



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria

Presidente: Prof. Andrea Santarelli

**Valutazione della forza di adesione tra un materiale
bioattivo e una resina composita: confronto tra due
protocolli restaurativi**

**Evaluation of the Bond Strength Between a Bioactive
Material and a Resin Composite: A Comparison of
Two Restorative Protocols**

Relatrice: Chiar.ma

Prof.ssa Giovanna Orsini

Candidata:

Agnese Arcangeli

Correlatore:

Dott. Riccardo Monterubbianesi

Anno Accademico 2025-2026

INDICE

INTRODUZIONE.....	3
1. FISIOPATOLOGIA DELLA CARIE E DELLA POLPA DENTALE.....	5
1.1 Carie dentale	5
1.2 Risposta pulpo dentinale e Fisiopatologia della polpa	10
1.3 Terapia della polpa vitale e ruolo dei biomateriali	14
1.4 Criticità.....	17
2. MATERIALI BIOATTIVI PER LA TPV.....	20
2.1 Idrossido di calcio	20
2.2 MTA	21
2.3 Activa bioactive base liner	22
2.4 Theracal LC	23
2.5 Biodentine.....	24
2.6 Biodentine xp.....	25
3. ADESIONE IN ODONTOIATRIA RESTAURATIVA	30
3.1 Principi generali dell'adesione	30
3.2 Adesivi smalto dentinali	31
3.2.1 Composizione	32
3.2.2 Sistemi adesivi generali	33
4. MATERIALI COMPOSITI.....	37
4.1 Composizione	37
4.1.1 Matrice polimerica	38
4.1.2 Modulatori della polimerizzazione.....	38
4.1.3 Filler	39
4.1.4 Agenti accoppianti	40
4.2 Classificazione dei compositi	40

4.3 Compositi self adhesive	41
4.4 Proprietà dei compositi	42
4.5 Fattori che influenzano il restauro	43
4.7 Tecniche di riempimento	44
4.7.1 Tecnica incrementale tradizionale	44
4.7.2 Bulk fill	44
4.7.3 Bio bulk fill	45
4.8 Indicazioni cliniche dei restauri diretti.....	45
4.9 Influenza protocollo restaurativo	46
4.10 Interfacce adesive	47
5. SBS: TEST FORZA DI ADESIONE	51
5.1 Generalità	51
5.2 Meccanismo di funzionamento	52
II. PARTE SPERIMENTALE.....	54
6. OBIETTIVO	54
7. MATERIALI E METODI.....	54
7.1 Analisi statistica	60
8. RISULTATI.....	61
8.1 Shear Bond Strength	61
8.2 Tipologia di fallimento	62
9. DISCUSSIONE.....	63
10. CONCLUSIONI.....	71
11. BIBLIOGRAFIA.....	72

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni l'odontoiatria si è basata su un approccio sempre più conservativo per cercare di mantenere la struttura dentale e preservarne la vitalità.¹

Con l'avvento dei nuovi materiali bioattivi la gestione delle lesioni profonde è diventata una sfida sempre più frequente e diffusa.²

Lo sviluppo di nuovi protocolli ha permesso di preservare l'organo pulpo dentinale e creare una base ottimale per il restauro sovrastante.³ Allo stesso tempo l'introduzione di nuovi materiali bioceramici ha rappresentato un grande passo avanti nel mondo dell'odontoiatria.⁴

Tra i nuovi materiali proposti, i materiali a base di silicato di calcio, hanno mostrato eccellenti proprietà quali biocompatibilità, bioinduttività e capacità di mineralizzazione.

⁵ Nelle prime epoche il gold standard era rappresentato dall'idrossido di calcio, sostituito in seguito dall'MTA e successivamente dalla biodentina, la quale si colloca perfettamente in questa epoca essendo un materiale con ottime capacità in termini di riparazione e rigenerazione pulpo dentinale.⁶

La sua composizione, il meccanismo di presa, le ottime proprietà e gli effetti biologici che determina le consentono di essere un materiale a largo spettro d'azione.

