



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE  
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

---

Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria

*Presidente: Prof. Angelo Putignano*

**ANALISI COMPARATIVA DI DIVERSE TECNICHE DI  
CEMENTAZIONE DI PERNI IN FIBRA: VALUTAZIONE CON  
MICROTOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA**

Relatore: **Chiar.mo**

**Prof. Angelo Putignano**

Candidato:

**Anna Agostinelli**

Correlatore: **Chiar.ma**

**Prof. ssa Giovanna Orsini**

**Dott. Vincenzo Tosco**

*Anno Accademico 2021-2022*

# INDICE

1. INTRODUZIONE	Pag. 1
2. L'ALTERAZIONE DELLA BIOMECCANICA DEI DENTI TRATTATI ENDODONTICAMENTE	Pag. 3
2.1. Anatomia dei primi e secondi molari mandibolari.	Pag. 3
2.2. Composizione e biomeccanica della dentina	Pag. 5
2.3. Fattori non-iatrogeni	Pag. 11
2.3.1 Il ruolo delle metalloproteinasi della matrice	Pag. 11
2.3.2 Le conseguenze dell'invecchiamento del tessuto dentale	Pag. 12
2.4. Fattori iatrogeni	Pag. 14
2.4.1 Alterazioni micro e nano-strutturali della dentina post trattamento endodontico	Pag. 14
2.4.2 Effetti della strumentazione canalare sulla performance meccanica	Pag. 15
2.4.3 L'effetto degli irriganti intracanalari sulle proprietà biomeccaniche della dentina	Pag. 17
2.4.4 La riduzione della propriocezione	Pag. 19
3. I RESTAURI POST-ENDODONTICI CON PERNI IN FIBRA DI VETRO	Pag. 20
3.1. Cenni storici e proprietà dei materiali	Pag. 20
3.2. I perni in fibra di vetro	Pag. 23
3.2.1 La composizione e la struttura interna dei perni in fibra di vetro	Pag. 24
3.2.2 Indicazioni all'impiego di un perno in fibra	Pag. 26
3.3. Preparazione del post-space	Pag. 32
4. L'USO DEI CEMENTI NEI RESTAURI POST-ENDODONTICI	Pag. 35
4.1. Tipologie di cementi e cenni storici	Pag. 36
4.2. I cementi resinosi	Pag. 44
4.2.1. L'adesione alla dentina	Pag. 50

4.2.2 Le sistematiche adesive	Pag. 50
4.3. I fattori di compromissione dell'adesione	Pag. 54
5. TOMOGRAFIA MICROCOMPUTERIZZATA	Pag. 61
5.1 Principi di base	Pag. 62
<b>PROTOCOLLO SPERIMENTALE</b>	Pag. 64
6. OBIETTIVO	Pag. 65
7. MATERIALI E METODI	Pag. 72
8. RISULTATI	Pag. 75
8.1 Risultati analisi $\mu$ CT	Pag. 75
9. DISCUSSIONE	Pag. 79
10. CONCLUSIONI	Pag. 85

# 1. INTRODUZIONE

Il restauro degli elementi dentali trattati endodonticamente consente di ripristinare la funzione masticatoria, l'estetica e inoltre, permette di sigillare il tessuto dentale residuo, proteggendolo dal fallimento biologico e strutturale. (1)

Da tempo è noto che tali elementi presentano proprietà biomeccaniche alterate rispetto ai denti vitali, ovvero si assiste ad una compromissione della resistenza alla frattura legata a fattori iatrogeni e non-iatrogeni. (2) Infatti, il 71% delle fratture dentali avviene in denti trattati endodonticamente. (3) La sopravvivenza di tali elementi che hanno subito un trattamento canalare dipende dalla quantità del tessuto sano residuo e dal tipo di restauro che si sceglie di effettuare. Per molti anni sono stati utilizzati perni intracanalari dopo l'esecuzione della terapia endodontica, inizialmente con la convinzione che potessero compensare l'assenza dell'effetto ferula e aumentare la resistenza della radice. In realtà, il perno ha come scopo soltanto quello di incrementare la ritenzione e il supporto del restauro, facilitando la procedura di build-up della successiva ricostruzione. (1)

L'importanza del suo utilizzo è quindi legata alla possibilità che offre di realizzare un restauro che sia più stabile e resistente e che in tal modo permetta di proteggere adeguatamente l'elemento indebolito dal trattamento canalare, riducendo il rischio di fallimenti sia dovuti a stress funzionali e parafunzionali, che dovuti ad agenti microbiologici in caso di inadeguato sigillo.

Grazie all'evoluzione dei materiali e allo sviluppo dell'odontoiatria adesiva, (1) è stato possibile realizzare i perni in fibra di vetro, i quali consentono di essere cementati adesivamente. A differenza dei loro predecessori, sono prefabbricati e non più fusi, per ridurre i tempi di lavoro e gli appuntamenti e per garantire una migliore performance estetica. La fibra di vetro, inoltre, conferisce al perno proprietà meccaniche simili a quelle della dentina, quali un modulo di elasticità paragonabile, consentendo una più omogenea distribuzione delle forze funzionali sulla struttura dentale e quindi la riduzione dell'incidenza di evenienze più tipiche di perni rigidi, quali l'effetto cuneo nei confronti del tessuto radicolare residuo e le fratture localizzate soprattutto al terzo apicale della radice. (4) A contribuire a una diffusione più uniforme degli stress, si aggiunge anche il fatto che tali perni in fibra

sono a ritenzione passiva, ovvero aderiscono alle pareti interne dei canali tramite l'interposizione di uno strato di cemento adesivo, che presenta anch'esso un modulo di elasticità simile a quello del perno e della dentina.

Nonostante i vantaggi legati alle ricostruzioni con perni in fibra, esse non sono scevre da fallimenti, la cui principale causa è rappresentata dal debonding del perno. Ciò è dovuto principalmente alla riduzione della forza del legame adesivo per la presenza, nell'interfaccia d'adesione tra cemento e dentina radicolare, di vuoti, la cui formazione dipende da diversi fattori, tra cui la tipologia di cemento utilizzato (5) e lo stress da contrazione che esso genera nei confronti delle pareti canalari dopo la polimerizzazione.

Perciò, nasce l'esigenza da parte del clinico di individuare, quale sia tra i vari materiali per la cementazione il più performante e anche il tipo di procedura restaurativa che diminuisca l'insorgenza di fallimenti. Lo scopo di questo lavoro di tesi è stato, quindi, quello di valutare sperimentalmente il comportamento di un cemento "self-adhesive" presente sul mercato, il RelyX Universal (3M), impiegato con due differenti tecniche di cementazione di perni in fibra di vetro. L'individuazione di possibili differenze tra le due procedure ha come scopo quello di mostrare al clinico quale tra le due risulta essere la migliore procedura di cementazione, al fine di ridurre il rischio di debonding del perno.

La sperimentazione si è avvalsa delle immagini ottenute attraverso l'impiego della micro-tomografia computerizzata ( $\mu$ CT) che si è rivelata essere uno strumento di analisi non distruttivo nei confronti dei campioni e allo stesso tempo rapido nell'identificare in maniera tridimensionale i vuoti e i gap formatisi attorno al perno cementato.

Al fine di introdurre la trattazione relativa alla sperimentazione, verranno enunciati i fattori che indeboliscono l'elemento dentale trattato endodonticamente, le indicazioni all'esecuzione di una ricostruzione post-endodontica mediante l'utilizzo o meno di perni, con un excursus sull'evoluzione dei materiali e sui vantaggi e svantaggi legati alle diverse filosofie d'approccio terapeutico.

## **2. L'ALTERAZIONE DELLA BIOMECCANICA DEI DENTI TRATTATI ENDODONTICAMENTE**

### **2.1. Anatomia dei primi e secondi molari mandibolari**

L'oggetto di studio di questo lavoro di tesi è rappresentato dai primi e secondi molari mandibolari, poiché rappresentano gli elementi che più frequentemente richiedono un trattamento endodontico (6) e quindi di conseguenza un restauro per ripristinarne l'integrità. Questi interventi, sia quello canalare che il restaurativo successivo, per essere eseguiti con successo, richiedono una conoscenza approfondita dell'anatomia interna ed esterna di tali elementi dentali. (6)

I molari mandibolari permanenti rappresentano i denti più grandi dell'arcata mandibolare:

- il primo molare possiede cinque cuspidi di cui tre vestibolari e due linguali e nel suo aspetto vestibolare presenta una corona dalla morfologia trapezoidale con base maggiore a livello oclusale e minore a livello cervicale, poiché la misura mesio-distale della corona risulta inferiore se rilevata a livello cervicale, piuttosto che nel punto di contatto. La cuspidi mesio-vestibolare è la più ampia tra le vestibolari ed è seguita in ordine decrescente dalla centro-vestibolare e dalla disto-vestibolare. Invece sul versante linguale la cuspidi mesio-linguale risulta essere sia più alta che più ampia in senso mesio-distale della disto-linguale. A livello oclusale la corona mostra una dimensione maggiore in senso mesio-distale piuttosto che in senso vestibolo-linguale e le cuspidi vestibolari sono tra loro separate da due solchi principali, il mesio-vestibolare e il disto-vestibolare che si continuano come due docce sulla faccia vestibolare dell'elemento. Tali cuspidi vestibolari rappresentano le "cuspidi di stampo" e possiedono un versante interno ed esterno più esteso in senso vestibolo-linguale delle cuspidi linguali, facendo sì che le cuspidi vestibolari occupino una dimensione maggiore vestibolo-lingualmente rispetto alla loro controparte linguale. Anche le cuspidi linguali sono separate da un solco intercuspale primario, detto solco linguale, che prosegue sul versante linguale della

corona trasformandosi in una doccia. Tali cuspidi sono invece definite “cuspidi di taglio” e presentano un’estensione vestibolo linguale inferiore, sia sul loro versante interno che esterno. Sempre occlusalmente è presente la fossa centrale che è quella di dimensioni maggiori e si colloca al centro ed è attraversata dall’incontro tra la cuspidi mesio-linguale e la centro-vestibolare. Vi sono poi le fosse triangolari mesiale e distale: la prima è delimitata mesialmente dalla cresta marginale mesiale e dai versanti mesiali delle cuspidi mesio-linguale e mesio-vestibolare; la seconda è delimitata distalmente dalla cresta marginale distale, dalla cuspidi disto-linguale e dalla cresta triangolare della piccola cuspidi distale. Al centro decorre il solco centrale con direzione mesio-distale separando le cuspidi vestibolari dalle linguali. Il primo molare presenta due radici, una mesiale più lunga in genere e una distale più arrotondata e dritta che tendono ad inclinarsi distalmente.

- Relativamente al secondo molare si può affermare che esso presenta una dimensione leggermente inferiore rispetto al primo molare e che inoltre, è caratterizzato dalla presenza di quattro cuspidi invece che cinque. Per tale ragione a livello occlusale ci saranno solo due solchi principali: il solco vestibolare che separa la cuspidi mesio-vestibolare dalla disto-vestibolare; il solco linguale che separa le due cuspidi mesio-linguale e disto-linguale. Entrambi i solchi principali si continuano sulla faccia vestibolare e linguale con una doccia, inoltre si incrociano perpendicolarmente col solco centrale, determinando come una “croce” che separa le cuspidi in quattro parti quasi uguali. Le considerazioni relative al piano occlusale effettuate per il primo molare valgono anche per il secondo, quali il fatto che le cuspidi vestibolari siano di stampo e le linguali di taglio, con una maggiore estensione delle vestibolari in senso vestibolo-linguale. Anche il secondo molare, come il primo, presenta due radici, una mesiale e una distale che possiedono un’ampiezza maggiore in senso vestibolo-linguale rispetto al mesio-distale, ma in generale tendono ad essere di dimensioni inferiori rispetto a quelle del primo molare. (7)

In relazione all'anatomia canalare dei molari mandibolari, risulta che la morfologia più frequente è rappresentata da due canali nella radice mesiale (93.5% nel primo molare e 65.0% nel secondo molare) e un canale in quella distale (63.0% nel primo molare e 94.2% nel secondo molare). (6) Nonostante ciò, vi è una certa variabilità legata alla morfologia del sistema canalare, con basi sia etniche che di genere. Infatti, la presenza di una variazione anatomica quale il terzo canale in direzione nella radice mesiale si presenta con una frequenza compresa in un range di 0.1% e 22.1% tra le popolazioni, con un'incidenza maggiore nei soggetti di origine turca e brasiliana. (6) Un'altra alterazione nella morfologia canalare è rappresentata dai canali definiti C-shaped, i quali tendono a manifestarsi più frequentemente nella popolazione cinese, e, in relazione al sesso, maggiormente nelle donne. (6) La morfologia C-shaped è spesso difficile da strumentare, otturare e restaurare e in genere, qualora fosse presente in un elemento di un'emiarcata, essa è presente anche nell'emiarcata controlaterale.

Vi è il possibile rilievo di delta apicali, i quali risultano localizzati con un'incidenza del 14,2% nella radice distale del primo molare, dell'11,4% nella radice mesiale del primo molare, dell'8,5% nella radice mesiale del secondo molare e del 7,1% nella radice distale del secondo molare. (8)

Infine, le comunicazioni e le anastomosi inter-canalari sono soprattutto più rappresentate nella radice mesiale del primo molare con una prevalenza del 55.5%, e del 39.3% nel canale mesiale del secondo molare. Nella radice distale sono presenti comunicazioni nel primo molare in un 18.2% di casi e nel 14,1% dei casi nel secondo molare. L'elevata incidenza di tali anastomosi suggerisce che esse debbano essere considerate la normalità piuttosto che l'eccezione. (8)

## 2.2. Composizione e biomeccanica della dentina

In questo studio si prende in esame solo il tessuto dentinale, essendo l'unico substrato con cui il cemento interagisce nella cementazione del perno. Relativamente alla sua composizione e organizzazione strutturale, la dentina è un tessuto mineralizzato costituito da:



- una matrice inorganica (60% in peso), a base di cristalli di idrossiapatite presenti sia a livello intrafibrillare che interfibrillare, le cui fibrille di riferimento sono quelle collageniche;
- una matrice organica (30% in peso), principalmente rappresentata da collagene di tipo I, un polimero generalmente associato a proteoglicani, i quali a loro volta legano grandi quantitativi d'acqua;
- acqua (10% in peso).

Microscopicamente si organizza in una struttura costituita da tubuli dentinali di diametro variabile in un range di 0,5-4,0  $\mu\text{m}$ , i quali rappresentano una densità compresa tra i 10.000 e i 96.000 tubuli per  $\text{mm}^2$ . (2) Tale densità e il diametro tubulare sono minori in prossimità della giunzione amelo-dentinale (DEJ) e aumentano man mano che ci si avvicina alla polpa. Le funzioni dei tubuli prevedono il mantenimento dell'idratazione del tessuto dentale e la trasduzione di stimoli fisici in risposte sensitive; inoltre garantiscono l'adesione dei materiali odontoiatrici al substrato dentinale. (9)

I tubuli dentinali sono circondati da uno strato di dentina peritubulare altamente mineralizzata, dello spessore di circa 1  $\mu\text{m}$ , ricca di collagene mineralizzato. (10)

Il tessuto dentinale è il più rappresentato nell'elemento dentale ed è ricoperto dal cemento a livello radicolare e dallo smalto a livello coronale. Tale organizzazione risponde alle diverse proprietà meccaniche dei tre tessuti, infatti lo smalto, ovvero il tessuto più duro dell'organismo umano, ha un modulo di elasticità molto più elevato rispetto a quello della dentina, la quale risulta, invece, più elastica per la componente organica maggiormente rappresentata. (11) Lo smalto, essendo più rigido, si associa ad una maggiore fragilità quando esposto agli stress funzionali, ma attraverso la DEJ la dentina si lega perfettamente ad esso e consente di dissipare i carichi masticatori e di distribuirli in maniera omogenea al legamento parodontale e all'osso alveolare, evitando la frattura di queste strutture e dello smalto stesso. (11)

Come detto precedentemente, l'acqua è un componente fondamentale della dentina e se ne distinguono due tipologie nel tessuto dentinale:

- quella "legata", che risulta associata:

1. ai cristalli di idrossiapatite, tramite legami a idrogeno e forze di van der Waals
  2. alle fibre collagene, essendo incorporata nella tripla elica collagenica,
  3. alle proteine non collageniche.
- quella “libera”, che invece riempie i tubuli dentinali e gli spazi pulpari e lega ioni inorganici come calcio e fosfato, spostandoli all’interno del tessuto.

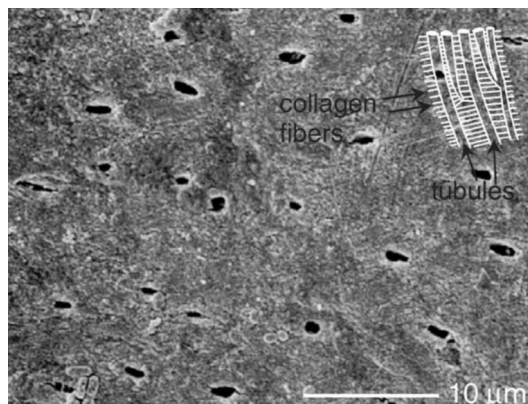
La quota libera d’acqua rende il tessuto dentinale flessibile e gli dona proprietà viscoelastiche, fondamentali per dissipare i carichi masticatori, i quali si manifestano soprattutto come forze compressive dirette parallelamente all’asse lungo del dente. La perdita dell’acqua libera comporterebbe la mancanza di queste proprietà, rendendo il tessuto non più resistente, ma fragile. (2)

Tale comportamento viscoelastico è rappresentabile mediante una curva sforzo-deformazione la quale prevede che all’applicazione di una forza vi sia:

- l’aumento della deformazione nel tempo quando lo stress è mantenuto costante (fenomeno anche definito come scorrimento viscoso o *creep*);
- una riduzione dello stress nel tempo quando la deformazione è costante (rilassamento);
- una rigidità del tessuto che si instaura superata una certa soglia del carico applicato;
- una fase di isteresi o latenza, in cui la dentina non subisce deformazioni, che si verifica quando viene applicato un carico ciclico e che consente la dissipazione dell’energia meccanica. (2)
- La viscoelasticità dentinale è di carattere lineare in relazione all’entità del carico ed è di carattere logaritmico in relazione al tempo. Infatti, incrementando la forza e la velocità con cui viene applicata, aumenta la deformazione del tessuto e il suo modulo elastico, rendendo la dentina sempre più rigida e meno viscoelastica; al contrario se lo stesso stress viene applicato molto più lentamente, si assiste a una deformazione notevolmente inferiore, in quanto la dentina ha un tempo maggiore per accumulare lo sforzo. La variazione del modulo di Young della dentina risulta anche

dipendente dalla temperatura, ovvero aumenta alla riduzione della temperatura divenendo più rigida e viceversa. (12)

La resistenza ai carichi messa in atto dalla dentina, non dipende soltanto dall'acqua presente nel tessuto, ma anche dalla componente organica prevalentemente rappresentata dal collagene di tipo I. Le fibre collageniche mineralizzate si dispongono perpendicolarmente all'asse lungo dei tubuli dentinali rendendo la dentina un tessuto dal comportamento anisotropico (Figura 1). (13) L'anisotropia consiste nella proprietà secondo la quale le caratteristiche fisiche, come la resistenza alla frattura, dipendono dall'orientamento di una componente strutturale che in tal caso è rappresentata dal collagene. Il suo andamento ortogonale fa sì che, se si verifica un crack, il tessuto dentinale mostra i più alti valori di resistenza quando esso si propaga parallelamente ai tubuli e i più bassi valori quando si propaga perpendicolarmente ad essi. (13)



*Figura 1: Immagine al SEM della disposizione delle fibre collagene rispetto ai tubuli dentinali. Fonte: Nalla et al. 2003.*

In particolare, nei confronti di un carico si parla di crack initiation toughness (CIT) e di crack growth toughness (CGT) del tessuto. La CIT è legata a meccanismi di rinforzo *intrinseci*, cioè messi in atto dalla dentina prima che si verifichi la frattura, in quanto consiste nella resistenza alla formazione di crack all'aumentare dell'entità del carico stesso. La CGT è la resistenza alla propagazione della frattura, per cui dipende da sistemi di rinforzo *estrinseci*, cioè che insorgono una volta che il crack si è manifestato, con lo scopo di ridurre l'intensità dello stress in corrispondenza o dietro l'estremità della frattura per impedirne l'ulteriore accrescimento. (10)

Tra i meccanismi intrinseci c'è il fenomeno del *crack blunting*, ovvero lo smussamento del tessuto che si manifesta quando la dentina subisce una deformazione plastica e consente di eliminare la concentrazione degli stress. È un sistema che dipende dall'idratazione e quindi dalla plasticità e viscoelasticità dentinale ed ha un ruolo nell'aumentare la resistenza alla frattura fino a un 60% in un tessuto normalmente idratato.

Tra i meccanismi estrinseci ci sono sistemi come il *crack bridging* e il *microcracking*. (10)

Il crack bridging consiste nella presenza di fibre e filamenti all'interno del crack, i quali servono a dissipare l'energia verso l'esterno della dentina, tramite la loro deformazione e frizione. (2)

Il bridging consente di opporre una certa resistenza all'apertura della frattura (Figura 2), fino al raggiungimento di un "plateau" all'aumentare della forza applicata, in cui si manifesta un equilibrio tra la quota di "bridges" presenti all'estremità della crepa e la quota di quelli distrutti al centro del crack. (10)

I "bridges" nella rima di frattura sono rappresentati dalle fibre collagene e dai legamenti non fratturati e risulta che siano presenti soltanto nelle situazioni in cui la forza è diretta parallelamente ai tubuli. In un crack diretto perpendicolarmente ai tubuli dentinali non si verifica il fenomeno del bridging, poiché si è paralleli alle fibre collagene, per cui la frattura ha maggiori possibilità di propagarsi, venendo meno il meccanismo di rinforzo.(13) Il microcracking funge da scudo per il crack, in quanto determina attorno ad esso la formazione di un'area in cui si assiste alla dilatazione del tessuto e questa zona è a sua volta racchiusa dalla dentina intatta circostante. (10)

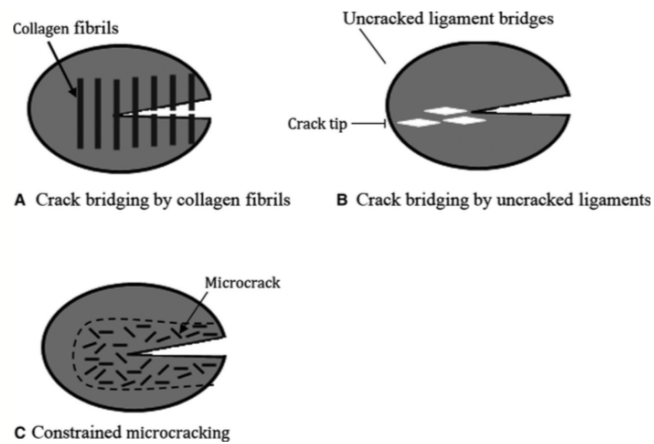


Figura 2: Schematizzazione del fenomeno del crack bridging. Fonte: Kishen et al. 2015.

La *crack deflection* è un altro sistema estrinseco che favorisce un aumento, seppur minimo, della CGT e consiste nella deviazione della rima di frattura durante la sua propagazione, causata dalla presenza delle componenti microstrutturali del tessuto. Il cambio di direzione della rima di frattura rispetto al piano in cui è diretta la forza, fa sì che l'intensità dello stress all'estremità del crack sia ridotta, determinando quindi un incremento della resistenza dentinale. Questo effetto, a differenza degli altri, risulta maggiore quando la forza è diretta perpendicolarmente ai tubuli dentinali e minore quando è diretta perpendicolarmente alle fibre collagene, ma in generale è ritenuto di minore importanza nell'aumentare la resistenza del tessuto. Invece, tra i vari meccanismi messi in atto nella dentina, il più efficace risulta essere il crack bridging che determina una resistenza del tessuto del 55-65% maggiore nelle situazioni in cui si verifica tale effetto rispetto a quelle in cui è assente. (13)

Le proprietà dentinali finora descritte possono subire delle alterazioni legate a fattori iatrogeni, ovvero associati al trattamento endodontico e/o restaurativo e non iatrogeni, ovvero dovuti a processi degenerativi intrinseci al tessuto.

Tali fattori verranno di seguito analizzati.

## 2.3 FATTORI NON-IATROGENI

### 2.3.1 Il ruolo delle metalloproteinasi della matrice

Oltre all'estensione del trauma o del processo carioso, una causa non-iatrogena di indebolimento della struttura dentale è legata all'azione collagenolitica nei confronti della dentina, innescata dai batteri cariogeni.

