area dei perni compatti (es. GP), dei pali cavi (es. HCP e HGP) e del cemento (MEC) è stato calcolato secondo le equazioni:

$$I = \frac{\pi}{4} R^4; \quad ; \quad ; \quad (2) I = \frac{\pi}{4} (R^4 - r^4) I = \frac{b^4}{12}$$

rispettivamente. R, r e b erano rispettivamente il raggio del perno esterno, il raggio del perno interno e lo spessore della barra di cemento.

Per i perni cavi riempiti con cemento (es. HCP+MEC e HGP+MEC) è stata utilizzata la seguente equazione per verificare il comportamento lineare sperimentale con il comportamento teorico una volta calcolati sperimentalmente i moduli di Young dei singoli componenti:

$$\frac{dP}{dy} = \frac{48}{L^3} (E_e I_e + E_i I_i); (3)$$

dove E_e e I_e sono rispettivamente il modulo di Young e il secondo momento dell'area del guscio composito esterno. Mentre E_i e I_i sono rispettivamente il modulo di Young e il secondo momento del nucleo cementizio interno.

La rigidezza assiale di ogni provino è ottenuta dal prodotto del primo momento dell'area (cioè l'area della sezione trasversale del provino) e il modulo di Young. Per HCP+MEC e HGP+MEC la rigidezza assiale è data da $E_e \cdot A_e + E_i \cdot A_i$.

2.4 Selezione del primo premolare mascellare

Sono stati selezionati cinquanta primi premolari mascellari. I denti sono stati estratti per motivi ortodontici. Lo studio è stato approvato dal Comitato Etico dell'Università degli Studi di Napoli "Federico II", con protocollo numero 137 2017. I criteri di inclusione erano assenza di tessuto carioso, dimensioni di corone e radici simili, due canali radicolari, nessuna abfrazione, nessuna erosione. I denti sono stati posti in una soluzione di NaOCl al 5% per 5 minuti e conservati in una soluzione fisiologica a temperatura ambiente per prevenire la disidratazione.

Sono stati utilizzati tre perni endodontici, un perno cavo in fibra di carbonio, un perno cavo in fibra di vetro e un perno compatto in fibra di vetro. I denti restaurati con perni sono stati confrontati con i denti di controllo restaurati con composito e con denti sani. I denti sono stati sottoposti a test di fatica e infine di compressione per valutare la resistenza alla frattura e i modelli di frattura.

2.5 Trattamento canalare e otturazione

I campioni sono stati sottoposti a trattamento endodontico ad eccezione del gruppo di controllo (denti sani). L'accesso alla cavità è stato preparato con una fresa sferica diamantata montata sulla turbina Fona8080 (Fonadental, Assago, Italia). I canali sono stati esplorati a lungo termine utilizzando k-file 10 (kerr corporation). Il percorso di planata è stato eseguito utilizzando pro-aliante (Maillefer, Svizzera). I canali sono stati strumentati utilizzando la tecnica crown down con file rotanti protaper next x1-x2 taper 0.04 (Maillefer, Swiss). Dopo ogni cambio di lima, i canali sono stati irrigati con una soluzione di NaOCl al 2,5%. I canali radicolari sono stati asciugati con punte di carta di dimensione 25 otturate con coni di guttaperca utilizzando la tecnica del cono singolo. I campioni sono stati conservati a 37 ° C e 100% di umidità. Tutti i denti sono stati preparati a mano da un operatore esperto. I campioni sono stati divisi casualmente in cinque gruppi (n = 10) come mostrato di seguito e sono stati applicati perni in fibra diversi per il restauro.

Gruppo 1

I denti di questo gruppo fungevano da gruppo di controllo (n=10) e non sono stati sottoposti ad alcuna procedura.

Gruppo 2

Sono state preparate cavità mesio-occlusale-distale di classe 2 con margine gengivale a livello della giunzione smalto-cemento. Lo spessore della cavità bucco-linguale era di 3 mm misurato con un calibro digitale (Mitutoyo, Takatsuku, Giappone). I denti sono stati quindi sottoposti ad una procedura adesiva mediante mordenzatura con acido di smalto e dentina rispettivamente per 30 s e 15 s utilizzando acido fosforico al 37% (Gerhò, Bolzano, Italia) e successivamente 5 s di risciacquo e asciugatura; infine l'applicazione del sistema adesivo Optibond SE (Kerr Corporation) e la fotopolimerizzazione con l'unità di polimerizzazione Swiss Master Light (EMS) ad un'intensità di 1000 mW/cm² [SonicFill è stato erogato direttamente nelle cavità dentali utilizzando il manipolo Sonicfill.

Gruppo 3

I canali radicolari palatali sono stati sottoposti a preparazione dello spazio post endodontico. Tech21 perno in fibra di vetro (Isasaan, Como, Italia) è stato inserito nel restauro post-endodontico. Il post space è stato preparato nel canale palatale utilizzando la fresa Gates Glidden n. 4 e poi sono stati inseriti i perni in fibra. Il cemento duale automordenzante e autoadesivo Maxcem Elite Chroma (Kerr Corporation) è stato utilizzato per cementare perni in fibra secondo le istruzioni del produttore. I perni Tech21 sono stati immersi nel cemento e inseriti nel canale. Maxcem è stato posizionato utilizzando un lentulo (Dentsply Sirona Germania). La fotopolimerizzazione è stata eseguita utilizzando l'unità di polimerizzazione Swiss Master Light (EMS, Svizzera) a 800 mW/cm² per 40 secondi. Dopo la cementazione dei perni, i denti sono stati restaurati con restauro diretto in composito. I restauri sono stati eseguiti come nel gruppo 2.

Gruppo 4

Lo spazio del perno e i restauri sono stati eseguiti come nel Gruppo 3 eccetto la cementazione e il tipo di perno. Techole (Isasaan, Como, Italia) perno in fibra di vetro cavo è stato inserito nel post space. Mentre i perni Tech21 sono stati immersi nel cemento e inseriti nel canale, i perni Techole sono stati inseriti nel canale e il cemento è stato applicato attraverso il foro centrale, che scorreva attraverso l'intero perno Techole fino alla sua estremità. Pertanto, utilizzando questi perni non è più necessario riempire prima il canale con il cemento e poi inserire il perno. Tutto, invece, si realizza in un unico passaggio, durante il quale il perno è contemporaneamente uno strumento che guida il cemento nel canale. Dopo la cementazione dei perni, i denti sono stati restaurati con restauro diretto in composito come fatto nei gruppi precedenti.

Gruppo 5

In questo gruppo sono state applicate le stesse procedure del Gruppo 4. L'unica differenza consisteva nell'uso del perno cavo in fibra di carbonio Techole.

2.6 Carico di fatica e test di frattura

I premolari sono stati cementati in cilindri di alluminio (D=16 mm) utilizzando una resina acrilica autopolimerizzante a bassa temperatura 2 mm sotto la loro CEJ per simulare l'osso crestale.

Quindi i provini sono stati sottoposti a carico ciclico di sollecitazione di fatica per un milione di cicli con un carico variabile sinusoidale nell'intervallo 10-100N ad una frequenza di 2Hz. Dopo i cicli di fatica, i denti sono stati sottoposti a prove di compressione utilizzando il dinamometro Instron 5566 dotato di cella di carico da 5 kN alla velocità di 1 mm/min. La compliance del dinamometro è stata misurata sperimentalmente e la rigidità a compressione è stata valutata attraverso la pendenza della curva sforzo-deformazione nella regione elastica. Infine, i dati sono stati analizzati statisticamente utilizzando ANOVA a due vie seguito da Tukey's test a un valore critico di 0,05, è stata calcolata la media e la deviazione standard (DS) della resistenza alla frattura in ciascun gruppo.

2.7 Microscopia elettronica ottica e a scansione

La microscopia ottica e quella elettronica a scansione (SEM) sono state utilizzate per studiare il comportamento alla frattura dei denti sottoposti a affaticamento ciclico e test statici fino al fallimento. Il microscopio ottico Motic AE21 (Motic Ltd., Kowloon, Hong Kong) dotato di fotocamera Nikon D3200 è stato implementato per indagare su una scala macroscopica il tipo di pattern di frattura. La frattura che si propaga dalla corona al livello e al di sotto della giunzione smalto-cemento (CEJ) è stata considerata sfavorevole, in quanto non può essere ripristinata in una fase successiva. Le fratture del margine sopra la giunzione smalto-cemento

e con una distanza minima di 1 mm sono classificate come positive e favorevoli in quanto facilmente ripristinabili in una fase successiva

SEM è stato eseguito attraverso S-50 (Thermo Fisher Scientific, Oregon, USA) e i dettagli della frattura sono stati studiati a livello di microscala. Per accogliere i campioni sul moncone del microscopio, le corone dei denti sono state sezionate utilizzando il microtomo IsoMet(Buehler Ltd, Illinois, USA) ad una velocità di 60 giri/min. Infine i campioni sono stati metallizzati applicando un rivestimento ultrasottile di metallo elettricamente conduttore (Oro) per migliorare l'imaging dei campioni.

Sono state distinte le fratture adesive che si verificano alle interfacce adesive (cioè le interfacce composite-dentina e post-composito) e le fratture coesive (cioè le fratture dentina e composito).

3. Risultati

La Figura 1 riporta il comportamento meccanico alla flessione di perni e cementi. Si può distinguere una prima porzione lineare che rileva il comportamento elastico di ciascun perno composito e cemento. La pendenza di ciascuna curva nella regione lineare (dP/dy) è calcolata attraverso il miglior adattamento lineare e i risultati sono riportati nella tabella 2. La pendenza di MEC è significativamente inferiore ($p<0,01$) rispetto a quella di tutti gli altri campioni, mentre la pendenza di HCP e HCP+MEC è significativamente più alta ($p<0,01$) rispetto a quelle rilevate per tutti gli altri campioni. Tuttavia, non è stata osservata alcuna differenza significativa tra la pendenza di HCP+MEC e HCP, suggerendo che il contributo del cemento composito (cioè MEC) che riempie la cavità del perno cavo in fibra di carbonio può essere trascurato. Allo stesso modo, non è stata osservata alcuna differenza significativa tra la pendenza di HGP e HGP+MEC, suggerendo che il contributo del cemento composito (cioè MEC) che riempie la cavità del perno cavo in fibra di vetro può essere trascurato. Inoltre, questo contributo non

consente di raggiungere valori di pendenza tipici dei perni in vetro compatto (GP), in quanto la pendenza di GP è significativamente maggiore ($p < 0.01$) rispetto a quella di HGP+MEC.

Mentre i perni cavi riempiti con cemento (es. HCP+MEC e HGP+MEC), i perni in vetro pieno (GC) e il cemento composito particolato mostrano un punto di rottura ben definito caratterizzato da una frattura da impatto, i perni cavi (es. HCP e HGP) non presentano un punto di rottura definito, in quanto questi provini subiscono un comportamento di instabilità della sezione mediana. Questa instabilità è mostrata dal comportamento complesso del carico rispetto allo spostamento che segue il punto massimo di HCP e HGP.

Il carico massimo misurato per HCP+MEC ($50,34 \pm 1,78$ N) è significativamente superiore a quello di HCP ($31,57 \pm 1,52$ N); il cemento composito che riempie la cavità del perno cavo rinforzato con fibra di carbonio aumenta la resistenza alla flessione di circa il 59%. Un risultato simile per quanto riguarda l'effetto rinforzante del MEC è stato osservato per il palo rinforzato con fibra di vetro cavo, ed è stato registrato un aumento della resistenza alla flessione di circa il 51 %.

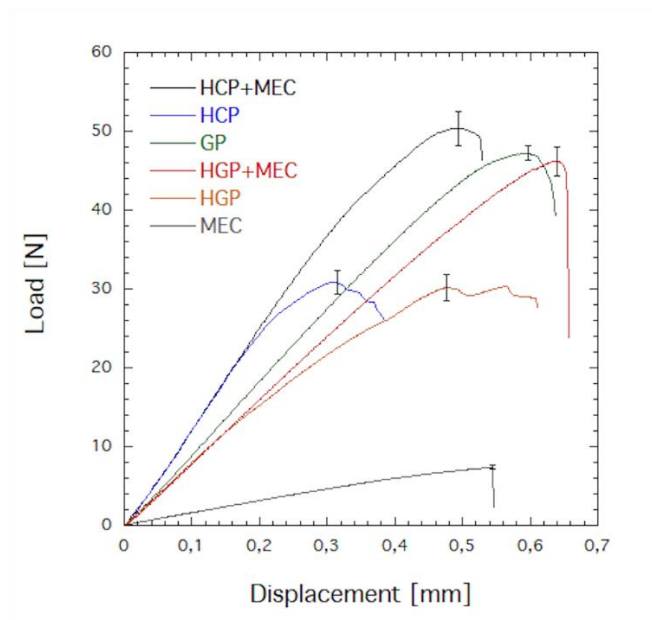


Figura 1: Comportamento meccanico alla flessione di perno cavo in fibra di carbonio (HCP), perno cavo in fibra di vetro (HGP), un perno cavo in fibra di vetro compatto

(GP), cemento duale Maxcem Elite Chroma (MEC), perno cavo in fibra di carbonio riempito con cemento Maxcem Elite Chroma (HCP+MEC) e perno cavo in fibra di vetro riempito con cemento Maxcem Elite Chroma (HGP+MEC). Le barre indicano la deviazione standard al carico massimo.

La tabella 2 riporta il modulo di Young di HCP, HGP, GP e MEC calcolato secondo l'equazione 1. La rigidità dell'HCP è significativamente maggiore ($p<0.01$) rispetto agli altri perni endodontici. Per il cemento composito è stata osservata una rigidità significativamente inferiore ($p<0,01$).

Per HCP, HGP, GP e MEC la rigidezza assiale è data dal prodotto tra il modulo di Young e il primo momento d'area, questi valori sono riportati in Tabella 2. Analogamente, la rigidezza flessionale è data dal prodotto tra il modulo di Young e il secondo momento dell'area, questi valori sono riportati nella tabella 2.

La rigidezza assiale e la rigidezza flessionale dei pali rinforzati con fibre cave riempite di cemento sono calcolate sommando il contributo a queste rigidezze del guscio esterno e del nucleo interno (Tabella 2).

Tavolo 2. Proprietà geometriche e meccaniche dei perni endodontici e del cemento. I numeri tra parentesi indicano la deviazione standard.

	1° Momento di Area [mm²]	2° momento dell'area [mm⁴]	Carico massimo [N]	dP/dy [N/mm]	E [GPa]	Rigidità à assiale [kN]	Rigidità alla flessione [kN·mm²]
HCP	0.94	0,0987	31,57 (1,52)	128,05 (2,47)	59,38 (1,14)	55,82 (1,07)	5,86 (0,11)

HGP	0.94	0,0987	30.48 (1.71)	83,67 (2,11)	38,80 (0,98)	36,47 (0,92)	3,83 (0,10)
GP	1.13	0.102	46.45 (0.92)	89,63 (2,13)	40,22 (0,95)	45,44 (1,07)	4.10 (0.10)
MEC	1	0,083	7.39 (0,27)	16,63 (1,05)	9,17 (0,58)	9,17 (0,58)	0,76 (0,05)
HGP+ME C	1.13	0.102	46.17 (1.78)	84,37 (3,03)	-	38,27 (0,93)	3,86 (0,11)
HCP+MEC	1.13	0.102	50.34 (2.10)	128,73 (1,91)	-	56,62 (1,08)	5,89 (0,11)

Per HGP+MEC, conoscendo i moduli di Young dei singoli componenti (cioè il guscio esterno fibrorinforzato e il nucleo composito), la pendenza teorica può essere calcolata utilizzando l'equazione 3, fornendo un valore di 84,33 N/mm. Questo valore è coerente con il valore sperimentale riportato nella Tabella 2 per HGP+MEC. Analogamente, per HCP+MEC, la pendenza teorica calcolata utilizzando l'equazione 3 fornisce un valore di pendenza di 128,68 N/mm. Questo valore è coerente con il valore sperimentale riportato nella Tabella 2 per HCP+MEC.

Il comportamento meccanico dopo il ciclo di fatica dei premolari mascellari (Gruppo 1), dei premolari con una MOD restaurata con composito (Gruppo 2) e dei premolari con una cavità MOD restaurata con i perni endodontici esaminati (Gruppi da 3 a 5) è mostrato nella Figura 2.

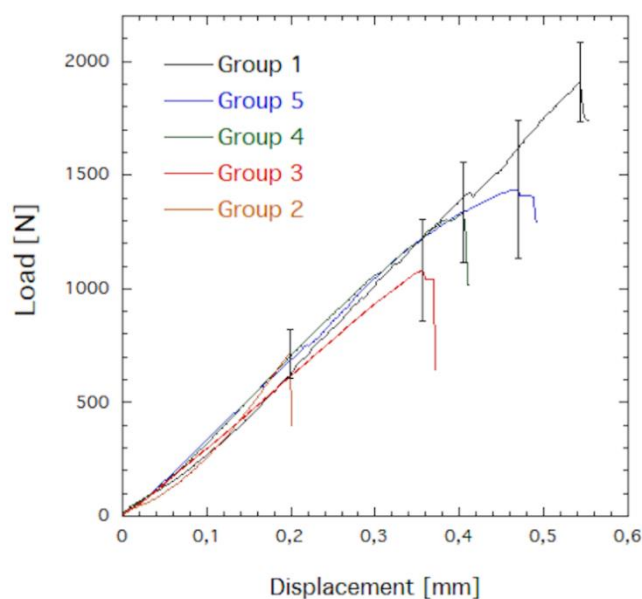


Figura 2. Comportamento meccanico dopo l'affaticamento dei premolari mascellari (Gruppo 1), premolari con una cavità MOD restaurata con composito (Gruppo 2), premolari con una cavità MOD restaurata con GF (Gruppo 3), premolari con una cavità MOD restaurata con HGP (Gruppo 4), e premolari con una cavità MOD restaurata con HCP (Gruppo 5).