Inoltre, la ripetibilità, il facile impiego e i brevi tempi di attesa consentono di risparmiare tempo in poltrona sia al medico che al paziente, diminuendo i tempi della seduta.⁷

Nonostante tutte queste qualità quando viene applicata come base o sostituto sotto un restauro diretto in composito bisogna avere dei protocolli specifici per non incorrere nel fallimento.

La prognosi, infatti, non dipende solo dalle proprietà del materiale ma anche dall'interfaccia adesiva con il restauro sovrastante, dall'abilità dell'operatore e da tante altre variabili che possono influenzare la stabilità e la durata del restauro.

La formazione di legami deboli o un'adesione incompleta all'interfaccia tra biomateriale e composito possono favorire la formazione di gap marginali consentendo l'infiltrazione di saliva, batteri. Questo fenomeno chiamato microleakage, può compromettere il sigillo del restauro, aumentare il rischio di fallimento e favorire la comparsa di sensibilità postoperatoria. Per questo motivo risulta fondamentale effettuare scegliere in modo adeguato i materiali ed i protocolli adesivi e restaurativi più idonei.

Tuttavia, il punto cruciale rimane l'adesione tra il biomateriale e il restauro sovrastante al fine di garantire un ottimo sigillo coronale, una maggior durata nel tempo, e l'estetica.

Quindi molto importante è la qualità dell'interfaccia adesivo composito.⁸

Si inserisce in questo contesto il test della shear bond strength che consente di valutare la forza di adesione tra biomateriale e restauro sovrastante al fine di analizzare i valori di adesione ottenuti e le tipologie di frattura per capire il comportamento dei materiali utilizzati.⁹

Pertanto, il presente studio ha lo scopo di valutare se le diverse tempistiche di maturazione di Biodentine XP e le differenti modalità adesive possano influenzare la SBS tra Biodentine XP e composito al fine di ottenere un protocollo clinico pratico, ripetibile ed efficace.

1. FISIOPATOLOGIA DELLA CARIE E DELLA POLPA DENTALE

1.1 Carie dentale

Il cavo orale è una parte imprescindibile dell'organismo in quanto consente all'uomo di svolgere importanti funzioni vitali. Si inserisce in questo contesto il concetto di salute orale. La salute orale si deve intendere come un insieme di aspetti che fanno parte del benessere generale dell'individuo; un cavo orale in salute, infatti, permette di esprimere emozioni, mangiare, parlare e rappresenta inoltre la misura di quanto l'uomo riesce a prendersi cura di sé stesso.

Quando la salute orale viene compromessa, si può incorre nello sviluppo di patologie.

Tra le malattie orali più frequenti e insidiose si ricorda la carie dentale.

La carie è un processo patologico molto diffuso a livello globale e rappresenta un forte fattore di disagio. Nel tempo infatti potrebbe determinare una progressiva distruzione dei tessuti del dente fino alla potenziale perdita.

È una patologia multifattoriale e dipende da vari fattori quali: fattori legati allo stile di vita, influenza di batteri, dieta ricca in carboidrati, caratteristiche fisiche dell'individuo e fattori ambientali.¹⁰

Le tendenze e la prevalenza della patologia non sono uniformi. Infatti, la carie colpisce in maggior misura i paesi più poveri e svantaggiati a causa delle basse condizioni socioeconomiche e al fatto che in questi luoghi l'accesso alle cure spesso è impossibilitato.

Al contrario, nei paesi più sviluppati si riesce a contenere di più il fenomeno grazie ad una corretta e costante prevenzione. Nonostante questo, la presenza della patologia si può riscontrare soprattutto in età adulta e avanzata a causa dell'aumento dell'aspettativa di vita, dell'invecchiamento della popolazione e della presenza di malattie sistemiche concomitanti. Molto colpita in realtà è anche la fascia infantile.

L'OMS inserisce la carie assieme a tumori e ipertensione tra le principali malattie non trasmissibili da prevenire e curare. ¹¹

Sviluppo della carie

La carie dentale è provocata dallo sviluppo di batteri presenti nella placca dentale.