Come già affermato precedentemente, il collagene di tipo I rappresenta il 90% circa della componente organica dentinale, con il restante 10% rappresentato da proteine non collageniche come proteoglicani, fosfolipidi e enzimi. Tra gli enzimi vi sono le metalloproteinasi della matrice (MMPs), le quali vengono prodotte dagli odontoblasti durante la secrezione della dentina, restando poi intrappolate in essa in forma inattiva a seguito del processo di mineralizzazione; altre riserve di MMPs sono rappresentate dalla saliva e dal fluido crevicolare. (14) La loro attivazione prevede il clivaggio di un pro-dominio associato alla parte catalitica della macromolecola ed è regolata a diversi livelli, tra cui il controllo principale risulta essere svolto dagli inibitori tissutali delle MMPs. Una volta attivi, tali enzimi sono in grado di degradare, insieme anche ad altre proteine come le catepsine, gran parte della matrice extracellulare (ECM) dentinale e tale azione favorisce anche la più rapida progressione del processo carioso nel tessuto dentale. (14) I batteri cariogeni inducono soltanto una demineralizzazione della componente inorganica dello smalto e della dentina, a cui segue poi la degradazione della matrice collagenica, che si pensava fosse dovuta all'azione delle proteasi batteriche. In realtà, i batteri non sono in grado di distruggere anche il collagene, ma lo fanno indirettamente: ovvero l'abbassamento del pH del cavo orale, da loro indotto, determina il clivaggio del pro-dominio rendendo attive le MMPs. Tali enzimi, pur essendo stabili a un pH acido, sono più efficienti a un pH neutro e la neutralizzazione del pH si ottiene tramite l'effetto tampone della saliva che determina in tal modo un aumento di funzione delle MMPs nel degradare la matrice. (14)

Le MMPs maggiormente coinvolte in questo processo sono le collagenasi (MMP-1 e MMP-8), le gelatinasi (MMP-2 e MMP-9), la stromelisina (MMP-3) e l'enamelisina (MMP-20) a cui si associano, come detto precedentemente, le catepsine. Durante un processo carioso, si assiste a fasi di demineralizzazione e remineralizzazione indotte dall'oscillamento del pH tra valori acidi e neutri, ma in un

ambiente acido le catepsine sono maggiormente attive rispetto alle MMPs, mentre in un ambiente neutro avviene l'opposto. Ciò comporta che vi sia un'azione collagenolitica costante e che perduri nel tempo, determinata da enzimi diversi in base alla variazione del pH. (14)

Le proprietà dentinali precedentemente descritte e legate alla componente collagenica si vengono in tal modo ad alterare progressivamente, rendendo la dentina coinvolta meno resistente nei confronti dei carichi. Però, il tessuto interessato dalla carie viene rimosso dall'operatore utilizzando strumenti rotanti e manuali, perciò tali MMPs non hanno un ruolo nel continuare a degradare la matrice collagenica successivamente all'eliminazione della dentina infetta. Il loro effetto si esplica favorendo a monte l'estensione del processo carioso, implicando un maggior interessamento della struttura dentale e quindi una quantità di tessuto sano residuo estremamente ridotto, che inevitabilmente esita nell'indebolimento dell'elemento dentale.

### *2.3.2 Le conseguenze dell'invecchiamento del tessuto dentale*

Secondo uno studio epidemiologico pubblicato nel 2017, i trattamenti endodontici risultano avere un'incidenza maggiore dopo i 65 anni. (15) Una conseguenza dell'aumento dell'età è la variazione dei tessuti dentali che vede, infatti, i pazienti più anziani avere una maggiore incidenza di cracks, difetti e segni di usura. Nello smalto in condizioni fisiologiche si assiste a un equilibrio tra i minerali scambiati tra la superficie dello smalto stesso e i fluidi orali. (16) Un'alterazione di tale equilibrio può derivare dall'attacco ripetuto nel tempo degli acidi prodotti dai batteri cariogeni, i quali modificano la quota di minerali presenti nell'ambiente orale, favorendo il processo di demineralizzazione dello smalto e quindi il suo indebolimento. (16) Lo smalto, inoltre, a seguito delle forze meccaniche continue a cui è sottoposto negli anni subisce gradualmente un processo di usura della sua superficie, la quale è soprattutto favorita dalla concomitante demineralizzazione. Nonostante ciò, si assiste a un aumento del modulo elastico, e quindi della rigidità del tessuto, a causa della contemporanea riduzione progressiva della matrice

organica interprismatica. Tutti questi fenomeni inducono un incremento della fragilità dello smalto e, quindi, dell'incidenza di fratture. (16)

Per quanto riguarda la dentina, l'aumento dell'età comporta dei cambiamenti morfologici e istologici legati, come nel caso dello smalto, a stimoli chimici e meccanici. La dentina negli anziani viene spesso coinvolta da processi cariosi che ne aumentano la fragilità e i quali sono soprattutto localizzati a livello cervicale o radicolare, dovuti a un errato spazzolamento e/o all'accumulo di placca. Inoltre, l'usura può determinare l'esposizione verso la cavità orale dei tubuli dentinali, generando un problema di ipersensibilità. (16) Infatti, i tubuli in tal modo sono direttamente interessati da tutti gli stimoli, ovvero di tipo termico, chimico e tattile, i quali provocano un movimento del fluido dentinale che a sua volta attiva i nocicettori pulpari. Successivamente, l'ipersensibilità tende a svanire perché, a causa dei continui stimoli ripetuti nel tempo, si verifica la formazione di dentina secondaria con lo scopo di proteggere la polpa, riducendo in tal modo il lume dei tubuli dentinali e lo spazio relativo alla camera pulpare. (16) Questo fenomeno, definito *sclerosi dentinale*, risulta iniziare in genere dopo i 30 anni di età ed è caratterizzato dalla progressiva occlusione del lume tubulare da parte della matrice inorganica. Si verifica principalmente nell'area dentinale più vicina alla DEJ, riducendo la sua entità man mano che ci si avvicina alla regione pulpare. (16)

Per cui, con il passare degli anni la dentina subisce variazioni microstrutturali, legate a una riduzione della densità tubulare, e alterazioni composizionali, dovute a un aumento della componente minerale. Ciò esita in un incremento di durezza pari a circa il 15% in prossimità della DEJ, in una riduzione della resistenza alla flessione generale della dentina coronale pari a circa 20 MPa per ogni decade di vita in età adulta e quindi, alla riduzione anche del 75% dell'energia di frattura. (17) Come ultima modificazione indotta dall'avanzare dell'età, si deve menzionare l'accumulo di prodotti definiti Advanced Glycation End (AGE). (9) La glicazione è un processo fisiologico di tipo non-enzimatico che inizialmente si configura come reversibile portando alla generazione di early glycation products, ma successivamente, con l'instaurarsi di cross-links, diviene irreversibile. Generalmente si vengono a creare accumuli di AGE nelle macromolecole di più vecchia formazione all'interno della matrice extracellulare, tra cui le proteine come



il collagene. (18) Quest'ultimo è altamente presente nella dentina e non andando incontro a turnover, rappresenta un sito favorevole per la glicazione proteica che avviene soprattutto nella dentina peritubulare radicolare a causa della maggiore affluenza di nutrienti in tale sede. L'accumulo degli AGE induce direttamente la progressiva perdita delle proprietà funzionali del tessuto, in quanto aumenta di circa il 30% il modulo elastico del tessuto determinando quindi un aumento della rigidità e una riduzione della flessibilità, dovuti alla realizzazione di cross-links tra le fibrille e le fibre adiacenti. (18) I cross-links riducono anche la viscoelasticità e limitano lo scorrimento delle fibrille tra loro, impedendo al collagene di compensare la deformazione a seguito dell'applicazione di un carico e rendendo in tal modo il tessuto meno resistente alla frattura. (18)

Inoltre, la dentina perde anche la sua capacità riparativa, in quanto gli AGE legati al collagene modificano i siti di legame molecolari, impedendo un corretto riconoscimento e signalling cellulare. (18)

## **2.4 FATTORI IATROGENI**

Il trattamento endodontico è responsabile della determinazione di variazioni della microstruttura dentale e delle relative proprietà meccaniche. Infatti, il 71% delle fratture dentali avviene in elementi trattati endodonticamente. (3)

### *2.4.1 Alterazioni micro e nano-strutturali della dentina post trattamento endodontico*

A seguito del trattamento endodontico, si assiste alla disidratazione dell'elemento dentale. L'idratazione è fondamentale per far sì che la dentina mantenga le sue proprietà biomeccaniche, per cui la sua perdita ne determina un inevitabile indebolimento.(19) In un elemento dentale sano e vitale, il fluido dentinale nei tubuli garantisce un continuo scambio di minerali, favorendone un equilibrio dinamico tra la loro dissolvenza e la riprecipitazione, inoltre vi è anche una quota d'acqua libera che riveste i cristalli dentinali. Ne consegue che, a seguito della terapia canale, questa idratazione venga persa e quindi, che venga a mancare

anche quell'equilibrio dinamico dei minerali, la cui perdita fa sì che i minerali tendano a precipitare anche a livello dell'acqua libera che avvolge i cristalli. (19)

In tal modo si vengono a creare delle concrescenze cristalline sempre più grandi che determinano l'insorgenza di una superficie del tessuto più rugosa e con difetti di dimensioni maggiori, dati anche dal fatto che tra i cristalli stessi si riduce la quota dei legami presenti. Questi cambiamenti nella composizione micro e nano-strutturale della dentina, inducono la perdita della viscoelasticità dentinale e una riduzione della resistenza del tessuto ai carichi, favorendo la propagazione dei crack. A contribuire a tale ulteriore indebolimento, si aggiunge anche il fatto che questi cristalli che si vengono a creare sono più poveri di calcio rispetto all'idrossiapatite pura e quindi anche meno resistenti agli stress funzionali. (19)

#### *2.4.2 Effetti della strumentazione canalare sulla performance meccanica*

Per eseguire un'adeguata detersione dei canali e una loro successiva otturazione, è necessario l'utilizzo di strumenti manuali e rotanti il cui effetto sul tessuto dentale dipende anche dal tipo di strumentazione, poiché ogni sistemica ha la propria geometria, dimensione e lega.

L'introduzione della lega in Ni-Ti ha permesso agli strumenti endodontici di migliorare la sagomatura canalare, avendo una maggiore efficienza di taglio, una maggiore velocità di strumentazione e determinando anche una riduzione dei discomfort postoperatori e degli errori commessi dal clinico durante la procedura. (11)

Lo strumento deve essere con la sua superficie in stretto contatto con la dentina radicolare, così che tramite la rotazione vi sia la rimozione del tessuto che potenzialmente rappresenta un reservoir di batteri.

A ciò, però, si associa sia il rischio di compromettere l'integrità dentinale, poiché l'elemento dentale perde parte della dentina, sia quello di creare nel sistema canalare dei difetti che rappresenterebbero poi dei siti di concentrazione degli stress e quindi di insorgenza di crack. La formazione dei crack aumenta la suscettibilità dell'elemento a subire una frattura verticale, in quanto gli stress ciclici della

masticazione, soprattutto dopo aver eseguito il restauro post-endodontico, tendono ad amplificarsi all'estremità di tali difetti, facendo propagare la frattura. (11)

Ad incrementare la probabilità di determinare un danno, vi è anche l'esperienza dell'operatore, il quale può rimuovere un eccesso di tessuto o effettuare una strumentazione a una lunghezza di lavoro maggiore rispetto all'effettiva anatomia canalare, favorendo l'indebolimento e la formazione di microfratture a livello apicale. Inoltre, si è visto che l'incidenza di tali difetti differisce tra un trattamento canalare primario o un ritrattamento, risultando notevolmente maggiore nei canali ritrattati, poiché in essi si deve rieseguire una seconda alesatura delle pareti canalari. (11)

Per ridurre l'insorgenza dei cracks sono stati introdotti gli strumenti in Ni-Ti, i quali sono dotati di super-elasticità e sono stati realizzati in modo tale da incrementare la resistenza alla fatica e la facilità di piegamento e per garantire un ritorno alla forma originale dopo un trattamento termico. (20) Ma, nonostante diminuiscano l'incidenza di fratture, soprattutto se confrontati con frese come quelle di Gates-Glidden, non ne sono esenti. (11)

La formazione dei crack (Figura 3), però, è un fenomeno che non si può attribuire ad un singolo fattore come la tipologia della lega, ma ha un'eziologia multifattoriale, legata ad esempio al design della punta dello strumento, al design in sezione trasversale, alla conicità, al processo di manifattura della lega, al tipo di movimento sfruttato nella sistematica, ecc. (20)



*Figura 3: Sezione trasversale di una radice strumentata con un visibile microcrack.*

*Fonte: Fráter et al. 2020.*

Nel determinare quali strumenti siano più aggressivi e quali meno nei confronti della dentina, gli studi hanno fornito risultati contrastanti, proprio dovuti alla presenza di innumerevoli fattori, molti anche legati alle procedure di stoccaggio, reperimento e valutazione dei campioni, che inevitabilmente hanno un impatto sulla struttura dentale.

Indipendentemente dal tipo di strumentazione utilizzata, gli studi si accordano sul fatto che l'insorgenza dei crack sia maggiore a livello apicale rispetto al terzo medio e coronale della radice, questo probabilmente dovuto alla morfologia del canale che risulta essere più stretta in prossimità dell'apice e che quindi determina un maggior contatto degli strumenti con le pareti canalari. (20)

#### *2.4.3 L'effetto degli irriganti intracanalari sulle proprietà biomeccaniche della dentina*

L'obiettivo della strumentazione meccanica è quello di rimuovere la componente batterica, ma gli strumenti non sono in grado di contattare ogni punto della parete canalare, per cui restano delle aree non strumentate in cui persiste la componente microbica. (21) Un'ulteriore fattore che contribuisce alla permanenza dei batteri è rappresentato dalla microstruttura dentinale organizzata in tubuli, i quali rappresentano spazi facilmente colonizzabili da parte dei batteri cariogeni che vi possono penetrare fino a 500  $\mu\text{m}$  di profondità. Quindi, per eseguire una disinfezione efficace del sistema canalare è necessario rimuovere, da un lato, i microrganismi che permangono nei lumi tubulari e dall'altro, pulire le aree non strumentate. (21)

A tale scopo si ricorre all'utilizzo di soluzioni irriganti, applicate durante la strumentazione meccanica che, oltre ad avere un'azione di pulizia, hanno anche effetti antibatterici e demineralizzanti, permettendo quest'ultimi, anche una più agevole sagomatura dei canali. (22) Inoltre, a seguito dei processi di rimozione del tessuto carioso danneggiato, si viene a creare sulla superficie dentinale uno strato costituito da detriti tissutali e batteri, definito *smear layer*. Questo fango dentinale va rimosso, altrimenti la sua presenza rappresenterebbe un'ulteriore fonte di ristagno dei batteri nel tessuto e inoltre, impedirebbe ai materiali da otturazione di adattarsi e di aderire adeguatamente alle pareti dei canali. (22)

La combinazione di irriganti che si predilige nella pratica clinica è rappresentata dall'utilizzo dell'ipoclorito di sodio (NaOCl) e dell'acido etilendiaminotetraacetico (EDTA), normalmente applicando prima l'NaOCl in concentrazioni tra l'1% e il 5,25%, seguito poi dall'EDTA al 17%. (23) Si attua tale sequenza perché l'NaOCl è un agente proteolitico che degrada le fibre collagene ed esplica la sua azione sulla componente organica della dentina, andando in tal modo a favorire l'esposizione in superficie della matrice inorganica. Quest'ultima, per poter essere rimossa, richiede l'utilizzo successivo dell'EDTA che invece si configura come un agente chelante del calcio.

Si consiglia di rieseguire un lavaggio con l'NaOCl dopo l'applicazione dell'EDTA, poiché quest'ultimo, con la sua azione demineralizzante, permette l'esposizione delle fibre collagene più profonde e protette dall'involucro di idrossiapatite, cosicché possano essere degradate dall'ipoclorito. (23)

Gli effetti degli irriganti sul tessuto dentinale, comportano delle variazioni in termini biomeccanici: in particolare si assiste alla riduzione del rapporto tra calcio e fosfato e della microdurezza della dentina, mentre contemporaneamente si assiste ad un aumento del rapporto tra apatite e collagene; inoltre, l'azione diretta sulla componente collagenica induce anche la riduzione della resistenza alla flessione e l'elasticità del tessuto. (21) Tali effetti sono tempo- e concentrazione-dipendenti, per cui in base alla durata di esposizione del tessuto all'irrigante e alla concentrazione dell'irrigante stesso, avremo alterazioni biomeccaniche più o meno marcate, le quali rientrano tra le cause di maggior rischio di frattura degli elementi dentali trattati endodonticamente. (21)

In letteratura vi sono anche risultati recenti contrastanti riguardo la variazione delle proprietà biomeccaniche indotte dagli irriganti a livello dentinale. Il protocollo impiegato consiste sempre nell'applicazione di NaOCl, seguito dall'EDTA e da un'ultima irrigazione con NaOCl, per un periodo di tempo non superiore ai 10 minuti di applicazione, ovvero senza oltrepassare la soglia critica di resistenza del tessuto. (24) Ciò che è emerso è stata la riduzione del modulo elastico dentinale, ma la ricerca del suo effetto sulla variazione generale degli aspetti biomeccanici del tessuto non ha prodotto differenze significative. (24)

#### *2.4.4 La riduzione della propriocezione*

Nel parodonto vi sono dei meccanocettori in grado di registrare gli sforzi masticatori e, se tali carichi sono superiori a un certo valore soglia, innescano un riflesso atto a modulare l'attività muscolare per evitare di danneggiare gli elementi dentali e i tessuti parodontali in presenza di forze troppo elevate. La sensibilità tattile e pressoria viene anche registrata da recettori corpuscolari, quali i corpuscoli di Pacini, presenti all'interno della polpa. (25)

Per tale ragione, la perdita della vitalità dell'elemento dentale dopo il trattamento endodontico determina la riduzione della sua risposta nei confronti dei carichi occlusali, (26) comportando la sopportazione di sforzi superiori, poiché percepiti solo dei meccanocettori parodontali essendo stati persi quelli intrapulpari. (25)

Il paziente, non controllando più l'entità del carico, rischia di superare la soglia di tolleranza e di determinare fratture e crack su un dente che già presenta una resistenza alla frattura ridotta a seguito dei fattori precedentemente descritti.

### **3. I RESTAURI POST-ENDODONTICI CON PERNI IN FIBRA DI VETRO**

Gli aspetti precedentemente elencati indicano che gli elementi che hanno subito un trattamento canalare possiedono una resistenza alla frattura minore rispetto a un dente vitale, perciò risulta fondamentale eseguire un restauro adeguato che riduca il rischio di conseguenze catastrofiche. Un perno può contribuire alla ritenzione di tale ricostruzione, ma il suo impiego presenta delle indicazioni specifiche.

#### **3.1 Cenni storici e proprietà dei materiali**

Negli anni sono stati realizzati perni di dimensioni, lunghezze, morfologie e materiali differenti, per cercare di superare le problematiche dovute alle caratteristiche fisiche e alle loro proprietà biomeccaniche, rappresentando un'evoluzione di tale tipologia di restauro.

Questa procedura di ricostruzione post-endodontica nacque nel 1728, quando Pierre Fauchard, un odontoiatra francese, descrisse per la prima volta in uno dei suoi libri l'impiego di perni in argento per sostenere corone singole naturali o artificiali o ponti su radici. Vi sono anche delle testimonianze che attestano che durante il regno dei Tokugawa in Giappone, relativo agli anni compresi tra il 1603 e il 1867, si eseguissero delle ricostruzioni in legno, simili agli attuali perni. (27)

Verso la fine del 19° secolo si realizzarono manufatti costituiti da una corona associata ad un perno in un'unica struttura che fungeva da elemento pilastro di ponti e fu solo durante gli anni '30 del 1900 che fu sostituita da un perno-moncone metallico fuso, realizzato separatamente dalla corona, sulla base di un'impronta presa all'interno dello spazio endodontico del dente. Il perno-moncone fuso (Figura 4), normalmente realizzato in una lega di nichel-cromo o cromo-cobalto o in oro, si utilizzò fino a pochi anni fa e tuttora alcuni odontoiatri continuano ad avvalersi di tale sistema di restauro, nonostante vi siano materiali e tecniche più innovative attualmente a disposizione. (28)



*Figura 4: Perno-moncone fuso. Fonte: Schwartz et al. 2004.*

L'elemento che principalmente ha portato ad abbandonare gradualmente l'impiego dei perni-moncone fusi è che richiedono dei tempi più lunghi di realizzazione, con almeno due appuntamenti tra i quali vi deve essere una fase di temporizzazione mediante un provvisorio, nell'attesa che il manufatto venga fuso dal laboratorio. Il provvisorio, inoltre, non permette di proteggere l'otturazione canalare dalla contaminazione batterica, perciò nella fase intermedia c'è il rischio di compromettere il trattamento endodontico eseguito. (29)

Al fine di ridurre i tempi operativi e superare tali problemi, furono successivamente introdotti i perni metallici prefabbricati, per la loro semplicità di utilizzo e la loro maggiore economicità. Normalmente sono realizzati in titanio, o in acciaio inossidabile o anch'essi in leghe di nichel-cromo. (30) I perni-moncone fusi presentano un miglior adattamento all'anatomia canalare, permettendo tra essi e le pareti del canale soltanto l'interposizione di un sottile strato di cemento, a differenza dei perni prefabbricati che, non corrispondendo esattamente alla forma dello spazio endodontico, aderiscono all'interno dei canali tramite strati di cemento più spessi, che li rende più soggetti a fratture coesive nello spessore del cemento stesso e ad una forza adesiva inferiore. (30)

I perni fusi sono caratterizzati da una maggior resistenza alla frattura, ma, nonostante ciò, quando una frattura stessa si verifica, tende a coinvolgere più frequentemente la radice, esitando inevitabilmente nella necessità di estrarre l'elemento dentale interessato. Invece, i perni prefabbricati, pur essendo più



soggetti a fratture per la loro minore forza di resistenza alla frattura, tendono meno a determinare tali esiti catastrofici. (31)

Entrambe le tipologie di perno, essendo di natura metallica, espongono comunque a un maggior rischio di frattura radicolare rispetto ai perni realizzati in materiali non-metallici, sviluppati successivamente. (32) Questo perché sono più rigidi del tessuto dentinale e con un'alta indeformabilità del metallo che determina il trasferimento alla meno rigida dentina dei carichi secondo il loro asse lungo, determinando un effetto cuneo sulla struttura dentale. (32)

Inoltre, sempre per il fatto di essere metallici, non permettono un'adeguata resa estetica, infatti il loro colore traspare attraverso il restauro oppure può determinare la presenza di un margine gengivale più scuro. Per cercare, invece, di mimare la struttura dentale residua, vennero introdotti i perni in ceramica o in zirconia. (29)

La loro fragilità maggiore rispetto ai perni metallici ha portato alla realizzazione di perni più spessi i quali, però, causavano una rimozione troppo estesa della dentina residua, indebolendo l'elemento dentale. Inoltre, la zirconia, non potendo essere mordenzata, determina problemi dal punto di vista adesivo e anche difficoltà di rimozione in caso di ritrattamenti tramite l'utilizzo di una fresa. Per queste ragioni tali perni attualmente non si utilizzano. (29)

Tutti i perni finora descritti sono caratterizzati da un'importante rigidità e un modulo di elasticità molto elevato, i cui valori sono rispettivamente circa 100 GPa per quelli in titanio, 200 GPa per quelli in acciaio inossidabile e 300 GPa per quelli in zirconia, notevolmente superiori rispetto al modulo di Young della dentina, pari a 18 GPa. (33) Questa differenza nel modulo di elasticità tra i perni e il tessuto determina la diretta trasmissione degli stress alla dentina circostante, concentrandoli a livello apicale e incrementando notevolmente il rischio di frattura radicolare, come visto precedentemente anche nel caso dei perni-moncone fusi. Per ridurre il rischio di tali fratture catastrofiche che esitano nella perdita dell'elemento dentale, furono introdotti perni più elastici in fibra, in grado di distribuire più uniformemente i carichi. (33)

Fu nel 1989 che vennero prodotti i primi perni a base di resine come l'epossidica o il metacrilato rinforzate con fibre di carbonio o grafite che conferivano un modulo di elasticità inferiore rispetto agli altri materiali, mantenendo allo stesso tempo

un'elevata rigidità, un'importante forza tensile e una minore tossicità rispetto ai perni metallici prefabbricati o fusi. (32) Dopo la loro introduzione, tali perni in fibra vennero sempre più utilizzati per la loro facilità di impiego e per le proprietà vantaggiose appena enunciate, determinando inoltre, anche migliori proprietà estetiche e una più agevole rimozione in caso di ritrattamenti. Nonostante ciò, presentavano comunque una radiotrasparenza difficile da nascondere attraverso restauri sia in ceramica che in composito. (32) Inoltre, pur avendo ridotto il modulo di Young, risultava comunque ancora troppo superiore rispetto a quello dentinale, esitando in un comportamento simile ai perni metallici, dimostrato anche da studi in cui emerse che i denti ricostruiti mediante perni in fibra di carbonio presentavano valori di resistenza alla frattura compatibili con quelli degli elementi restaurati con perni-moncone fusi oppure senza l'utilizzo di perni. (33)

### 3.2 I perni in fibra di vetro

A fronte di tali problematiche, furono successivamente introdotti i perni in fibra di quarzo o di vetro, i quali incrementano la resa estetica essendo bianchi o traslucidi. Essi soprattutto presentano un'elasticità molto prossima a quella della dentina, attorno ai 20 GPa, in grado di consentire un parziale assorbimento degli stress e una loro distribuzione uniforme a livello dentinale. (32)