I valori di resistenza meccanica dei premolari e delle cavità MOD restaurate dei premolari registrati dopo l'affaticamento sono riportati nella Tabella 3.

Tabella 3. Resistenza alla frattura dopo affaticamento dei premolari mascellari (Gruppo 1), premolari con una cavità MOD restaurata con composito (Gruppo 2), premolari con una cavità MOD restaurata con GF (Gruppo 3), premolari con una cavità MOD restaurata con HGP (Gruppo 4), e premolari con una cavità MOD restaurata con HCP (Gruppo 5). I numeri tra parentesi indicano la deviazione standard.

	Gruppo 1 – Controllo	Gruppo 2 – MOD	Gruppo 3 – GP	Gruppo 4 – HGP	Gruppo 5 – HCP

Carico [N]	1909 (177)	715 (107)	1083 (224)	1336 (221)	1467 (304)
---------------	------------	-----------	------------	------------	------------

La forza dei denti sani (Gruppo 1) è significativamente più alta ($p < 0,01$) rispetto a tutti gli altri gruppi. I premolari con una MOD restaurata con composito (Gruppo 2) mostrano una resistenza meccanica significativamente inferiore ($p < 0,01$) rispetto a tutti gli altri gruppi. Non è stata osservata alcuna differenza significativa nella resistenza dei premolari mascellari restaurati con i diversi perni endodontici (Gruppi da 3 a 5).

La modalità di frattura dei premolari sani e dei premolari con una cavità MOD restaurata con composito o con i diversi perni endodontici studiati è mostrata in figura 3.

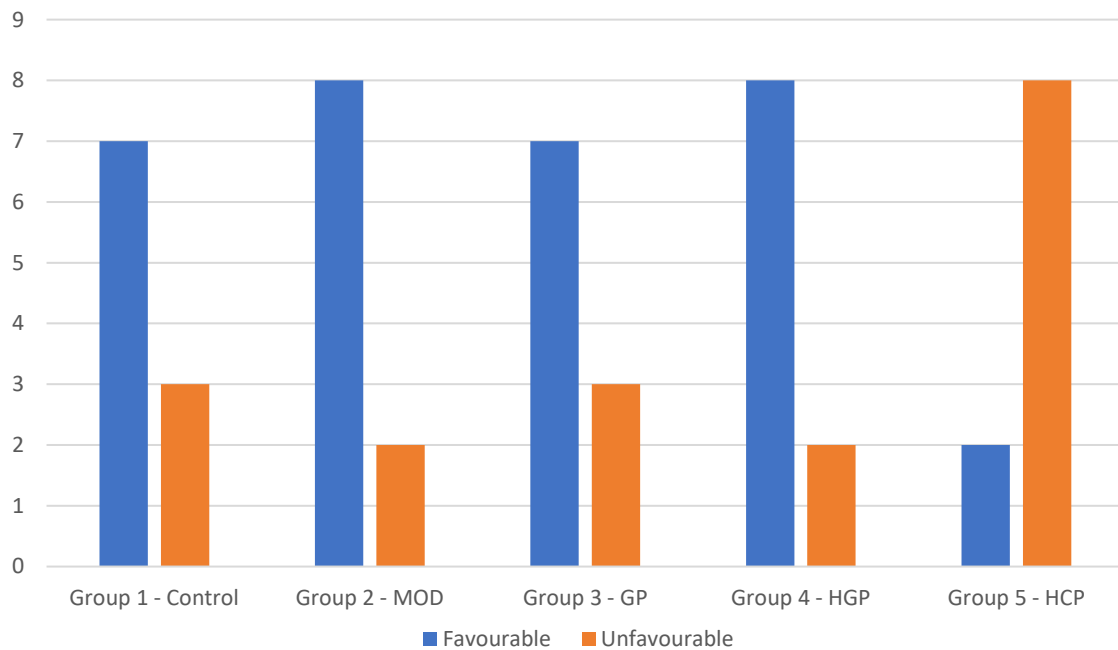


Figura 3. Modalità di frattura. Numero di denti per ogni Gruppo per modalità di cedimento favorevole e sfavorevole.

Il modello di frattura dei campioni è stato valutato utilizzando il microscopio digitale. In base alla modalità di rottura, i tipi di frattura sono stati classificati in favorevoli e sfavorevoli a seconda della posizione tra la giunzione smalto-cemento (CEJ) e il bordo inferiore della superficie di frattura (Fig. 4). Le fratture sopra la giunzione smalto-cemento e con una distanza

minima di 1 mm sono definite positive e favorevoli e possono essere facilmente restaurate in seguito. Sono definite negative e sfavorevoli le fratture al di sotto della giunzione smaltocemento che superano la distanza di 1 mm in quanto non ripristinabili successivamente. Le cavità MOD restaurate tramite composito (Gruppo 2) o attraverso il perno in fibra di vetro più elastico (Gruppo 4) hanno mostrato un tipo di frattura favorevole. Invece, le cavità MOD restaurate attraverso il perno in fibra di carbonio più rigido hanno mostrato un tipo di frattura sfavorevole.

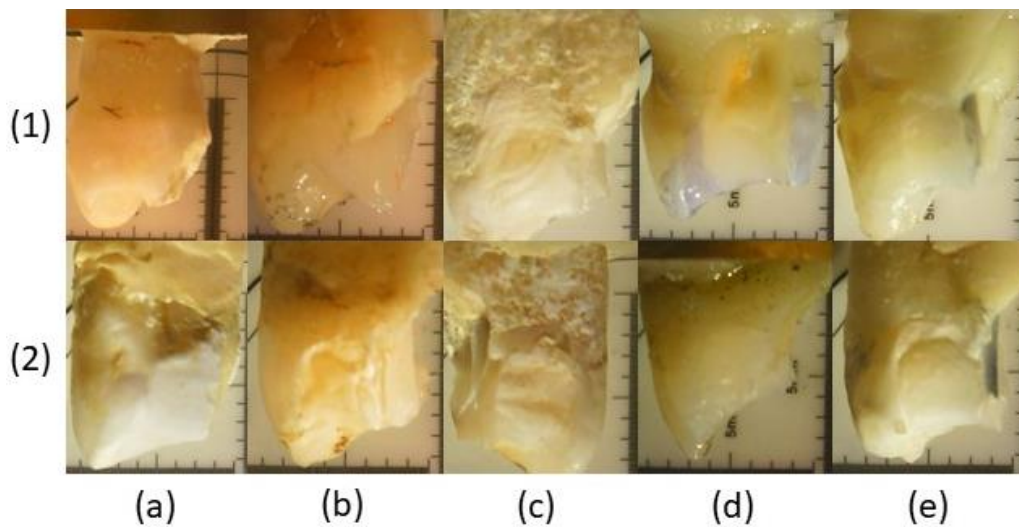


Figura 4. Microscopia digitale per definire 1) fratture favorevoli e 2) sfavorevoli di a) gruppo di controllo, b) gruppo MOD, c) gruppo perno in fibra di vetro, d) gruppo perno in fibra di vetro cavo ed e) gruppo perno in fibra di carbonio cavo.

Le immagini ad alta risoluzione dei campioni fratturati ottenute tramite l'imaging SEM sono state riportate nella Figura 5.

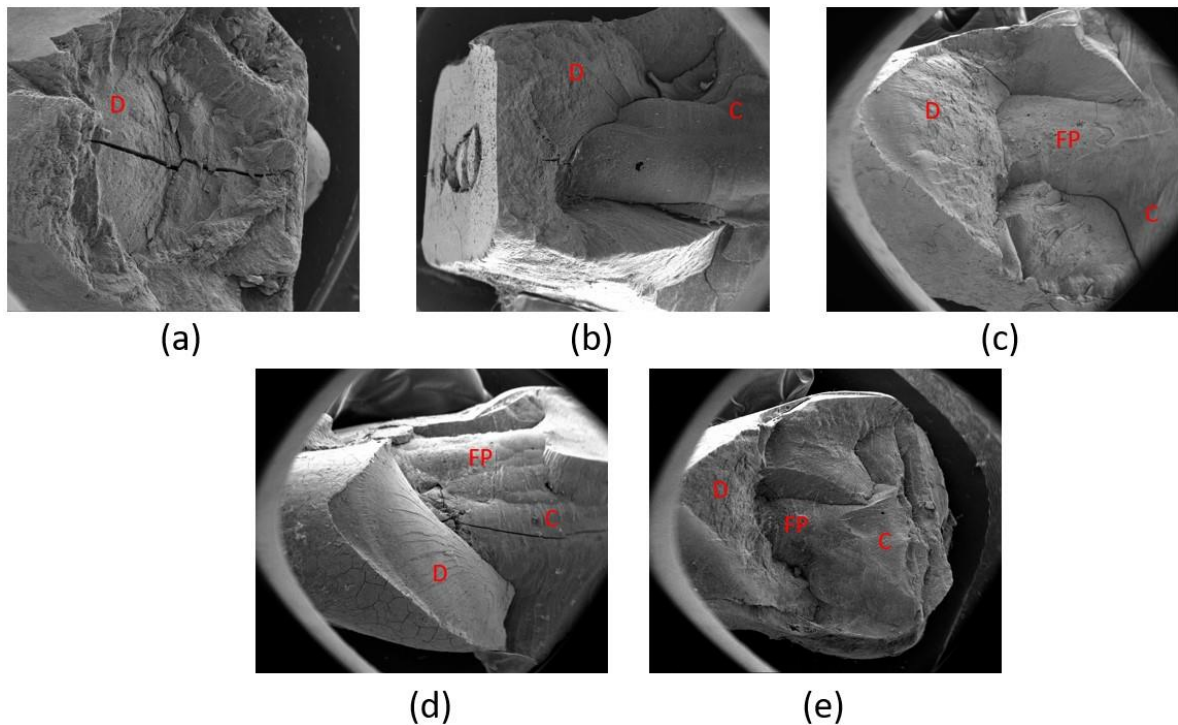


Figura 5. Immagini al microscopio elettronico a scansione (SEM) di a) gruppo di controllo, b) gruppo MOD, c) gruppo perno in fibra di vetro, d) gruppo perno in fibra di vetro cavo ed e) gruppo perno in fibra di carbonio cavo. D=dentina, C=composito, FP=perno in fibra.

Il gruppo di controllo (Gruppo 1) ha mostrato una frattura coesiva (Figura 5a) che si è verificata attraverso la dentina. I premolari restaurati attraverso il materiale composito (Gruppo 2) mostravano principalmente un tipo di frattura adesiva (Figura 5b) che si verificava all'interfaccia composito-dentina che si propagava attraverso la dentina sopra la CEJ. I denti restaurati attraverso perni in fibra (Gruppo 3, 4 e 5) hanno mostrato un tipo di frattura misto (Figure 5c, 5d e 5e) che coinvolge l'interfaccia adesiva tra il perno in fibra e il cemento e un'interfaccia coesiva che si verifica sia nel cemento che dentina.

4. Discussione

In un restauro dentale che coinvolge compositi, materiali con proprietà diverse e diverso modulo elastico si incontrano nello strato di interfaccia adesiva che è l'area più debole del

restauro poiché il distacco è riconosciuto come la causa principale del fallimento del restauro.¹³⁻¹⁴ Anche le proprietà meccaniche dei perni in fibra sono importanti per il successo dei restauri endodontici, poiché i perni endodontici altamente rigidi trasferiscono lo stress da masticazione apicalmente e la concentrazione dello stress può portare al fallimento del restauro e alla frattura della radice.¹⁵ I polimeri rinforzati con fibre continue offrono la possibilità di personalizzare la rigidità attraverso un design del materiale e il composito funzionalmente graduato rappresenta un'elegante strategia per la progettazione di perni endodontici avanzati. Ispirata al design naturale, la possibilità di posizionare il rinforzo in fibra lontano dall'asse neutro rappresenta un'altra strategia per personalizzare le proprietà meccaniche. Questo approccio ha permesso di progettare perni endodontici rinforzati con fibra cava recentemente introdotti nel mercato.¹⁶⁻¹⁷

All'interno di questa indagine, una varietà di perni in fibra, compresi i perni cavi, sono stati valutati attraverso il test di flessione a tre punti per valutare le proprietà meccaniche come il carico massimo, la rigidità, il modulo elastico, la rigidità assiale e alla flessione. Dai risultati della flessione a tre punti (Figura 1) è possibile identificare un tratto lineare iniziale della curva carico-spostamento che consente di rilevare il comportamento elastico dei perni e del cemento.¹⁸ Calcolando il miglior adattamento lineare delle curve, viene rilevata la pendenza della regione lineare (dP/dy) e viene calcolata la rigidità dei perni e del cemento composito (Tabella 2). In particolare, la pendenza dei perni in fibra di carbonio riempiti o meno con cemento (HCP, HCP+MEC) è significativamente maggiore ($p<0,01$) rispetto agli altri campioni.¹⁹ Questo risultato è da attribuire al rinforzo in fibra di carbonio che aumenta la rigidità dei materiali e consente una risposta più rigida al perno stesso. Mentre i valori di pendenza significativamente più bassi ($p<0,01$) sono raggiunti dal cemento composito (MEC). Osservando i risultati per la pendenza dei perni cavi riempiti o meno con cemento (HCP+MEC, HGP+MEC), i perni riempiti con cemento ottengono una rigidità maggiore ma senza differenze significative. Il modulo di Young misurato per GP (Tabella 2) è coerente con i valori riportati

in letteratura per i perni endodontici rinforzati con fibra di vetro. Osservando i risultati per la pendenza dei perni cavi riempiti o meno con cemento (HCP+MEC, HGP+MEC), i perni riempiti con cemento ottengono una rigidità maggiore ma senza differenze significative. Il modulo di Young misurato per GP (Tabella 2) è coerente con i valori riportati in letteratura per i perni endodontici rinforzati con fibra di vetro. Osservando i risultati per la pendenza dei perni cavi riempiti o meno con cemento (HCP+MEC, HGP+MEC), i perni riempiti con cemento ottengono una rigidità maggiore ma senza differenze significative. Il modulo di Young misurato per GP (Tabella 2) è coerente con i valori riportati in letteratura per i perni endodontici rinforzati con fibra di vetro]. Poco si sa sulle proprietà dei perni endodontici compositi cavi, i moduli di Young e la pendenza della regione lineare misurata per HGP e HGP+MEC sono simili a quelli recentemente riportati in letteratura ma si possono osservare anche alcune incongruenze. Questa incoerenza può essere attribuita alle equazioni utilizzate per calcolare il modulo di Young e la pendenza della regione lineare, poiché è improprio utilizzare le formule delle travi compatte per calcolare le proprietà delle travi cave.²⁰

Analizzando le curve carico-spostamento è possibile notare che i perni cavi (es. HGP e HCP) non presentano un punto di rottura definito. Questo comportamento può essere attribuito all'instabilità meccanica. Infatti, i tubi circolari sottoposti a carichi flettenti sono soggetti all'ovalizzazione della sezione mediana. L'ovalizzazione evolve fino al raggiungimento di un valore critico e da quel punto il cilindro cavo si deforma. ..Il comportamento sollecitazione/deformazione di HGP e HCP quando viene raggiunto il punto massimo relativo (Figura 1) suggerisce che i pali cavi sono soggetti a deformazione. La Figura 2 mostra chiaramente che il comportamento meccanico nella regione elastica dei perni cavi (HGP e HCP) non è influenzato dalla presenza del cemento composito (HGP+MEC e HCP+MEC), e valori di rigidità simili sono stati registrati tra i perni cavi e pali cavi riempiti di cemento (Tabella 2). Il cemento composito occupa la regione del perno prossima all'asse neutro; quindi, il suo

contribuito alla rigidità del perno può essere trascurato. Invece, nella regione plastica del diagramma sforzo/deformazione (Figura 2), il comportamento meccanico dei perni cavi riempiti con il cemento composito differisce completamente da quello dei perni cavi. La presenza del cemento composito nella cavità dei perni cavi impedisce l'ovalizzazione e l'instabilità. Di conseguenza, la forza di HGP+MEC è vicina a quella di GP (Figura 2 e Tabella 2).

Confrontando tutti i perni esaminati, è stata osservata una rigidità significativamente maggiore ($p < 0,01$) per l'HCP. Questo risultato è coerente con il noto effetto del rinforzo in fibra di carbonio che fornisce una rigidità maggiore rispetto ad altri tipi di rinforzo (es. fibre di vetro).