Il cavo orale infatti è ricco di batteri e viene colonizzato sin dalla nascita a causa della creazione di un biofilm salivare sui tessuti duri del dente alla quale essi attecchiscono. Questi batteri vengono definiti opportunisti in quanto possono comportarsi da commensali innocui o da patogeni.

In situazioni di salute orale in bocca esistono fattori fisiologici protettivi quali: saliva, muco e fluido crevicolare. Ma a seguito di un'alimentazione ricca in zuccheri si può assistere ad una proliferazione di questi batteri e al successivo instaurarsi della placca dentale.

Il primo step per l'instaurarsi del processo carioso è la colonizzazione di batteri quali lo *S. Mutans*, un batterio cariogeno che metabolizza carboidrati producendo acidi organici, i quali provocano la demineralizzazione dello smalto. ¹² Lo *S. Mutans* è un gram positivo che produce glucani ed è il pioniere nello sviluppo della matrice extracellulare della placca. Aderisce al tessuto duro dello smalto nei primi mesi di vita e sparisce con la perdita dei denti.

La placca dentale che ne deriva è un agglomerato di batteri che aderiscono alla pellicola sviluppatasi sulla superficie dentale. Questa è chiamata pellicola salivare acquisita ed è composta principalmente da glicoproteine e muco che consentono agli altri patogeni di aggregarsi ai batteri già presenti.

Finché c'è equilibrio tra i batteri e il cavo orale, tuttavia, si assiste ad una condizione fisiologica, ma quando questo viene meno si vira verso una condizione patologica.

Si iniziano a moltiplicare le colonie batteriche che diventano sempre più patogene. Si assiste ad un cambiamento ecologico nel biofilm dentale con un aumento di batteri ad alta cariogenicità. Questi producono sempre più acidi andando così a demineralizzare ancor di più il dente.

Oltre al *S. Mutans* si possono trovare nella placca dentale altri batteri come lo *S. Sobrinus*, i lattobacilli, i bifidobatteri ed altre specie che aderiscono bene alla pellicola dentale.¹³

Esistono delle nicchie biologiche differenti all'interno dello stesso cavo orale.

Il processo è dinamico ma le caratteristiche di formazione e sviluppo sono comuni.

Si necessita sempre di batteri cariogeni che aderiscono alla pellicola, di condizioni ambientali favorevoli alla loro moltiplicazione e al loro nutrimento ricco in zuccheri, come il saccarosio, che verranno convertiti in acidi a seguito di fermentazione.

Inizia con una lesione bianca nella superficie del dente, ovvero sullo smalto.

Lo smalto è il tessuto più duro e mineralizzato del corpo ed è composto principalmente da idrossiapatite. Questa, a pH molto bassi, in seguito alla produzione acida, viene decalcificata e determina l'inizio della cavitazione. Quindi il primo segno che compare della carie è la white spot sullo smalto, identificabile dal colore e dalla ruvidità che comporta. Nel tempo assumerà un colore più scuro.

Dopodiché se il processo carioso continua si arriva in dentina. Arrivato a questo punto può determinare dolore e infiammazione della polpa che viene raggiunta dalle tossine batteriche. Si può poi sviluppare pulpite, o in casi peggiori sepsi e perdita dell'elemento¹⁴ (Fig.1).

Indicazioni per identificazione e trattamento

Per identificare la carie dentale l'indice più comunemente diffuso è il DMFT che prevede il conteggio di elementi dentari cariati, mancanti e otturati a causa della carie. Quindi raggruppa la somma di carie passate e presenti, trattate e non trattate.¹⁵

Sarebbe opportuno poter effettuare delle diagnosi precocemente e stabilire dei corretti piani di prevenzione su misura dei pazienti per permettere di arrestare in tempo la manifestazione cariosa.¹⁶

Si inserisce in questo contesto la fluoroprofilassi che permettere la remineralizzazione del tessuto dentale.