È impossibile ricreare in un dente trattato endodonticamente un pattern di distribuzione dei carichi analogo a quello che si riscontra negli elementi dentali vitali per la presenza della polpa, in quanto il perno è una struttura esogena introdotta nel sistema canalare che ha una rigidità differente dall'organo pulpare. Per cui è fondamentale quantomeno riuscire a utilizzare un materiale, come la resina rinforzata con tali fibre di vetro, che cerchi di simulare l'elasticità dentinale, avvicinandosi al comportamento di un dente vitale. (32)

Questo fa sì che, rispetto ai precedenti perni rigidi, quelli in fibra di vetro presentino una minore resistenza alla frattura e un'inferiore sopravvivenza, ma nonostante siano più soggetti a fratture, nei perni in fibra di vetro si registrano prevalentemente fallimenti recuperabili, dovuti soprattutto al *debonding* del perno o a fratture localizzate a livello cervicale. Questo a differenza dei perni rigidi, i quali pur

resistendo meglio alla frattura, hanno una maggiore incidenza di fratture radicolari e quindi catastrofiche, soprattutto localizzate nel terzo medio o apicale della radice. (34)

Un ulteriore vantaggio è anche legato alla loro facile rimozione in caso di ritrattamento, che necessita della scarsa o nulla rimozione del tessuto dentale circostante. (32)

### *3.2.1 La composizione e la struttura interna dei perni in fibra di vetro*

Le proprietà meccaniche dei perni in fibra dipendono dalle loro caratteristiche composizionali e microstrutturali. Sono costituiti da una matrice resinosa, a base di resine come l'epossidica o il metacrilato, le quali non hanno effetti significativamente diversi tra loro sulla meccanica del perno, a differenza delle fibre incorporate al loro interno per rinforzarle. Tali fibre, infatti, influiscono sulle proprietà meccaniche del perno in base al loro orientamento, alla loro densità, alla loro adesione con la matrice e in primis alla loro natura. (35) Quest'ultima, infatti, fa sì che ogni tipologia di fibra possieda differenti caratteristiche, quali diversi valori di modulo elastico, di durezza e di flessibilità. Di seguito verranno riportate le differenze presenti tra le caratteristiche meccaniche dei perni in fibra in base alla natura delle fibre normalmente impiegate nella loro realizzazione, quali la fibra di vetro, di quarzo, di silice-zirconio e di carbonio. (35) La resistenza alla flessione è correlata alla composizione delle fibre ed è una proprietà importante da valutare, poiché da essa dipende la durata del restauro: avere un perno più flessibile può comportare la perdita di integrità a livello marginale, con conseguenti discolorazione, carie secondarie e rischio di debonding e quindi di fallimento della ricostruzione, ma il loro minor modulo elastico, fa sì che il fallimento stesso sia più frequentemente recuperabile e riparabile (35); mentre un perno con fibre che lo rendono più rigido è in grado di sostenere meglio il restauro, ma avendo un maggior modulo elastico e una minore deformazione plastica favorisce l'insorgenza di fratture radicolari, irrecuperabili. Tra le varie tipologie di fibre, c'è una notevole differenza relativa alla resistenza alla flessione, identificando: i più bassi valori per le fibre di silice-zirconio e di carbonio, rispettivamente pari a 705,5 MPa e 664,3

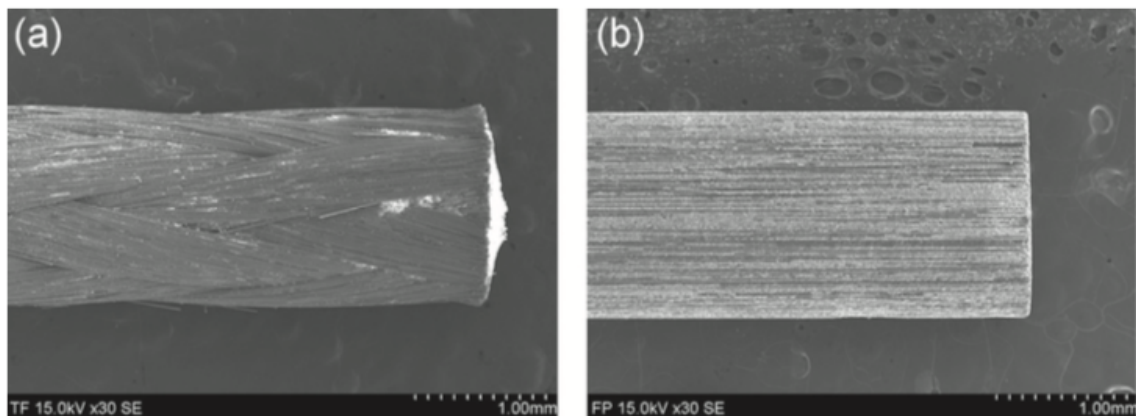
MPa; valori intermedi per la fibra di quarzo pari a 838,4 MPa; e misure superiori per la fibra di vetro, comprese tra gli 813,8 MPa e i 1622,5 MPa. (35)

In relazione alla durezza, i valori maggiori si registrano per la fibra di silice-zirconia, seguita dalla fibra di quarzo, dalla fibra di carbonio e infine dalla fibra di vetro che ha livelli di durezza quasi uguali al carbonio. Nonostante ciò, la fibra di vetro possiede, come già affermato, una resistenza alla flessione notevolmente superiore rispetto alla fibra di carbonio, dimostrando come la durezza non influenzi tale proprietà. (35) La durezza si deve, però, correlare sia al diametro delle fibre stesse, ovvero risulta essere minore se associata a diametri inferiori, sia alla densità delle fibre. Infatti, valori crescenti di densità (*fiber-matrix ratio*) dal 40% al 75% si associano ad un aumento crescente di durezza della fibra. Gli studi, però, non trovano un consenso sul fatto che la fiber-matrix ratio possa avere un ruolo nell'influenzare la resistenza alla flessione, in quanto i risultati sono contrastanti, ovvero per alcuni all'aumentare sia del diametro che della densità si associa un aumento della resistenza, per altri non vi sono differenze significative. (35)

Un aspetto che va esaminato come un'ulteriore variabile determinante della resistenza alla flessione è rappresentato dal grado di adesione che persiste tra le fibre e la matrice resinosa. La minor resistenza alla flessione che si registra nei perni a base di fibra di silice-zirconio e di carbonio può essere correlata alla scarsa adesione che persiste tra tali fibre e la matrice in cui sono incorporate. (35) Tale ipotesi sembra essere anche sostenuta dal fatto che il fallimento di tali perni risulta iniziare proprio nell'interfaccia tra le due componenti. Infatti, avere una scarsa adesione in tale sede impedisce la corretta trasmissione delle forze dalla matrice alle fibre, favorendo la formazione di vuoti, l'accumulo d'acqua e riducendo le proprietà meccaniche del perno. Una buona adesione si riscontra invece tra le fibre di vetro o di quarzo e la resina che presentano, infatti, valori superiori di resistenza alla flessione. (35)

Valutando tali aspetti, per eseguire il restauro degli elementi dentali altamente compromessi a livello strutturale, i perni identificati come ideali sono quelli realizzati in fibra di vetro, in quanto consentono di sostenere il materiale da restauro distribuendo al contempo omogeneamente le forze al tessuto radicolare residuo, grazie alle loro proprietà meccaniche e fisiche simili a quelle dentinali. (35)

Relativamente all'orientamento delle fibre, ci si è interrogati se potesse avere un ruolo sulle proprietà meccaniche del perno. (36) Convenzionalmente le fibre, di diametro compreso tra i 7 e i 10  $\mu\text{m}$  (3), hanno un'organizzazione lineare, ma recentemente sono stati introdotti perni con una disposizione delle fibre intrecciata (Figura 5), con il fine di aumentare macroscopicamente la forza con cui si legano e si incastrano con la matrice.



*Figura 5 (a-b): a- Immagine al SEM di un perno a fibre intrecciate. b- Immagine al SEM di un perno a fibre parallele. Fonte: Someya et al. 2021*

L'orientamento non sembra avere un ruolo sulla forza di ritenzione del perno alla resina impiegata per il build-up del moncone o al cemento. (36) Si è, però, riscontrato un effetto sulla modalità di frattura del perno nei test di estrazione (pull-out test): i perni realizzati con fibre disposte linearmente sono molto più soggetti a un fallimento dell'adesione tra il perno stesso e la resina o il cemento; mentre un orientamento intrecciato delle fibre riduce notevolmente questa evenienza, pur presentando, anche se con un'incidenza inferiore, fratture miste caratterizzate sia da un fallimento adesivo che coesivo nella resina composita. (36)

### *3.2.2 Indicazioni all'impiego di un perno in fibra*

La scelta della tipologia di restauro di un elemento trattato endodonticamente con l'utilizzo o meno di un perno deve essere presa dopo la valutazione di aspetti quali: la quantità e la qualità della struttura dentale residua, la posizione in arcata dell'elemento, l'anatomia e la funzione.

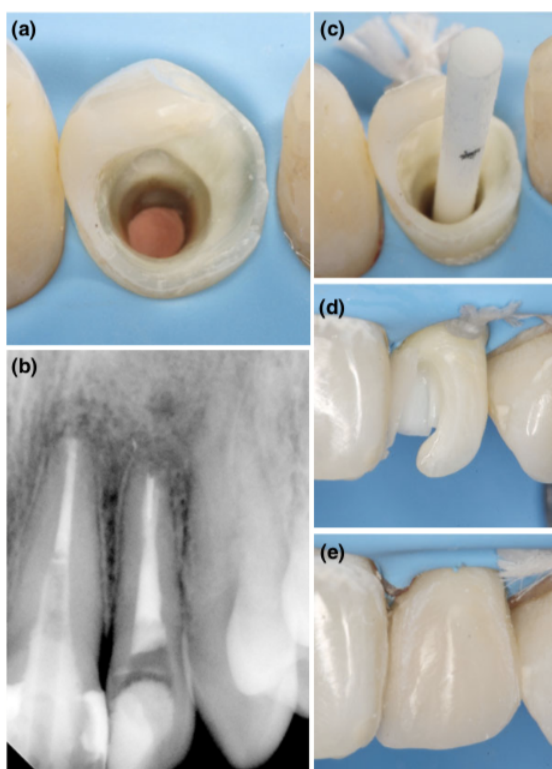
La quota sopragengivale residua di dente è fondamentale per la resistenza alla frattura ed è rappresentata dall'*effetto ferula*, ovvero il perimetro di tessuto duro che circonda circonfenzialmente l'elemento dentale. L'altezza della ferula dovrebbe essere indicativamente di 1,5-2 mm almeno per permettere una corretta dissipazione delle forze e rinforzare la superficie esterna di un elemento devitalizzato. (26)

Nelle situazioni in cui vi è la mancanza o totale o parziale della ferula significa che il dente ha una scarsa struttura residua e quindi è soggetto a un maggior rischio di fallimento. In questi casi il posizionamento di un perno non è indicato, poiché esso è in grado solo di aumentare la sopravvivenza del restauro e non la resistenza dell'elemento dentale. Può essere impiegato soltanto dopo aver riottenuto un'adeguata altezza del tessuto dentale sopragengivale o attraverso un'estrusione ortodontica o tramite un allungamento di corona clinica. (26)

La valutazione del carico oclusale e delle forze funzionali rappresenta un altro aspetto fondamentale, infatti bisogna osservare il ruolo strategico che riveste il dente nell'occlusione per comprendere se impiegare o meno un perno. Le forze funzionali concentrate su un singolo elemento sono circa 10 volte superiori rispetto alla loro distribuzione diffusa su più denti in maniera bilanciata, per cui di fronte ad un dente esposto a maggiori carichi l'utilizzo di un perno può aumentare la sopravvivenza del restauro, assieme alla realizzazione di una superficie oclusale corretta e ad adeguati punti di contatto. Per valutare i carichi oclusali è anche utile osservare tutta la dentizione, poiché qualora si riscontrassero importanti usure diffuse o segni di parafunzione, è consigliato eseguire un restauro con perno in fibra poiché un elemento dentale trattato endodonticamente in situazioni di questo genere possono essere maggiormente esposti ad un rischio di fallimento. (26)

Si deve valutare anche la posizione dell'elemento dentale in arcata: nei posteriori vi è la concentrazione di forze soprattutto compressive, e il perno dovrebbe essere usato con lo scopo di favorire l'adesione aumentando la quota di superficie adesiva disponibile, in situazioni in cui vi è una limitata presenza di tessuto coronale. Gli anteriori devono invece sopportare stress flessori, in cui il perno non verrebbe impiegato per scopi adesivi, ma per fini funzionali. (26)

Nel 2018 Zarow et al. hanno redatto una classificazione degli elementi dentali post-trattamento endodontico distinta in 5 classi, finalizzata ad aiutare il clinico nella scelta del tipo di restauro da effettuare. Nei denti appartenenti alla “classe 0” l’indicazione è quella di non utilizzare un perno in quanto non si manifesta un’estesa distruzione della corona, per cui le pareti della camera pulpare sono in grado di offrire autonomamente un’adeguata ritenzione ad un build-up del core del restauro. Nella “classe 1” (Figura 6) è raccomandato l’impiego del perno, poiché gli elementi che rientrano in tale categoria presentano una struttura dentale residua minore del 50%. Infatti, il perno è indicato qualora vi siano due o meno di due pareti rimaste, soprattutto per quanto riguarda gli anteriori e i premolari. (26)



*Figura 6 (a-e): Sequenza operativa su un elemento 2.2 appartenente alla “Classe 1” della classificazione di Zarow et al. del 2018. a- <50% di struttura coronale residua. b- Radiografia endorale prima della cementazione del perno. c- Posizionamento del perno calibrato. d- Perno cementato prima della ricostruzione. e- Immagine post-operatoria.*

*Fonte: Zarow et al. 2017.*

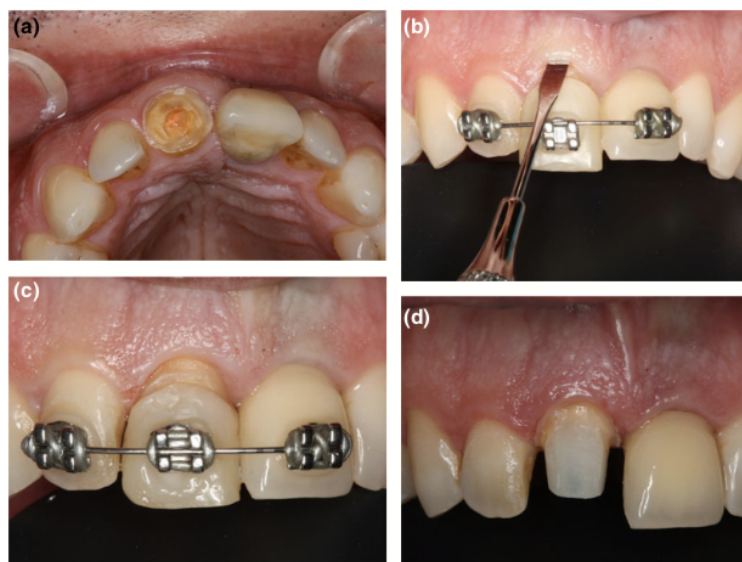
I premolari sono gli elementi più soggetti alla frattura poiché, a differenza dei molari, possiedono anatomicamente una struttura dentale e una camera pulpare di

dimensioni inferiori, ridotte ulteriormente dalla preparazione della cavità d'accesso endodontica e dal processo carioso e/o traumatico, potendo quindi possedere una superficie insufficiente per la ritenzione del restauro(1,26); inoltre sono anche elementi più fragili in quanto soggetti a forze di taglio e con orientamento laterale durante la masticazione che, per il loro andamento obliquo, risultano essere più dannose nei confronti del dente interessato per la deflessione che determinano sulle cuspidi in risposta ai carichi. (1,26)

Per tali ragioni i premolari beneficiano di un perno in fibra, il quale sembra ridurre il loro rischio di frattura e incrementarne le proprietà biomeccaniche; lo stesso vale anche per gli anteriori, soprattutto mascellari. Riguardo i molari appartenenti alla classe 1 della classificazione, essi generalmente non necessitano di un perno, a meno che non vi sia la totale mancanza della struttura coronale e un'insufficiente quota di camera pulpare disponibile per l'adesione. (26)

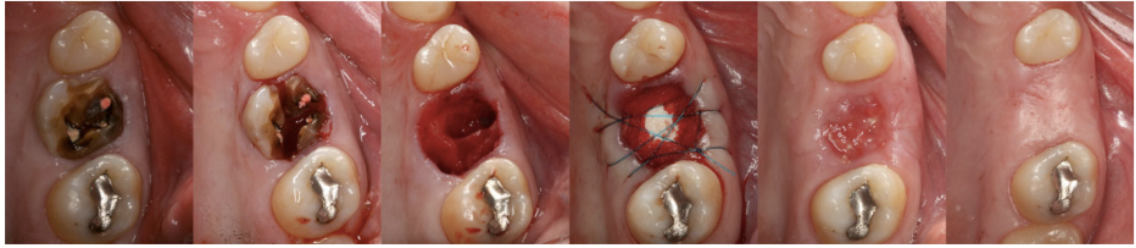
Relativamente alla "classe 2" (Figura 7), in tale categoria vi appartengono elementi dentali con l'assenza totale o parziale della ferula e che per tale ragione richiedono delle procedure pre-restaurative al fine di riottenere la quota di ferula perduta. In particolare, si fa riferimento ad un allungamento chirurgico di corona nel caso dei molari e all'estrusione ortodontica nel caso degli anteriori e dei premolari. Solo al termine di tali pre-trattamenti si può effettuare la cementazione di un perno, poiché se venisse effettuata prima non consentirebbe di compensare la mancanza della ferula. (26)





*Figura 7 (a-d): Sequenza operativa su un elemento 1.1 appartenente alla “Classe 2” della classificazione di Zarow et al. del 2018. a- <50% di struttura coronale residua, senza effetto ferula. b- Estrusione ortodontica rapida dell’1.1 con fibrotomia. c-d- 1.1 dopo l’estrusione. Fonte: Zarow et al. 2017.*

Nella “classe 3” si trovano invece i denti che hanno una struttura dentale residua minima con l’assenza totale della ferula, non ripristinabile mediante un’estrusione ortodontica o un allungamento di corona. Tali elementi non beneficiano dell’impiego di un perno in fibra per l’elevato stress a cui il perno stesso sarebbe sottoposto, provocandone deformazioni e il rischio di microleakage che favorisce, a sua volta, l’insorgenza di carie secondarie e quindi della necessità di effettuare un ritrattamento canalare. (26) In situazioni di questo tipo si può consigliare come alternativa l’utilizzo di un perno-moncone metallico fuso per le sue maggiori proprietà meccaniche, ma essendo più rigido è anche più esposto a fallimenti di tipo irreparabile come la frattura dell’elemento dentale, anche se in seguito a stress notevolmente superiori rispetto a quelli sopportabili da un perno in fibra. In alternativa, per evitare tale rischio, è stato anche proposto di effettuare un restauro diretto in composito, qualora vi sia 1/3 di quota residua di corona. Infine, nella “classe 4” (Figura 8) l’elemento è talmente compromesso che nessun restauro viene eseguito, ma si procede alla sua estrazione e al successivo ripristino mediante un impianto o un ponte su corone. (26)



*Figura 8: Sequenza operativa su un elemento 2.5 appartenente alla “Classe 4” della classificazione di Zarow et al. del 2018. Per l’assenza dell’effetto ferula e di una sufficiente struttura coronale si è proceduto all’estrazione. Fonte: Zarow et al. 2017.*

In conclusione, come affermato anche dalla European Society of Endodontology nel 2021, l’impiego di un perno è indicato negli anteriori e premolari in presenza di una quota di tessuto coronale inferiore al 50% e in seguito a un pre-trattamento restaurativo, mentre è indicato nei molari solo qualora vi sia una struttura coronale quasi o totalmente persa. (1,26)

Relativamente alla tipologia di restauro, attualmente si ricorre all’adozione dei perni nei confronti soprattutto di restauri indiretti, piuttosto che nei diretti, ma non ci sono delle linee guida a disposizione, per cui la scelta dipende totalmente dall’operatore. (37)

Uno studio pubblicato nel 2016 ha eseguito un confronto tra la sopravvivenza di restauri diretti e corone in metallo ceramica con o senza l’impiego di un perno, con un follow-up minimo di 8,8 anni. (38) Ciò che è emerso è che gli elementi dentali che avevano subito una terapia canalare, indipendentemente dal tipo di restauro eseguito e dalla quota di tessuto coronale residuo, mostravano una sopravvivenza nettamente superiore in presenza di un perno rispetto ad elementi con ricostruzioni post-free. (38) In particolare, per quanto riguarda i restauri diretti i valori di sopravvivenza erano del 93,8% in caso di impiego di un perno e del 75,8% in sua assenza; riguardo le ricostruzioni mediante una corona in metallo-ceramica i valori erano di poco superiori, pari al 95,1% in presenza di un perno e all’80,0% in sua mancanza. Il maggior fallimento registrato nei restauri post-free era prevalentemente legato all’insorgenza di fratture radicolari, che necessariamente portavano all’estrazione dell’elemento dentale. (38)

Le cause di tale maggiore propensione alla frattura nei restauri senza perno sono molteplici, tra cui la mancanza del “sistema monoblocco”, che consiste nella

creazione di un'unica struttura costituita dalla dentina intracanalare e il perno in fibra, attraverso l'interposizione di uno strato di cemento. (33)

### 3.3 Preparazione del post-space

Il post-space inizialmente si effettuava eseguendo una preparazione caratterizzata da diametri e lunghezze importanti, al fine di cementare un perno di grandi dimensioni. Nel tempo si è visto che tale approccio non incrementa la ritenzione del perno e tanto meno la resistenza del dente, ma piuttosto rimuove parte del tessuto dentale residuo, indebolendo l'elemento e potendolo portare alla frattura. (39) Con gli attuali perni in fibra si sfrutta una cementazione adesiva che crea un buon legame, minimizzando l'effetto cuneo e il sacrificio di tessuto dentale. Con tale procedura adesiva le dimensioni e la forma del perno, conica o a pareti parallele, non hanno più importanza, dal momento che non serve più la realizzazione di una ritenzione meccanica, tipica dei perni metallici. (3) Attualmente infatti, si esegue un post-space che non superi in diametro  $1/3$  della sezione trasversale della radice e che permetta di mantenere uno spessore dentinale circonferenziale non inferiore a 1 mm. (39)

Il diametro del perno, invece, dovrebbe essere approssimativamente pari a  $1/4$  di quello della radice. Attualmente quindi si predilige un perno di dimensioni ridotte anche se può subire nel tempo un fallimento a seguito dei carichi occlusali a cui è sottoposto. Nonostante ciò, è preferibile rispetto a un perno di diametro maggiore, poiché esso, pur resistendo maggiormente alle forze funzionali, può determinare come esito la frattura della radice. (40)

Per cui si deve scegliere un perno della misura idonea a quella del canale, poiché non bisogna adattare il canale al perno, ma viceversa. (3) Le linee guida di preparazione del post-space prevedono che per i perni in fibra la lunghezza sia pari a  $1/3$  o  $1/2$  della lunghezza del canale, inferiore rispetto a quella relativa alle altre tipologie di perno pari ai  $2/3$  del canale. (40) Per scegliere tale misura di preparazione è sempre bene fare prima un'attenta valutazione radiografica con lo scopo di trarre informazioni relativamente l'anatomia, la morfologia pulpare, la lunghezza radicolare e la presenza di eventuali curvature o formazioni periapicali. Generalmente si considera di lasciare almeno 4-5 mm di gutta-percha a livello

apicale, per mantenere un sigillo a tale livello. (40) L'apice viene, infatti, considerato come una zona "proibita" per l'esecuzione della preparazione, in quanto possiede soltanto un minimo spessore di dentina, la cui preparazione ne causerebbe un cedimento. La zona di "sicurezza" è invece rappresentata dal terzo cervicale, per il maggior spessore dentinale, mentre il terzo medio è una zona "intermedia" in cui vi è la probabilità di causare dei danni per un'over-preparation in ampiezza o lunghezza. (40) Per dimostrare come la lunghezza del perno abbia un ruolo nella riduzione del tessuto duro dentale, basta considerare che un perno di 11 mm rimuove il 40% del tessuto duro dentinale rimasto dopo la strumentazione. Invece, l'impiego di un perno di 4,5 mm la rimozione del tessuto è soltanto pari al 2,17%, riducendo notevolmente il rischio di frattura radicolare. (40)

Nell'esecuzione della preparazione vi sono diverse tecniche a disposizione quale l'impiego di solventi, di plugger riscaldati, di frese di Largo e di Gates-Glidden o altre sistematiche rotanti. (39)

Lo strumento non dovrebbe presentare un diametro importante, poiché determinerebbe l'assottigliamento della dentina, oppure il suo contatto con essa potrebbe trasmetterle stress e le frizioni che la danneggerebbero, causando soprattutto dei cracks. Ogni tipo di strumentazione effettuata per preparare il post-space determina dei difetti di entità differente, i quali comunque sono più rappresentati a livello più cervicale della radice rispetto alla porzione apicale. Tra le sistematiche quella che risulta causare una quota inferiore di danni è quella basata sull'impiego delle frese di Gates-Glidden (#1, #2, #3, #4). (39)