La resistenza alla frattura dei denti dopo l'affaticamento viene valutata analizzando il carico massimo raggiunto dai campioni. Il gruppo di controllo (Gruppo 1) ha ottenuto una forza significativamente più alta ($p < 0,01$) rispetto ad altri gruppi, mentre la forza significativamente più bassa ($p < 0,01$) è ottenuta dal gruppo MOD. Non è stata notata alcuna differenza significativa tra i denti restaurati con diversi tipi di perni.

La modalità di rottura è strettamente correlata alla rigidità assiale del perno stesso.²¹ Un perno endodontico ad elevata rigidità assiale trasferisce le maggiori sollecitazioni alle pareti del canale radicolare, favorendo così una frattura sfavorevole sotto la giunzione smalto-cemento. Questo tipo di frattura non consente di riparare e ricostruire il dente in caso di cedimento. In questo studio la maggiore rigidità assiale è ottenuta dal palo cavo in carbonio che presenta la più alta percentuale di fratture sfavorevoli (80% dei provini). Inoltre, i perni in fibra con una minore rigidità assiale consentono di ottenere una minore concentrazione di stress alle pareti del canale radicolare e di favorire una distribuzione più uniforme dello stress alla dentina coronale. Questi perni portano a una frattura favorevole che può essere spesso riparata.²² I perni cavi in vetro che presentano una rigidità assiale significativamente inferiore rispetto ad altri perni portano ad un'alta percentuale di fratture favorevoli (80% dei provini).²³ Mentre il palo in

vetro compatto che ha una rigidità assiale maggiore rispetto a quello cavo, ottiene un 70% di fratture favorevoli (Figure 3 e 4). Un tipo di frattura coesivo che si verifica attraverso la dentina (Figura 5a) è stato osservato nel gruppo di controllo (Gruppo 1), mentre è stato osservato un tipo di frattura adesiva che si verifica all'interfaccia composito-dentina per i premolari restaurati attraverso il materiale composito (Gruppo 2). Vale la pena notare che i denti restaurati attraverso perni in fibra (Gruppo 3, 4 e 5) hanno mostrato un tipo misto di frattura (Figure 5c,

5. Conclusioni

La resistenza dei premolari con una cavità MOD ripristinata tramite materiale composito particolare è significativamente inferiore a quella di un dente sano. L'uso di perni rinforzati con fibre continue aumenta significativamente la resistenza dei denti con cavità MOD. Sebbene i perni rinforzati con fibra di carbonio mantengano la massima resistenza tra i perni esaminati e i restauri con moncone, portano anche a un tipo sfavorevole di frattura. I perni rinforzati con fibra di vetro più cedevoli, invece, consentono di ripristinare la cavità MOD fornendo una resistenza vicina a quella del perno in fibra di carbonio, ma il tipo di frattura è più favorevole, consentendo così un ulteriore recupero del dente in caso di frattura

Bibliografia

1 [European Society of Endodontics. (2006). Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report from the European Society of Endodontology. International Journal of

Endodontics, 39 (12), 921-930; Qing H, Chao Y, Zhang W. In vitro assessment of fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with glass fiber and zircon posts. J Dent

2Mergulhão VA, de Mendonça LS, de Albuquerque MS, Braz R. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored by different methods. Opera dent. 2019 Jan / Feb; 44 (1): E1-E11. doi: 10.2341 / 17-262-L. PMID: 30715998.

3. Sasaki K, Yamamoto T, Ikawa T, Shigeta Y, Shigemoto S, Ando E, Ogawa T, Ihara K. Pre-endodontic post and basic technique for endodontic and prosthetic treatment. J Contemp Dent Pract. 2018 Jan 1; 19 (1): 117-122. doi: 10.5005 / jp-journals-10024-2223. PMID: 29358547.

Tsintsadze N, Garcia M, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Effect of Reciproc endodontic treatment with three different instruments for post space preparation on fiber post retention. I'm J Dent. 2015 Oct; 28 (5): 251-4. PMID: 26714341. De Santis, R., Prisco, D., Apicella, A., Ambrosio, L., Rengo, S., & Nicolais, L. (2000).

4 Carbon fiber post adhesion to resin cement in the restoration of endodontically treated teeth. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 11 (4), 201-206
yielding [Prisco, D., De Santis, R., Mollica, F., Ambrosio, L., Rengo, S., & Nicolais, L. (2003). Adhesion of the fiber post to resin cements in the restoration of endodontically treated teeth. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 28 (5), 515-521]

5 [Maietta, S., De Santis, R., Catauro, M., Martorelli, M., & Gloria, A. (2018). Theoretical design of multilayer dental posts using CAD-based approach and sol-gel chemistry. *Materials*, 11 (5), 738].

6 Alkhatri, R., Saleh, ARM, & Kheder, W. (2021). Impact of post and core materials on the apical extension of root fracture in root canal treated teeth. *Journal of Materials Research and Technology*, 10, 730-737

7 De Santis, R., Russo, T., & Gloria, A. (2018). An analysis of the potential of diode-pumped solid-state lasers for dental materials. *Materials science and engineering: C*, 92, 862-867]

8 Özlek E, Neelakantan P, Matinlinna JP, Belli S, Ugur M, Kavut I. Bonding of two new fiberglass post systems cemented with self-adhesive resin cements. *Dent J (Basel)*. 1 August 2019; 7 (3): 80. doi: 10.3390 / dj7030080. PMID: 31374874; PMCID: PMC6784462.

9 Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedullà E, Bedini R, Gambarini G, Testarelli L. Resistance to fracture of endodontically treated teeth with different access cavity models. *J*

Fine. 2017 Jun; 43 (6): 995-1000. doi: 10.1016 / j.joen.2017.01.022. Epub 2017 Apr 14.

PMID: 28416305.

10 Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL. Do post-retained metal restorations cause more root fractures than post-retained fiber restorations? A systematic review and meta-analysis. J Fine. 2015 Mar; 41 (3): 309-16. doi: 10.1016 / j.joen.2014.10.006. Epub 2014 Nov 11. PMID: 25459568

11 Doshi P, Kanaparthi A, Kanaparthi R, Parikh DS. A Comparative Analysis of Fracture Strength and Failure Mode of Endodontically Treated Teeth Restored Using Different Fiber Posts: An in vitro study. J Contemp Dent Pract. 2019 Oct 1; 20 (10): 1195-1199. PMID: 31883256

12 Özyürek T, Topkara C, Koçak İ, Yılmaz K, Gündoğar M, Uslu G. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different fiber posts and base systems. Dentistry. 2020 Oct; 108 (4): 588-595. doi: 10.1007 / s10266-020-00481-4. Epub 2020 Jan 16. PMID: 31950378

13 De Santis, R., Russo, T., & Gloria, A. (2018). An analysis of the potential of diode-pumped solid-state lasers for dental materials. *Materials Science and Engineering: C*, 92, 862-867

14 [De Santis, R., Gloria, A., Maietta, S., Martorelli, M., De Luca, A., Spagnuolo, G., ... & Rengo, S. (2018). Mechanical and thermal properties of CAD / CAM-assisted solid-state laser-cured dental composites. *Materials*, 11 (4), 504.]

15 [De Santis et al. (2020). Cusp deflection and temperature increase of MOD cavities restored through Bulk-Fill and Incremental layering techniques using fluid and compressible Bulk-Fill composites. *Materials* 13, 5664

16 [Padmanabhan, P. (2010). A comparative assessment of the fracture strength of three different prefabricated posts in endodontically treated teeth: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13 (3), 124; Alkhatiri, R., Saleh, ARM, & Kheder, W. (2021). Impact of post and core materials on the apical extension of root fracture in root canal treated teeth. *Journal of Materials Research and Technology*, 10, 730-737].

17 [De Santis, R., Mollica, F., Prisco, D., Rengo, S., Ambrosio, L., & Nicolais, L. (2005). A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces by X-ray micro-CT. *Biomaterials*, 26 (3), 257-270].

18 [De Santis, R., Prisco, D., Apicella, A., Ambrosio, L., Rengo, S., & Nicolais, L. (2000). Carbon fiber post adhesion to resin cement in the restoration of endodontically treated teeth. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 11 (4), 201-206]

19 Fujihara, K., Teo, K., Gopal, R., Loh, PL, Ganesh, VK, Ramakrishna, S., ... & Chew, CL (2004). Fibrous composite materials in dentistry and orthopedics: review and applications. *Composite Science and Technology*, 64 (6), 775-788.]

20 [De Santis, R., Sarracino, F., Mollica, F., Netti, PA, Ambrosio, L., & Nicolais, L. (2004). Continuous fiber reinforced polymers as a replacement for connective tissue. *Composite Science and Technology*, 64 (6), 861-871.]

21 [Lo Giudice, G., Ferrari Cagidiaco, E., Lo Giudice, R., Puleio, F., Nicita, F., & Calapaj, M. (2019). Evaluation of the mechanical properties of a hollow endodontic post by three-point test and SEM analysis: a pilot study. *Materials*, 12 (12), 1983.]

22 [Stewardson, DA, Shortall, AC, Marchese, PM and Lumley, PJ (2010). The flexural properties of endodontic post materials. *dental materials*, 26 (8), 730-736.]

23 [Lo Giudice, G., Ferrari Cagidiaco, E., Lo Giudice, R., Puleio, F., Nicita, F., & Calapaj, M. (2019). Evaluation of the mechanical properties of a hollow endodontic post by three-point test and SEM analysis: a pilot study. *Materials*, 12 (12), 1983.

CAPITOLO 3

Revisione e metanalisi della letteratura sull'utilizzo del perno endocanalare nel restauro diretto post-endodontico

Abstract

Obiettivo. Condurre una revisione sistematica e una meta-analisi per valutare se la presenza di un perno endodontico può aumentare la resistenza alla frattura dei premolari mascellari trattati endodonticamente e sottoposti a restauro diretto in composito.

Metodi. È stata condotta una ricerca sistematica della letteratura secondo la dichiarazione PRISMA per valutare in vitro studi comprendenti premolari mascellari trattati endodonticamente, restaurati con diversi tipi di perni a supporto di ricostruzioni dirette in composito. Sono stati eseguiti due gruppi di meta-analisi ed è stata effettuata un'ulteriore analisi sequenziale di prova (TSA). Inoltre, è stato valutato il rischio di bias e la qualità delle prove per qualsiasi meta-analisi eseguita utilizzando il Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation (GRADE). Risultati. 24 articoli hanno soddisfatto i criteri di inclusione e 13 studi sono stati sottoposti a valutazione quantitativa. La resistenza alla frattura dei premolari trattati endodonticamente restaurati con perni in fibra era significativamente

inferiore a quella dei denti sani (P valore: $< 0,00001$), tuttavia i premolari trattati endodonticamente con un perno in fibra hanno fornito un aumento della resistenza alla frattura rispetto ai denti equivalenti restaurati senza perno (P valore: 0,003). La TSA ha rivelato un'elevata potenza di entrambe le meta-analisi. Il rischio moderato di bias è stato riportato in 23/24 studi; solo 1 studio ha mostrato un alto rischio di bias. Il sistema GRADE ha mostrato una moderata forza dell'evidenza a causa della presenza di uno studio con un alto rischio di bias e ampi intervalli di confidenza.

Introduzione

Il successo a lungo termine dei restauri adesivi conservativi diretti e indiretti per le riabilitazioni post-endodontiche di elementi dentali posteriori è ben documentato in letteratura [1]. Oggigiorno, grazie alle migliori prestazioni delle resine composite e dei perni in fibra, l'approccio è più conservativo [2-3].

Le proprietà meccaniche dei denti trattati endodonticamente, nonché la direzione delle sollecitazioni oclusali, la posizione all'interno dell'arcata, l'inclinazione delle cuspidi e la quantità di tessuto residuo, dovrebbero essere analizzate con precisione per guidare la scelta del tipo di restauro [4]. È stato dimostrato che una preparazione più conservativa per l'accesso endodontico non aumenta significativamente la resistenza alla frattura dell'elemento dentale [5]. Successivamente, il trattamento canalare provocherebbe solo una piccola riduzione della resistenza alla frattura, con un effetto minimo o nullo sulle proprietà biomeccaniche dell'elemento dentale. La pulizia e la modellatura del sistema dei canali radicolari potrebbero

inoltre ridurre la resistenza dell'elemento dentale in proporzione alla quantità di tessuto rimosso [6]. Inoltre, il rischio più elevato di frattura del dente è stato documentato nei denti trattati endodonticamente che presentano cavità mesio-occluso-distale (MOD) o nelle preparazioni di cavità in cui si verifica la perdita di entrambe le creste marginali.7]. Pertanto, preservare il più possibile la struttura dentale è fondamentale per ottimizzare il comportamento biomeccanico dei denti devitalizzati e per evitare fratture [8]. Va inoltre considerato che l'assenza della polpa dentale e la perdita di sensibilità potrebbero interferire con la resistenza dell'elemento dentale ai carichi occlusali e aumenterebbe il rischio di fallimento [9].

Negli ultimi anni, l'uso di perni in metallo fuso è sempre più diminuito a favore di perni prefabbricati in resina rinforzati con fibre, grazie alla loro più facile affidabilità clinica e procedure meno costose [10]. I perni in metallo sono più rigidi e possono tollerare carichi senza deformazioni. Questa proprietà implica una concentrazione di forze all'apice della radice, che può aumentare il rischio di frattura; tuttavia, i perni metallici sono più resistenti ai carichi assiali, la cui intensità è maggiore lungo l'asse del palo [11].

L'utilizzo di perni con modulo elastico più prossimo a quello della dentina permette di diminuire il rischio di frattura radicolare [12]. In quest'ottica, i perni in fibra forniscono una migliore distribuzione delle sollecitazioni sul materiale da cementare durante le sollecitazioni di flessione e torsione. La loro bassa rigidità permette la flessione sotto carico occlusale, trasferendo alla struttura cervicale del dente la resistenza alle forze masticatorie [13]. Tuttavia, una recente revisione sistematica [14] non ha riportato differenze significative in termini di incidenza di fratture radicolari tra perni in metallo e in fibra e questo aspetto dovrebbe essere approfondito.

Attualmente, i compositi sono il materiale gold standard per il restauro diretto dei denti trattati endodonticamente. [15]. Sebbene le ricostruzioni dirette degli elementi anteriori siano il trattamento di prima scelta, nei settori latero-posteriori la procedura è strettamente correlata alla presenza di residua struttura dentale sana [16]. In particolare, i premolari mascellari presentano un'elevata incidenza di fratture, a causa del loro basso spessore cervicale e della concavità sull'aspetto mesiale della radice. Tali elementi richiedono spesso la copertura delle cuspidi [17] o ricostruzione indiretta (overlay, corone), il restauro diretto è indicato solo in presenza di pareti vestibolari e palatali ben rappresentate e di almeno una parete vestibolare e palatale marginale rigata e di almeno una cresta marginale [18]. Kalay et al. [19] hanno riportato un'altissima percentuale di fratture delle cuspidi negli elementi trattati endodonticamente ricostruiti direttamente senza copertura delle cuspidi, con percentuali superiori al 70% nei premolari che presentano cavità MOD. Da un punto di vista funzionale, i premolari sono soggetti a forze laterali più uniformi durante la masticazione e presentano una minore quantità di struttura dentale rispetto ai molari [20]. A causa di queste considerazioni, le ritenzioni endocanari sono comunemente utilizzate per ripristinare i premolari mascellari per aumentare la loro funzione biomeccanica. Sebbene Scotti et al. [21] hanno riportato una maggiore resistenza alla frattura dei molari trattati endodonticamente restaurati con perni in fibra che supportano restauri diretti in composito, è ancora in discussione se la presenza di un perno rafforzi la struttura dentale rimanente o fornisca solo la ritenzione del restauro della corona.

Pertanto, lo scopo di questo studio è condurre una revisione sistematica e una meta-analisi per valutare se la presenza di un perno endodontico può aumentare la resistenza alla frattura dei premolari mascellari trattati endodonticamente restaurati direttamente con il composito.

Materiali e metodi

E' stato adottato il protocollo PRISMA delle revisioni sistemiche [22]. Il protocollo è stato registrato su PROSPERO (CRD42020210726). La domanda di revisione è stata formulata utilizzando il framework PICOS (Population; Intervention; Comparison; Outcome; Study Design) come segue: "La resistenza in vitro alla frattura di un premolare mascellare trattato endodonticamente è aumentata dal restauro con diversi sistemi di perni e ricostruzione diretta in composito?"

2.1. Strategia di ricerca

Una ricerca sistematica completa della letteratura è stata condotta fino a marzo 2021 e si è basata su quattro database elettronici: MEDLINE/PubMed, Google Scholar, Scopus, Embase. I seguenti termini sono stati utilizzati come parole chiave o termini MeSH da soli o in combinazione con gli operatori booleani "AND" e "OR": endodontic fiber post, endodontic metal post, premolar, Devitalized Tooth, Pulpless Tooth, Endodontically-Treated Tooth, fracture resistance, failure, Post and Core Technique, Post-Core Technique, Dental Restoration, reconstruction.. È stata inoltre condotta una ricerca manuale su International Endodontic Journal, Journal of Endodontics, Journal of Adhesive Dentistry, Journal of Esthetic and Restorative Dentistry e Journal of Prosthetic Dentistry con l'obiettivo di analizzare tutti gli studi in vitro disponibili. Inoltre, le liste di riferimento degli articoli selezionati sono state ricercate manualmente. La data dell'ultima ricerca era: 31/03/2021.