Di fondamentale importanza è una corretta rimozione selettiva del tessuto cariato e un'efficace preparazione dell'elemento dentario. Questo permette di garantire una durata superiore del restauro in termini di successo. Ovviamente ciò non è così immediato e scontato, infatti la rimozione del tessuto carioso è uno step molto difficile e inoltre spesso comporta un indebolimento generale dell'elemento rimanente e una conseguente difficoltà nel creare un restauro sicuro e duraturo nel tempo.¹⁴

Componenti della carie

Il tessuto carioso è formato da tre zone prevalentemente:

- lo strato esterno di dentina molle anaerobico, una zona necrotica e contaminata che deve essere rimossa
- la zona demineralizzata, ovvero la dentina coriacea contaminata, con pochi batteri, anche essa anaerobica
- l'ultima zona della dentina, quella traslucida compatta e morbida, a livello pulpare, meno resistente agli acidi e non totalmente sterile.¹⁴

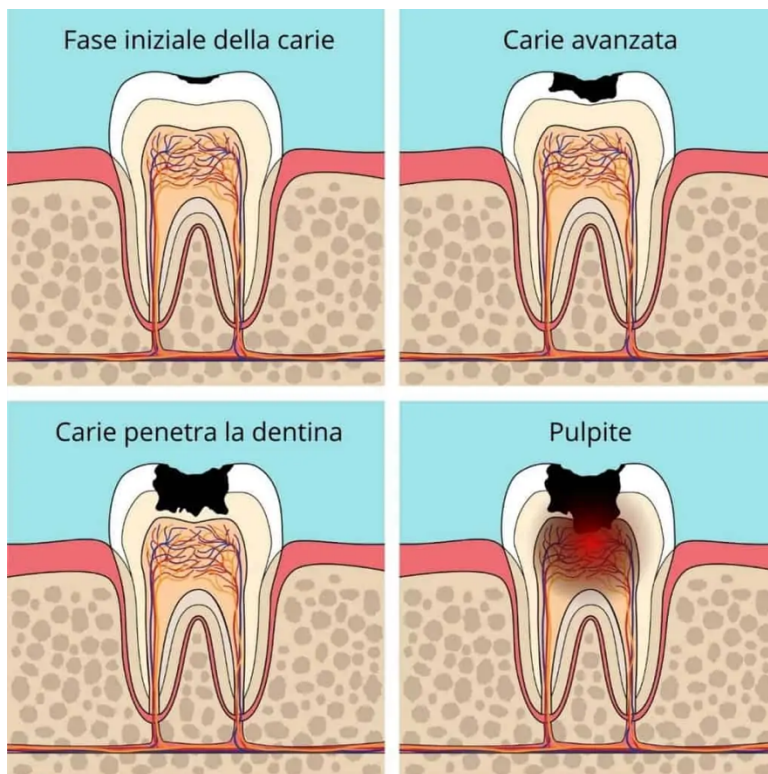


Fig.1 Fasi dell'avanzamento carioso nella struttura dentale

1.2 Risposta pulpo dentinale e Fisiopatologia della polpa

Di fronte ad un processo carioso esteso in profondità si deve scegliere, nei limiti del possibile, se effettuare odontoiatria minimamente invasiva, terapia della polpa vitale o terapia endodontica.

La rimozione del tessuto cariato può causare dolore al paziente a causa degli strumenti rotanti, rendendo spesso indispensabile l'utilizzo dell'anestesia.

Si può andare incontro a perdita di dentina sia affetta sia sana dato che è difficile stabilire con precisione un confine netto tra le due.¹⁷

Dentina

La dentina è un substrato debole. È formata da connettivo mineralizzato, cristalli di idrossiapatite e non presenta al suo interno elementi cellulari e componenti vascolari.

Principalmente è costituita da fibre collagene. È ricca di tubuli dentinali che possono essere bersaglio facilmente di microrganismi, tossine e altri fattori esogeni.

I tubuli dentinali contengono i processi odontoblastici delle cellule chiamate odontoblasti che si trovano al confine della polpa dentale.

I tubuli sono elementi importanti poiché sono responsabili della sensibilità, della permeabilità e della reattività della polpa.