Il post-space si prepara rimuovendo prima il restauro provvisorio, se presente, poi preparando il canale in sequenza con gli strumenti della sistematica selezionata montati su un manipolo a bassa velocità, in genere tra i 15.000 e i 20.000 rpm. Al cambiamento di ogni fresa si effettua un'irrigazione con NaOCl e una sua asciugatura con coni di carta. (39)

La preparazione del post-space richiede la rimozione della porzione più coronale dell'otturazione endodontica, mantenendo allo stesso tempo l'integrità della stessa per evitare delle reinfezioni batteriche che comportano il fallimento del trattamento endodontico. Le cause del danneggiamento dell'otturazione sono molteplici, quali la metodica e gli strumenti utilizzati per rimuovere il materiale endo-canalare, la

lunghezza della preparazione e il timing di esecuzione. (41) Riguardo quest'ultimo aspetto, la preparazione del post-space può essere effettuata nell'immediato oppure posticipatamente, ma attualmente la tempistica ideale è ancora dibattuta. In letteratura infatti, vi sono risultati contrastanti i quali, però, sono più frequentemente a favore di una preparazione eseguita nell'immediato. In tal modo si eviterebbe infatti di far penetrare all'interno dell'otturazione sia fluidi che batteri, il cui ingresso è favorito attraverso la cavità di accesso otturata provvisoriamente nei casi in cui si effettua una preparazione posticipata. (41) Una possibile spiegazione di un maggior grado di fallimento endodontico riscontrato meno frequentemente a seguito di una preparazione immediata, potrebbe essere invece legata alla tipologia di cemento endo-canalare e in particolare quelli che presentano un tempo di indurimento più lungo. Tali cementi, durante l'utilizzo degli strumenti per la rimozione dell'otturazione, possono presentare delle aree ancora non indurite, le quali compromettono il sigillo all'interno del canale favorendo ad esempio degli spostamenti della gutta-percha presente e la formazione di gap che possono favorire l'ingresso batterico. (41)

## **4. L'USO DEI CEMENTI NEI RESTAURI POST-ENDODONTICI**

Nei restauri post-endodontici la ritenzione dei perni intracanalari, che siano essi fusi o prefabbricati avviene mediante l'interposizione di un cemento tra il perno e le pareti radicolari. I cementi sono materiali ideati al fine di sigillare e mantenere in una posizione fissa nel tempo anche restauri e protesi. Inoltre, possono essere ulteriormente impiegati come liner cavitari, nei restauri diretti e nella cementazione di devices ortodontici. (42)

Negli anni si è cercato di migliorare le caratteristiche chimico-fisiche di questi materiali per soddisfare le richieste dei clinici e per semplificare le tecniche di utilizzo e per questo attualmente si hanno a disposizione diverse tipologie di cemento. A ciascuna di esse si associa un ampio range di proprietà meccaniche legate alla differente composizione dei materiali, che inevitabilmente implicano la presenza di specifiche indicazioni di utilizzo in base alla necessità clinica. (42) Tali variabilità legate alla natura del cemento e del substrato, permettono di sfruttare diverse modalità di ritenzione, anche in combinazione tra loro, quali meccanismi chimici, meccanici e micromeccanici. (43)

Le proprietà ideali di un cemento sono:

- La biocompatibilità verso la polpa e i tessuti molli;
- Proprietà fisiche quali: la radiopacità, uno spessore che permetta il corretto posizionamento del restauro, una bassa solubilità, un tempo di lavoro esteso e un tempo di indurimento ridotto, una bassa viscosità (44), adeguate proprietà ottiche, scarsa usura nel tempo (45);
- Proprietà meccaniche quali: elevate resistenze alla compressione, al taglio, alla trazione e una forza di adesione importante sia al restauro che al tessuto dentale;
- Buona maneggevolezza, sia nella fase di miscelazione che di rimozione degli eccessi.(44)

Inoltre, idealmente un cemento dovrebbe possedere anche proprietà fisico-meccaniche paragonabili a quelle dentinali, in quanto deve resistere alle forze masticatorie, trasferendole dal restauro alla struttura dentale residua. Attualmente

non esiste un cemento in grado di soddisfare contemporaneamente tutte queste caratteristiche e che sia indicato per ogni situazione. (42)

#### 4.1 Tipologie di cementi e cenni storici

I cementi impiegati in ambito odontoiatrico e per la cementazione dei perni possono essere classificati, in base alla durata del restauro, in due grandi gruppi: i cementi provvisori e i cementi definitivi.

Per quanto riguarda i provvisori, nel 1850 fu realizzato il primo cemento di questa categoria, ovvero il *cemento all'ossido di zinco eugenolo (ZOE)* che si ottiene miscelando l'ossido di zinco in polvere con l'eugenolo liquido (44) i quali danno origine a una reazione di tipo acido-base. (46)

È un materiale che possiede elevate solubilità e rigidità, incrementandone il rischio di frattura e determinando minori valori di resistenza alla compressione e alla tensione rispetto alle altre tipologie di cemento. È per tali aspetti che lo ZOE è utilizzabile solo provvisoriamente, come nella fase di provvisorizzazione di un perno-moncone fuso, poiché permette di ottenere un buon sigillo e un'adeguata ritenzione del restauro provvisorio, ma non ha la forza necessaria per un utilizzo definitivo. (46) Ulteriori caratteristiche sfavorevoli di questo cemento sono legate al fatto che mantiene un comportamento tissotropico se sottoposto a pressione anche dopo un completo indurimento. Inoltre, l'eugenolo contenuto al suo interno ha un effetto inibente nei confronti del legame adesivo dei cementi definitivi resinosi utilizzati successivamente per la cementazione del manufatto definitivo. Esso infatti si accumula all'interno dei tubuli dentinali e sulla superficie della dentina (46) fungendo da inibitore dell'interazione tra i monomeri acidi funzionali e la componente inorganica del tessuto, riducendo anche la sua bagnabilità nei confronti di eventuali sistemi adesivi impiegati. (47)

Per superare le problematiche legate alla presenza dell'eugenolo, sono stati realizzati successivamente cementi a base di ossido di zinco in cui si è sostituito l'eugenolo con altri acidi organici. (46)

Nella cementazione dei perni sia fusi che prefabbricati vengono impiegati i cementi definitivi, che nel corso degli anni hanno subito un'evoluzione fino ad arrivare agli attuali cementi resinosi, utilizzati per la ritenzione dei perni in fibra.

I cementi definitivi possono essere suddivisi in base alla tipologia di ritenzione che attuano in “*luting cements*” e “*bonding cements*” (44), oppure in base alla loro composizione chimica in “*cementi a base d'acqua*” e “*cementi a base di resine*”. (45) Quest'ultima suddivisione, prevede anche un'altra categoria di cementi, ovvero i “*cementi a base oliosa*”, i quali non rientrano però nei materiali definitivi, ma bensì rappresentano la classe di cementi provvisori menzionata precedentemente. (48)

La prima classificazione si basa sul fatto che i *luting cements* sono materiali che sfruttano un meccanismo ritentivo di tipo micromeccanico. A questa categoria appartengono 4 tipologie di materiali: il cemento al fosfato di zinco, il cemento al poliacrilato di zinco, i cementi vetroionomerici convenzionali e i cementi vetroionomerici modificati con resine. I *bonding cements*, invece, implicano la presenza di interazioni chimiche o fisiche tra le due superfici d'adesione e comprendono in questa classe solo i cementi resinosi. (44)

La seconda classificazione menzionata, ovvero quella su base chimica, prevede che nel gruppo relativo ai *cementi a base d'acqua* vi siano: il cemento al fosfato di zinco, al poliacrilato di zinco e i cementi vetroionomerici convenzionali. I *cementi a base di resine* comprendono i cementi vetroionomerici modificati con resine e i cementi resinosi.

(45)

Il *cemento al fosfato di zinco* è stato il primo ad essere utilizzato a seguito della sua introduzione risalente agli anni '80 del 1800. Attualmente il suo impiego è stato notevolmente ridotto, ma le applicazioni prevedevano soprattutto la cementazione di protesi fisse in metallo-ceramica sia in forma di corone singole e parziali che in preparazioni più estese come ponti. Si utilizzava anche come liner cavitario o come base di protezione per la polpa dagli stimoli meccanici, termici ed elettrici, come materiale per la cementazione di bande ortodontiche e come restauro provvisorio. (42,43,45)



Sono stati, inoltre, ampiamente impiegati nella cementazione di perni intracanalari prefabbricati di natura metallica, ma l'adesione che esplicavano era solo di tipo meccanico e non chimico nei confronti della dentina, per cui la forza di legame risultava essere non ottimale. In più, tale sistema di ritenzione micromeccanica nei confronti delle irregolarità dentinali e del metallo dei perni prefabbricati tendeva a favorire lo sviluppo di fratture radicolari e debonding del perno. (49) Tale cemento è disponibile in una formulazione polvere-liquido in cui la polvere è costituita dall'ossido di zinco come componente principale (90%), con l'aggiunta di una piccola percentuale di ossido di magnesio e ossido di bismuto (10%). Può contenere anche quantità ridotte di silice, la quale fornisce la giusta viscosità al cemento, di bario e di calcio utili per rendere il composto cremoso e privo di impurità. Alcuni presentano anche una percentuale di fluoro, ma la capacità di essere rilasciato da tale materiale è piuttosto dubbia.

Il liquido è, invece, rappresentato da una soluzione acquosa contenente acido ortofosforico (67%), fosfato di alluminio e fosfato di zinco che svolgono un'azione tampone nei confronti della reattività dell'acido. L'acqua è una componente fondamentale (33%) e la sua quantità ha un effetto diretto sul *setting time* del cemento, ovvero se è presente in quantità ridotte si avrà un prolungamento del tempo di indurimento e una sua riduzione in presenza di un'elevata quota d'acqua, in quanto esercita un controllo sulla ionizzazione dell'acido. La miscelazione delle due componenti mediante una spatola da origine a una reazione esotermica di tipo acido-base che produce inizialmente un materiale di consistenza fluida e cremosa che agevola il posizionamento del restauro e che successivamente subisce un indurimento progressivo nell'arco di alcuni minuti. La giusta consistenza per poter essere utilizzato viene raggiunta quando sollevando la spatola, il materiale crea tra essa e la lastra un "filo" dell'altezza di circa 2-3 cm. (42,45,46) Riguardo le sue proprietà meccaniche, il cemento al fosfato di zinco possiede una resistenza tensile bassa, tra i 5 e i 7 MPa (44), una resistenza alla compressione moderata, tra gli 80 e i 110 MPa e uno spessore sottile di circa 18  $\mu\text{m}$ . (45)

Un grande svantaggio è legato al fatto che è riconosciuto come il cemento più solubile in ambiente acquoso, infatti ha una percentuale di solubilità dello 0.36% (44), che supera il massimo livello accettabile per tali materiali, pari allo 0.2%. (45)

Infine, presenta un elevato modulo di elasticità che lo rende rigido e quindi più a rischio di sviluppare fratture nel tempo. (42)

Successivamente, nel 1968, venne introdotto il *cemento al polycarbossilato di zinco*, il quale si configurò come il primo cemento in grado di aderire alla struttura dentale (44), realizzando un legame debole nei confronti dello smalto, con valori di 3-13 MPa e ancor più debole nei confronti della dentina, con valori di 2-4 MPa. Le capacità adesive di questo materiale sono dovute all'interazione che si sviluppa tra i gruppi di acido carbossilico liberi e gli ioni calcio dell'idrossiapatite, previa un'adeguata pulizia della superficie dentale dai detriti e contaminanti. (42) Anch'esso è disponibile in una formulazione polvere-liquido, in cui la polvere è rappresentata da ossido di zinco sinterizzato e ridotto in particelle, in cui la sinterizzazione permette una manipolazione più agevole del cemento e riduce la reattività dell'ossido di zinco stesso ed è un processo favorito dall'aggiunta di ossido di magnesio in quantità pari all'1-5%. All'interno viene incorporata anche una piccola quota di silice pirogenica per agevolare la miscelazione e il raggiungimento di una consistenza inizialmente fluida che ne consente l'utilizzo. In alcuni cementi al polycarbossilato di zinco sono anche stati aggiunti sali come il fluoruro stannoso per incrementare le proprietà meccaniche e rendere il materiale una fonte di rilascio di fluoro. (42)

Il liquido è, invece, rappresentato da una soluzione acquosa di acido polycarbossilico, in genere sotto forma di un omopolimero di acido poliaccrilico o un copolimero di acido acrilico con acidi itaconico o maleico. La viscosità può essere controllata con l'aggiunta di piccole percentuali di acido tartarico. (42)

Tra l'acido polycarbossilico e l'ossido di zinco si instaura una reazione di neutralizzazione che comporta la formazione di complessi di sali di zinco polycarbossilato. A seguito di tale reazione si ottiene la formazione di un idrogel di polycarbossilato cross-linked, rinforzato dalla presenza di particelle di ossido. All'interno di questo gel, durante la fase di indurimento, si assiste alla progressiva trasformazione dei gruppi di acido carbossilico (COOH) in gruppi carbossilati (COO<sup>-</sup>). Anche in tale cemento, l'acqua è una componente fondamentale che svolge 3 importanti funzioni:

- È un mezzo di diffusione, poiché permette, da un lato, all'acido di ionizzarsi producendo protoni, e dall'altro, la diffusione degli ossidi basici all'interno del liquido per reagire con i protoni di natura acida. Inoltre, è un mezzo di diffusione anche per gli ioni di fluoro, qualora fossero incorporati nel materiale.
  - Stabilizza i complessi carbossilati, donando ad essi elettroni.
  - L'acqua residua consente al cemento indurito di mantenere un carattere più plastico, che gli permetta di essere più resiliente e meno soggetto a fratture.
- (42)

Tale cemento possiede tra le proprietà la tissotropia, ovvero la capacità di ridurre la sua viscosità all'aumento della pressione per divenire più fluido, favorendo in tal modo la sua penetrazione nelle aree più anguste, come il canale radicolare sotto la spinta esercitata dal perno metallico. (42)

Non è ottimo come cemento definitivo poiché presenta un'elevata solubilità, con valori compresi tra lo 0.1% e lo 0.5%, subendo, inoltre, un processo di erosione quando sottoposto ad un ambiente acido. (42) Un'altra ragione che ne limita l'utilizzo è la sua importante tendenza a subire, per la presenza di una matrice polimerica che lo rende meno fragile, una deformazione plastica nei confronti di carichi dinamici messi in atto dopo l'indurimento. (42) In relazione alle altre proprietà meccaniche, tale materiale possiede una resistenza alla compressione più bassa (67-91 MPa) del cemento al fosfato di zinco, ma ha una maggiore resistenza tensile (8-12 MPa) (44) e la capacità di legare il tessuto dentale, anche se la ritenzione principale è di tipo meccanico (46). Per tali ragioni, nella cementazione di perni metallici, si preferiva l'impiego di cementi a base di fosfato di zinco o i cementi vetroionomerici.

I *cementi vetroionomerici* convenzionali (Glass Ionomer Cements, GIC) sono stati prodotti nel 1972, divenendo la tipologia di cemento definitivo più utilizzata nel mondo. Sono costituiti da una formulazione di tipo polvere-liquido che miscelate insieme danno origine a una reazione esotermica di tipo acido-base, in cui la componente basica va a neutralizzare l'acido. Tali cementi sono anche disponibili in

capsule miscelate meccanicamente attraverso un mixer, quali gli amalgamatori o i triturator. (48)

La componente basica è costituita da calcio, stronzio, fluoro-alluminosilicati, mentre il liquido da copolimeri di acidi polialchenoici, compresi gli acidi itaconico, maleico e tricarbossilico, con l'acqua che si configura sempre come elemento essenziale. (45)

L'inizio della miscelazione dei due composti da origine ad una reazione in cui, in presenza d'acqua, il gruppo carbossilico (COOH) va incontro ad una parziale ionizzazione formando un anione carbossilato (COO<sup>-</sup>) e un protone idrato (H<sub>3</sub>O<sup>+</sup>), il quale a sua volta attacca le particelle di vetro degradandole e inducendo la produzione di ioni di calcio, stronzio, alluminio, fluoro e acido silicico. Tali ioni metallici reagiscono con i gruppi carbossilici dell'acido per formare un sale poliacidico che determina la formazione di un idrogel e il successivo indurimento del materiale. (42) Il GIC subisce uno snap set iniziale in cui si ottiene un indurimento clinicamente accettabile in circa 7 minuti, ma esso si completa soltanto nell'arco di alcuni mesi successivi. Non si raccomanda l'impiego di questa tipologia di cemento nella cementazione dei perni poiché le vibrazioni prodotte durante la preparazione del dente possono alterare la ritenzione meccanica del materiale, avendo un processo di indurimento piuttosto prolungato. (46) Nonostante ciò, il GIC presenta delle proprietà uniche che gli consentono di essere impiegato sia come materiale per la cementazione che come materiale da restauro, grazie alla sua capacità di aderire sia allo smalto che alla dentina e al rilascio prolungato di ioni fluoro da parte del materiale. Relativamente al rapporto con i tessuti dentali, tale cemento, essendo a base d'acqua, è compatibile con la dentina, la quale risulta essere altamente idratata. È un materiale di tipo self-adhesive, che prevede per il suo impiego un pretrattamento della superficie dentinale con una soluzione al 10% di acido poliacrilico per 10 secondi, in modo tale da rimuovere lo smear layer e altri contaminanti che occludono i tubuli dentinali e per alterare l'energia di superficie dentale facilitando l'adattamento del cemento. (45)

Il GIC è un materiale con una bassa resistenza tensile pari a 6-7 MPa, una bassa resistenza alla frattura, una resistenza alla compressione moderata, dagli 85 ai 126 MPa (44) e uno spessore di 25 μm dopo l'applicazione. Inoltre, nell'ambiente orale

è molto suscettibile all'erosione, che può arrivare fino a  $0,05 \mu\text{m}$  all'ora, soprattutto in presenza di un pH acido. Possiede una scarsa resistenza all'usura e un'opacità intrinseca, ha un basso grado di contrazione ed è biocompatibile con i tessuti dentali, mostrandosi biomimetico nei confronti della dentina, ovvero con proprietà meccaniche analoghe ad essa. Presenta anche un'elevata solubilità, pari all'1,25%, la quale fa sì che si suggerisca di rivestire i margini del cemento con un sigillante, quali un adesivo o una vernice, per proteggerlo, poiché si è visto che in ambiente acquoso il cemento perde la sua forza di adesione alla dentina progressivamente, in base al tempo di esposizione. (45)

La caratteristica principale del GIC è la sua capacità di rilasciare fluoro, la quale permette di ridurre l'incidenza di carie secondarie e consente allo stesso momento di impedire la demineralizzazione. Infatti, il fluoro si sostituisce al calcio nella formazione dell'idrossiapatite, trasformandola in fluoroapatite che risulta essere molto più resistente agli attacchi degli acidi. Il rilascio di fluoro si riduce dopo pochi giorni dalla cementazione, restando poi costante dal decimo giorno fino a mesi o anni. (45) Il più basso modulo di elasticità associato a tale classe di cementi, rispetto al fosfato di zinco e allo zinco poliacrilato, ha permesso ai GIC di essere più favorevoli nella cementazione dei perni metallici poiché riducono lo stress nei confronti del tessuto radicolare residuo e di conseguenza anche il rischio di frattura. (50)

Per quanto riguarda i cementi a base di resine, essi sono caratterizzati dalla presenza di un legame adesivo nei confronti della dentina che possiede una forza d'adesione notevolmente superiore a quella ottenibile con i cementi a base d'acqua. (45)

Tra i cementi a base di resine vi sono i *cementi vetroionomerici modificati con resine* (Resin-modified glass ionomer cements, RMGI), i quali sono stati introdotti alla fine degli anni '80 per superare gli svantaggi dei GIC, quali l'elevata solubilità e la scarsa resistenza iniziale. (46) I componenti principali sono rappresentati da: fluoro-alluminosilicati; acqua; monomeri metacrilati idrofili; radicali liberi che fanno da iniziatori nella reazione; un copolimero di acido poliacrilato.

Il vetro a base di fluoro-alluminosilicati contenuto negli RMGI ha una composizione molto simile a quello incorporato nei GIC, ma con l'aggiunta di una

quota di resina pari a circa il 10%, al fine di aumentare le proprietà fisiche del materiale. (48) In particolare è la componente acida ad essere differente, in quanto modificata con l'aggiunta di piccole quantità di resina quali l'idrossietilmetacrilato (HEMA) o il bisfenol A glicidil-metacrilato (bis-GMA). (45)

Questi materiali dopo la miscelazione subiscono una duplice reazione: la componente vetrosa va incontro a una reazione acido-base che avviene più lentamente, mentre la componente resinosa polimerizza molto più rapidamente a seguito o di un'iniziazione chimica o di una foto-iniziazione. Sono definiti per tale ragione dei cementi duali, poiché alla reazione acido-base principale segue un secondo processo di polimerizzazione, chimico o foto-indotto da radicali liberi nella componente resinosa. (42)

Se si impiegano cementi in duplice pasta auto-miscelata dal puntatore della siringa o in cartucce, gli RMGI sono più semplici da utilizzare e meno operatore-dipendenti, consentendo anche una più agevole rimozione degli eccessi poiché viene eseguita durante la fase in cui il materiale non è ancora del tutto indurito. Inoltre, sempre in relazione ai GIC, tale classe di cementi non possiede una sensibilità all'umidità, per cui resistono alla dissoluzione e non sono soggetti a essiccazione dopo l'indurimento. Un ulteriore vantaggio è rappresentato dal fatto che il materiale assicura un ottimo sigillo marginale, proteggendo la dentina dall'ingresso dei batteri. (42)

Tali materiali, come i GIC, rientrano nella categoria *self-adhesive*, possedendo un meccanismo d'adesione rappresentato dalla combinazione di due fattori: il primo è di tipo micromeccanico secondo cui si verifica l'alterazione del fango dentinale, l'infiltrazione dei tubuli e degli spazi tra le fibre collagene da parte del liquido del cemento, che, a seguito della polimerizzazione, crea un sistema stabile di compenetrazione tra le parti; il secondo è di tipo chimico, mediato dalla presenza di una reazione ionica tra il poliacrilato e gli ioni calcio dell'idrossiapatite. (42) Grazie ai due meccanismi enunciati, si assicura una forza adesiva (8 MPa) (44) notevolmente superiore agli altri cementi, il cui fallimento normalmente è di tipo adesivo. Inoltre, fa sì che un restauro cementato con tecnica adesiva mediante un RMGI è molto più resistente ai microleakage rispetto a uno cementato con un materiale non adesivo, quale ad esempio il fosfato di zinco. (42)

Ciò che è comune a tutti è che sono stati resi più resistenti ai carichi tramite una maggiore capacità di dissipare gli stress e che in generale presentano caratteristiche dal punto di vista meccanico, migliorate soprattutto rispetto alla controparte dei GIC. Questo è soprattutto legato alla formazione di legami covalenti aggiuntivi tra i gruppi metacrilati all'interno della matrice a seguito della polimerizzazione. (42) Pertanto, sono cementi meno fragili, con maggiore resistenza tensile (20 MPa), resistenza alla compressione (105 MPa), alla flessione, alla frattura, alla degradazione e all'usura. (42)

Anche esteticamente risultano essere migliorati rispetto ai loro predecessori, i GIC, poiché hanno un colore simile a quello dentale e dei materiali resinosi. (45)

Come i GIC, hanno la capacità di rilasciare fluoro che apporta i benefici precedentemente descritti e risultando particolarmente indicati nei pazienti con una suscettibilità alle carie aumentata. (42) Tale rilascio è maggiore nelle prime 24 ore, per poi decrescere fino a raggiungere livelli costanti dopo 14 giorni. (45)

Inizialmente i GIC e i RMGI venivano impiegati per la cementazione dei perni-moncone fusi, poi attualmente rappresentano un'alternativa ai cementi resinosi per la cementazione dei perni in fibra. Entrambi esercitano un'interazione chimica mediante il legame tra i gruppi carbossilici dell'acido polialchenoico e il calcio del tessuto dentale e subiscono un'espansione igroscopica per l'assorbimento dell'acqua residua all'interno dei tubuli dentinali, la quale permette di compensare la contrazione che i materiali subiscono con l'indurimento. (51) Conferiscono una buona forza adesiva nella cementazione dei perni in fibra, ma attualmente si tende sempre più ad utilizzare cementi resinosi, che verranno trattati successivamente, poiché essi sono in grado di distribuire più omogeneamente gli stress quando impiegati in combinazione ai perni in fibra in quanto presentano entrambi un modulo di elasticità simile a quello dentinale e inoltre, possiedono proprietà meccaniche superiori. (51)