2.2. Criteri di ammissibilità

I seguenti criteri di inclusione ed esclusione sono stati utilizzati per selezionare gli studi

- Studi pubblicati fino a marzo 2021 su riviste peer-reviewed;
- Studi pubblicati in lingua inglese;
- *In vitro* studi comparativi;
- Studi su premolari mascellari trattati endodonticamente, restaurati con diversi tipi di perni che supportano ricostruzioni dirette in composito (tutti i tipi di materiale composito).

Criteria di esclusione

- *In vivo* studi, studi su animali, revisioni, case report, serie di casi;
- Letteratura grigia;
- Gli studi hanno incluso altri denti oltre ai premolari mascellari;
- Premolari mascellari trattati endodonticamente restaurati con compositi indiretti (inlay/onlay) o corone complete.

2.3. Screening e selezione degli studi

Lo screening dei documenti recuperati è stato eseguito da due esaminatori indipendenti (FI e VL) mediante un programma software disponibile in commercio (MENDELEY, Mendeley Ltd., Londra, Regno Unito). Dopo la rimozione dei duplicati, i riferimenti sono stati valutati per titolo e abstract. In base ai criteri di ammissibilità, sono stati ottenuti testi completi di documenti potenzialmente rilevanti e sono stati estratti i dati. Sono stati riportati anche i motivi per l'esclusione degli studi. Eventuali disaccordi durante la selezione degli studi tra i due Autori (FI e VL) sono stati risolti da un terzo esperto (GS) al fine di raggiungere un accordo definitivo. Il livello di accordo tra i due esaminatori è stato valutato attraverso l'uso del coefficiente kappa di Cohen (K).

2.4. Estrazione e sintesi dei dati

L'estrazione dei dati è stata eseguita indipendentemente da due revisori (FI e VL). Per ogni studio sono state riportate le seguenti informazioni: autori, anno, rivista, titolo, disegno dello studio, scopo dello studio, tipo di post valutati, tipo di compositi utilizzati, distribuzione dei gruppi, intervento, parametri valutati, risultati riportati, valutazione del rischio di pregiudizio. Le meta-analisi sono state eseguite solo su studi omogenei in termini di demografia della popolazione in studio, con un modello a effetti fissi. Solo in caso di eterogeneità non trascurabile tra gli studi inclusi (>50%) è stato utilizzato un modello a effetti casuali. Inoltre, i risultati delle meta-analisi sono stati oggetto di un'ulteriore analisi con l'obiettivo di correggerli per la presenza di errori alfa e beta e di valutare la potenza dell'analisi. Per l'ambito di cui sopra, <http://www.ctu.dk/tsa>). Il software TSA ha dato la possibilità di calcolare la dimensione delle informazioni richieste (RIS), la funzione di alphaspending, i limiti di monitoraggio sequenziale di prova per benefici e danni e i limiti di futilità. Quindi tutti i dati raccolti dagli studi inclusi sono stati inseriti nel software TSA,

l'errore alfa è stato impostato a 0,05 e l'errore beta al 20%. I risultati dell'analisi TSA sono presentati come un grafico con una curva z cumulativa e la sua relazione con l'altra curva (limite di monitoraggio sequenziale di prova, limite di futilità e soglia RIS).

Tabella 1 elenco degli studi esclusi

Anno degli autori	Motivo di esclusione
Acquaviva et al. 2011	Gli autori hanno valutato la deflessione della cuspid e invece della resistenza alla frattura Sono stati utilizzati modelli in resina epossidica al posto dei denti umani Lo studio includeva incisivi centrali mascellari
Afroz et al. 2013	Assenza di restauro in composito Studio retrospettivo su campioni in vivo Assenza di perni endocanalari
Amin et al. 2014	Assenza di perni endocanalari
Angerame et al. 2016 Aristizabal-Elejalde et al. 2020 Atalay et al. 2016	Assenza di restauro in composito Assenza di perni endocanalari
Bahari et al. 2019	Assenza di perni endocanalari
Baldissara et al. 2006	Assenza di restauro in composito
Bassir et al. 2013	Assenza di perni endocanalari
Bex et al. 1992	Lo studio ha incluso i denti anteriori mascellari
Bianchi e Silva et al. 2013	Assenza di perni endocanalari
Bilgi et al. 2016	Assenza di perni endocanalari
Chieruzzi et al. 2014	Lo studio ha incluso incisivi e canini
Costa et al. 2012 Costa et al. 2017 Dayalan et al. 2010 Eapen et al. 2017	Lo studio ha incluso premolari sia mascellari che mandibolari
Falcao Spina et al. 2017	Lo studio ha incluso premolari sia mascellari che mandibolari restaurati con corone I test sono stati eseguiti direttamente sui perni
Felton et al. 1991	Assenza di perni endocanalari
Fraga et al. 1998 Frater et al. 2021 Geerts et al. 2011 Gurel et al. 2016	Studio riportato su perno e moncone in ceramica
Hada et al. 2019 Hayashi et al. 2008 Huysmans et al. 1992A Huysmans et al. 1992B Kalburge et al. 2013 Kumagae et al. 2012 Luthria et al. 2012	Lo studio ha incluso premolari sia mascellari che mandibolari Assenza di trattamento endodontico È stata valutata la sopravvivenza alla fatica invece della resistenza alla frattura Assenza di perni endocanalari
Maceri et al. 2007	Assenza di perni endocanalari
Maravic et al. 2018	Assenza di trattamento endodontico e perni endocanalari Lo studio ha incluso premolari sia mascellari che mandibolari Lo studio ha incluso diversi materiali di restauro
Mergulhão et al. 2019	Lo studio ha incluso diversi materiali di restauro
Mezzomo et al. 2003	Assenza di perni endocanalari
Mobilio et al. 2013	Lo studio ha incluso i premolari mandibolari Assenza di perni endocanalari
Navimipour et al. 2015	Lo studio ha incluso i premolari mandibolari
Oliveira et al. 1987	Studio riportato su un singolo premolare
Oskoe et al. 2007	Assenza di perni endocanalari
Oskoe et al. 2011 Oskoe et al. 2012 Pradeep et al. 2013 Rippe et al. 2013 Rocca et al. 2018 Rocha et al. 2019 Santos et al. 2009	Pali orizzontali Assenza di perni endocanalare Assenza di perni endocanalare Assenza di perni endocanalare
Schmidlin et al. 2015 Schmitter et al. 2010 Serin Kalay et al. 2016	Lo studio ha incluso i premolari mandibolari I denti sono stati restaurati con corone in ceramica
Sulaiman et al. 2018	I test di resistenza alla frattura è stato eseguito dopo la deflessione della cuspid e
Thongthammachat et al. 2006	I denti sono stati restaurati con corone in ceramica
Torres-Sánchez et al. 2013	Studio riportato su modello digitale
Yamada et al. 2004	I denti sono stati restaurati con corone in metallo-ceramica Assenza di perni endocanalari
Yikilgan et al. 2016	I denti sono stati restaurati con corone in ceramica I denti sono stati restaurati con corone in ceramica I denti sono stati restaurati con corone in metallo-ceramica Assenza di perni endocanalari
Zhang et al. 2011	Pali orizzontali I denti sono stati restaurati con corone in ceramica

2.5. Valutazione dell'eterogeneità

Il software Review Manager (RevMan) è stato utilizzato per valutare l'eterogeneità degli studi inclusi in qualsiasi meta-analisi condotta [23]. Gli autori hanno calcolato la comparabilità delle differenze osservate tra i risultati con il caso da solo usando il χ^2 e il i^2 test. In caso di P value $< 0,1$, l'eterogeneità è stata considerata significativa. Inoltre il i^2 test è stato considerato come misura dell'eterogeneità tra gli studi, seguendo lo schema successivo [24]:

- 0–40%: trascurabile
- 30-60%: moderato
- 50–90%: sostanziale
- 75–100%: considerevole

2.6. Valutazione della qualità

La valutazione del rischio di bias è stata intrapresa come precedentemente riportato da Uzunoglu-Özyürek et al. [25]. In breve, in ciascuno studio incluso sono stati valutati i seguenti parametri: randomizzazione dei denti; presenza di controllo; standardizzazione delle dimensioni dei denti; denuncia dell'età; descrizione del calcolo della dimensione del campione;

l'uso dei materiali secondo le istruzioni dei produttori; campioni preparati dal singolo operatore; accecamento dell'osservatore durante il test di frattura. La presenza di ogni parametro è stata registrata come “SI”, mentre l'assenza è stata registrata come “NO”. I documenti con 1-3 "SI" sono stati classificati come ad alto rischio di bias, 4-6 "SI" come rischio medio e 7-8 "SI" come basso rischio. Un'analisi supplementare è stata eseguita indipendentemente dai due esaminatori sulla qualità complessiva delle prove per qualsiasi meta-analisi eseguita utilizzando il sistema Grading of Recommendations, Assessment, Development and Evaluations (GRADE). Eventuali disaccordi tra i due revisori (FI

3. Risultati

3.1. Risultati della ricerca e caratteristiche del studi inclusi

Un totale di 14.415 articoli rilevanti sono stati identificati attraverso la ricerca di banche dati elettroniche e ricerche manuali. Dopo l'esclusione dei duplicati, sono stati esaminati 4770 articoli per la valutazione del titolo e un totale di 334 articoli è stato sottoposto alla lettura dell'abstract. Dopo lo screening, sono stati valutati 78 articoli full-text. Cinquantaquattro articoli sono stati esclusi poiché non soddisfacevano i criteri di inclusione; motivi di esclusione sono stati segnalati nella Tabella 1. Ventiquattro articoli [26–49] sono stati inclusi nella presente revisione sistematica ed elaborati per la valutazione della qualità e l'estrazione dei dati; 13 studi [27,29,30, 34,35,38–42,46–48] sono stati sottoposti a valutazione quantitativa (meta-analisi) (Fig. 1). Non sono state trovate ulteriori pubblicazioni attraverso la ricerca manuale o l'analisi

delle bibliografie degli studi inclusi. Il valore kappa di Cohen per l'accordo interrevisore globale è stato quasi perfetto, pari a 0,87 (94,8% di accordo).

Questa revisione sistematica includeva 21 studi comparativi con gruppo di controllo e 3 studi comparativi con assenza di gruppi di controllo [31,33,43]. All'interno dei 21 studi, in 4 studi [32,39,42,45] il gruppo di controllo era rappresentato da denti sani, in 6 articoli [27,35–37,46,47] da denti trattati endodonticamente senza perno, in 9 studi [28–30,34,38,40,41,44,48] sia da denti sani che da denti trattati endodonticamente senza perno e in 2 studi [26,49] i gruppi di controllo includevano elementi dentali trattati endodonticamente restaurati con perni.

Confrontando la resistenza alla frattura dei denti sani rispetto ai premolari trattati endodonticamente restaurati con perni in fibra, Fráter et al. [32] e Siso et al. [45] hanno riportato una differenza statisticamente significativa tra i gruppi a favore dei denti sani. Moosavi et al. [39] ha mostrato una resistenza alla frattura comparabile quando la ricostruzione è stata ottenuta con perno in fibra e cemento resinoso Panavia. Di conseguenza, Rahimipour et al. [42] non ha dimostrato differenze significative tra denti sani e denti restaurati con perni in fibra, anche se i perni posizionati a una distanza di 1,5 mm dalla superficie occlusale hanno ottenuto risultati migliori rispetto ai perni posizionati a 0,5 mm. Dopo il trattamento endodontico, il restauro con perno sembrava significativamente [36,37] o no [35,47] aumentare la resistenza alla frattura dei premolari valutati rispetto al restauro senza perni. Sorrentino et al. [46] hanno riportato risultati migliori ottenuti nel gruppo di controllo (senza perni) rispetto ai gruppi ripristinati con i perni, anche se la differenza non era statisticamente significativa e la presenza di perni ha ridotto il verificarsi di guasti catastrofici. Sorrentino et al. [47] ha osservato che la presenza del perno riduceva la frattura irreparabile in presenza di una o più pareti residue. Inoltre, Basaran et al. [27] hanno osservato che l'inserimento del perno in fibra era più efficace in termini di resistenza

alla frattura quando lo spessore residuo della parete era di circa 1 mm rispetto a 1,5 e 2 mm, rispettivamente. Gli studi che confrontano denti sani e denti trattati endodonticamente senza perno (controlli) vs denti trattati endodonticamente restaurati con perno (test) hanno riportato all'unanimità la migliore resistenza alla frattura per i denti intatti [28–30,34,38,40,41,44,48]. I peggiori risultati sono stati invece osservati in caso di denti trattati endodonticamente restaurati senza perno, statisticamente significativi in 4/9 lavori [34,40,41,48]. Inoltre, la presenza del perno ha aumentato l'incidenza di modelli di frattura favorevoli/ripristinabili rispetto ad altri gruppi [29,34,38]. Scotti et al. [44] hanno mostrato che la resistenza alla frattura era significativamente influenzata dalla presenza di perni in caso di spessore della parete >2 mm e che necessitava di copertura cuspidale (con o senza perno) in caso di spessore residuo della parete <2 mm. Di conseguenza, Mohammadi et al. [38] hanno riportato risultati comparabili tra denti sani e denti trattati endodonticamente restaurati con perni e denti restaurati senza perni ma che presentano la copertura delle cuspidi. Sei studi inclusi nella presente revisione sistematica hanno anche confrontato i perni in fibra (vetro o quarzo) con diversi tipi di perni in metallo [34,35,37,40,43,45]. Nello specifico, McLaren et al. [37], Saritha et al. [43] e Siso et al. [45] ha riportato una migliore resistenza alla frattura dei perni in metallo (zirconia, acciaio inossidabile) rispetto a quelli in fibra, statisticamente significativa nei primi 2 studi [37,43], sebbene le fratture radicolari dei denti restaurati con perni in acciaio inossidabile siano aumentate del 25% [37]. Al contrario, 3 studi [34,35,40] hanno dimostrato che i perni in fibra hanno prestazioni migliori di quelli in metallo. In particolare, Hajizadeh et al. [34] hanno osservato una differenza statisticamente significativa tra i gruppi e una presenza significativa di fratture restaurabili quando i premolari inclusi sono stati restaurati con perni in quarzo. Le caratteristiche degli studi inclusi sono riassunte in Tabelle 2 e 3.

3.2. Rischio di bias negli studi inclusi. La valutazione globale del rischio di bias per gli studi inclusi è riportata nel riepilogo del rischio di bias e nel grafico del rischio di bias, rispettivamente riportati in Fig 2 e 3. La qualità metodologica degli studi inclusi è stata moderata per tutti gli studi ad eccezione di un solo studio [28] che è stato valutato ha un alto rischio di bias. Le carenze riguardavano principalmente i domini numero 4 e 5 (segnalazione dell'età dei partecipanti e descrizione del calcolo della dimensione del campione), che non erano soddisfacenti.

Si prega di citare questo articolo in stampa come: Iaculi F, et al. Rischio alla frattura di premolari mascellari trattati endodonticamente restaurati con diversi tipi di perni e ricostruzioni dirette in composito: una revisione sistematica e una meta-analisi di studi in vitro. Dent Mater (2021). <https://doi.org/10.1016/j.dmat.2021.06.007>

Tabella 2 - Caratteristiche degli studi inclusi.							
Anno degli autori	Scopo dello studio	Post valutati	Composito materiali	Controllo		Test	Restauro diretto
denti sani	Ricostruzione diretta (presum ET)	ET + diretto ricostruzione (NO limitare)	Perno in fibra	Perno metallico	Composito scorrevole composito	Composito scorrevole (costruire) + Composito	
				(stratificazione tecnica)			
Anamviriyaporn et al. 2012 [26]	Per confrontare FR di denti senza polpa (quantità variabili di residui struttura coronale) restaurato con perni in fibra e anima in composito.	Rinforzato con fibre perni compositi (PRC postec plus, Ivoclar Vivadent)	Composito fluido (Flusso multicore, Ivoclar Vivadent)	Il controllo era rappresentato da 300-dente sano coronale + ET + perno + diretto ricostruzione		X	X
Besara et al. 2019 [27]	Per confrontare l'effetto di diversi restauri tecnici su FR di trattati endodonticamente denti con diversi spessori di parete.	Fall in fibra di vetro (DT Light Post No. 2, Bisco)	Composito fluido (Filtek Ultimate scorrevole; 3 M ESPE); resina composita (Filtek Z250; 3M ESPE)	X		X	X
Braga et al. 2015 [28]	Per valutare FR di trattato endodonticamente premolari restaurati con perni intraradicolari e due restauri diretti tecniche che utilizzano resina composita.	Fall in fibra di vetro (Reforpost; Angelus)	Resina microibrida (Filtek Z250; 3 M ESPE); resina fluida (FR) (Filtek Z350; 3 M ESPE)	X	X	X	X
Costa et al. 2014 [29]	Per confrontare una nuova tecnica adesiva con altre tecniche convenzionali in FR di trattato endodonticamente premolari.	Fall in fibra di vetro (Reforpost; Angelus)	Resina composita (Filtek Z250; 3M ESPE)	X	X	X	X
FEI et al. 2018 [30]	Per indagare sul influenza del perno e della corona in fibra di vetro restauro attivo trattato endodonticamente premolari mascellari con cuneo difetti che perforano la polpa.	Fall in fibra di vetro (2R, 3 M ESPE)	Resina composita (Filtek Z350, 3M ESPE)	X	X	X	X
Frate et al. 2017 [31]	Per determinare e confronta FR di trattato endodonticamente denti premolari restaurati con fibre diverse post in diversi configurazioni.	1. Prefabbricato, convenzionale rinforzato con fibre perni compositi (0,8 GC Fiber Post, GC Europe);	Nessun rappresentazione nucleo composito materiale (Gradia Core, GC Europe)	Nessun gruppo di controllo		X	X

Tavolo 2 (Continua)								
Anno degli autori	scopo dello studio	Post valutati	Composito materiali	Controllo			Test	Restauro diretto
				Perno metallico	Composito (stratificazione tecnica)	scorrevole composito	scorrevole composito (costruire) + Composito	
denti sani	Ricostruzione diretta (nessun ET)	ET + diretto ricostruzione (NO invariare)	Perno in fibra					
2. Elastico rinforzato con fibre palli composti (0,9 EverStick POST, GC Europa)								
Rate et al. 2020 [32]	Per esplorare il comportamento alla frattura di trattato endodonticamente premolari con MOD cavità restaurate con diverso rinforzo con fibre composti post-core.	1. Prefabbricato, convenzionale continuo vetro unidirezionale perni in fibra (GC Fiber post, GC Europe)		X		X	X	X
2. Dimensioni 0,9 mm post non curato (EverStick POST, GC Europa)	1. Resina a doppia dimensione materiale composito per anima (Gradia Core, GC Europe) + composito (G-enial PJ-E posteriore, GC Europa).							
2. Composito rinforzato con fibra di vetro corta (EverX posteriore, GC Europa) + composito (G-enial posteriore PJ-E, GC Europa).								
Gaintantzopoulou et al. 2018 [33]	Per valutare la resistenza e la modalità di frattura dei denti trattati canalari restaurati con resina composito, impiegando a perno in fibra di vetro per canale radicolare o liner in fibra di vetro, dopo il carico Ciclico.	1. pali in fibra di vetro (Vetro)	pieno di particolato resina composito (PFC, G-enial posteriore, GC Europa)	Nessun gruppo di controllo			X	X X

Tavolo 2 (Continua)								
Anno degli autori	scopo dello studio	Post valutati	Composito materiali	Controllo			Test	Restauro diretto
				Palo metallico	Composito (stratificazione tecnica)	scorrevole composito	scorrevole composito (costruire) + Composito	
denti sani	Ricostruzione diretta (nessun ET)	ET + diretto ricostruzione (NO invariare)	Perno in fibra					
2. divergimento sfato in composito rinforzato con fibre di vetro liner (EverX posterior, strato di 4 mm) utilizzato come perno.								
Hajizadeh et al. 2009 [34]	Per indagare su FR e modalità di guasto di premolari restaurati con resina composita utilizzando vari prefabbricati post.	1. Fibra di quarzo DT Light da 1,8 mm di diametro posti (RTD, St. Egrevie)	Composito ibrido resina Teirit Ceram (Ivoclar/Vivadent)	X		X	X	XX
2. Metallo prefabbricato Filpost (Filhol Dental) post.								
Kıvanç et al. 2010 [35]	Per confrontare la FR dei premolari mascellari con uno rimasto inintercapedine restaurata usando un post diverso sistemi.	1. Vetro su misura palo rinforzato con fibre (EverStick, Stick Tech srl)	Resina composita (Cancella foto posteriore, Kuraray).			X	X	XX
2. Palo in titanio (Filpost, Filhol Dental)								
Mayya et al. 2020 [36]	Determinare differenze in FR tra diversi post dimensioni e lunghezze quando era coinvolto più di un palo.	Pali in fibra di vetro (Reforpost, Angelus)	Composito fluido materiale (LuxaCore Z, DMG)			X	X	X

Tavolo 2 (Continua)								
Anno degli autori	Scopo dello studio	Post valutati	Composito materiali	Controllo			Test	Restauro diretto
				Palo metallico	Composito (stratificata tecnica)	scorrevole composito	scorrevole composito (costruito) + Composito	
denti sani	Ricostruzione diretta (nessun ET)	ET + diretto ricostruzione (NO invariare)	Perno in fibra					
McLaren et al. 2008 [37]	Per confrontare FR e modalità di fallimento del trattamento endodontico denti restaurati con 3 diversi sistemi di perni.	1. Pali in acciaio inossidabile (ParaPost XP; Coltène/Whaledent Inc.);	Doppia polimerizzazione nucleo in resina composta materiale (Para-Post Automix ParaCore; Coltène/Whaledent, Inc.)			X	X	X X
2. Fibra di quarzo pali rinforzati (Light-Post, Bisco, Inc.);								
3. Pali rinforzati con fibra di vetro (Snowlight; Tecnologia abrasiva, Inc.)								
Mohammad et al. 2009 [38]	Per valutare l'effetto del perno e della cuspidi in fibra copertura su FR di trattati endodonticamente premolari mascellari restaurati direttamente con resina composta.	Palo rinforzato con fibra di quarzo (palo luminoso DT n. 2; rto)	Resina composta (Filtek Z250, 3M ESPE)	X		X	X	X
Moosavi et al. 2017 [39]	Per valutare il influenza di corono-radicolare ricostruzione su FR.	Pali in fibra #1 (Tokuyama Dental Corp)	1. Composito di resina Estelite Sigma Quick (Tokuyama Dental corporation)	X		X		X
2. Resina composta; Clearfil AP-X (Kuraray, Dental Inc.)								
Nothdurft et al. 2008 [40]	Per indagare sul comportamento alla frattura di premolari con minor perdita di tessuto duro restaurato con diversi sistemi di perni e restauri diretti in composito.	1. Perni in titanio (BKS);	Resina composta Herculite XRV; KerrHawe	X		X	X	X X

Rinforzato con fibra di vetro post composito (Dentinpost);								
4. Quarzo rinforzato con fibre perno composito (DT Luce SL)								
Oz et al. 2019 [41]	Per valutare la resistenza alla frattura di trattato endodonticamente denti dopo restauro con diversi tipi di resine composite e applicazione di perni in fibra.	Palo in fibra di vetro (Hahnenkratt)	1. Tetrico N-Ceram/Vivadent; Vivadent;	X		X	X	XX
2. Tetrico EvoCeram Bulk Fill/Vivadent Vivadent;								
3. SonicFill 2/Kerr Società								
Rahimpour et al. 2020 [42]	Per valutare l'effetto dello spessore del composito (0,5 e 1,5 mm) sopra il perno in fibra sulla FR di endodonticamente denti trattati dopo 24 ore e un anno.	Pali RX in fibra di vetro (Fibra RX; Angelo)	Resina composta (Filtek Z250, 3M ESPE)	X		X		X
Santa et al. 2017 [43]	Per valutare la resistenza alla frattura del carbonio, fibra di vetro e perni in zirconia.	carbonio, vetro rinforzato con fibre e perni in zirconia (marchi non riportato)	Composito fluido materiale (3 M ESPA).				X	X X
Scotti et al. 2013 [44]	Per valutare l'effetto dello spessore della parete della cavità sulla FR di endodonticamente premolari trattati restaurati con o senza perni in fibra e con o senza copertura delle cuspidi.	Perni in fibra (#1, RTD)	Nanoibrido resina composta (Venere Diamante; Heraeus Kulzer)	X		X	X	X

Tavolo 2 (Continua)								
Anno degli autori	Scopo dello studio	Post valutati	Composito materiali	Controllo			Test	Restauro diretto
				Palo metallico	Composito (stratificazione tecnica)	scorrevole composito	scorrevole composito (costruire) + Composito	
denti sani	Ricostruzione diretta (Insson ET)	ET + diretto ricostruzione (NO Inssare)	Perno in fibra					
Siso et al. 2007 [45]	Confronta la FR di cuspidi del mascellare riempito con radice premolari restaurati con resine composte e due sistemi di posta.	1. Cosmopos (Ivoclar);	1. Ormoer Admira (Voca);	X			X	XX
2. Ever Stick (Stich Tech)	2. Solitario ripiegabile 2 (Heraus Kulzer);							
3. Rinnovo Ibrido (Bisco);								
4. Lines di flusso fluido (Heraus Kulzer)								
Sorrentino et al. 2007 [46]	Per confrontare FR e modelli di guasto di premolari mascellari monoradici trattati endodonticamente con MOD preparativi ripristinati utilizzando microibrido e resina fluida composti in diverse combinazioni con o senza traslucido palli in fibra di vetro.	1. palo luminoso DT (RTD);	1. X-Flow, (Dentsply Calabrese)			X	X	X
2. FRAC Postec (Ivoclar - Vivadent)	2. Estet-X, (Dentsply Calabrese)							
3. Aeliteflo, (Bisco);								
4. Flusso tecnica (Ivoclar-Vivadent);								
5. Tetrico-ceram (Ivoclar-Vivadent);								
6. Nucleo leggero (Bisco)								
Sorrentino et al. 2007 [47]	Per valutare l'associazione tra FR di trattato endodonticamente premolari mascellari a radice singola restaurati da mezzo di resina composito con o senza vetro palli rinforzati con fibre.	DT Luce Post (RTD)	1. Resina fluida materiale composito (X-Flow, Dentsply Calabrese)			X	X	X

Tavolo 2 (Continua)								
Anno degli autori	Scopo dello studio	Post valutati	Composito materiali	Controllo			Test	Restauro diretto
				Palo metallico	Composito (stratificazione tecnica)	scorrevole composito	scorrevole composito (costruire) + Composito	
denti sani	Ricostruzione diretta (Insson ET)	ET + diretto ricostruzione (NO Inssare)	Perno in fibra					
2. resina micromatrice materiale composito (Esthet-X, Dentsply Calabrese)								
Tangsrirongkul et al. 2020 [48]	Per confrontare FR e modelli di frattura di trattato endodonticamente premolari mascellari con cuneo lesioni cervicali restaurate con un nucleo in resina composita con o senza perno in fibra sotto carico non assiale.	DT Light-post (Bisco)	1. Composito di resina (Filtek Z350 XT, 3M ESPE);	X		X	X	X
2. Ecota F DSC (Ivoclar-Vivadent)								
Zicari et al. 2012 [49]	Per valutare l'effetto della lunghezza dei perni in fibra cementati con adesivo nel canale radicolare su FR di endodonticamente denti trattati dopo carico di fatica.	Pall in fibra di vetro RelyX (3 M ESPE)	Supreme-XT (3 M-ESPE)					
				Il controllo era rappresentato da ET + post (rapporto diverso con radice) + direct ricostruzione				

ET: trattamento endodontico, FR: resistenza alla frattura, MOD: mesio-occlusale-distale.

Tabella 3 - Ulteriori caratteristiche degli studi inclusi.

Autori Anno Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni	
Anarvityaporn et al. 2012 [26]	G1 (n = 10) (gruppo di controllo); denti sani.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 5 mm/min sulla cuspidi buccale a 45° angoli rispetto all'asse lungo dei denti.	G5 > G3 > G2 > G4 > G1	FR medio dei denti dopo ET e restaurati con perni in composito rinforzato con fibre e resina nucleo composito con parete assiale rimanente variabile non erano significativamente differenti. La quantità di struttura dentale coronale rimanente non ha influenzato la FR.
Basara et al. 2019 [27]	G2 (n = 10): Eliminazione parete assiale mesiale + FP + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min su cuspidi vestibolari e linguai parallele all'asse lungo di I denti. Schemi di frattura: analizzato sotto stereomicroscopio; classificate come fratture catastrofiche (non riparabili, al di sotto della CEJ) e non catastrofiche (riparabili, al di sopra della CEJ).	Le differenze non erano statisticamente significative tra i gruppi. Il gruppo di controllo ha dimostrato il peggior valore medio di FR.	In caso di spessore della parete <1 mm, l'applicazione del perno in fibra è stata più efficace rispetto ad altri spessori di parete in termini di resistenza.
	G3 (n = 10): Eliminazione parete assiale mesio-linguale + FP + CR. G4 (n = 10): Eliminazione parete assiale mesio-linguodistale + FP + CR. G5 (n = 10): nessuna struttura del dente coronale residua + FP + CR. G1 (n = 30): ET + Intercapedine rivestita con composito fluido (1 mm) + CR. G2 (n = 30): ET + composito fluido + rete di fibre all'interno del composito fluido (da vestibolare a linguale) prima della polimerizzazione + CR. G3 (n = 30): ET + composito fluido + CR + fibra a livello oclusale + CR con chiusura delle cuspidi. G4 (n = 30): ET + FP + CR. I gruppi sono stati ulteriormente suddivisi in 2 sottogruppi in base agli spessori di parete rimanenti: 2 mm (A), 1,5 mm (B) e 1 mm (C).		Non ci sono state differenze statisticamente significative nei gruppi con spessori di parete di 2 (A) e 1 mm (C). Nello spessore della parete di 1,5 mm (B), G3 aveva una resistenza alla frattura significativamente maggiore rispetto ai sottogruppi G1, G2 e G4. Il tasso inferiore di frattura catastrofica è stato riscontrato in G3.	
Braga et al. 2015 [28]	G1 (n = 10): premolari sani (controllo positivo). G2 (n = 10): ET + MODP non restaurato + preparazione spazio post (controllo negativo). G3 (n = 10): ET + MODP ripristinato con CR microibrido.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min. I provini sono stati posizionati a 45° rispetto all'asse longitudinale della radice e il carico è stato applicato alla cuspidi palatale.	G1 > G4 > G6 > G3 > G5 > G2 G1 differiva statisticamente dagli altri gruppi. G2 ha mostrato significativamente il valore peggiore.	La presenza di perni in fibra non ha aumentato la FR di premolari trattati endodonticamente con cavità MODP.

Tabella 3 (Continua)

Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Costa et al. 2014 [25]	G4 (n = 10): ET + MODP ripristinato con CR flowable + microibrido. G5 (n = 10): ET + MODP restaurato con perno intraradicolare in fibra di vetro + CR microibrido. G6 (n = 10): ET + MODP restaurato con perno intraradicolare in fibra di vetro + fluido + CR microibrido. G1 (n = 10): nessun ET (controllo).	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min. I campioni sono stati posizionati a 45° rispetto all'asse longitudinale della radice e il carico è stato applicato alla cuspidi palatale. Schemi di frattura: stereomicroscopio; secondo localizzazione - corona (occlusale, media o cervicale) o radice (cervicale, media e apicale) e direzione - longitudinale e obliqua.	G1 > G5 > G4 > G3 > G2	I restauri rinforzati con fibre a nastro hanno fornito una FR superiore rispetto a quelli trattati endodonticamente premolari con cavità MODP.
	G2 (n = 10): ET + CR.		G1 era statisticamente simile a G4 e G5. G2 e G3 erano statisticamente simili; tuttavia, solo G3 era statisticamente simile a G4 e G5.	
	G3 (n = 10): vetro intraradicolare FP + CR.		G1, G3 e G5 non presentavano frattura radicolare. G2 e G4 presentavano fratture non ripristinabili.	
	G4 (n = 10): Ribbond + CR.		G1 > G6 > G4 > G5 > G3 > G2 Non statisticamente significativo	
FEI et al. 2018 [30]	G5 (n = 10): vetro intraradicolare FP + Nastrod + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con velocità della traversa di 1 mm/min sulla fossa centrale delle corone parallela all'asse lungo dei denti. Schemi di frattura: Frattura favorevole (sopra o < 1 mm apicale a CEJ); fallimenti sfavorevoli (>1 mm apicale a CEJ).	G2 > G3 > G4 > G5 > G1 > G6 > G4 > G5 > G3 > G2 Non statisticamente significativo Le differenze tra i gruppi si aspettano rispettivamente tra G2 e G1, G6 e G4.	I premolari mascellari trattati endodonticamente restaurati con FP possono avere un effetto migliore rispetto ad altri metodi di restauro.
	G1 (n = 0): Denti intatti. G2 (n = 0): Lesioni cervicali non cariose (NCCL). G3 (n = 0): NCCL + ET + CR. G4 (n = 0): NCCL + ET + FP nel canale radicolare buccale + CR. G5 (n = 0): NCCL + ET + FP nel canale radicolare palatale + CR.		La differenza nelle modalità di frattura di G1 da quelle di G3, G4, G5 e G6 non era significativamente diversa; non c'era alcuna differenza significativa nelle modalità di frattura tra G3, G4, G5 e G6.	
	G6 (n = 0): NCCL + ET + FP nei canali			
	G0 (n = 0): NCCL + ET + FP nei canali			