## 4.2 I cementi resinosi

I *cementi resinosi* rappresentano l'unico materiale appartenente alla categoria dei "bonding cements", secondo la suddivisione basata sul meccanismo di ritenzione. Invece, secondo la classificazione relativa alla composizione chimica, sono

classificati come “cementi a base di resine” insieme ai RMGI. (44) Sono stati sviluppati durante gli anni '50 (45), ma gli attuali cementi resinosi sono stati introdotti negli anni '70. La formulazione è attualmente in duplice pasta o in pasta singola e in base al produttore vi sono delle differenze compositive, anche se generalmente la resina presente si configura come un mix di monomeri dimetacrilati, quali ad esempio il bis-GMA, il trietilenglicoldimetacrilato (TEGMA) o l'anidride 4-metacriloilossietil trimellitica (4-META). In tale miscela di monomeri sono incorporati filler inorganici rivestiti di silano e radicali liberi che fungono da iniziatori della reazione. In più si possono aggiungere piccole quantità di silice pirogenica o oligomeri o polimeri ad alto peso molecolare al fine di modificare le proprietà reologiche e rendere il materiale più facilmente maneggiabile dall'operatore. (42)

I cementi resinosi attualmente sono i più utilizzati nella pratica clinica per le proprietà meccaniche notevolmente superiori rispetto agli altri materiali, sviluppati precedentemente. Per renderli competitivi soprattutto nei confronti dei GIC e dei RMGI, si è aggiunto del fluoro in alcune formulazioni, ma attualmente gli studi non hanno dimostrato un rilascio efficace da parte del materiale, ritenendolo privo di proprietà anti-cariogene. (45)

Sono materiali che presentano un'elevata resistenza all'erosione in ambiente acquoso e una bassissima solubilità, inoltre possiedono anche qualità estetiche favorevoli. Sono dotati di una superiore resistenza alla compressione e di valori di adesione alla dentina compresi in un range di 18-30 MPa, superiori rispetto a tutti gli altri cementi presenti in commercio. (42)

A sua volta, questa classe di cementi può essere suddivisa, in base al sistema sfruttato per la polimerizzazione, in tre sottogruppi:

- *Self-cured*, ovvero autopolimerizzanti;
- *Light-cured*;
- *Dual-cured*. (45)

La polimerizzazione consiste nella formazione di legami tra i monomeri che compongono il cemento al fine di creare dei polimeri, tramite la conversione dei doppi legami C=C nel monomero in legami singoli C-C tra i monomeri. Tale



reazione necessita di un'attivazione, che risulta essere differente nelle tre categorie in cui i materiali sono divisi. (52)

Nei *self-cured* è presente un attivatore chimico rappresentato dal perossido di benzoile, il quale è contenuto in una delle due paste e che, a seguito della miscelazione, subisce una rottura e una sua conseguente trasformazione in radicali liberi che a loro volta innescano la reazione redox legandosi ai monomeri e rompendo i doppi legami del carbonio. (52)

Invece, i cementi di tipo *light-cured*, detti anche foto-polimerizzabili, subiscono un'attivazione fisica della polimerizzazione, poiché la formulazione in singola pasta una volta posizionata, viene esposta a una sorgente luminosa con una lunghezza d'onda di 480 nm. La luce attiva il componente fotosensibile, che in genere è il canforochinone, il quale si va a legare all'amina terziaria, che funge da co-iniziatore, che rilascia due radicali liberi, i quali vanno a loro volta a iniziare il processo di conversione dei monomeri. (52)

Al fine di combinare i benefici dei cementi foto-polimerizzabili e quelli chemopolimerizzabili, sono stati sviluppati i cementi duali o *dual-cured* disponibili in duplice componente, in cui la pasta catalizzatrice contiene un attivatore chimico come il perossido di benzoile, e la pasta base presenta al suo interno le amine terziarie e il foto-iniziatore. La miscelazione delle due paste e la conseguente esposizione alla fonte di luce innesca la polimerizzazione che contemporaneamente avviene sia in modalità *self-cured* che *light-cured*. (52)

I diversi meccanismi con cui i materiali polimerizzano fanno sì che essi possano essere utilizzati in contesti differenti, potendo in tal modo rispondere ad ogni esigenza clinica. I *self-cured* sono cementi il cui utilizzo è indicato nelle situazioni in cui la luce non può entrare a contatto con essi, come nel caso della cementazione di restauri indiretti molto spessi, di perni intraradicolarari e di corone realizzate con materiali che non si lasciano attraversare dalla luce, come le ceramiche più opache. I foto-polimerizzabili hanno un impiego previsto in condizioni opposte a quelle appena indicate, poiché si possono usare soltanto in sedi in cui è garantita l'adeguata esposizione alla luce, quali faccette traslucanti e intarsi sottili. Un loro grande vantaggio è che sono materiali caratterizzati da un tempo di lavoro illimitato,

poiché la reazione inizia soltanto dopo l'esposizione alla lampada fotopolimerizzante. (52)

I dual-cured hanno un utilizzo previsto nei casi in cui, per l'opacità o lo spessore del restauro o per l'incapacità di raggiungere il materiale in aree più profonde, la trasmissione della luce risulta essere ridotta e quindi insufficiente alla completa polimerizzazione del cemento. Vi è la necessità di sfruttare una polimerizzazione che avvenga in modo autonomo e chimicamente (43) nelle aree in cui la luce non riesce a penetrare, attraverso l'interazione tra il perossido di benzoile e le amine terziarie. (52) Nonostante ciò, la luce consente comunque di innescare la reazione di polimerizzazione nella parte più superficiale del restauro, nelle aree di cemento esposte ad esempio in prossimità dei margini dei restauri, o nella porzione più cervicale del canale durante la cementazione di un perno in fibra. (43)

Non rispettando le indicazioni di utilizzo di ciascun tipo di cemento, si otterrebbe una polimerizzazione inadeguata, caratterizzata da un basso grado di conversione (degree of conversion, DC), che si può avere anche a seguito di altre variabili, legate ad esempio alla tecnica, alla composizione del materiale, alla tipologia di restauro, ecc. (53)

Il DC consiste nella percentuale di legami doppi C=C convertiti in legami singoli C-C per formare i polimeri e il massimo valore raggiungibile da un cemento è attorno al 60% per il fatto che durante la reazione di polimerizzazione il materiale aumenta gradualmente la propria viscosità, impedendo alle specie reattive di muoversi ulteriormente all'interno della matrice per completarne il processo. (52)

Una riduzione del DC comporta l'alterazione delle proprietà meccaniche del cemento resinoso, che influisce inevitabilmente sul successo del restauro aumentandone il rischio di fallimento soprattutto dovuto al debonding, o alla frattura.

L'effetto di tale diminuzione, infatti, si manifesta nel cemento con la riduzione della forza di legame alla dentina, della durezza, della resistenza alla flessione e alla compressione e con un aumento della solubilità e dell'assorbimento d'acqua. (52)

Tra le variabili che influenzano il DC del cemento resinoso vi è il meccanismo di polimerizzazione sfruttato dall'operatore. Normalmente i cementi light-cured e dual-cured presentano, grazie allo step di foto-polimerizzazione, maggiori DC

rispetto ai cementi self-cured e ciò si riflette anche nelle proprietà meccaniche del materiale. Infatti, in un cemento dual-cured sfruttare soltanto il meccanismo di auto-polimerizzazione, rispetto alla combinazione con il sistema light-cured, determina una riduzione della resistenza alla flessione e della durezza. (52)

Ciò fa sì che attualmente si consigli l'impiego di cementi dual-cured, rispetto ai self-cured, nella cementazione di intarsi in ceramica o in composito e di perni intracanalari in fibra, poiché in entrambi i casi vi è l'attenuazione della trasmissione della luce nei confronti del materiale e in queste condizioni il cemento duale supera per DC i self-cured. Gli effetti si rendono evidenti analizzando la resistenza alla flessione, il modulo di elasticità e la durezza di un cemento self-cured, i cui valori sono rispettivamente il 68,9%, il 59,2% e il 91,1% dei corrispondenti valori relativi a un cemento duale. (54) Riguardo i self-cured si ha anche che la durezza del materiale viene raggiunta in tempi notevolmente più lenti rispetto ai dual-cured, tanto che dopo 24 ore dalla cementazione i valori risultano ancora molto più bassi di quelli raggiunti da un duale, esponendo gli auto-polimerizzabili a un maggior rischio di subire alterazioni strutturali. (54)

Come già affermato, i light-cured sono cementi molto efficaci nella cementazione di faccette in ceramica ad esempio, o di tutti quei restauri che consentono un'adeguata trasmissione della luce. Nonostante ciò, i duali presentano proprietà meccaniche superiori, per cui possono sostituirsi ad essi anche in tali situazioni cliniche in cui una buona foto-polimerizzazione è consentita. (54)

Ciò è sempre dovuto alla combinazione dei due sistemi di polimerizzazione sfruttata dai duali, che permette loro di raggiungere un maggior DC. Anche nei dual-cured stessi è, quindi, consigliato eseguire entrambi i meccanismi per indurre una più efficace reazione e una miglior performance nel tempo. (55) Infatti, eseguendo un confronto tra la forza di legame al substrato dentale subito dopo la cementazione e l'attività enzimatica dentinale di un cemento duale con duplice polimerizzazione rispetto a un cemento duale solo auto-polimerizzato, i valori sono nettamente superiori nel primo caso, con i secondi che presentano, inoltre, un'elevata riduzione della forza di legame dopo un anno. Il che dimostra come il processo di light-curing aggiuntivo aumenti anche la durata dell'adesione nel tempo, riducendone la degradazione nell'ambiente orale. (55)

Un aspetto legato al DC dei cementi resinosi è la contrazione del materiale dopo la polimerizzazione che, se risulta essere elevata, favorisce la perdita di un sigillo marginale e la riduzione della forza d'adesione. Tale contrazione cresce con l'aumento del DC, per cui nei duali sottoposti al light-curing i valori di contrazione sono in genere superiori rispetto alla sola auto-polimerizzazione. (56) Inoltre, l'incremento del DC e dello *shrinkage* è immediato a seguito dell'esposizione alla luce, mentre risulta graduale e più lento nella procedura di self-curing, la quale determina quindi valori di contrazione inferiori, seppur di poco. Il light-curing, però, favorisce un maggior DC e quindi più elevate proprietà meccaniche, che rendono trascurabile la problematica relativa alla contrazione. (56)

Anche il timing con cui viene eseguita la foto-polimerizzazione ha un ruolo nel determinare i livelli di DC ottenibili.

Eseguire un'immediata esposizione alla luce può portare ad una ridotta conversione dei doppi legami in legami singoli, in quanto determinerebbe una rapida formazione di catene polimeriche cross-linked tra loro che andrebbero ad interferire con il processo di auto-polimerizzazione, attraverso l'intrappolamento all'interno della matrice delle molecole promotrici e dei monomeri non reagiti. Per tale ragione si consiglia di effettuare una procedura di light-curing ritardata in modo tale da compensare con il self-curing l'attenuazione della trasmissione della luce all'interno dei canali nella cementazione di perni o al di sotto di restauri indiretti. (57) L'indicazione è quella di attendere un tempo pari a 2 minuti nel quale far iniziare l'auto-polimerizzazione, per poi completare la reazione con l'esposizione del materiale alla luce. In tal modo si ottengono valori superiori di DC rispetto ad un'immediata foto-polimerizzazione. Comunque, è bene non attendere un tempo maggiore ai 2-5 minuti, poiché in tal caso si otterrebbe l'effetto contrario, probabilmente perché i polimeri, come nell'immediato light-curing, hanno già subito una vetrificazione che ha incrementato la viscosità del cemento, riducendo la mobilità delle specie non reagite all'interno della matrice. (57) Inoltre prolungare troppo la fase di self-curing può associarsi ad un aumento dell'assorbimento d'acqua da parte del materiale, compromettendo il successo della cementazione. (52)

#### *4.2.1 L'adesione alla dentina*

Nei restauri con e senza perno, come già affermato, si prevede l'impiego di cementi resinosi dual-cured. Quest'ultimi vengono introdotti nello spazio creato all'interno del canale e permettono di incrementare la resistenza meccanica dell'elemento dentale coinvolto, oltre che consentire la ritenzione del perno. (58) A livello della dentina radicolare l'adesione si ottiene mediante l'utilizzo o di acido ortofosforico o di self-etching primer o tramite monomeri acidi contenuti nel cemento. In base al materiale si sfrutterà una di queste sistematiche adesive che verranno trattate nel paragrafo successivo. L'obiettivo è rimuovere lo smear layer e demineralizzare la dentina fino ad una profondità di 2-10  $\mu\text{m}$ , sia a livello peritubulare aumentando il diametro dei tubuli dentinali, sia a livello intertubulare esponendo le fibre collagene. (58) Queste aree demineralizzate verranno penetrate dal cemento resinoso poi polimerizzato creando il cosiddetto strato ibrido a livello collagenico e i "resin tags" a livello dei tubuli dentinali. La formazione dei resin tags assicura una minore ritenzione poiché i tubuli sono ricoperti di dentina peritubulare che ha una quota di mineralizzazione di circa il 40% superiore a quella intertubulare. (58) Le differenze morfologiche e strutturali comportano diversi valori di forza d'adesione tra le varie porzioni dentinali, i quali saranno minori a livello apicale rispetto alle aree più cervicali del canale e alla dentina coronale. Infatti, man mano che ci si sposta più apicalmente nella radice si assiste alla riduzione progressiva del diametro dei tubuli dentinali e del loro numero, il quale passa approssimativamente da 42360 per  $\text{mm}^2$  a 8190 per  $\text{mm}^2$ , riducendo l'infiltrazione da parte del cemento. Inoltre, in prossimità dell'apice vi è anche la possibilità di trovare formazioni irregolari calcificate, dette calcosferiti, che contribuiscono ulteriormente alla riduzione dell'adesione. (58)

#### *4.2.2 Le sistematiche adesive*

Nella cementazione dei perni in fibra l'impiego di cementi adesivi permette di rinforzare l'elemento dentale e di incrementare la ritenzione del perno e del restauro. (59)

In base al sistema adesivo sfruttato sulla superficie dentale nella cementazione, i cementi resinosi possono anche essere classificati in:

- *Etch-and-rinse*;
- *Self-etch o etch-and-dry*;
- *Self-adhesive*. (45)

I primi due sono ritenuti cementi convenzionali, il terzo invece rappresenta la categoria dei cementi semplificati, poiché esplicano un diretto contatto con il tessuto dentale senza l'interposizione di materiali adesivi.

L'adesione del cemento resinoso si esplica nei confronti di due superfici contemporaneamente: quella del restauro e quella relativa al substrato dentale ed entrambe necessitano di essere adeguatamente condizionate per garantire la durata del legame adesivo. Tale condizionamento nella sua tipologia, dipende dalla sistematica adesiva sfruttata dal cemento. (45)

I materiali che usufruiscono della metodica *etch-and-rinse* richiedono un condizionamento separato dello smalto e della dentina mediante l'applicazione di acido ortofosforico al 35-37% che consente la rimozione dello smear layer dentinale e la formazione di micro-anfrattuosità nello smalto. L'acido viene poi rimosso sciacquando la superficie dentale, che verrà poi asciugata per l'applicazione del primer e successivamente del bonding. (45)

I cementi *self-etch* non rimuovono del tutto lo smear layer, ma lo dissolvono solo parzialmente per la minore acidità sfruttata, permettendo al primer di penetrare al suo interno e di impregnarlo e di decalcificare la dentina intertubulare sottostante. Il tutto avviene senza la previa e separata applicazione di un acido mordenzante, ma tramite la presenza di un primer associato a monomeri acidi, che per tale ragione compositiva non viene lavato via, ma semplicemente asciugato, altrimenti verrebbe rimosso il primer stesso; sarà poi la quota di smear layer dissolta e i sali di idrossiapatite prodotti dalla demineralizzazione ad inattivare il potere mordenzante del self-etching primer. (45) I valori di adesione raggiungibili sono minori rispetto alla metodica *etch-and-rinse*, per tale ragione sfruttano anche un meccanismo di adesione chimica, attraverso la formazione di un legame ionico tra i gruppi funzionali del primer e il calcio dell'idrossiapatite residua nello strato ibrido. (45)

Tra tali due sistemi adesivi, la procedura di tipo 3 step *etch-and-rinse* rappresenta tuttora il gold standard, ma è preferibile per l'operatore utilizzare la metodica *self-etch* poiché è più semplice e riduce i passaggi clinici. Entrambi, rappresentano

comunque due sistematiche complesse, che richiedono tempo e sono operatore-dipendenti. (60)

Attualmente si preferisce l'utilizzo di cementi *self-adhesive* (SA), i quali rappresentano dei materiali in grado di aderire sia al substrato dentale che del restauro, senza l'esecuzione di un loro precedente pre-trattamento, rappresentando quindi una procedura semplificata rispetto alle metodiche adesive precedentemente enunciate. (60) Il meccanismo d'adesione di tipo SA sfrutta i gruppi fosfato del monomero acido ancora in fase fluida per creare un legame micromeccanico, condizionando lo smear layer, ma senza rimuoverlo e quindi senza formare i "resin tags" e uno strato ibrido. Il monomero acido permette anche di creare un legame chimico con l'idrossiapatite a livello più superficiale nel tessuto dentale. (61) Sono appartenenti alla categoria dei cementi duali, introdotti nel 2002 con lo scopo di semplificare la procedura di cementazione e allo stesso tempo consentire la formazione di un adeguato legame tra il dente e i diversi materiali da restauro indiretto. Infatti, vengono impiegati per cementare definitivamente corone in metallo-ceramica, ponti, intarsi e altri manufatti protesici in ceramica integrale o composito e perni fusi o pre-fabbricati, tra cui gli attuali in fibra. Alcune formulazioni presentano anche una quota di fluoro rilasciabile dal materiale, seppur notevolmente ridotta rispetto ai GIC e RMGI. (42)

Inizialmente i cementi SA furono introdotti in una formulazione polvere-liquido poi sostituita con l'attuale in duplice pasta, il cui tempo di lavoro è di 2 minuti dall'inizio della miscelazione e in genere si procede a rimuovere gli eccessi dopo una breve esposizione alla luce di circa 20 secondi o durante la fase di self-cure. Il setting time totale è invece pari a 5 minuti circa dall'inizio della miscelazione. (42) L'utilizzo degli attuali sistemi di iniezione nel canale tramite siringhe con un puntale spiraliforme e automiscelante permette di ridurre l'intrappolamento dell'aria e quindi la formazione dei vuoti nello spessore del cemento, aumentando l'adesione del perno alla dentina radicolare. (58)

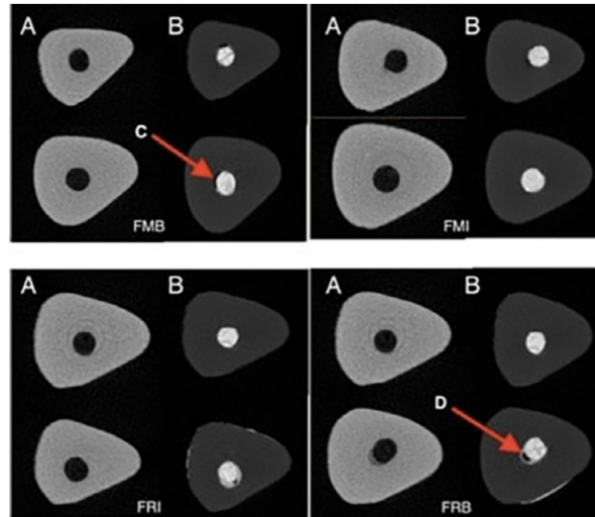


Figura 9: Immagini ottenute da scansioni con  $\mu$ CT di 4 campioni prima e dopo la cementazione del perno. Sono visibili i difetti riscontrati (freccie rosse): C=gap, D=vuoto.

Tali cementi presentano un basso pH e un'elevata idrofilia nelle fasi iniziali della miscelazione, permettendo buone bagnabilità e demineralizzazione del substrato dentale. Successivamente, al progredire della reazione, l'acidità del cemento è gradualmente neutralizzata dall'interazione sia con gli ossidi metallici liberati dai filler basici presenti nel cemento e solubili in ambiente acido, che con l'idrossiapatite. (62) Questa reazione fa sì che il monomero perda gradualmente la propria idrofilia e la propria acidità, divenendo sempre più idrofobo. L'idrofobia è una proprietà altamente richiesta a seguito dell'indurimento del materiale perché consente di minimizzare l'assorbimento d'acqua, l'espansione igroscopica e la degradazione idrolitica. (62) La presenza di monomero acido residuo può avere un effetto negativo sulla polimerizzazione del materiale, poiché può indurre l'inibizione dell'azione promotrice delle amine nei confronti del foto-iniziatore. Ciò porta a una ritardata polimerizzazione iniziale che può durare dalle 24 ore fino ai 7 giorni successivi, in base al tipo di prodotto. (62) Il che può anche determinare una riduzione del DC, evidenziabile anche dal fatto che i cementi SA presentano un bassissimo stress da contrazione. (52) La riduzione della contrazione è, però, anche legata all'introduzione nei SA di una maggiore quota di filler inorganico che ne incrementa di conseguenza la stabilità dimensionale, rispetto alle altre tipologie di cementi resinosi. (63)



L'assorbimento d'acqua da parte del cemento risulta sempre essere legata alla quota residua di monomero non reagito, il quale, in base alla sua entità, determinerà la persistenza più o meno marcata di un carattere idrofilo da parte del materiale. (62) Per alcuni l'assorbimento d'acqua è visto come un meccanismo di compenso nei confronti della contrazione da polimerizzazione del cemento, permettendo di ottenere un miglior sigillo marginale attraverso l'espansione; ma non si configura come una proprietà ricercata in un materiale da cementazione, poiché indebolisce il legame e le caratteristiche meccaniche risultando nella perdita di massa per la solubilità dei componenti, quali il monomero non reagito e alcuni filler. Per ridurre tale assorbimento, e la conseguente solubilità ed espansione igroscopica, è fondamentale introdurre una quota adeguata di componenti neutralizzanti nei confronti dell'acido all'interno della composizione. (62)

Sono materiali che presentano proprietà meccaniche superiori rispetto ai cementi non a base di resine e inferiori rispetto a quelli resinosi di tipo non-self-adhesive. Nei confronti di quest'ultimi vengono comunque prediletti nelle situazioni in cui il controllo dell'umidità e l'applicazione dell'adesivo risultano difficoltosi, come nella cementazione dei perni in fibra, in cui il vantaggio della tecnica self-adhesive supera le necessità meccaniche. (62)

### *4.3 I fattori di compromissione dell'adesione*

La principale causa di fallimento dei restauri con perno in fibra è rappresentata dal debonding del perno stesso, il quale può verificarsi per una serie di fattori come una quota residua insufficiente di struttura coronale, o la rimozione del restauro provvisorio, o l'eccessiva preparazione del post-space che può rimuovere parte del tessuto radicolare rimanente, assottigliandolo e rendendolo più suscettibile alla frattura. In tutto ciò anche la cementazione gioca un ruolo fondamentale (4), ovvero tutti gli aspetti ad essa legata possono influire sull'efficacia dell'adesione, sia per quanto riguarda la ritenzione del perno che per quanto concerne i restauri post-free eseguiti solo mediante il filling del post-space con il cemento. (58)

L'interfaccia adesiva tra cemento e dentina può essere sottoposta a micro- e nano-leakage che progressivamente possono portare alla degradazione del legame tra i due substrati. Il nano-leakage precede il micro-leakage, manifestandosi tramite gap

invisibili all'interno dello strato ibrido delle dimensioni comprese tra i 20 e i 100 nm. Esso può derivare da una polimerizzazione incompleta che nei cementi non-SA può essere legata al fatto che all'interno del canale non è garantita la totale rimozione dell'etching dopo la sua applicazione. (58) La sua possibile permanenza può proseguire la demineralizzazione e può inibire, a causa del basso pH, la polimerizzazione del cemento successivamente apposto. I nano-leakage possono anche formarsi per la presenza di spazi nanometrici compresi tra le fibre collagene che non sono stati infiltrati dal cemento. (58) Il rischio di tale evenienza può essere sempre associato alle sistematiche d'adesione non-SA, in cui vi è la possibilità di eseguire un'eccessiva mordenzatura acida della dentina che si associa ad una maggiore esposizione in profondità delle fibre collagene, non raggiungibili dal cemento, provocando quindi una minore forza adesiva. (63)

Il micro-leakage si manifesta con gap di dimensioni maggiori, comprese tra i 10 e i 20  $\mu\text{m}$ , che si formano per la presenza di molecole d'acqua nell'interfaccia d'adesione. Ciò deriva dal fatto che sia il cemento che il perno assorbono gradualmente acqua, soprattutto nelle prime 2 settimane dopo la cementazione, per poi proseguire anche nei 2 mesi successivi. (58) Ciò espone il cemento ad un'espansione igroscopica che, per alcuni può anche compensare la contrazione subita dopo la polimerizzazione e la formazione di possibili gap e vuoti nel suo spessore. In realtà favorisce anche la degradazione chimica del sistema adesivo mediante idrolisi ed enzimi che agiscono sia sul cemento che sulle fibre collagene esposte. (58) Questo fenomeno è anche legato al difficoltoso controllo dell'umidità nel sistema canalare, in quanto le pareti dei canali trattengono l'acqua tramite la tensione di superficie e inoltre l'anatomia radicolare stessa rende complessa una completa asciugatura della dentina. (59) I cementi SA sono altamente vantaggiosi per la cementazione intracanalare, potendo quindi superare tale problematica rispetto agli altri cementi resinosi, poiché hanno una buona tolleranza nei confronti di un ambiente umido, essendo idrofilo nella fase iniziale della polimerizzazione. (61)

Vi è anche una possibile degradazione meccanica legata ai carichi masticatori, che sottopongono i componenti dell'interfaccia adesiva a micromovimenti costanti, i quali nel tempo possono incrementare le dimensioni e la diffusione dei leakage.