Tabella 3 (Continua)				
Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Frate et al. 2017 [31]	G1 (n = 10): ET + singolo FP convenzionale (0,8 mm) + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 5 mm/min. I provini sono stati posizionati a 45° rispetto all'asse lungo della radice e il carico è stato applicato alla superficie occlusale.	G4 > G2 > G5 > G3 > G1	La tecnica multi-post ha fornito un FR più elevato rispetto al singolo convenzionale FP. Restauro con un unico elastico FP ha mostrato FR significativamente più alto rispetto al singolo FP convenzionale. Tuttavia, l'applicazione di perni più elastici non ha portato a modelli di frattura più favorevoli.
	G2 (n = 10): ET + FP convenzionale + FP collaterale (0,8 mm entrambi) + CR. G3 (n = 10): ET + elastico singolo FP (0,9 mm) + CR. G4 (n = 10): ET + FP elastico + collaterale elastico FP (0,9 mm entrambi) + CR. G5 (n = 10): ET + altrettanti FP elastici (0,9 mm) possibile (metodo di condensazione laterale) + CR. G1 (n = 15): ET + FP + nucleo composito + CR.	Schemi di frattura: Frattura restaurabile (sopra CE); non ripristinabile (frattura sotto CE). FR: caricare su un test universale macchina con una velocità della traversa di 0,5 mm/min. I provini sono stati posizionati a 45° rispetto all'asse longitudinale della radice e il carico è stato applicato alla scanalatura centrale del dente.	G4 e G2 hanno mostrato una differenza statisticamente significativa con G1. Nessuna differenza significativa tra il resto dei gruppi. Non statisticamente significativo differenza nei modelli di frattura tra i gruppi testati.	
Frate et al. 2020 [32]	G2 (n = 15): ET + FP + nucleo SFRC + CR. G3 (n = 15): ET + FP formati individualmente (da 2 a 3 pezzi di FP) + nucleo composito + CR. G4 (n = 15): ET + SFRC come post e core + CR.	Schemi di frattura: Frattura restaurabile (sopra CE); frattura non ripristinabile (sotto CE). FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 0,5 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	G6 > G4 > G5 > G2 > G1 > G3 G6 era statisticamente diverso dagli altri gruppi. G4 e G5 erano simili ma statisticamente differenti con G1, G2 e G3. Non c'erano differenze tra G1, G2 e G3. Le fratture non ripristinabili sono state per lo più mostrate in G1.	L'uso di SFRC come materiale post-core nel restauro di premolari trattati endodonticamente ha mostrato prestazioni promettenti in termini di FR.
	G5 (n = 15): ET + perno non polimerizzato + SFRC come perno e anima + CR. G6 (n = 12): denti sani (controllo). G1 (n = 12): ET + FP + CR.	Schemi di frattura: tipo I (rottura della parete buccale della corona del dente), tipo II (fallimento del restauro), tipo III (combinazione di fallimenti di tipo II e III) e tipo IV (rottura frattura). FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 0,5 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	G2 > G1 Nessuna differenza statistica tra i gruppi. G1: 40% fallimento di tipo III, 60% fallimento di tipo IV. G2: nessuna frattura radicolare; i modelli di fallimento erano ugualmente distribuito tra misto di tipo I e III.	Il bulk composito rinforzato con fibra di vetro ha modificato significativamente la modalità di cedimento, eliminando le catastrofiche fratture radicolari, con un carico di frattura simile o superiore rispetto a FP.
Gaintantzopoulou et al. 2018 [33]	G2 (n = 12): ET + composito rinforzato con fibra di vetro bulk + CR.			
Hajizadeh et al. 2009 [34]	G1 (n = 15): denti sani.	Schemi di frattura: tipo I (rottura della parete buccale della corona del dente), tipo II (fallimento del restauro), tipo III (combinazione di fallimenti di tipo II e III) e tipo IV (rottura frattura). FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 5 mm/min. I provini sono stati posizionati a 30° rispetto all'asse longitudinale della radice e il carico è stato applicato alla fessura centrale della superficie occlusale in direzione della cuspidale buccale.	Differenza statisticamente significativa tra G1 e G2. S0L1 > S0L2 > S0L3 > S0L4	I premolari trattati endodonticamente hanno mostrato FR simile con denti Intatti. MP ha prodotto il FR più basso e i guasti non ripristinabili più elevati.

Tabella 3 (Continua)				
Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Khanç et al. 2010 [35]	G2 (n = 15): ET + CR.		Nessuna differenza significativa tra G1 e G3, mentre c'erano differenze significative tra gli altri gruppi.	
	G3 (n = 15): ET + FP + CR. G4 (n = 15): ET + MP + CR.	Schemi di frattura: Frattura restaurabile (sopra CE); frattura non ripristinabile (sotto CE).	Le fratture più alte non ripristinabili sono state ottenute in G4. Il le differenza con gli altri gruppi era statisticamente significativa. S0L2 > S0L4 > S0L3 > S0L1	La presenza e il tipo di perno non hanno influenzato la FR e il modello di fallimento dei premolari mascellari con una parete della cavità residua.
	G1 (n = 12): ET + Ribbond + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min. I provini sono stati posizionati a 30° rispetto all'asse longitudinale della radice e il carico è stato applicato alla fessura centrale della superficie occlusale in direzione della cuspidale buccale.		
	G2 (n = 12): ET + FP su misura + CR. G3 (n = 12): ET + PT + CR.	Schemi di frattura: Frattura restaurabile/favorevole (sopra CE); frattura non ripristinabile/stfavorevole (sotto CE).	Nessuna differenza significativa in FR tra i 4 gruppi sperimentali. Nessuna differenza significativa in modalità di guasto tra i gruppi, la maggior parte dei fallimenti è stata classificata come "favorevole".	
Mayya et al. 2020 [36]	G4 (n = 12): ET + CR. G1 (n = 10): ET + CR (controllo).	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 0,5 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	S0L4 > S0L2 > S0L1	Due perni più corti e più sottili possono essere considerati in alternativa all'uso di un solo perno più lungo, principalmente in denti con radice più corta e curva.
	G2 (n = 10): ET + FP + CR. G3 (n = 10): ET + 2 FB (1 per canale) + CR. G1 (n = 10): ET + MP (10 mm) + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 0,5 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	Nessuna differenza significativa in FR tra G3 e G2. Sono state riscontrate differenze statistiche tra G1 e G3 e G2, rispettivamente. G4 > G1 > G2 > G6 > G5 > G3 > G7	Sebbene MP fornisse valori significativamente più alti di FR rispetto a FP, le fratture radicolari si sono verificate solo in entrambi i gruppi restaurati con MP. I post più lunghi fornivano un FR più elevato rispetto ai corrispondenti post di lunghezza ridotta.
McLaren et al. 2008 [37]	G2 (n = 10): ET + quarzo FP (10 mm) + CR. G3 (n = 10): ET + vetro FP (10 mm) + CR.		MP aveva un FR significativamente più alto di Pq, sia vetro che quarzo. Non sono state riscontrate differenze tra quarzo e vetro FP.	

Tabella 3 (Continua)				
Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Mohammad et al. 2009 [38]	G4 (n = 10): ET + MP (5 mm) + CR.	Schemi di frattura: Guasti catastrofici/sottocatastrofici.	I gruppi di lunghezza del perno di 10 mm (G1, G2, G3) avevano un FR significativamente più alto rispetto a quelli di lunghezza del perno di 5 mm (G4, G5, G6).	
	G5 (n = 10): ET + quarzo FP (5 mm) + CR, G6 (n = 10): ET + vetro FP (5 mm) + CR, G7 (n = 10): ET + CR (controllo), G1 (n = 15): ET + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con velocità della traversa di 2 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	Le fratture radicalari si sono verificate solo in G1 + G4. SOLA > SOLS > SOLA + SOLA > SOLT	FR simili sono stati riportati per premolari mascellari trattati endodonticamente con preparazioni MOD restaurate con resina diretta composito, con o senza perno in fibra e capping delle cuspidi.
	G2 (n = 15): ET + CR + cospellazione delle cuspidi. G3 (n = 15): ET + FP + CR.	Schemi di frattura: Fratture favorevoli (sopra CE); fratture sfavorevoli (sotto CE).	Nessuna differenza significativa in FR tra tutti i gruppi sperimentali. Nessuna delle fratture favorevoli era osservata in G2; mentre le fratture favorevoli più elevate sono state osservate in G5. In G3 favorevole e le modalità sfavorevoli erano approssimativamente uguali.	
Moosavi et al. 2017 [39]	G4 (n = 15): ET + FP + CR + cospellazione della cuspidi, G5 (n = 15): denti sani, G1 (n = 12): ET + FP + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con	G4 > G5 > G1 > G2 > G3	FR è stato aumentato ripristinando i denti trattati endodonticamente con perni in fibra cementati con cementi resinosi automordenzanti e ricostruzioni in composito.
	G2 (n = 12): ET + CR con composito fotopolimerizzabile. G3 (n = 12): ET + CR con composito autopolimerizzante.	una velocità della traversa di 1 mm/min parallela a fase lungo della radice.	Nessuna differenza tra G4 e G5	
	G4 (n = 12): ET + FP (cementato con cemento resina automordenzante) + CR.	Schemi di frattura: tipo 1 - cuspidi fratturate (restaurabile); e tipo 2 - dente fratturato (non ripristinabile).	Differenze significative tra i gruppi 4 e 5, rispetto ad altri gruppi sperimentali. No significativo tra G1, G2 e G3. In G2 e G4 fallimenti desiderabili superato di numero gli eventi indesiderabili.	

Tabella 3 (Continua)				
Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Nothdurft et al. 2008 [40]	G5 (n = 12): denti sani, G1 (n = 8): denti sani.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 10 mm/min. I provini sono stati posizionati a 45° rispetto all'asse longitudinale della radice.	G1 > G7 > G6 > G3 > G4 > G2 > G5	L'uso di perni intraradicolari può aumentare la FR di premolari trattati endodonticamente restaurati con ricostruzioni dirette in composito.
	G2 (n = 8): ET + CR.	Schemi di frattura: Fratture favorevoli (sopra CE); fratture sfavorevoli (sotto CE).	Le differenze tra i gruppi ripristinati con perni (G3, G4, G5, G6, G7) e G2 erano statisticamente significative. G7 non ha mostrato differenze significative con G1.	
	G3 (n = 8): ET + MP (titanio) + CR, G4 (n = 8): ET + MP (zirconio) + CR. G5 (n = 8): ET + MP (zirconio - cementato con cemento resina automordenzante) + CR, G6 (n = 8): ET + vetro FP (cementato con cemento resina automordenzante) + CR, G7 (n = 8): ET + quarzo FP (cementato con cemento resina automordenzante) + CR, G1 (n = 10): denti sani.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 0,5 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	G6 e G7 non hanno mostrato una modalità di frattura più favorevole rispetto agli altri gruppi. G1 > G6 > G7 > G8 > G3 > G4 > G5 > G2	
Oz et al. 2019 [41]	G2 (n = 10): preparazione ET + MODP (no CR), G3 (n = 10): ET + CR, G4 (n = 10): ET + CR (alla rifrussa A).	Schemi di frattura: riparabile; non riparabile.	Nessuna differenza tra G1 e G6, G7 e G8. Nessuna differenza tra G3, G4 e G5, tuttavia hanno mostrato differenze significative rispetto a G1. Tutti i gruppi differivano statisticamente con G2. L'inserimento del perno in fibra ha provocato fratture più sfavorevoli.	Il perno in fibra ha fornito un FR più elevato per i premolari trattati endodonticamente.
	G5 (n = 10): ET + CR (bulk B), G6 (n = 10): ET + FP + CR, G7 (n = 10): ET + FP + CR (bulk A).			
	G8 (n = 10): ET + FP + CR (bulk B), G1 (n = 10): denti sani.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	G1 > G2 > G3	I perni in fibra posizionati a una distanza di 1,5 mm dalla superficie occlusale hanno mostrato un FR migliore rispetto ai perni posizionati a 0,5 mm.

Tabella 3 (Continua)				
Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Saita et al. 2017 [43]	G2 (n = 10): ET + FP 1,5 mm alla superficie occlusale + CR. G3 (n = 10): ET + FP 0,5 mm alla superficie occlusale + CR. G1 (n = 15): ET + palo in carbonio + CR.	Schemi di frattura: Fratture favorevoli (sopra CE); fratture sfavorevoli (sotto CE). FR: carico su una macchina di prova universale a 130 in relazione al <i>asse lungo della radice.</i>	La differenza tra i gruppi non era significativa. Le fratture erano per lo più favorevoli, senza differenze tra i gruppi. G01 > G02 > G03	I pali in zirconia hanno fornito il FR più alto.
	G2 (n = 15): ET + vetro FP + CR. G3 (n = 15): ET + zirconia MP + CR. G1 (n = 32) parete palatale residua di 1,5 mm; A: ET + CR. B: ET + FP + CR. C: ET + CR + copertura della cuspidi. D: ET + FP + CR + copertura della cuspidi.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 2 mm/min. I provini sono stati posizionati a 30° rispetto all'asse longitudinale della radice.	G1 ha mostrato statisticamente significative differenze con G2 e G3. Spessore della parete residua, il tipo di restauro e l'inserimento del perno in fibra hanno influenzato significativamente la FR.	Con uno spessore della parete della cavità +2 mm, i restauri diretti intracuspideali in resina composita supportati da un perno in fibra hanno raggiunto una FR comparabile. In uno spessore della parete della cavità +2 mm, solo la copertura cuspidale con o senza perno in fibra ha fornito un FR soddisfacente.
Scotti et al. 2013 [44]	G2 (n = 32) parete palatale residua di 2 mm; A: ET + CR. B: ET + FP + CR. C: ET + CR + copertura della cuspidi. D: ET + FP + CR + copertura della cuspidi. G3 (n = 32) parete palatale residua di 2,5 mm; A: ET + CR. B: ET + FP + CR. C: ET + CR + copertura della cuspidi. D: ET + FP + CR + copertura della cuspidi. G4 (n = 8): denti sani. G1 (n = 10): denti sani.	Schemi di frattura: Frattura restaurabile/favorevole (sopra CE); frattura non ripristinabile/sfavorevole (sotto CE).	Indipendentemente dallo spessore della parete e dal posizionamento del perno, i denti con coperture delle cuspidi hanno mostrato il FR maggiore. Le fratture restaurabili più elevate si sono verificate nei sottogruppi che hanno ricevuto perni in fibra con restauro diretto, indipendentemente dallo spessore residuo della parete.	
Siso et al. 2007 [45]	G2 (n = 10): preparazione ET + MOOP (no CR).	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min. I provini sono stati posizionati a 150° rispetto all'asse longitudinale della radice e il carico è stato applicato alla fessura centrale della superficie occlusale in direzione della cuspidi buccale.	G1 > G8 > G7 > G6 > G5 > G3 > G4 > G2 I gruppi 5-8 avevano un FR significativamente maggiore rispetto ai gruppi 3 e 4. Non sono state riscontrate differenze significative tra i gruppi 3 e 4 e tra i gruppi 5 e 8.	FR è stato aumentato da restauri in resina composita adesiva con perni. Quando un total-etch in due fasi è stato utilizzato l'adesivo, l'aumento è stato significativamente maggiore rispetto a un adesivo in un unico passaggio.

Tabella 3 (Continua)

Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Sorrentino et al. 2007 [46]	G3 (n = 10): ET + CR (adesivo monostadio), G4 (n = 10): ET + CR (adesivo monofase + composto fluido in resina) G5 (n = 10): ET + CR (adesivo total-etch a due fasi). G6 (n = 10): ET + CR (adesivo total-etch a due fasi). G7 (n = 10): ET + PP + CR. G8 (n = 10): ET + Zirconia MP + CR. G1 (n = 10): ET + flusso tipo A + CR tipo A.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	G1 > G7 > G8 > G6 > G5 > G4 > G2 > G3	La FR dei premolari trattati endodonticamente è stata migliorata dall'uso combinato di compositi in resina fluida e microibrida (tecnica a sandwich) e dalla presenza di perni in fibra.
	G2 (n = 10): ET + flusso tipo B. G3 (n = 10): ET + flusso tipo C.	Modello di fallimento:	Sono state riscontrate differenze statisticamente significative tra G1 vs G2, G1 contro G3 e G3 contro G7. Denti restaurati con perni in fibra in G8 ha mostrato principalmente fratture parziali della corona ripristinabili. Fratture catastrofiche si sono verificate più frequentemente in G3. In G7, lo stesso numero di esemplari esposti restaurabile e fratture irreparabili	Inoltre, i perni in fibra hanno promosso fratture restaurabili.
	G4 (n = 10): ET + CR tipo B.	• Frattura adesiva		
	G5 (n = 10): ET + CR tipo C. G6 (n = 10): ET + flusso tipo C + CR tipo C. G7 (n = 10): ET + PP + flusso tipo B + tipo CR. G8 (n = 10): ET + PP + flusso tipo C + CR tipo C. G1 (n = 10): 4 pareti residue - controllo: ET + CR.	• Frattura coesiva • Frattura ripristinabile • Frattura irreparabile		
Sorrentino et al. 2007 [47]	G2 (n = 20) 3 pareti residue: a: ET + CR. b: ET + PP + CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 1 mm/min parallela all'asse lungo della radice.	G5a > G5b > G4b > G3b > G1 > G4a > G2b > G3a > G2a	La FR dei denti trattati endodonticamente è stata migliorata dall'uso di un restauro con moncone post-composito in fibra legata.
	G3 (n = 20) 2 pareti residue: a: ET + CR.	Modello di fallimento: • Frattura adesiva • Frattura coesiva	la presenza o l'assenza del posto non era un fattore significativo per FR; al contrario, il numero di pareti residue ha influenzato significativamente FR. Solo i denti senza pareti residue restaurati senza perno hanno ottenuto risultati significativamente migliori di G1, mentre per tutti gli altri la forza dei gruppi sperimentali era paragonabile a G1. L'inserimento del perno riduce la frequenza delle fratture irreparabili a livelli inferiori al controllo.	Confrontando denti con lo stesso numero di pareti della cavità, sono stati osservati carichi di frattura più elevati nei denti restaurati con perni in fibra. Inoltre, le fratture che si verificano nei denti restaurati con perni in fibra erano riparabili.