Inoltre, il diverso modulo di elasticità dei componenti fa sì che si possano concentrare gli stress nelle varie interfacce, quando esposti alle forze funzionali. (58)

L'espansione o la contrazione termica dei materiali fornisce un ulteriore stress, che sarà superiore all'aumentare della differenza tra i coefficienti di espansione termica dei materiali, aumentando il rischio di fallimento dell'adesione all'incremento del numero delle interfacce adesive. (58)

A ciò, si aggiunge anche il fatto che nella preparazione del post-space si rimuove parte della gutta-percha creando uno smear layer ricco di essa e di residui di cemento endodontico i quali possono ostacolare la formazione di un corretto legame con la dentina, poiché la rimozione di questo fango dentinale non è assicurata dalle normali procedure di mordenzatura. (58)

Si è visto che per agevolare tale procedura, non predicibile con l'etching, si possono impiegare, dopo la preparazione del post-space, degli irriganti endocanalari con una combinazione di NaOCl ed EDTA. (61) Nei SA l'incapacità di rimuovere lo smear layer rappresenta un fattore che indebolisce la forza di legame, rispetto alle altre sistematiche adesive sfruttate dai cementi non-SA, rendendoli più deboli da un punto di vista meccanico. (64) Nonostante ciò, tramite questo pretrattamento con gli irriganti canalari si è visto che è possibile incrementare il legame tra SA e dentina, potendo rimuovere il fango dentinale per il cemento stesso, permettendone una maggiore penetrazione nel tessuto. (61)

Gli etch-and-rinse, che tuttora sono considerati il gold standard per l'adesione intracanalare, possiedono una maggiore resistenza alla frattura proprio per la loro superiore forza di legame che permette loro di creare tra la dentina radicolare, il perno e il cemento stesso, un "monoblocco" che permette una più omogenea distribuzione delle forze lungo la radice. (64) In realtà, si è visto che la maggiore forza di legame che si registra con i cementi resinosi convenzionali è solo relativa al terzo più cervicale del canale radicolare, mentre negli altri due terzi si assiste a valori superiori con l'impiego di cementi SA. Ciò può essere spiegato dal fatto che a livello più cervicale c'è un maggior numero di tubuli dentinali sfruttati dal cemento per l'adesione entrandovi all'interno e tale numero decresce gradualmente man mano che ci si sposta verso l'apice della radice. (63) Inoltre, in regione apicale

la mordenzatura, l'applicazione dell'adesivo e la fotopolimerizzazione risultano essere più difficili da effettuare. Al contrario con i cementi SA si ottiene una superiore forza di legame nei terzi medio e apicale, mostrando come essi non siano influenzati dalla densità dei tubuli poiché non vi penetrano al loro interno e come siano, invece, più efficienti in conseguenza sia di una duplice modalità di polimerizzazione, che di una procedura adesiva semplificata. (63) Inoltre a livello apicale, essendo i tubuli dentinali meno rappresentati, il tessuto possiede uno spazio intertubulare più ampio e ricco di idrossiapatite, con la quale i SA garantiscono una buona adesione attraverso la realizzazione di un legame chimico e superando anche in tal modo le problematiche adesive relative all'apice radicolare. (65)

La forza di legame può essere compromessa anche da un'inefficace polimerizzazione legata ad una scarsa penetrazione della luce nel post-space. (58) Come affermato precedentemente, è per tale ragione che si preferiscono i cementi duali, i quali compensano questa evenienza tramite un processo di self-curing. Nonostante ciò, essi comunque necessitano di un'adeguata foto-polimerizzazione, la quale può essere ottenuta in un canale radicolare sia aumentando il tempo di esposizione che, nei casi in cui si effettuasse un restauro con perno, utilizzando anche un perno in fibra di vetro. (66) Quest'ultimo infatti risulta essere traslucido, permettendo, oltre a un'ottima resa estetica, anche la trasmissione della luce, aumentando il DC del cemento e la profondità di polimerizzazione. Il perno comunque non garantisce un risultato ottimale, poiché la luce quando viene irradiata attraverso di esso, riduce la propria intensità anche di un 40%, per lo scattering che subisce a causa sia del perno stesso che del cemento e per le zone d'ombra che si possono creare anche per l'anatomia dell'elemento dentale. (66)

Perciò, anche se la traslucenza aumenta il DC, questo sarà comunque superiore nel terzo cervicale della radice, per ridursi gradualmente fino al terzo apicale. Ciò avviene per la progressiva riduzione dell'intensità della luce che può anche alterare la reazione di self-curing in quanto le amine presenti sono meno efficaci nel reagire con il catalizzatore. Questo porta inevitabilmente a una riduzione della durezza del cemento in area apicale, a un maggior rischio di nano-leakage e alla possibilità di far diffondere il monomero residuo in area periapicale, causando un effetto tossico sui tessuti parodontali. Nell'efficacia della foto-polimerizzazione hanno poi

inevitabilmente un ruolo l'intensità della luce, la tipologia della lampada e la distanza tra la lampada e il restauro. (66)

A compromettere la ritenzione nel canale vi sono anche i vuoti e i gap che si possono formare all'interno dello spessore del cemento a seguito di cause differenti, come ad esempio l'intrappolamento d'aria durante l'introduzione del materiale nel canale, che, come già affermato, viene ridotto dalle attuali tecniche di erogazione, e la contrazione da polimerizzazione che subisce il materiale. (67) Tale contrazione è tipica di ogni processo di polimerizzazione, in cui i monomeri reagiscono per formare dei legami covalenti tra loro al fine di creare dei polimeri e tali legami diminuiscono la distanza tra le molecole portando alla riduzione del volume totale del materiale polimerizzato. (65) Questo fenomeno porta all'insorgenza di deformità nel cemento rappresentando un'ulteriore causa di formazione di vuoti che esita in una graduale e progressiva perdita di ritenzione. (65,67)

La contrazione da polimerizzazione ha un rapporto direttamente proporzionale con il DC del materiale. Come già affermato, anche impiegando cementi duali e perni traslucidi, in regione apicale non si riesce ad ottenere lo stesso DC che si ottiene a livello cervicale per la ridotta trasmissione della luce a tale livello. (65) Ciò fa sì che riducendosi il DC in tale sede, si riduca anche la contrazione del materiale e quindi lo stress esercitato sulle pareti. Nei cementi SA inoltre si riduce ulteriormente la contrazione grazie alla presenza di un maggior contenuto di filler inorganici, i quali rendono il materiale più viscoso rispetto agli altri cementi resinosi convenzionali, ostacolando la mobilità del monomero e dei radicali liberi, rallentando così la polimerizzazione. (65) Come già affermato, questa ridotta polimerizzazione in regione apicale non influisce sulla forza di legame dei SA, poiché vi è una ridotta quota di tubuli dentinali e una matrice intertubulare ben rappresentata e ricca di idrossiapatite, che permette al cemento di attuare un'adesione di tipo chimico. (65)

La contrazione del materiale adeso alle pareti cavitari determina nei loro confronti la generazione di uno stress che, qualora superi come intensità la forza di legame, porta all'instaurarsi di gap tra il cemento e la dentina radicolare. Gradualmente i gap aumentano le loro dimensioni nel tempo per l'effetto dei continui carichi

funzionali a cui è esposto il restauro, diminuendo di conseguenza la forza d'adesione in maniera progressiva. (65)

Lo stress da contrazione indotto dalla polimerizzazione dipende da vari fattori tra cui il volume, il modulo elastico e la viscosità del cemento e la geometria della cavità. Il fattore di configurazione cavitaria (C-factor) mette in relazione tale geometria con lo stress da contrazione, rappresentando il rapporto tra le superfici di legame e le superfici non sfruttate per l'adesione all'interno della cavità. (68)

Normalmente per i restauri intra-coronali il C-factor ha valori compresi in un range da 1 a 5, mentre a livello canale può superare i 200 per il tipo di morfologia cavitaria poiché si riduce il numero delle superfici libere e aumenta di conseguenza lo stress da contrazione, essendoci un rapporto direttamente proporzionale tra lo stress stesso e il numero di pareti sfruttate per l'adesione. (68)

L'elevato C-factor intracanalare è la causa dei vuoti, delle bolle e dei gap che si vengono a creare nell'interfaccia tra cemento e dentina, la cui perdita d'adesione a tale livello provoca il debonding del perno, il quale, quindi, non avviene per una compromissione del legame tra perno e cemento. (69)

Il volume del cemento ha anch'esso un ruolo, poiché possiede un rapporto direttamente proporzionale con lo stress da contrazione. Per cui spessori maggiori di cemento aumentano lo stress sulle pareti radicolari, favorendo il debonding. Lo spessore maggiore, inoltre, determina anche la presenza di una minor forza d'adesione e minori proprietà meccaniche, per l'incapacità della luce di raggiungere gli strati più profondi del materiale, rappresentando quindi un ulteriore fattore che favorisce il distacco del cemento. (69) Per ridurre tale spessore l'ideale sarebbe utilizzare, nel caso dei restauri con perno, un perno stesso che abbia le dimensioni e la morfologia del canale strumentato, in modo tale da adattarsi maggiormente alle pareti radicolari e ridurre lo spessore del cemento che lo separa dalla dentina. (69)

Con i perni in fibra prefabbricati questo non è possibile, per cui nel caso in cui si avesse un canale molto ampio a seguito della strumentazione, essi rappresenterebbero uno svantaggio poiché potrebbero avere un diametro troppo inferiore a quello canale, obbligando il clinico a colmare il vuoto con un maggior spessore di cemento. Per cui l'operatore per ridurre l'incidenza di vuoti e gap nel cemento legati alla presenza di un volume troppo importante di materiale da

cementazione, dovrebbe eseguire la preparazione del post-space in maniera tale da consentire un corretto adattamento del perno. (69)

Nonostante ciò, è stato comunque dimostrato che anche nei casi in cui si impiegano perni di dimensioni compatibili, ottenere una perfetta adesione e un perfetto monoblocco è impossibile, in quanto vi sarà sempre la presenza, seppur minima, di gap e vuoti nel cemento. (69)

Il perno, anche se non perfettamente adattato al canale, permette comunque di ridurre lo spessore del cemento e idealmente anche lo stress da contrazione. Allo stesso tempo però, l'introduzione del perno aumenta anche più di 10 volte il C-factor, poiché in tal modo le superfici d'adesione non sono soltanto quelle della dentina canalare, ma anche quelle della superficie del perno. (68)

Questi aspetti comportano inevitabilmente la formazione di vuoti e gap nello spessore del cemento e nella sua interfaccia con le superfici d'adesione, e in base alla loro quantità ed estensione, riducono di una quota più o meno importante la forza di legame.

## 5. MICRO- TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

Il cemento introdotto nel post space insieme al perno si configura come una struttura tridimensionale, la cui integrità deve, quindi, essere valutata mediante una tecnica che permetta di poter osservare il materiale in tutto il suo spessore e senza deformazioni.

L'impiego delle radiografie endorali consente di ottenere immagini senza distorsioni, ovvero senza l'alterazione delle caratteristiche dimensionali dell'oggetto in esame. Nonostante ciò, non rappresenta una tecnica utile ai fini di valutare in maniera accurata e in tutte le dimensioni dello spazio il materiale da cementazione, poiché permette di realizzare immagini solo di tipo bidimensionale, caratterizzate dalla sovrapposizione delle strutture, per cui fuorvianti e incomplete. In alternativa alle tecniche radiografiche, si dovrebbe sezionare il campione in tanti "slices" sottili per poter ispezionare il cemento in sezioni trasversali, ma ciò determinerebbe inevitabilmente la distruzione del campione stesso. (67)

Negli ultimi anni si è cercato di migliorare le tecniche in grado di identificare la morfologia interna dei campioni biologici in maniera non-distruttiva e non invasiva e si è arrivati allo sviluppo della tomografia micro-computerizzata ( $\mu$ CT). (70)

La  $\mu$ CT consente di ottenere una visione tridimensionale e senza distorsioni di tutto il sistema canalare e in particolare, permette di osservare: i vettori di contrazione da polimerizzazione del cemento resinoso, la contrazione volumetrica, lo spessore di cemento, i vuoti e i gap al suo interno e nelle interfacce d'adesione (4) e la morfologia dello strato adesivo in termini di spessore e di irregolarità. (71)

La tomografia computerizzata (CT) è stata introdotta nel 1972 da Allan Cormack e Godfrey Hounsfield, per la quale vinsero il Nobel per la Medicina nel 1979 in quanto rappresentò il primo sistema di realizzazione non invasiva e tridimensionale di sezioni trans-assiali del corpo umano, senza la sovrapposizione di strutture anatomiche.

È invece grazie a Feldkamp che nel 1983 si realizzò la prima  $\mu$ CT, ovvero uno scanner con una risoluzione di tipo micrometrico. (72)

La  $\mu$ CT è simile alla CT normalmente utilizzata in ambito medico e diagnostico, ma a differenza di essa, che ha una risoluzione spaziale massima di 0.5 mm, la  $\mu$ CT



ha raggiunto livelli di risoluzione altissimi, fino a  $0,3 \mu\text{m}$  con una dimensione dei voxel inferiore a  $0,1 \mu\text{m}$ , cioè una risoluzione superiore di circa 3 ordini di grandezza rispetto alla CT convenzionale. (71,73)

Ciò consente di effettuare una valutazione non-distruttiva degli elementi dentali sfruttando una risoluzione di pochi micron, al fine di comprendere l'intero volume del dente nel campo visivo (FOV). (71)

Ad oggi viene impiegata in un'ampia gamma di settori di ricerca che vanno dalla medicina alla biologia, dalla geologia all'archeologia e alle scienze dei materiali. (73)

## 5.1 Principi di base

Durante una scansione con  $\mu\text{CT}$ , l'oggetto viene colpito da raggi X, il cui fascio dopo aver attraversato il campione, va ad essere raccolto su un detettore. Si eseguono una serie di proiezioni bidimensionali in genere usando un incremento angolare fisso, poi una volta raccolte tutte le proiezioni, esse vengono ricostruite per ottenere gli "slices" tridimensionali, ovvero le immagini della struttura interna dell'oggetto su un piano parallelo alla direzione di propagazione del fascio. (73)

Il tubo radiogeno della  $\mu\text{CT}$  è di tipo micro-focused ed esso genera raggi X come una sorgente radiogena convenzionale: in presenza di una differenza di potenziale, gli elettroni dal catodo vengono ad essere accelerati fino a collidere sull'anodo metallico, in cui l'energia cinetica di tali elettroni altamente energetici viene ad essere convertita in radiazione elettromagnetica. (73)

Generalmente nelle CT ad uso clinico la sorgente di raggi X e il detettore ruotano intorno al paziente che rimane immobile; mentre nelle applicazioni precliniche di ricerca che impiegano la  $\mu\text{CT}$ , la sorgente e il detettore sono fissi, poiché è il campione che ruota essendo posto su un supporto rotante (Figura 15). L'angolo totale di rotazione dipende dalla geometria del fascio (Figura 10): è pari a  $180^\circ$  quando si sfrutta un fascio parallelo, o  $360^\circ$  quando si usa un fascio conico (cone-beam). (73)

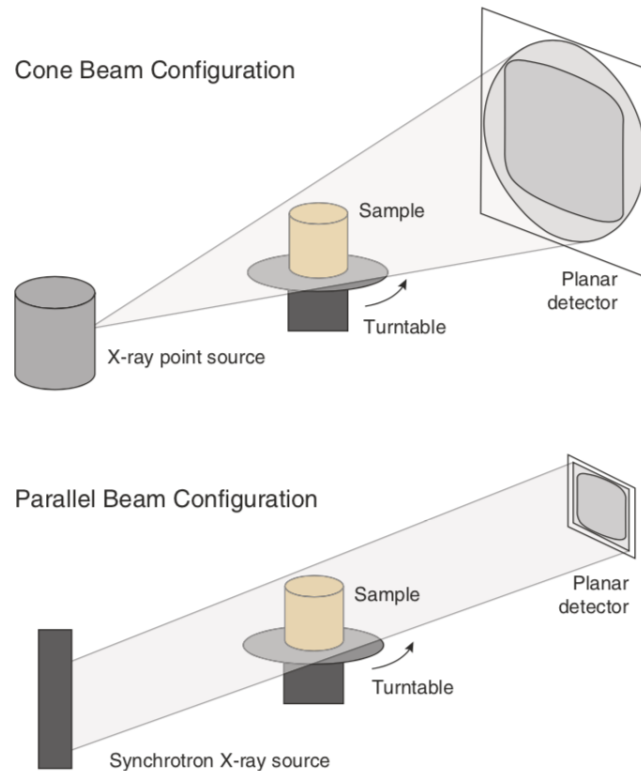


Figura 10: Illustrazione delle diverse configurazioni del fascio. Fonte: Giuliani et al. 2018.

Nella  $\mu$ CT di tipo “parallel-beam”, il fascio di raggi X è collimato in modo da ottenere un fascio a ventaglio in grado di far acquisire ad ogni rotazione del campione uno strato differente dello stesso, mediante l’uso di rilevatori lineari.

Nella tipologia “cone-beam”, la geometria del fascio è di tipo conico e consente ad ogni rotazione di acquisire l’immagine dell’intero oggetto in esame in quella determinata proiezione e quindi non soltanto di uno strato. Questo è possibile grazie all’uso di grandi rilevatori bidimensionali. (73)

La formazione delle immagini si basa sulla mappatura del coefficiente di attenuazione lineare dei raggi X che attraversano il campione e l’attenuazione dipende dalla composizione e densità dell’oggetto. La differenza di assorbimento delle radiazioni legata alle diverse componenti del campione, ovvero strutture dense come tessuti mineralizzati, quali smalto e dentina, assorbono più raggi rispetto a strutture meno dense come l’organo pulpare. (73)

# PROTOCOLLO SPERIMENTALE

## 6. OBIETTIVO

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è quello di valutare mediante la  $\mu$ CT la formazione di gap e vuoti nello spessore di un cemento universale e nelle sue interfacce d'adesione. In particolare, si vogliono individuare eventuali differenze di comportamento del materiale quando impiegato con due sistematiche differenti di cementazione di perni in fibra rappresentate da:

- Cementazione del perno mediante la previa applicazione di un adesivo universale nel post-space;
- Cementazione del perno mediante il solo utilizzo del cemento.

## 7. MATERIALI E METODI

### 7.1 Selezione e preparazione campioni

Dieci molari mandibolari umani estratti per motivi ortodontici o parodontali, ed appartenenti ad un pool di denti del Dipartimento di Scienze Cliniche Specialistiche ed Odontostomatologiche dell'Università Politecnica delle Marche, sono stati selezionati in base ai criteri di inclusione: assenza di carie, riassorbimenti, cracks, precedenti trattamenti endodontici, perni o corone.

Una volta raccolti i campioni, tutti i depositi di tartaro e il tessuto connettivo residuo sulla superficie esterna dei denti sono stati rimossi mediante scaling (strumentazione manuale e ad ultrasuoni) e tutti i denti sono stati conservati durante tutto il periodo dello studio in una soluzione di Cloramina (NH<sub>2</sub>Cl) allo 0.5% w/w a temperatura ambiente (27°), cambiandola ogni due settimane.

Successivamente i denti sono stati scansionati individualmente tramite  $\mu$ CT prima della preparazione canalare per ottenere il profilo generale dell'anatomia del canale radicolare e per l'identificazione dei parametri per la selezione dei campioni. La scansione individuale dei campioni è stata eseguita con il dispositivo Bruker-SkyScan 1174 (Skyscan, Kartuizersweg, Kontich, Anversa, Belgio), installato presso i Laboratori del Centro di Ricerca e Servizio di Microscopia delle Nanostrutture (CISMiN) dell'Università Politecnica delle Marche.

La sorgente di raggi X è stata impostata con un voltaggio di 50kV e 800 $\mu$ m di corrente; di fronte alla sorgente è stato applicato un filtro in alluminio da 1mm. Il filtro assorbe raggi X al di sotto di un certo livello di energia, aumentando così l'energia media del fascio di raggi X. Di conseguenza l'applicazione di un filtro spesso è utile al fine di aumentare la trasmissione attraverso il campione e ridurre gli artefatti causati dall'indurimento del fascio.

I campioni sono stati scansionati utilizzando una dimensione di pixel (pixel size) di 9.5 $\mu$ m, con step angolari di 0.4° su 180° di rotazione del campione, con un tempo di esposizione (acquisition time) di 10s per proiezione, e con un tempo di scansione di 5h. Per costruire le immagini di sezioni trasversali, a partire da immagini di proiezione tomografiche è stato utilizzato il software NRecon (versione 1.6.10.2, Skyscan, Kontich).

Sono stati impostati i seguenti parametri di settaggio:

- Misalignment correction: valore variabile in base al campione, necessario per trovare la giusta corrispondenza tra il centro di rotazione e il centro dell'oggetto, quindi per compensare il possibile disallineamento durante l'acquisizione. Una compensazione errata dell'allineamento potrebbe causare artefatti come la sfocatura nell'immagine ricostruita. Questo parametro è stato fissato a 11.00 nel nostro studio.
- Smoothing: viene applicato alla proiezione per la resa uniforme del profilo. Questo parametro è stato fissato a 3.0 nel nostro studio.
- Beam-hardening correction: correzione per compensare l'effetto di indurimento del fascio mediante trasformazione lineare nel software. La profondità della correzione (0, 1, ..., 100) può essere selezionata in base alla densità dell'oggetto. Questo parametro è stato fissato al 35% con un range di 0.00-0.23 nel nostro studio.
- Ring Artifact Reduction: valore che permette una riduzione degli artefatti ad anello. Questo parametro è stato fissato a 7.0 nel nostro studio.

In seguito, la sequenza delle sezioni di ciascun campione è stata importata nel software di analisi tridimensionale (3D) VGStudio MAX (Software CT-Analyzer Volume Graphics GmbH versione 1.2.1; Heidelberg, Germany, 2005) per effettuare l'analisi delle immagini e per la valutazione della conformazione anatomica dei canali radicolari prima della strumentazione. Lo strumento di analisi dei difetti, denominato Defect Analysis Tool è stato progettato per elaborare un set di dati voxel per difetti interni e non di superficie; cioè l'algoritmo di rilevamento dei difetti elaborerà un intero set di dati per le aree scure chiuse all'interno di materiali densi.

Le misurazioni 3D (volume del canale) sono state calcolate basandosi su un modello volumetrico del canale radicolare che si estende dall'imbocco dei canali radicolari (circa 2mm dal pavimento della camera pulpare) fino agli apici radicolari, per la valutazione del sistema radicolare.

Inoltre, sono stati selezionati i campioni con simile valore del volume dell'area della regione di interesse ( $3,14 \times 10^2 \text{mm}^3 \pm 0.5$ ) ottenuto dalla scansione con  $\mu\text{CT}$ . Dunque, selezionati i campioni, si è proceduto con la sagomatura dei canali radicolari.

Una volta aperta la camera pulpare, i canali sono stati esplorati e la percorribilità è stata confermata con un K-file 10 (Dentsply, Sirona, Charlotte, NC, USA) fino alla fuoriuscita dello strumento dell'apice. La lunghezza di lavoro è stata stabilita a 0,5mm coronale dal forame apicale.

Il Glide Path è stato ottenuto fino all'utilizzo di un K-file 15 (Dentsply, Sirona).

Il canale è stato poi sottoposto ad irrigazione con soluzione a base di ipoclorito di sodio al 2.5% + EDTA 17% durante tutta la procedura di preparazione, tramite l'utilizzo di un ago NaviTip 30 G (Ultradent Italia srl, Corsico, MI, Italia ) collegato ad una siringa di plastica monouso posizionata a 2mm dalla lunghezza di lavoro, applicando movimenti fluidi avanti-indietro. La sequenza operativa per ogni campione è stata eseguita con gli strumenti BlueShaper (Zarc4Endo) rispettivamente con la sequenza Z1, Z2, Z3 e Z4. Il canale è stato sottoposto nuovamente ad irrigazione con soluzione a base di ipoclorito di sodio al 2.5% + EDTA 17% ed infine asciugato con coni di carta calibrati secondo l'ultimo strumento rotante di sagomatura (Z4).

Una volta terminato il trattamento endodontico, si è realizzata la chiusura endocanalare. Per il riempimento sono stati utilizzati coni di guttaperca (Zarc4Endo) che si adattavano alle lime rotanti BlueShaper (Zarc4Endo). Il sigillante bioceramico NeoSEALER Flo (Avalon Biomed) è stato erogato direttamente nei canali, non più in profondità della metà coronale, da una siringa premiscelata tramite una punta del canale smussata 25Gauge monouso (Fig.11).

Il cono è stato coperto con il sigillante e l'otturazione è stata completata con l'inserimento del cono nel canale radicolare entro i tempi di lavoro. I coni master di guttaperca sono stati inseriti simultaneamente per tutta la loro lunghezza senza alcun movimento di pompaggio o torsione. La guttaperca in eccesso è stata rimossa a livello dell'orifizio del canale con un taper a caldo.



Figura 11: Sigillante bioceramico NeoSEALER Flo (Avalon Biomed).Siringa con punta 25G, lunghezza canula 25mm

La composizione del materiale bioceramico è rappresentata nella seguente tabella (Tabella 1):

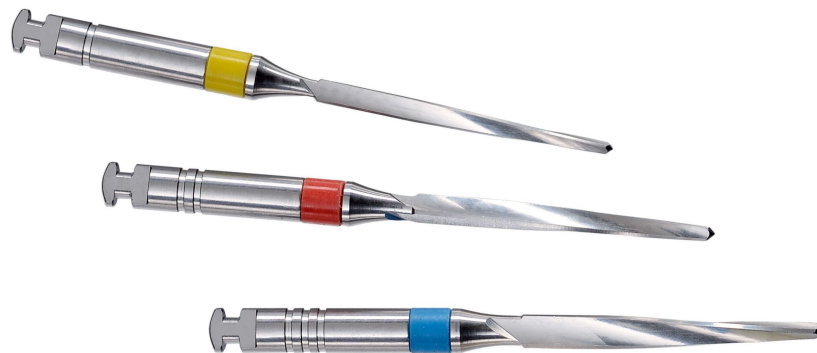
Componenti	Numero CAS	Limiti di esposizione più bassi	%
Ta <sub>2</sub> O <sub>5</sub> - Tantalite	1314-61-0	Nessun TLV assegnato	<50
3CaO SiO <sub>2</sub> – Silicato Tricalcico	12168-85-3	4 mg/m <sup>3</sup>	<25
CaAl <sub>2</sub> O <sub>4</sub> – Alluminato di Calcio	65997-16-2	3 mg/m <sup>3</sup>	<25
2CaO SiO <sub>2</sub> – Silicato Dicalcico	10034-77-2	4 mg/m <sup>3</sup>	<10
CaAl <sub>4</sub> O <sub>7</sub> – Grossite	12004-88-5	3 mg/m <sup>3</sup>	<6
3CaO Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> – Alluminato tricalcico	12042-78-3	10 mg/m <sup>3</sup>	<1
CaSO <sub>4</sub> – Solfato di Calcio	7778-18-9	5 mg/m <sup>3</sup>	<1

Tabella 1: Composizione NeoSEALER Flo (Avalon Biomed)

Successivamente, con una disco diamantato su manipolo rosso (#H14483 Komet, Lemgo, Germania) tutti i campioni sono stati decoronati a livello della giunzione

amelo-cementizia, al fine di essere resi appartenenti a una “classe 1” della classificazione di Zarow et al. del 2018.

La preparazione del post-space è stata eseguita su ciascun campione nella radice distale mediante l’uso di frese di Gates-Glidden #1 e #2 (Dentsply, Sirona) per la rimozione della gutta-percha del terzo coronale radicolare, e successivamente sono state utilizzate le frese RelyX™ Fiber Post Drill (3M, ESPE, St Paul, MN, USA) della misura 1 (giallo 1,3mm), 2 (rosso, 1,6 mm) e 3 (blu 1,9mm) fino a 4 mm dall’apice per mantenere un sigillo apicale (Figura 12).



*Figura 12: Frese RelyX™ Fiber Post Drill (3M), giallo (misura 1), rosso (misura 2), blu (misura 3) utilizzate nello studio.*

Il post-space è stato irrigato con un ultimo lavaggio a base di EDTA al 17%, seguito da NaOCl al 2,5%.

In ogni campione è stato poi provato un perno in fibra di vetro Relyx™ Fiber Post (3M ESPE, St Paul, MN, USA) presente in tre diametri diversi e contrassegnati da un codice colore:

- Colore giallo, misura 1
- Colore rosso, misura 2
- Colore blu, misura 3 (Figura 13)

Per ciascun campione si è utilizzato un perno di misura 3 che è stato appositamente calibrato con un righello endodontico ad una misura di: lunghezza di lavoro del canale – 4 mm.





Figura 13: Perno in fibra di vetro colore blu misura 3 (3M ESPE, St Paul, MN, USA).

Successivamente si è proceduto alla suddivisione dei campioni in due gruppi (n=5) in base alla differente tecnica di cementazione impiegata usando lo stesso cemento RelyX™ Universal (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Figura 14):

- Gruppo AD: cementazione con applicazione dell'adesivo più cemento
- Gruppo NoAD: cementazione con solo cemento



Figura 14: Cemento universale self-adhesive RelyX™ Universal (3M ESPE, St Paul, MN, USA).

La composizione del cemento applicato è mostrata in Tabella 2.

3M™ RelyX™ Universal cemento composito
Monomeri di dimetacrilato <b>privi di derivati del BPA</b>
Monomeri adesivi fosforilati di dimetacrilato
Sistema fotoinziatore
<b>Nuovo sistema iniziatore della reazione redox anti-filico</b>
<b>Riempitivi radiopachi e additivi reologici</b>
Pigmenti

Tabella 2

Nel Gruppo AD si è applicato nel post-space un adesivo universale Scotchbond™ Universal Adhesive (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Figura 15)



*Figura 15: Adesivo universale Scotchbond™ Universal Adhesive (3M ESPE, St Paul, MN, USA).*

La composizione dell'adesivo utilizzato è mostrata nella Tabella 3.

Scotchbond™ Universal Adhesive
MDP Phosphate Monomer
Dimethacrylate resins
HEMA
Vitrebond™ Copolymer
Filler
Ethanol
Water
Initiators
Silane

*Tabella 3*

L'adesivo viene applicato con un microbrush ed è stato poi effettuato un delicato air-blowing per 20 secondi per distribuire uniformemente l'adesivo e favorire l'evaporazione dei solventi contenuti all'interno.

Successivamente, ogni perno è stato pulito con alcohol e poi asciugato mediante air-blowing. Il cemento è stato posto nel post-space e immediatamente dopo si è inserito il perno.

Dunque, si è provveduto a rimuovere gli eccessi di cemento mediante l'ausilio di un microbrush, per poi effettuare la polimerizzazione di 60 secondi mediante Elipar DeepCure LED Curing Light (3M ESPE, St Paul, MN, USA) su ogni lato.

Nel Gruppo NoAD il perno è stato trattato analogamente al Gruppo AD prima della cementazione, la quale è stata condotta soltanto riempiendo direttamente il post-space con il cemento, e quindi il perno il quale è stato introdotto nel canale radicolare.

Si è proceduto a rimuovere gli eccessi con un microbrush e ad effettuare la polimerizzazione per 60 secondi secondi mediante Elipar DeepCure LED Curing Light (3M ESPE, St Paul, MN, USA) su ogni lato.

Una volta completato la procedura di cementazione del perno, i campioni sono stati valutati all'analisi  $\mu$ CT.

## 7.2 Analisi $\mu$ CT

Terminata la fase di cementazione, i campioni sono stati analizzati alla  $\mu$ CT al fine di valutare tridimensionalmente la formazione degli eventuali vuoti nel materiale. A tale scopo si è utilizzato il microtomografo Bruker-SkyScan 1174 (Skyscan, Kartuizersweg, Kontich, Anversa, Belgio) (Figura 16 a-b), installato presso i Laboratori del CISMIn dell'Università Politecnica delle Marche.



Figura a

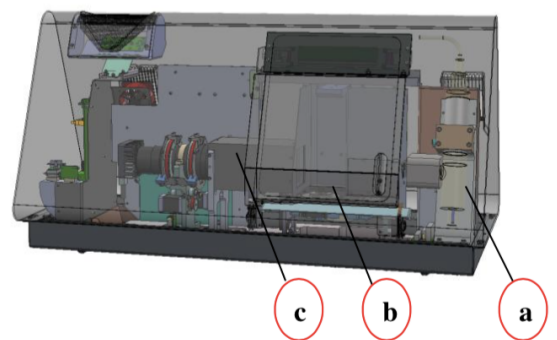


Figura b

*Figura 16 (a-b): a-Microtomografia Bruker Skyscan 1174. b- a=sorgente di raggi X con micro focus; b=alloggiamento del campione; c=camera CCD. Fonte: Giuliani et al. 2018.*

La sorgente di raggi X è stata impostata con un voltaggio di 50 kV e 800  $\mu$ A di

corrente; di fronte alla sorgente è stato applicato un filtro in alluminio da 1 mm. Il filtro assorbe raggi X al di sotto di un certo livello di energia, aumentando così l'energia media del fascio di raggi X. Di conseguenza l'applicazione di un filtro spesso è utile al fine di aumentare la trasmissione attraverso il campione e ridurre gli artefatti causati dall'indurimento del fascio. I campioni sono stati scansionati utilizzando una dimensione di pixel di  $9,5 \mu\text{m}$ , con step angolari di  $0.4^\circ$  su  $180^\circ$  di rotazione del campione, con un tempo di esposizione (acquisition time) di 10 s per proiezione. Ciò significa che il tempo di scansione è stato di 5 h per tutti i campioni.



*Figura 17: Campione posizionato sul supporto interno della  $\mu\text{CT}$ . Fonte: Giuliani et al. 2018.*

Per ricostruire le immagini di sezioni trasversali, a partire da immagini di proiezione tomografiche è stato utilizzato il software NRecon (versione 1.6.10.2, Skyscan, Kontich).

Sono stati impostati i seguenti parametri di settaggio:

- 8 Misalignment compensation: valore variabile in base al campione, necessario per trovare la giusta corrispondenza tra il centro di rotazione e il centro dell'oggetto, quindi per compensare il possibile disallineamento durante l'acquisizione (Figura 17). Una compensazione errata dell'allineamento potrebbe causare artefatti come la sfocatura nell'immagine ricostruita. Questo parametro è stato fissato a 11.00 nel nostro studio.

- 9 Smoothing: viene applicato alla proiezione per la resa uniforme del profilo. Questo parametro è stato fissato a 3.0 nel nostro studio.
- 10 Beam-hardening Correction: correzione per compensare l'effetto di indurimento del fascio mediante trasformazione lineare nel software. La profondità della correzione (0, 1, ..., 100) può essere selezionata in base alla densità dell'oggetto. Questo parametro è stato fissato al 35% nel nostro studio con un range di 0.00-0.23.
- 11 Ring Artifact Reduction: valore che permette una riduzione degli artefatti ad anello. Questo parametro è stato fissato a 7.0 nel nostro studio.

In seguito, la sequenza delle sezioni di ciascun campione è stata importata nel software di analisi tridimensionale (3D) VGStudio MAX (Software CT-Analyzer Volume Graphics GmbH versione 1.2.1; Heidelberg, Germany, 2005) per effettuare l'analisi delle immagini e per la valutazione della formazione dei vuoti e gap nel cemento.

## 8. RISULTATI

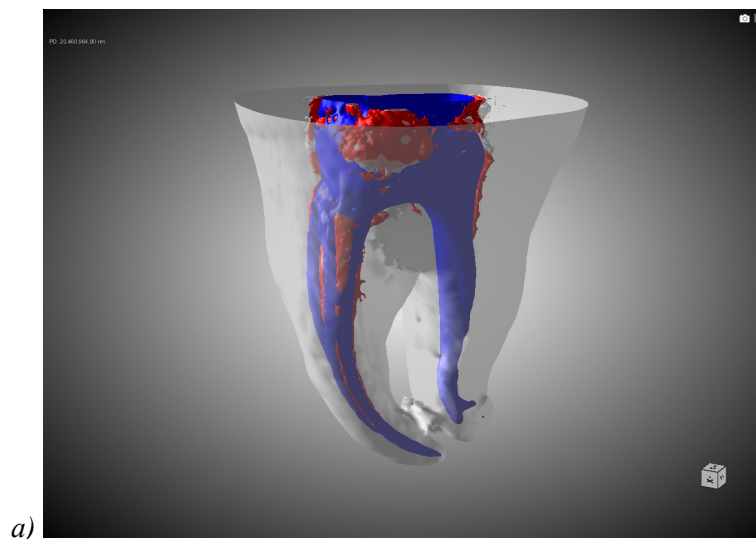
### 8.1 Risultati analisi $\mu$ CT

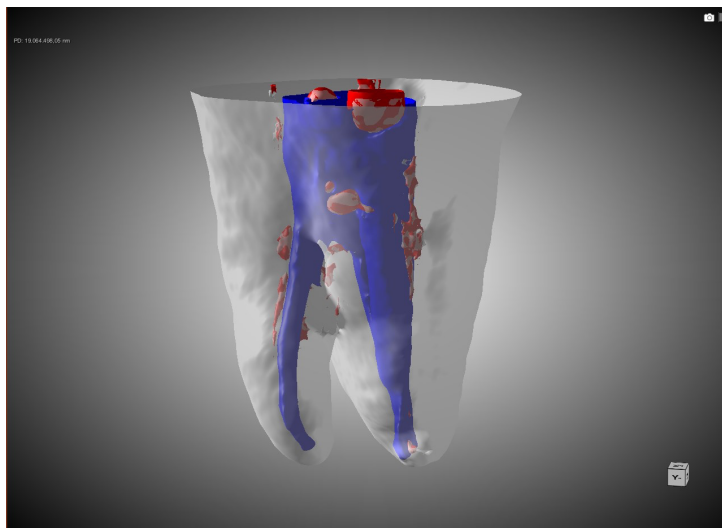
Le Figure seguenti presentano le immagini rielaborate dal software, a partire dalle scansioni della  $\mu$ CT, relative a:

- le ricostruzioni 3D dei campioni (Figura 19);
- le sezioni sagittali e trasversali dei campioni (Figura 20).

Il software ha indicato in blu l'area relativa all'otturazione senza fare distinzioni tra cemento, perno, adesivo e gutta-percha; mentre le aree relative ai vuoti sono state colorate in rosso per distinguerle dai materiali da otturazione.

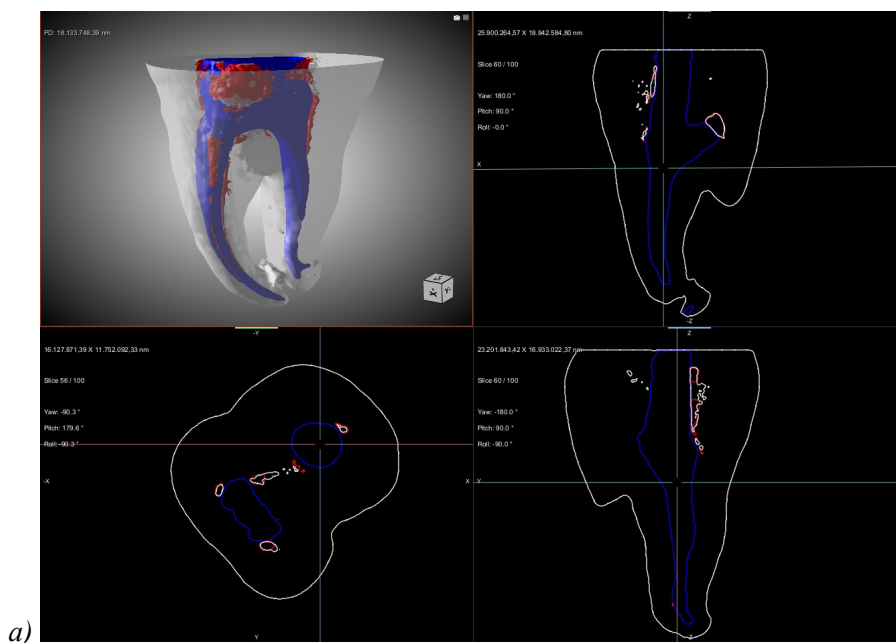
Sia dalle riproduzioni 3D che dalle sezioni, nel Gruppo NoAD (Figure 19-a e 20-a) emerge una morfologia prevalentemente laminare dei vuoti, mentre nel Gruppo AD (Figure 19-b e 20-b) è più rappresentata la una tipologia sferica e ovalare dei difetti. In particolare, nel Gruppo NoAD i vuoti, sia ovalari che soprattutto laminari, sono circoscritti principalmente al terzo coronale del canale, con i laminari che in parte si estendono anche nel terzo medio; nel Gruppo AD si riscontrano vuoti ovalari e tondeggianti sia nel terzo coronale che nel terzo medio, con difetti di dimensioni inferiori anche nel terzo apicale, mentre i vuoti di natura laminare sono meno rappresentati e si localizzano nei 2/3 coronali del canale.



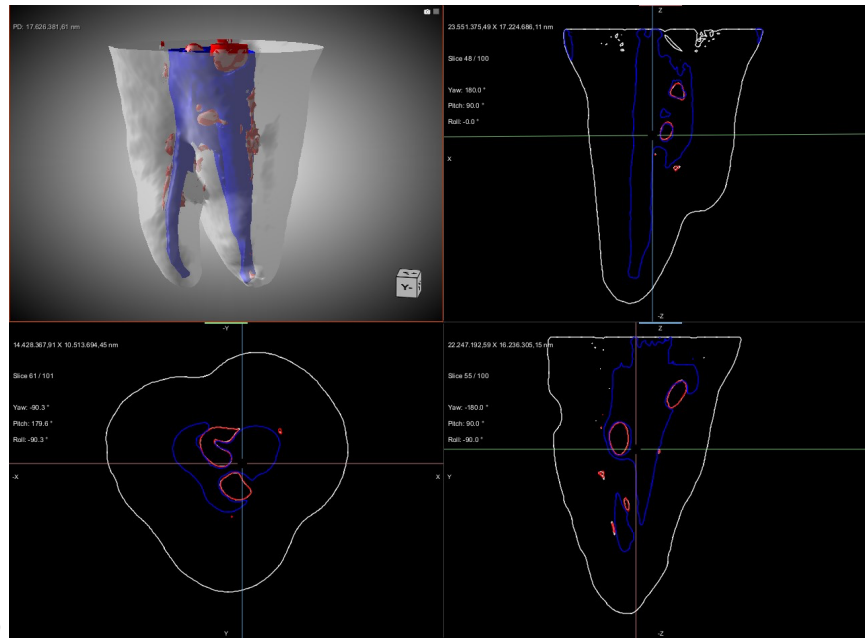


b)

Figura 19 (a-b): a-Ricostruzione 3D del campione NoAD. b-Ricostruzione 3D del campione AD. Il software ha colorato le aree relative all'otturazione (blu) e quelle relative ai vuoti e difetti (rosso) per renderle distinguibili.



a)



b)

*Figura 20 (a-b): Ricostruzioni 3D dei campioni associate a tre sezioni del campione ricostruite dal software di cui due sagittali (riquadri in alto a destra e in basso a destra) e una trasversale (riquadro in basso a sinistra) in ciascuna immagine. Il software ha tracciato con dei colori il perimetro dell'otturazione canalare (blu) e dei vuoti (rosso). a- Ricostruzione 3D del campione NoAD e le sue sezioni. b-Ricostruzione 3D del campione AD e le sue sezioni.*

Il grafico 1 mostra i risultati quantitativi ottenuti mediante analisi con  $\mu$ CT dei vuoti nel cemento. I valori riportati riguardano:

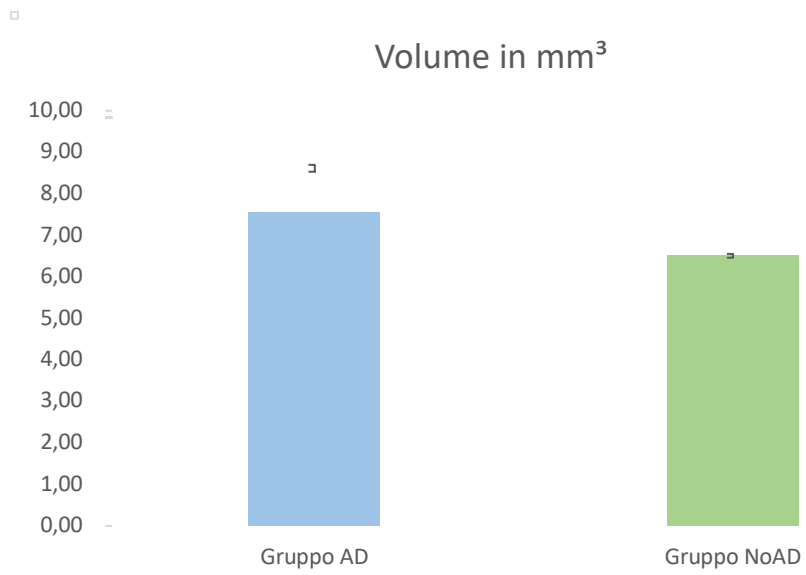
- la media del volume complessivo dei vuoti di ciascun gruppo espressa in  $\text{mm}^3$ ,
- la deviazione standard.

I valori della media e della deviazione standard sono i seguenti:

- NoAD:  $m=6,51$ ;  $sd= 0,05$
- AD:  $m=7,56$ ;  $sd= 1,14$

I risultati quantitativi dimostrano valori superiori in termini di volume totale dei vuoti espresso in  $\text{mm}^3$  nel Gruppo AD, rispetto al Gruppo NoAD.





*Grafico 1: Media complessiva dei vuoti nei due gruppi con le rispettive deviazioni standard.*

## 9. DISCUSSIONE

Il restauro degli elementi dentali trattati endodonticamente rappresenta da sempre una vera sfida per il clinico, sia per la selezione dei materiali che per la scelta della procedura clinica vera e propria. Oggigiorno, la cementazione di perni in fibra si effettua mediante un cemento adesivo, preferibilmente di tipo duale per superare i limiti associati alla scarsa penetrazione della luce nelle regioni profonde del canale radicolare (44) e di tipo self-adhesive per semplificare la procedura clinica e per superare i problemi legati alla difficoltosa esecuzione del pretrattamento dentinale nell'angusto spazio endodontico. (62)

Ciononostante, la cementazione adesiva ha come limite principale la formazione di vuoti nello spessore del cemento e gap nell'interfaccia d'adesione tra cemento e dentina radicolare, configurandosi come la principale causa di fallimento di tale tipologia di restauro. (5)

Per questo motivo, lo studio condotto in questa tesi sperimentale ha come obiettivo quello di valutare la formazione, in termini qualitativi e quantitativi, di vuoti all'interno del cemento self-adhesive RelyX™ Universal. È stato preso in esame tale materiale in quanto la sua composizione chimica consente di poter usare questo cemento in maniera universale, non solo per la cementazione di perni ma anche per ogni manufatto protesico. È infatti compatibile con l'intera gamma dei materiali da restauro come la fibra di vetro dei perni, l'ossido di zirconio e allumina, il metallo, il composito ibrido e le ceramiche vetrose. Inoltre, la sua universalità si riflette anche nel fatto che in base al manufatto che deve essere cementato può essere sfruttato in tecniche self-adhesive, selective-etch o total-etch.

In tale studio è stato impiegato nella cementazione di perni in fibra in canali distali di molari mandibolari, distinti in due gruppi in base alla differente tecnica utilizzata. In particolare, nel Gruppo NoAD ci si è attenuti alle indicazioni del produttore e si è effettuata una cementazione del perno con il solo utilizzo del cemento nel post-space; mentre nel Gruppo AD si è voluta testare una variazione del protocollo: si è effettuato un pretrattamento della dentina radicolare del post-space con un adesivo universale dello stesso produttore, lo Scotchbond™ Universal Adhesive (3M ESPE, St Paul, MN, USA).

È un adesivo presente in formulazione single-bottle che consente di poter essere impiegato su tutte le superfici, come il RelyX™ Universal (3M), per restauri diretti e indiretti e con tutte le tecniche.

Il fine del suo utilizzo è stato quello di valutare un'eventuale implementazione delle caratteristiche meccaniche del legame adesivo e un maggiore contatto del cemento con le pareti canalari in grado di ridurre l'insorgenza di gap.

La necessità di effettuare questo confronto deriva dal fatto che, come precedentemente affermato, l'assenza dello step di apposizione del bonding nella cementazione self-adhesive, comporta una riduzione della forza di legame rispetto alle procedure convenzionali, potendo incrementare a sua volta l'insorgenza di difetti. (60,62)

Nella sperimentazione ci si è avvalsi dell'impiego della  $\mu$ CT la quale si è dimostrata essere uno strumento non-invasivo e non-distruttivo in grado di rilevare la formazione dei difetti e permetterne un'analisi di tipo qualitativo e quantitativo: ovvero ha permesso di identificare il volume totale dei vuoti e la loro morfologia, distinguendosi quest'ultima in laminare o ovoidale e sferica. (74)

I risultati emersi dalla valutazione  $\mu$ CT non hanno dimostrato valori quantitativamente e qualitativamente diversi tra i due gruppi testati, con il volume complessivo dei vuoti che è risultato essere lievemente inferiore nel Gruppo NoAD (6,51 mm<sup>3</sup>) rispetto al Gruppo AD (7,56 mm<sup>3</sup>). Il Gruppo NoAD in particolare ha mostrato la presenza di vuoti di tipo prevalentemente laminare, localizzati principalmente nel terzo coronale del canale, con un inferiore riscontro anche nel terzo medio. Invece nel Gruppo AD si è riscontrata una presenza leggermente superiore di vuoti che spiegano il maggior volume complessivo degli stessi espresso in mm<sup>3</sup>, con vuoti ovalari più rappresentati (visibili soprattutto nell'immagine in basso a destra della figura b) rispetto alla morfologia laminare e identificabili soprattutto nel terzo coronale e nel terzo medio, ma presenti, anche se in dimensioni inferiori, nel terzo apicale.