Tabella 3 (Continua)

Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
Tangsrirongkui et al. 2020 [48]	b: ET + PP + CR. G4 (n = 20) 1 parete residua: a: ET + CR.	• Frattura ripristinabile		
	b: ET + PP + CR. G5 (n = 20) 0 parete residua: a: ET + CR. b: ET + PP + CR. G1 (n = 15): denti sani.	• Frattura irreparabile	La maggior parte delle fratture irreparabili era evidente nei denti restaurati senza perno in fibra.	
	G2 (n = 15): ET + nessun CR.	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 0,5 mm/min. I provini sono stati posizionati a 45° rispetto all'asse longitudinale della radice.	G1 > G4 > G3 > G2	FR con un'anima in resina composita potenziata FR of premolari trattati endodonticamente in modo simile a quello dei denti intatti.
	G3 (n = 15): ET + CR. G4 (n = 15): ET + PP + CR.	Schemi di frattura: Frattura restaurabile (sopra CE); frattura non ripristinabile (sotto CE).	G2 ha mostrato FR significativamente inferiore e rispetto agli altri gruppi. È stata segnalata una differenza significativa tra G3 e G1 ma non tra G4 e G1.	
Zicari et al. 2012 [49]	G1 (n = 10): ET + PP cementato con cemento A + CR (montante/cavo 2/1).	FR: carico su una macchina di prova universale con una velocità della traversa di 0,5 mm/min. I provini sono stati posizionati a 45° rispetto all'asse longitudinale della radice.	G8 > G4 > G7 > G6 > G3 > G2 > G1 > G5	La lunghezza del perno ha significativamente influenzato la FR dei premolari mandibolari trattati endodonticamente. La lunghezza del perno corto e la conservazione di una maggiore struttura del dente offrono il potenziale per la riparabilità e possono ridurre l'insorgenza di fallimenti catastrofici.
	G2 (n = 10): ET + PP cementato con cemento A + CR (montante/cavo 3/2).	Schemi di frattura: Frattura restaurabile (sopra CE); frattura non ripristinabile (sotto CE).	La lunghezza del post ha significativamente influenzato FR. Il gruppo di controllo (post/cono 2/1) ha sempre avuto il FR più basso.	

Tabella 3 (Continua)

Anno degli autori	Gruppi di studio	Risultati valutati	Risultati	Conclusioni
	G3 (n = 10): ET + FP (diametro piccolo) cementato con cemento A + CR (montante/anima 1/1).		Il tipo di cemento adesivo non ha influenzato la FR.	
	G4 (n = 10): ET + FP (diametro grande) cementato con cemento A + CR (perno/caro 1/1).		La prevalenza di cedimenti non riparabili è stata registrata nel gruppo di controllo (G1 + G4), mentre i denti restaurati con perni corti hanno ceduto in modo riparabile.	
	G5 (n = 10): ET + FP cementato con cemento B + CR (montante/cavo 2/1).			
	G6 (n = 10): ET + FP cementato con cemento B + CR (montante/caro 3/2).			
	G7 (n = 10): ET + FP (diametro piccolo) cementato con cemento B + CR (montante/anima 1/1).			
	G8 (n = 10): ET + FP (diametro grande) cementato con cemento B + CR (perno/caro 1/1).			

CEJ: Giunzione cemento-smalto.
 CR: Ricostruzione in composito, ET: trattamento endodontico, FP: Perno in fibra.
 FR: resistenza alla frattura, MOD: mesio-occlusale-distale.
 MODP: mesio-occlusale-distale che si estende alla cuspidale palatale, MP: Palo di metallo.
 SFR: composito rinforzato con fibra di vetro corta, TP: perno in titanio.



Fig. 1. Diagramma di Ricerca PRISMA.

Tabella 4 – Ripieggio GRADE dei risultati per le meta-analisi sulla resistenza alle fratture e sull'uso del perno in fibra.

Valutazione della qualità, risultato: resistenza alla frattura
 Domanda: L'uso di un perno in fibra fornisce una maggiore resistenza alle fratture? Numero di studi in base al disegno dello studio Rischio di bias

Meta-analisi	Incoerenza	Obliquità	Imprecisione	Imprecisione	Imprecisione	Imprecisione
High quality	Studi comparativi	Gravissimo	Non serio	Non serio	Non serio	Non rilevato
High quality	Studi comparativi	Non serio	Non serio	Non serio	Gravissimo	Non rilevato

a. A causa della presenza di uno studio ad alto rischio di bias.
 b. A causa di ampi intervalli di confidenza.

in quasi tutti gli studi, e il dominio numero 8, che non è stato soddisfatto in tutti gli studi. Non è stato rilevato alcun bias di pubblicazione significativo, come riportato nei grafici a imbuto (Fig. 4 e 5). Il sistema GRADE ha fornito informazioni sulla certezza delle conclusioni e sulla

forza delle prove (Tabella 4). Anche se la meta-analisi ha tratto conclusioni da RCT, comunemente considerata la migliore evidenza disponibile, i dati relativi alla resistenza alla frattura dei premolari mascellari trattati endodonticamente restaurati con perno in fibra rispetto ai denti sani o con premolari mascellari trattati endodonticamente restaurati senza perno in fibra sono stati considerati avere una forza di evidenza solo moderata a causa della presenza di uno studio con un alto rischio di bias e rispettivamente di ampi intervalli di confidenza.

3.3. Risultati delle meta-analisi e del processo sequenziale analisi L'analisi quantitativa è stata condotta su 8 studi che confrontavano la resistenza alla frattura di denti sani e denti restaurati endodonticamente con perni in fibra e su 9 studi che confrontavano lo stesso risultato in denti trattati endodonticamente con o senza restauro con perni in fibra. La meta-analisi per il primo confronto ha analizzato i dati di 206 pazienti e ha trovato prove per determinare che la resistenza alla frattura dei premolari mascellari trattati endodonticamente restaurati con perni in fibra è inferiore a quella dei denti sani (differenza media: 180,05 N; 95% CI: 124,41–235,69 (P valore: < 0,00001), eterogeneità: $I^2 = 7,63$, $df = 7$ (P valore: 0,37); Io^2 : 8%) (Figura 6). La seconda metaanalisi ha riunito i dati di 302 pazienti e ha trovato prove per determinare che il ripristino di un premolare mascellare trattato endodonticamente con un perno in fibra produce un aumento della sua resistenza alla frattura rispetto a un dente equivalente restaurato senza perno in fibra (differenza media: -48,98 N; 95% CI: da -81,43 a -16,54 (P valore: 0,003), eterogeneità: $I^2 = 9,31$, $df = 8$ (P valore: 0,32); Io^2 : 14%) (Figura 7). L'evidenza recuperata dalla prima meta-analisi è stata considerata avere un'elevata potenza poiché l'analisi TSA ha mostrato che la curva z attraversa sia la funzione α spending che il confine convenzionale e raggiunge anche la soglia RIS (Fig. 8). Stesse considerazioni possono essere fatte per la seconda meta-analisi anche se va segnalato che la soglia RIS non è raggiunta (468 pazienti) (Fig. 9).

	Randomization of teeth	Presence of control group	Standardization of teeth dimensions	Reporting of participants' age	Description of sample size calculation	Use of materials according to manufacturers' instructions	Samples prepared by a single operator	Blinding of the observer during the fracture test
Ananviyaporn 2012	+	+	+	+	+	+	+	
Basaran 2019	+	+	+	+	+	+	+	
Braga 2015	+	+	+	+	+	+	+	
Costa 2014	+	+	+	+	+	+	+	
Fei 2018	+	+	+	+	+	+	+	
Frater 2017	+	+	+	+	+	+	+	
Frater 2020	+	+	+	+	+	+	+	
Gaintantopoulos 2018	+	+	+	+	+	+	+	
Hajizadeh 2009	+	+	+	+	+	+	+	
Kivanc 2010	+	+	+	+	+	+	+	
Mayya 2020	+	+	+	+	+	+	+	
McLaren 2008	+	+	+	+	+	+	+	
Mokammadi 2009	+	+	+	+	+	+	+	
Moonavi 2017	+	+	+	+	+	+	+	
Nothdurft 2008	+	+	+	+	+	+	+	
Or 2019	+	+	+	+	+	+	+	
Rahimpour 2020	+	+	+	+	+	+	+	
Saritha 2017	+	+	+	+	+	+	+	
Scotti 2010	+	+	+	+	+	+	+	
Siso 2007	+	+	+	+	+	+	+	
Sorrentino 2007a	+	+	+	+	+	+	+	
Sorrentino 2007b	+	+	+	+	+	+	+	
Tangtipongkul 2020	+	+	+	+	+	+	+	
Zicari 2012	+	+	+	+	+	+	+	

Fig. 2 - Riepilogo rischio di bias.

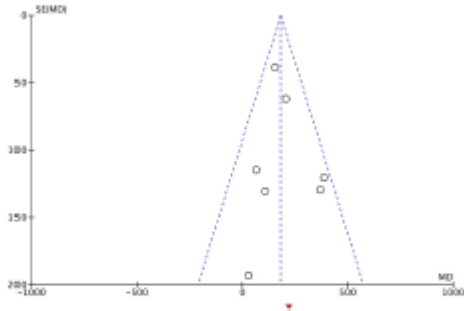
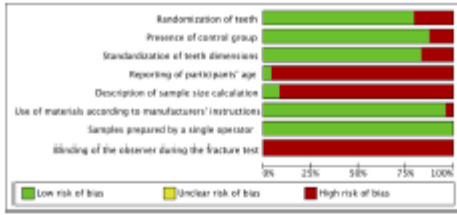


Fig. 4 - Funnel plot che riporta l'assenza di bias di pubblicazione negli studi di mezzollari trattati endodonticamente p

d denti e

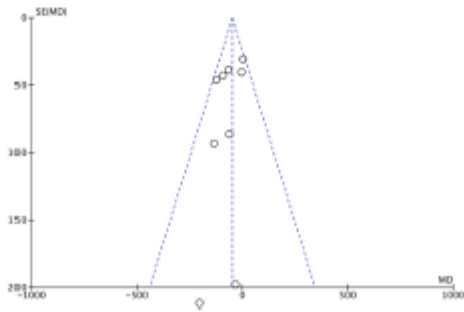


Fig. 5 - Funnel plot che riporta l'assenza di bias di pubblicazione negli studi che hanno confrontato la resistenza alle fratture di premolari mezzollari trattati endodonticamente restaurati con e senza perni in fibra.



Fig. 6 - Apprezzamento forestante del co premolari restaurati con fib

51

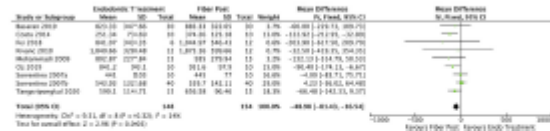


Fig. 7 - Apprezzamento forestante del co con cenza pelli in fibra.

52

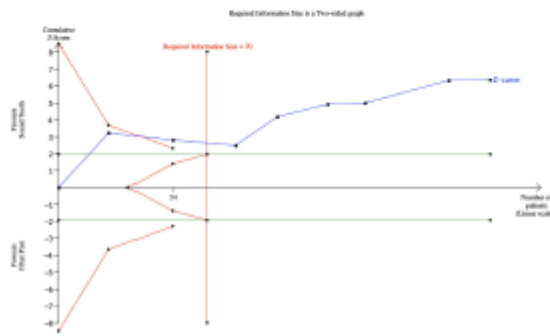


Fig. 8 - Analisi sequenziale di prove (TSA) del confronto della resistenza alla frattura tra denti sani e premolari massellari trattati endodonticamente restaurati con perni in fibra.

Discussione

I perni in fibra sono stati ampiamente utilizzati per fornire ritenzione ai restauri di denti trattati endodonticamente con mancanza di una quantità significativa di struttura dentale [50,51]. Se la ritenzione intraradicolare dei perni in fibra dipende da diversi fattori, come il trattamento endodontico, il tipo di adesione, il tipo di cementazione e il pretrattamento post [52], il loro ruolo nel miglioramento della resistenza alla frattura è attualmente in discussione. I denti non vitali presentavano valori di rigidità inferiori [9] e, nella maggior parte dei casi, perdita di un'ampia quantità di tessuto dentale. Pertanto, all' aumentare della resistenza al carico masticatorio, il posizionamento del perno migliorerebbe la ritenzione della ricostruzione del moncone e il numero di cicli di masticazione necessari per fratturare la struttura dentale

rimanente [51]. Queste considerazioni sono per lo più vere nei premolari mascellari, che sono più soggetti a fratture della cuspidale sotto carico occlusale, poiché sono soggetti a una combinazione di forze di compressione (occlusale) e di taglio (laterale), in presenza di una minore quantità di struttura dentale rispetto ai molari [20,53]. La presente revisione sistematica e la meta-analisi hanno mostrato in modo significativo che il ripristino dei premolari mascellari trattati endodonticamente con un perno in fibra ha fornito un aumento della loro resistenza alla frattura rispetto ai denti equivalenti restaurati senza perno. Inoltre, la presenza di perno intraradicolare aumenterebbe l'insorgenza di schemi di frattura favorevoli/ripristinabili [29,34,38,46,47], migliorando la sopravvivenza degli elementi dentali trattati endodonticamente. I denti sani, invece, hanno riportato la migliore resistenza alla frattura rispetto agli altri gruppi, confermando la limitata resistenza alla frattura di un dente non vitale dopo trattamento endodontico, indipendentemente dal tipo di restauro. La mancanza di struttura dentale residua localizzata principalmente a livello cervicale, ovvero l'assenza di effetto Ferula, induce fallimenti [54] a causa dello squilibrio tra il tessuto dentale residuo e le sollecitazioni flettenti associate alle forze eccentriche. Al contrario, la presenza di perni intracanalari aumenterebbe la forza di adesione nell'area della sezione trasversale del perno che si trova a livello del margine della ferula e, a sua volta, aumenterebbe la forza di adesione all'interfaccia della struttura dente/core [51]. Recenti studi hanno riscontrato tassi di sopravvivenza simili dei perni in fibra rispetto a quelli in metallo, riportando la stessa efficacia [10,55,56]. Tuttavia, altri studi hanno mostrato che i perni in fibra fornivano una migliore distribuzione dei carichi principalmente alle interfacce [12,51,57]. Il fallimento dei perni dentali si verifica ogni volta che i perni sono stati attivati (stressati) [58,59]; tuttavia, le modalità di guasto possono essere diverse a seconda delle caratteristiche dei materiali applicati. Il perno metallico, presentando una struttura isotropa e privo di caratteristica di flessione, trasferisce direttamente le sollecitazioni alla profondità radicolare determinando una probabile frattura radicolare. I perni

in fibra presentano una struttura anisotropa che consente microflessioni, che possono provocare il distacco del perno [50]. Sebbene la presente revisione non sia riuscita a dimostrare in modo significativo una migliore resistenza alla frattura dei perni in fibra rispetto a quelli in metallo, il restauro con perni in fibra ha fornito un aumento statisticamente significativo delle fratture ripristinabili [34] e assenza di fratture radicolari [37]. Da notare che nessuno dei perni metallici analizzati negli studi inclusi è stato avvitato, ma cementato con le stesse modalità dei perni in fibra rispettivamente confrontati. Tuttavia, gli studi inclusi hanno valutato perni metallici realizzati con materiali diversi [34,35,37,40, 42,45] probabilmente contribuendo all'eterogeneità degli esiti, pertanto, non è stato possibile trarre conclusioni univoche, aspetto che andrebbe approfondito in ulteriori ricerche. Per quanto riguarda la ricostruzione della corona, la presente revisione sistematica ha incluso campioni che presentavano cavità MOD restaurate solo con compositi diretti (sia con tecnica di stratificazione che con resine composite fluide). Sembrerebbe che il tipo di restauro diretto della corona non abbia interferito con la resistenza alla frattura dei denti trattati endodonticamente, con o senza perno intraradicolare, come riportato clinicamente [60]. Tuttavia, gli studi inclusi hanno confrontato principalmente lo stesso tipo di ricostruzioni dirette in ciascun gruppo valutato e non sono riusciti a dimostrare la correlazione tra la frattura del dente e i tipi di restauro delle cavità MOD. Inoltre, i restauri diretti realizzati con materiali compositi di ultima generazione hanno fornito buone prestazioni in termini di ridotta contrazione e aumento della resistenza delle ricostruzioni [61–64]. Tuttavia Scotti et al. [44] e Basaran et al. [27] hanno riportato che la resistenza alla frattura dei premolari superiori trattati endodonticamente era significativamente influenzata dallo spessore residuo della parete, suggerendo la copertura cuspidale come uno strumento promettente per rafforzare gli elementi dentali, indipendentemente dalla presenza di perni in fibra [65,66]. Di conseguenza, Mohammadi et al. [38] in vitro hanno riportato risultati comparabili tra denti trattati endodonticamente restaurati con perni e denti restaurati senza perni ma che presentano la