La  $\mu$ CT, però, a causa della mancata radiopacità di materiali come gli adesivi per l'assenza o la scarsa presenza al loro interno di filler, non è in grado di distinguere le aree relative a tali materiali dai vuoti reali. Ciò si configura come uno dei limiti

di tale strumento, rendendo gli studi basati sul solo utilizzo della  $\mu$ CT insufficienti nel definire la reale presenza di vuoti, necessitando quindi della combinazione con altre metodiche d'analisi, quali il microscopio a scansione elettronica (SEM) che consentirebbero di ottenere un'adeguata visualizzazione dei difetti.. (74) Ciò si configura come uno dei limiti di tale strumento, rendendo gli studi basati sul solo utilizzo della  $\mu$ CT insufficienti nel definire la reale presenza di vuoti, necessitando quindi della combinazione con altre metodiche d'analisi, quali il microscopio a scansione elettronica (SEM) o tecniche di spettroscopia che consentirebbero di ottenere un'adeguata visualizzazione dei difetti. (74) È proprio per tale limitazione del macchinario che risulta importante effettuare una distinzione basata sulla forma dei vuoti poiché l'aspetto laminare, che generalmente si manifesta nell'interfaccia tra il cemento e la dentina, più frequentemente si manifesta come un vuoto non reale, ma bensì come uno strato radiotrasparente come può essere l'adesivo nel Gruppo AD.

Invece, la morfologia di tipo ovoidale e tondeggiante si riconduce più verosimilmente a vuoti interni legati all'intrappolamento di bolle d'aria e a gap dovuti alla possibile perdita di contatto del cemento con le pareti canalari. (74) Un'altra limitazione emersa dall'utilizzo della  $\mu$ CT è connessa alla precedente ed è rappresentata dal fatto che, come si può apprezzare nelle ricostruzioni effettuate dal software, la radiopacità differente associata ai vari materiali presenti nel sistema canalare non è stata individuata: ovvero il cemento, la gutta-percha e il perno, pur non avendo la stessa composizione, non sono stati identificati come strutture tra loro diverse e quindi sono state colorate dal software come un solo materiale (blu), quando sarebbe stato più interessante poter distinguere i vari componenti con differenti colorazioni.

Relativamente ai risultati ottenuti, seppur incompleti per le limitazioni connesse al macchinario, si può affermare la congruenza con quanto indicato dal produttore in merito al fatto di non ritenere necessario il precedente uso dell'adesivo nella cementazione dei perni in fibra, ma di sfruttare il cemento soltanto in modalità self-adhesive, confinandone l'impiego in tecniche selective-etch e total-etch per intarsi, faccette, table top e ponti adesivi.

Ci si aspettava tale localizzazione dei vuoti nel sistema canalare, poiché con i cementi SA in generale il legame è di tipo chimico e non micro-meccanico per cui è superiore nel terzo medio e apicale della radice dove c'è una maggiore rappresentazione di dentina intertubulare su cui effettuare un'adesione chimica con l'elevata quota di idrossiapatite presente. Con questi cementi infatti l'adesione non dipende dal numero e diametro dei tubuli dentinali, i quali sono maggiori a livello coronale e quindi sfruttati invece dai sistemi non-SA.(65) Con questi cementi infatti l'adesione non dipende dal numero e diametro dei tubuli dentinali, i quali sono maggiori a livello coronale e quindi sfruttati invece dai sistemi non-SA. (67) Infatti, in entrambi i gruppi testati con il cemento RelyX™ Universal (3M ESPE, St Paul, MN, USA) i vuoti sono maggiormente identificabili nella porzione più superficiale del post-space.

Inoltre, numerosi studi affermano i risultati ottenuti da questo lavoro. (63,75–77) Sono stati presi come riferimento soltanto alcuni studi, selezionandoli tra la letteratura più attuale ed essi sono in linea con il lavoro di sperimentazione effettuato in questa tesi, valutando in essi soprattutto aspetti legati alla forza di legame mediante *push-out bond strength test*. In essi, quindi, non si è presa in esame la formazione di vuoti come causa di riduzione del legame adesivo, ma si è direttamente valutata la presenza di gaps nel sistema di adesione nelle due tecniche di cementazione, dimostrando come non vi siano anche in questo caso differenze sostanziali. Aspetto comune di tali studi è l'aver individuato una variabile importante che influenza la forza di legame, che non è legata alla procedura adesiva non essendoci differenze significative tra le tecniche: si fa riferimento al rapporto tra la dimensione del perno e quella del post-space, ritenendo che, per ridurre i vuoti e quindi incrementare la stabilità del legame, si debba scegliere un perno di un volume corrispondente a quello del canale. In tal modo si verrebbe a ridurre lo spessore di cemento frapposto tra il perno e la dentina, riducendo problematiche come lo stress da contrazione.

Per cui si può affermare che in assenza di variazioni rilevanti sia nello studio corrente, che in quelli precedenti di altri autori, si consiglia al clinico di eseguire una procedura di cementazione che sfrutti il potere self-adhesive dei cementi progettati come tali, in particolare il cemento RelyX™ Universal (3M ESPE, St

Paul, MN, USA) valutato in tale sperimentazione, nella cementazione di perni intracanalari in fibra di vetro.

In tal modo viene semplificata la tecnica, poiché si riducono i passaggi clinici, gli errori connessi a ciascuno step e il tempo necessario di esecuzione. L'adesivo universale Scotchbond™ Universal Adhesive (3M ESPE, St Paul, MN, USA) di per sé contribuisce già a rendere più semplice la procedura, evitando la necessità di effettuare l'etching della dentina del post-space, poiché sfrutta un'adesione chimica e non micro-meccanica. La mordenzatura può associarsi a problematiche come un'incompleta rimozione dell'acido nello spazio canale che espone il tessuto dentinale alla prosecuzione della demineralizzazione oltre il tempo desiderato. (64) Ciò infatti si assocerebbe ad una mordenzatura troppo profonda del tessuto che non verrebbe ad essere completamente infiltrato dall'adesivo, riducendo la forza del legame ed esponendolo alla formazione di nano-leakage. (64) Invece tale adesivo universale consente di effettuare la procedura adesiva con tecnica self-etch in un solo step, grazie alla presenza del monomero funzionale 10-metacriloilossidecil-diidrogeno fosfato (10-MDP), il quale determina un legame chimico tra i propri gruppi fosfato e i cristalli di idrossiapatite residua dello scaffold collagenico della dentina. In particolare, si assiste alla formazione dello strato ibrido mediante la precipitazione di sali formati da 10-MDP e calcio dell'idrossiapatite, i quali riducono anche la degradazione e l'aging dell'*hybrid layer* e aumentano la stabilità in ambiente acquoso. (75)

Nonostante i vantaggi apportati da questa tipologia di adesivo, la sua applicazione rappresenta comunque uno step ulteriore rispetto alla sola apposizione del cemento, inoltre si associa al rischio di leakage dovuto ad un'insufficiente asciugatura del canale, data la difficoltà di controllare perfettamente l'umidità in tale ambiente. Ciò espone al fenomeno di degradazione del legame in quanto l'adesivo, oltre ad essere idrofobico e quindi incompatibile con un ambiente acquoso, verrebbe anche diluito. (59) Questo limite della tecnica potrebbe essere superato dal materiale adesivo in esame, in quanto il produttore afferma che grazie alla sua composizione chimica permette di effettuare un'adesione ottimale sia sulla dentina umida che asciutta. Ciò si associa a un comportamento analogo a quello del cemento RelyX™ Universal

(3M ESPE, St Paul, MN, USA), secondo cui si esplica un comportamento idrofilico prima della polimerizzazione e successivamente idrofobico.

Inoltre, un'insufficiente air-blowing del solvente contenuto nell'adesivo di per sé attrae, in caso di sua permanenza, acqua dall'ambiente circostante.

Un'incompleta polimerizzazione per impossibilità della luce di raggiungere l'intera profondità del post-space. In tal modo residuerebbe una quota considerevole di monomero non reagito, impedendo di raggiungere la forza di legame desiderata. (59)

Con un'applicazione semplificata in assenza dell'utilizzo dell'adesivo, si evitano tali problematiche, inoltre il cemento self-adhesive ha un buon comportamento in ambienti umidi per la sua idrofilia iniziale (62) e, mediante la procedura di dual-curing, permette di superare le problematiche relative alla polimerizzazione nelle aree più apicali del canale.(67)

## 10. CONCLUSIONI

I risultati ottenuti da questo studio permettono di concludere che le due tecniche di cementazione dei perni in fibra di vetro, distinte nei due gruppi AD e NoAD, non presentano differenze tali in termini di formazione di vuoti e gap nel cemento, da far ritenere una procedura più indicata dell'altra solo su questa base. Si può, però, concludere che, alla luce dei vantaggi espressi in relazione alla cementazione con tecnica self-adhesive, per semplicità e miglior controllo della polimerizzazione, per il clinico è più consigliato effettuare una procedura che non preveda l'utilizzo dell'adesivo, in particolare nel caso in cui venisse utilizzato il cemento RelyX™ Universal (3M ESPE). Infatti, questo è il primo studio che indaga le capacità di questo cemento universale di ultima generazione. Ciononostante, sono comunque necessari ulteriori studi sperimentali che impieghino idealmente tecniche complementari alla  $\mu$ CT per rendere l'indagine completa, superando i limiti della tomografia nell'identificazione specifica dei vuoti. A tal fine sarebbe interessante proseguire questa sperimentazione preparando altri campioni e combinando le scansioni alle valutazioni al SEM.

Nonostante i limiti individuati nella strumentazione, i risultati sono in linea con l'attuale letteratura, in cui tale studio si inserisce perfettamente, rappresentando un'ulteriore prova per il clinico nella scelta della tecnica da effettuare.



## Bibliografia

1. European Society of Endodontology developed by:, Mannocci F, Bhuva B, Roig M, Zarow M, Bitter K. European Society of Endodontology position statement: The restoration of root filled teeth. *Int Endod J.* novembre 2021;54(11):1974–81.
2. Kishen A. Biomechanics of fractures in endodontically treated teeth. *Endod Top.* 2015;33(1):3–13.
3. Barabanti N, Re D, Mangani F, Putignano A, Cerutti A. Indicazioni cliniche sull'utilizzo dei perni in fibra di vetro nei restauri post-endodontici. 2008;14.
4. Caceres EA, Sampaio CS, Atria PJ, Moura H, Giannini M, Coelho PG, et al. Void and gap evaluation using microcomputed tomography of different fiber post cementation techniques. *J Prosthet Dent.* 1 gennaio 2018;119(1):103–7.
5. Uzun İH, Malkoç MA, Keleş A, Öğreten AT. 3D micro-CT analysis of void formations and push-out bonding strength of resin cements used for fiber post cementation. *J Adv Prosthodont.* aprile 2016;8(2):101–9.
6. Abarca J, Duran M, Parra D, Steinfort K, Zaror C, Monardes H. Root morphology of mandibular molars: a cone-beam computed tomography study. *Folia Morphol.* 2020;79(2):327–32.
7. *Morfologia dentale*, Libri di Estetica in Odontoiatria [Internet]. Quintessenza Edizioni. [citato 4 luglio 2022]. Disponibile su: <https://www.quintessenzaedizioni.com/libri/estetica/morfologia-dentale/p/1145.html>
8. Tomaszewska IM, Skinningsrud B, Jarzębska A, Pękala JR, Tarasiuk J, Iwanaga J. Internal and external morphology of mandibular molars: An original micro-CT study and meta-analysis with review of implications for endodontic therapy. *Clin Anat N Y N.* settembre 2018;31(6):797–811.
9. Arola DD, Gao S, Zhang H, Masri R. The Tooth: Its Structure and Properties. *Dent Clin North Am.* ottobre 2017;61(4):651–68.
10. Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. *Biomaterials.* 1 dicembre 2003;24(28):5209–21.
11. Soares CJ, Rodrigues M de P, Faria-E-Silva AL, Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Kim HC, et al. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures? *Braz Oral Res.* 18 ottobre 2018;32(suppl 1):e76.
12. Jantarat J, Palamara JEA, Lindner C, Messer HH. Time-dependent properties of human root dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* settembre 2002;18(6):486–93.
13. Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin: the role of toughening mechanisms. *Biomaterials.* 1 ottobre 2003;24(22):3955–68.
14. Mazzoni A, Tjäderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay FR, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *J Dent Res.* febbraio 2015;94(2):241–51.
15. Persoon IF, Özok AR. Definitions and Epidemiology of Endodontic Infections. *Curr Oral Health Rep.* 1 dicembre 2017;4(4):278–85.

16. Carvalho TS, Lussi A. Age-related morphological, histological and functional changes in teeth. *J Oral Rehabil.* aprile 2017;44(4):291–8.
17. Montoya C, Arango-Santander S, Peláez-Vargas A, Arola D, Ossa EA. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. *Arch Oral Biol.* dicembre 2015;60(12):1811–20.
18. Alania Y, Trevelin LT, Hussain M, Zamperini CA, Mustafa G, Bedran-Russo AK. On the bulk biomechanical behavior of densely cross-linked dentin matrix: The role of induced-glycation, regional dentin sites and chemical inhibitor. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1 marzo 2020;103:103589.
19. Zelic K, Milovanovic P, Rakocevic Z, Askrabic S, Potocnik J, Popovic M, et al. Nano-structural and compositional basis of devitalized tooth fragility. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* maggio 2014;30(5):476–86.
20. Fráter M, Jakab A, Braunitzer G, Tóth Z, Nagy K. The potential effect of instrumentation with different nickel titanium rotary systems on dentinal crack formation-An in vitro study. *PloS One.* 2020;15(9):e0238790.
21. Rath PP, Yiu CKY, Matinlinna JP, Kishen A, Neelakantan P. The effect of root canal irrigants on dentin: a focused review. *Restor Dent Endod.* 30 giugno 2020;45(3):e39.
22. Effect of different irrigant solutions on microhardness and smear layer removal of root canal dentin - ScienceDirect [Internet]. [citato 3 aprile 2022]. Disponibile su:  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1687857414000110>
23. Sayin TC, Serper A, Cehreli ZC, Otlu HG. The effect of EDTA, EGTA, EDTAC, and tetracycline-HCl with and without subsequent NaOCl treatment on the microhardness of root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* settembre 2007;104(3):418–24.
24. Elbahary S, Haj-yahya S, Khawalid M, Tsesis I, Rosen E, Habashi W, et al. Effects of different irrigation protocols on dentin surfaces as revealed through quantitative 3D surface texture analysis. *Sci Rep.* 16 dicembre 2020;10(1):22073.
25. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study - PubMed [Internet]. [citato 3 aprile 2022]. Disponibile su:  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3544657/>
26. Zarow M, Ramírez-Sebastià A, Paolone G, de Ribot Porta J, Mora J, Espona J, et al. A new classification system for the restoration of root filled teeth. *Int Endod J.* marzo 2018;51(3):318–34.
27. Mishra R, Shetty V, D’Costa V, Shetty H. Evolution of Posts - From Rigidity to Flexibility. *Int J Sci Res IJSR.* 10 maggio 2017;6:2671–7.
28. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* giugno 2011;56 Suppl 1:77–83.
29. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* maggio 2004;30(5):289–301.
30. Choudhary S, Begum Z, Choudhary P, Tripathi S. Comparative evaluation of retention of prefabricated and conventional cast post: An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent.* maggio 2014;4(2):87–91.
31. Kumar SS, Viswanathan M, Rajkumar K, Marudhamani C, Rajaganeshan VS, Biju KA. Comparative Study on Fracture Resistance of Endodontically Treated Tooth in Relation to Variable Ferrule Heights Using Custom-made and

- Prefabricated Post and Core: An In Vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci.* agosto 2020;12(Suppl 1):S554–9.
32. Lamichhane A, Xu C, Zhang F qiang. Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont.* febbraio 2014;6(1):60–5.
  33. Fadag A, Negm M, Samran A, Samran A, Ahmed G, Alqerban A, et al. Fracture Resistance of Endodontically Treated Anterior Teeth Restored with Different Post Systems: An In Vitro Study. *Eur Endod J.* 7 settembre 2018;3(3):174–8.
  34. Palepwad AB, Kulkarni RS. In vitro fracture resistance of zirconia, glass-fiber, and cast metal posts with different lengths. *J Indian Prosthodont Soc.* giugno 2020;20(2):202–7.
  35. Alonso de la Peña V, Darriba IL, Caserío Valea M, Guitián Rivera F. Mechanical properties related to the microstructure of seven different fiber reinforced composite posts. *J Adv Prosthodont.* dicembre 2016;8(6):433–8.
  36. Someya T, Kasahara M, Takemoto S, Hattori M. Retention force of fiber-reinforced composite resin post on resin composite for core buildup -Effects of fiber orientation, silane treatment and thermal cycling. *Dent Mater J.* 30 settembre 2021;40(5):1264–9.
  37. Naumann M, Schmitter M, Krastl G. Postendodontic Restoration: Endodontic Post-and-Core or No Post At All? *J Adhes Dent.* 2018;20(1):19–24.
  38. Guldener KA, Lanzrein CL, Siegrist Guldener BE, Lang NP, Ramseier CA, Salvi GE. Long-term Clinical Outcomes of Endodontically Treated Teeth Restored with or without Fiber Post-retained Single-unit Restorations. *J Endod.* febbraio 2017;43(2):188–93.
  39. Zuli TAB, Guedes OA, Gonçalves GFZA, da Silva Júnior AR, Borges ÁH, Aranha AMF. Effect of post space preparation drills on the incidence of root dentin defects. *Restor Dent Endod.* 16 ottobre 2020;45(4):e53.
  40. Shaikh SY, Shaikh SS. Direct Linear Measurement of Root Dentin Thickness and Dentin Volume Changes with Post Space Preparation: A Cone-Beam Computed Tomography Study. *Contemp Clin Dent.* marzo 2018;9(1):77–82.
  41. Dos Reis-Prado AH, Abreu LG, Tavares WLF, Peixoto IF da C, Viana ACD, de Oliveira EMC, et al. Comparison between immediate and delayed post space preparations: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* febbraio 2021;25(2):417–40.
  42. Mitra SB. 6 - Dental cements: formulations and handling techniques. In: Curtis RV, Watson TF, curatori. *Dental Biomaterials* [Internet]. Woodhead Publishing; 2008 [citato 4 aprile 2022]. pag. 162–93. (Woodhead Publishing Series in Biomaterials). Disponibile su: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781845692964500060>
  43. Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* aprile 2007;51(2):453–71, x.
  44. Paul J. Dental Cements - A Review to Proper Selection. 2015;11.
  45. Özcan M. 13 - Luting cements for dental applications. In: Vallittu P, curatore. *Non-Metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement* [Internet]. Woodhead Publishing; 2013 [citato 4 aprile 2022]. pag. 375–94. (Woodhead Publishing Series in Biomaterials). Disponibile su: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780857092441500136>

46. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.* giugno 2011;56 Suppl 1:67–76.
47. Pinto KT, Stanislawczuk R, Loguercio AD, Grande RHM, Bauer J. Effect of exposure time of zinc oxide eugenol restoration on microtensile bond strength of adhesives to dentin. *Rev Port Estomatol Med Dentária E Cir Maxilofac.* 1 aprile 2014;55(2):83–8.
48. Contemporary Esthetic Dentistry - 1st Edition [Internet]. [citato 4 aprile 2022]. Disponibile su: <https://www.elsevier.com/books/contemporary-esthetic-dentistry/9780323068956>
49. Dias LLL, Giovani AR, Silva Sousa YTC, Vansan LP, Alfredo E, Sousa-Neto MD, et al. Effect of eugenol-based endodontic sealer on the adhesion of intraradicular posts cemented after different periods. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* dicembre 2009;17(6):579–83.
50. Oyar P. The effects of post-core and crown material and luting agents on stress distribution in tooth restorations. *J Prosthet Dent.* 1 agosto 2014;112(2):211–9.
51. Pereira JR, Rosa RA da, Só MVR, Afonso D, Kuga MC, Honório HM, et al. Push-out bond strength of fiber posts to root dentin using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* ottobre 2014;22(5):390–6.
52. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* agosto 2015;23(4):358–68.
53. Lopes C de CA, Rodrigues RB, Silva ALFE, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Novais VR. Degree of Conversion and Mechanical Properties of Resin Cements Cured Through Different All-Ceramic Systems. *Braz Dent J.* ottobre 2015;26(5):484–9.
54. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* novembre 2001;28(11):1022–8.
55. Mazzitelli C, Maravic T, Mancuso E, Josic U, Generali L, Comba A, et al. Influence of the activation mode on long-term bond strength and endogenous enzymatic activity of dual-cure resin cements. *Clin Oral Investig.* febbraio 2022;26(2):1683–94.
56. Influence of curing modes on conversion and shrinkage of dual-cure resin-cements - ScienceDirect [Internet]. [citato 4 aprile 2022]. Disponibile su: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564121003365>
57. Moraes RR, Faria-e-Silva AL, Ogliari FA, Correr-Sobrinho L, Demarco FF, Piva E. Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta Biomater.* luglio 2009;5(6):2095–100.
58. Maroulakos G, He J, Nagy WW. The Post-endodontic Adhesive Interface: Theoretical Perspectives and Potential Flaws. *J Endod.* marzo 2018;44(3):363–71.
59. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* maggio 2003;19(3):199–205.
60. Gundogdu M, Aladag LI. Effect of adhesive resin cements on bond

- strength of ceramic core materials to dentin. *Niger J Clin Pract.* marzo 2018;21(3):367–74.
61. Kul E, Yeter KY, Aladag LI, Ayrancı LB. Effect of different post space irrigation procedures on the bond strength of a fiber post attached with a self-adhesive resin cement. *J Prosthet Dent.* maggio 2016;115(5):601–5.
  62. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Clin North Am.* ottobre 2017;61(4):821–34.
  63. Pereira JR, Pamato S, Santini MF, Porto VC, Ricci WA, Só MVR. Push-out bond strength of fiberglass posts cemented with adhesive and self-adhesive resin cements according to the root canal surface. *Saudi Dent J.* gennaio 2021;33(1):22–6.
  64. Samran A, Najjar MO, Samran A, Al-Akhali M, Al-Maweri SA, Özcan M. Influence of Different Post Luting Cements on the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth: An In Vitro Study. *Eur Endod J.* 19 luglio 2018;3(2):113–7.
  65. Pulido CA, de Oliveira Franco APG, Gomes GM, Bittencourt BF, Kalinowski HJ, Gomes JC, et al. An in situ evaluation of the polymerization shrinkage, degree of conversion, and bond strength of resin cements used for luting fiber posts. *J Prosthet Dent.* ottobre 2016;116(4):570–6.
  66. Bahari M, Savadi Oskoe S, Kimyai S, Mohammadi N, Saati Khosroshahi E. Effect of Light Intensity on the Degree of Conversion of Dual-cured Resin Cement at Different Depths with the use of Translucent Fiber Posts. *J Dent Tehran Iran.* maggio 2014;11(3):248–55.
  67. ArRejaie A, Alsuliman SA, Aljohani MO, Altamimi HA, Alshwaimi E, Al-Thobity AM. Micro-computed tomography analysis of gap and void formation in different prefabricated fiber post cementation materials and techniques. *Saudi Dent J.* 1 aprile 2019;31(2):236–41.
  68. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent.* 1 giugno 2011;39(6):422–9.
  69. Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent.* febbraio 2014;16(1):71–8.
  70. du Plessis A, Broeckhoven C, Guelpa A, le Roux SG. Laboratory x-ray micro-computed tomography: a user guideline for biological samples. *GigaScience.* 1 giugno 2017;6(6):1–11.
  71. Rominu M, Manescu A, Sinescu C, Negrutiu ML, Topala F, Rominu RO, et al. Zirconia enriched dental adhesive: a solution for OCT contrast enhancement. Demonstrative study by synchrotron radiation microtomography. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* aprile 2014;30(4):417–23.
  72. Micro-computed tomography: a method for the non-destructive evaluation of the three-dimensional structure of biological specimens - PubMed [Internet]. [citato 4 luglio 2022]. Disponibile su: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18463825/>
  73. Advanced High-Resolution Tomography in Regenerative Medicine [Internet]. [citato 4 luglio 2022]. Disponibile su: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-030-00368-5>
  74. Tosco V, Monterubbianesi R, Furlani M, Giuliani A, Putignano A, Orsini

G. Micro-computed tomography for assessing the internal and external voids of bulk-fill composite restorations: A technical report. *Imaging Sci Dent.* 1 gennaio 2022;52.

75. Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppini-Rontani RM, Giannini M. Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *J Prosthet Dent.* ottobre 2017;118(4):493–9.

76. Lee Y, Kim J, Shin Y. Push-Out Bond Strength Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Resin Post Cemented with Self-Adhesive Resin Cement Using Different Adhesive Bonding Systems. *Mater Basel Switz.* 29 giugno 2021;14(13):3639.

77. Machry RV, Fontana PE, Bohrer TC, Valandro LF, Kaizer OB. Effect of Different Surface Treatments of Resin Relined Fiber Posts Cemented With Self-adhesive Resin Cement on Push-out and Microtensile Bond Strength Tests. *Oper Dent.* 1 luglio 2020;45(4):E185–95.