copertura delle cuspidi. L'efficacia della copertura delle cuspidi invece del posizionamento dei perni dovrebbe essere ulteriormente studiata per dimostrare il potenziale della copertura delle cuspidi nelle forze oclusali contrastanti e aumentare la sopravvivenza dell'elemento dentale. Inoltre, dovrebbe essere preso in considerazione il ruolo svolto dai diversi design della cavità e dai diversi tipi di materiali, poiché potrebbe interagire in modo diverso con la restante struttura del dente, aumentare o meno la resistenza alla frattura e interferire con i modelli di frattura. Infine, sono state recentemente introdotte alternative ai perni in fibra come compositi rinforzati con fibre corte (SFRC) posizionati all'interno dei canali radicolari [32,53]. Tuttavia, i risultati preliminari sulle procedure di restauro post-core rinforzate con fibre dovrebbero essere studiati in modo approfondito per dimostrare chiaramente l'aumento della resistenza alla frattura degli elementi dentali trattati endodonticamente. Clinicamente, l'uso di un perno non ha modificato la sopravvivenza dei denti trattati endodonticamente nel tempo [67], principalmente in denti che non mostravano pareti coronali [68]. Il principale limite di questa revisione sistematica è stato rappresentato dall'inclusione di studi in vitro che presentavano eterogeneità nella dimensione del campione, nei materiali applicati, nelle procedure tecniche e nella direzione dell'applicazione del carico. In particolare, quest'ultimo è stato corretto per consentire il confronto dei valori per l'analisi quantitativa. Infatti, quando la forza applicata sul dente non era parallela al suo asse longitudinale, veniva applicata una correzione trigonometrica per evitare l'eterogeneità tra i valori. Inoltre, un test di frattura statica non simula la condizione biomeccanica clinica cui sono sottoposti i denti non vitali. È chiaramente evidente che il potere predittivo dei test statici è stato messo in discussione poiché la maggior parte dei restauri dentali fallisce sotto carichi oclusali ciclici subcritici per un lungo periodo di tempo, durante il quale il legame interfacciale si degrada progressivamente. Perciò, Inoltre, la maggior parte degli studi inclusi ha dimostrato un alto rischio di bias per quanto riguarda la fascia di età dei partecipanti, il calcolo della dimensione del campione e l'osservazione cieca dei risultati. In particolare,

un'analisi preliminare della potenza e un calcolo della dimensione del campione adeguato potrebbero aumentare le prove dello studio e consentire risultati più prevedibili e clinicamente significativi. Inoltre, sebbene l'inclusione di studi in vitro standardizzino meglio la preparazione e la valutazione dei campioni, sono necessari studi RCT per superare le discrepanze tra in vitro impostazioni e in vivo ambiente clinico orale che potrebbe influenzare i risultati. Un altro importante limite da segnalare è il mancato raggiungimento della soglia RIS per la meta-analisi che confronta la resistenza alla frattura di denti trattati endodonticamente restaurati o meno con perni in fibra. In questo caso, infatti, sebbene la meta-analisi abbia fornito un risultato che favorisce il restauro del perno in fibra, il TSA ha mostrato che l'evidenza cumulativa degli studi (curva z) dimostra solo una tendenza a favore del restauro del perno in fibra, non potendo garantire la significatività statistica a causa della mancanza di una dimensione del campione sufficiente. Per questi motivi è auspicabile progettare nuovi studi su questo argomento che aumentino la dimensione del campione e aiutino a trarre evidenze cumulative statisticamente significative.

Conclusioni

Entro i limiti della presente revisione sistematica e meta-analisi, si può concludere che endodonticamente i premolari mascellari trattati restaurati con un perno in fibra e un restauro diretto in composito hanno dimostrato una maggiore resistenza alla frattura, con una tendenza vicina alla significatività statistica, rispetto ai denti equivalenti trattati endodonticamente restaurati senza perno

Bibliografia

- [1] Mangani F, Marini S, Barabanti N, Preti A, Cerutti A. The success of indirect restorations in posterior teeth: a systematic review of the literature. *Minerva Stomatol* 2015;64:231–40.
- [2] Soares CJ, Valdivia AD, da Silva GR, Santana FR, Menezes Mde S. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J* 2012;23:135–740.
- [3] Fontana PE, Bohrer TC, Wandscher VF, Valandro LF, Limberger IF, Kaizer OB. Effect of ferrule thickness on fracture resistance of teeth restored with a glass fiber post or cast post. *Oper Dent* 2019;44:E299–308.
- [4] Thakur A, Ramarao S. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated premolar teeth reinforced with different prefabricated and custom-made fiber reinforced post system with two different post lengths: an in vitro study. *J Conserv Dent* 2019;22:376–80.
- [5] Silva AA, Belladonna FG, Rover G, Lopes RT, Moreira E JL, De-Deus G, et al. Does ultraconservative access affect the efficacy of root canal treatment and the fracture resistance of two-rooted maxillary premolars? *Int Endod J* 2020;53:265–75.
- [6] Silva EJNL, Rover G, Belladonna FG, De-Deus G, da Silveira Teixeira C, da Silva Fidalgo TK. Impact of contracted endodontic cavities on fracture resistance of endodontically treated teeth: a systematic review of in vitro studies. *Clin Oral Investig* 2018;22:109–18.
- [7] Soares Paulo Vinicius, Santos-Filho Paulo Cesar Freitas, Martins Luis Roberto Marcondes, Soares Carlos Jose. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *Prosthet Dent* 2008;99:30–7.
- [8] Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedullà E, Bedini R, et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with different access cavity designs. *J Endod* 2017;43:995–1000.

- [9] Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989;15:512–6.
- [10] Sarkis-Onofre R, Amaral Pinheiro H, Poletto-Neto V, Bergoli CD, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *J Dent* 2020;96:103334.
- [11] Haralur SB, Al Ahmari MA, AlQarni SA, Althobati MK. The effect of intraradicular multiple Fiber and cast posts on the fracture resistance of endodontically treated teeth with wide root canals. *Biomed Res Int* 2018;2018:1671498.
- [12] Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K. Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and me-ta-analysis. *Quintessence Int* 2019;50:8–20.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.06.007>
 DENTAL-3804; No. of Pages 30 ARTICLE IN PRESS dental mat e r i a l s x x x (2 0 2 1)
 xxx.e1–xxx.e30 xxx.e29
- [13] Godas AGL, Suzuki TYU, Oliveira-Reis B, Briso ALF, Assunção WG, Dos Santos PH. Effect of glass fi-ber post customization on the mechanical properties of resin cement and underlying dentin. *Gen Dent* 2020;68:72–7.
- [14] Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod* 2015;41:309–16.
- [15] Atlas A, Grandini S, Martignoni M. Evidence-based treatment planning for the restoration of endodontically treated single teeth: importance of coronal seal, post vs no post, and indirect vs direct restoration. *Quintessence Int* 2019;50:772–81.
- [16] Al-Nuaimi N, Ciapryna S, Chia M, Patel S, Mannocci F. A prospective study on the effect of coronal tooth structure loss on the 4-year clinical survival of root canal retreated

teeth and retrospective validation of the Dental Practicality Index. *Int Endod J* 2020;53:10409.

[17] Xie KX, Wang XY, Gao XJ, Yuan CY, Li JX, Chu CH. Fracture resistance of root filled premolar teeth restored with direct composite resin with or without cusp coverage. *Int Endod J* 2012;45:524–9.

[18] Dalpino PH, Francischone CE, Ishikiriama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent* 2002;15:389–94.

[19] Serin Kalay T, Yildirim T, Ulker M. Effects of different cusp coverage restorations on the fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *J Prosthet Dent* 2016;116:404–10.

[20] Abe Y, Nogami K, Mizumachi W, Tsuka H, Hiasa K. Occlusal-supporting ability of individual maxillary and mandibular teeth. *J Oral Rehabil* 2012;39:923–30.

[21] Scotti N, Forniglia A, Michelotto Tempesta R, Comba A, Saratti MC, Pasqualini D, et al. Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. *J Dent* 2017;57:e2.

[22] Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *J Clin Epidemiol* 2009;62:1006–12.

[23] The Nordic Cochrane Centre, The Cochrane Collaboration. Review Manager (RevMan) v. 5.2. Copenhagen, Denmark: The Nordic Cochrane Centre, The Cochrane Collaboration; 2013.

[24] Higgins JPT, Thompson SG, Deeks JJ, Altman DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. *BMJ* 2003;327:557–60.

[25] Uzunoglu-Özyürek E, Küçükaya Eren S, Karahan S. Effect of root canal sealers on the fracture resistance of endodontically treated teeth: a systematic review of in vitro studies. *Clin Oral Investig* 2018;22:2475–85.

- [26] Ananviriyaporn S, Jitarmat P, Chairat S, Ranchan A. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced composite posts and composite core with varying remaining coronal tooth structure. *J Med Assoc Thai* 2012;95:S115–9.
- [27] Basaran ET, Gokce Y. Evaluation of the influence of various restoration techniques on fracture resistance of endodontically treated teeth with different cavity wall thicknesses. *Niger J Clin Pract* 2019;22:328–34.
- [28] Braga MR, Messias DC, Macedo LM, Silva-Sousa YC, Gabriel AE. Rehabilitation of weakened premolars with a new polyfiber post and adhesive materials. *Indian J Dent Res* 2015;26:400–5.
- [29] Costa S, Silva-Sousa Y, Curylofo F, Steier L, Sousa-Neto M, Souza-Gabriel A. Fracture resistance of mechanically compromised premolars restored with polyethylene fiber and adhesive materials. *Int J Adhes Adhes* 2014;50:211–5.
- [30] Fei X, Wang Z, Zhong W, Li Y, Miao Y, Zhang L, et al. Fracture resistance and stress distribution of repairing endodontically treated maxillary first premolars with severe non-carious cervical lesions. *Dent Mater J* 2018;37:789–97.
- [31] Fráter M, Forster A, Jantykik Á, Braunitzer G, Nagy K, Grandini S. In vitro fracture resistance of premolar teeth restored with fibre-reinforced composite posts using a single or a multi-post technique. *Aust Endod J* 2017;43:16–22.
- [32] Fráter M, Lassila L, Braunitzer G, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture resistance and marginal gap formation of post-core restorations: influence of different fiber-reinforced composites. *Clin Oral Investig* 2020;24:265–76.
- [33] Gaintantzopoulou MD, Farmakis ET, Eliades GC. Effect of load cycling on the fracture strength/mode of teeth restored with FRC posts or a FRC liner and a resin composite. *Biomed Res Int* 2018;2018:9054301.

- [34] Hajizadeh H, Namazikhah MS, Moghaddas MJ, Ghavamnasiri M, Majidinia S. Effect of posts on the fracture resistance of load-cycled endodontically-treated premolars restored with direct composite resin. *J Contemp Dent Pract* 2009;10:10–7.
- [35] Kivanc ,BH, Alac am T, Görgül G. Fracture resistance of premolars with one remaining cavity wall restored using different techniques. *Dent Mater J* 2010;29:262–7.
- [36] Mayya A, Naik R, Mayya SS, Paul MP. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars with a longer single post and shorter double posts of different sizes: an in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent* 2020;10:183–4.
- [37] McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin-Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2009;101:174–82.
- [38] Mohammadi N, Kahnamoii MA, Yeganeh PK, Navimipour EJ. Effect of fiber post and cusp coverage on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars directly restored with composite resin. *J Endod* 2009;35: 1428–32.
- [39] Moosavi H, Afshari S, Manari F. Fracture resistance of endodontically treated teeth with different direct corono-radicular restoration methods. *J Clin Exp Dent* 2017;9:e454–9.
- [40] Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. The fracture behavior of premolar teeth with class II cavities restored by both direct composite restorations and endodontic post systems. *J Dent* 2008;36:444–9.
- [41] Oz FD, Attar N, Sungur DD. The influence of restorative material and glass fiber posts on fracture strength of endodontically treated premolars after extensive structure loss. *Niger J Clin Pract* 2019;22:782–9.
- [42] Rahimipour K, Panahandeh N, Sheikh-Al-Eslamian SM, Mousavi R, Torabzadeh H. Effect of composite thickness over the fiber post on fracture resistance of endodontically

treated teeth. *G Ital Endod* 2020;34:75–81.

[43] Saritha MK, Paul U, Keswani K, Jhamb A, Mhatre SH, Sahoo PK. Comparative evaluation of fracture resistance of different post systems. *J Int Soc Prev Community Dent* 2017;7:356–9.

[44] Scotti N, Rota R, Scansetti M, Paolino DS, Chiandussi G, Pasqualini D, et al. Influence of adhesive techniques on fracture resistance of endodontically treated premolars with various residual wall thicknesses. *J Prosthet Dent* 2013;110:376–82.

[45] Siso SH, Hürmüzlü F, Turgut M, Altundas ar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. *Int Endod J* 2007;40:161–8.

[46] Sorrentino R, Salameh Z, Zarone F, Tay FR, Ferrari M. Effect of post-retained composite restoration of MOD preparations <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.06.007>

DENTAL-3804; No. of Pages 30 ARTICLE IN PRESS xxx.e30 dental materials xxx (2021) xxx.e1–xxx.e30 on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Adhes Dent* 2007;9:49–56.

[47] Sorrentino R, Monticelli F, Goracci C, Zarone F, Tay FR, García-Godoy F, et al. Effect of post-retained composite restorations and amount of coronal residual structure on the fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Am J Dent* 2007;20:269–74.

[48] Tangsripongkul P, Jearanaiphaisarn T. Resin composite core and fiber post improved the fracture parameters of endodontically treated maxillary premolars with wedge-shaped cervical lesions. *J Endod* 2020.S0099-2399,30507-0.

[49] Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent* 2012;40:312–21.

- [50] Sorrentino R, Di Mauro MI, Ferrari M, Leone R, Zarone F. Complications of endodontically treated teeth restored with fiber posts and single crowns or fixed dental prostheses-a systematic review. *Clin Oral Invest* 2016;20:1449–57.
- [51] Mamoun J. Post and core build-ups in crown and bridge abutments: bio-mechanical advantages and disadvantages. *J Adv Prosthodont* 2017;9:232–7.
- [52] Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res* 2015;29. S1806-83242015000100401.
- [53] Fráter M, Sáros T, Jókai B, Braunitzer G, Säilynoja E, VallittuPK, et al. Fatigue behavior of endodontically treated premolars restored with different fiber-reinforced designs. *Dent Mater* 2021;37:391–402.
- [54] Freeman MA, Nicholls JJ, Kydd WL, Harrington GW. Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. *J Endod* 1998;24:26–32.
- [55] Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod* 2015;41:309–16.
- [56] Sarkis-Onofre R, Jacinto RC, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. Glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent* 2014;42:582–7.
- [57] Madfa AA, Al-Hamzi MA, Al-Sanabani FA, Al-Qudaimi NH, Yue XG. 3D FEA of cemented glass fiber and cast posts with various dental cements in a maxillary central incisor. *Springerplus* 2015;13(4):598.

- [58] Samran A, Veeraganta SK, Kern MI. Influence of post material on the fracture resistance of endodontically treated teeth: a laboratory study. *Quintessence Int* 2020;51:108–15.
- [59] Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod* 2010;36:1439–49.
- [60] Göktürk H, Karaarslan ES, Tekin E, Hologlu B, Sarıkaya I. The effect of the different restorations on fracture resistance of root-filled premolars. *BMC Oral Health* 2018;29(18):196.
- [61] Rengo C, Spagnuolo G, Ametrano G, Goracci C, Nappo A, Rengo S, et al. Marginal leakage of bulk fill composites in Class II restorations: a microCT and digital microscope analysis. *Int J Adhes Adhes* 2015;60:123–9.
- [62] de Kuijper M, Gresnigt M, van den Houten M, Haumahu D, Schepke U, Cune MS. Fracture strength of various types of large direct composite and indirect glass ceramic restorations. *Oper Dent* 2019;44:433–42.
- [63] Azeem RA, Sureshbabu NM. Clinical performance of direct versmatic review. *J Conserv Dent* 2018;21:2–9.
- [64] Fedorowicz Z, Carter B, de Souza RF, Chaves CA, Nasser M, Sequeira-Byron P. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2012;(5):CD009109. Update in: *Cochrane Database Syst Rev* 2015;(9):CD009109.
- [65] Scotti N, Scansetti M, Rota R, Pera F, Pasqualini D, Berutti E. The effect of the post length and cusp coverage on the cycling and static load of endodontically treated maxillary premolars. *Clin Oral Invest* 2011;15:923–9.
- [66] ElAyouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J* 2011;44:543–9.
- [67] Pontoriero IDK, Grandini S, Spagnuolo G, Discepoli N, Benedicenti S, Maccagnola V, et al. Clinical outcomes of endodontic treatments and restorations with and without posts up to 18 years. *J Clin Med* 2021;10:908.

[68] Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, et al. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. *J Endod* 2009;35:1477–82.

Ringraziamenti

Ringrazio il gruppo di ricerca con cui ho condiviso questi 3 anni e grazie ai quali è stato possibile ottenere questi risultati: il prof Sandro Rengo, il prof Roberto De Santis, il prof Gianrico Spagnuolo, la prof.ssa Flavia Iaculli e il dott Vito Gallicchio.