Possono variare in numero e diametro, diminuendo dalla corona all'apice dell'elemento e dalla polpa allo smalto.

La dentina è organizzata in diverse zone, andando dalla polpa alla periferia si possono trovare:

- Predentina che viene formata durante tutta la vita
- Dentina circumpulpare, la zona più mineralizzata

- Dentina mantellare

Dalla nascita dell'elemento dentario vengono deposti in ordine:

- Dentina primaria fino all'eruzione del dente
- Secondaria che viene prodotta durante tutta la vita
- Terziaria viene prodotta in seguito a stimoli iatrogeni, fisici, chimici

Rispetto alla presenza dei tubuli dentali ci sono due tipi di dentina:

- Peritubulare che ricopre internamente il tubulo
- Intertubulare che si trova tra i tubuli

La dentina reagisce agli stimoli infiammatori andando a obliterare i tubuli dentinali e portando alla produzione di dentina terziaria.

Con il passare degli anni si assiste ad un aumento di collagene, di calcificazioni e minore reattività.¹⁸

Polpa

La polpa è un organo con funzioni vitali integrate con la dentina in quanto in stretta comunicazione con questa.

La polpa dentale si trova sia a livello della corona che della radice e consente la vitalità dell'elemento dentario.

La polpa è un connettivo lasso che svolge diverse funzioni:

- Difensiva
- Nutritiva
- Sensoriale
- Riparativa

Le sue funzioni sono molto importanti, soprattutto quella difensiva.

Infatti, contenere l'inflammatione è una prerogativa importante perché se non fermata questa può portare sino alla necrosi del dente con conseguente perdita di vitalità dello stesso.

Contiene al suo interno diversi elementi cellulari, tra cui i più importanti sono gli odontoblasti che si ritrovano in periferia e producono dentina primaria e secondaria e, a seguito di inflammatione, anche dentina terziaria.

Al centro invece si trovano numerosi fibroblasti, cellule mesenchimali indifferenziate, linfociti e macrofagi.

È un tessuto innervato e vascolarizzato e per questo sensibile a stimoli infettivi, come ad esempio la carie dentale, stimoli fisici, meccanici e chimici.

La vascolarizzazione è importante sia per il proprio nutrimento sia per l'omeostasi del dente e la regolazione del microcircolo. I vasi sanguigni deputati passano attraverso il forame apicale.

L'innervazione invece è trasportata da fibre mieliniche e fibre amieliniche.

È un tessuto che con l'avanzare degli anni subisce dei cambiamenti come:

- restrizione dello spazio endodontico in seguito al verificarsi di un aumento di dentina secondaria e terziaria a scapito della polpa
- Diminuzione degli scambi metabolici
- progressiva mancanza di ossigeno
- sviluppo di calcificazioni
- riduzione della capacità di riparazione e rigenerazione
- fibrosi perché aumenta la produzione di collagene
- perdita di componente cellulare

Si ritrova all'interno di una camera chiusa e per questo se si verificano stimoli infiammatori si riduce la quantità di flusso sanguigno locale ecco perché si giunge in fretta a danni severi.¹⁹

Risposta pulpo dentinale

È la risposta fornita dal complesso pulpo dentinale in seguito a stimoli irritativi. È una reazione difensiva a batteri, traumi, fattori iatrogeni, chimici e fisici.

Quando viene intaccata la dentina, i tubuli al suo interno, che generalmente sono permeabili, vanno ad occludersi in risposta ai batteri esterni così che questi non possano migrare in direzione apicale verso la polpa. Avviene quindi una sclerosi dentinale.

In risposta a questo intervengono gli odontoblasti che producono dentina secondaria e dentina terziaria o di reazione. Si cerca quindi di creare una barriera formata da dentina per allontanare la polpa dello stimolo nocivo.

Se lo stimolo però supera la barriera dentinale, l'organismo risponde con un aumento dell'infiammazione, per cui aumenta il flusso sanguigno verso l'elemento dentale, aumenta la pressione, c'è mancanza di ossigeno, si va in ipossia e si crea stasi venosa.

Verranno quindi reclutate le cellule del sistema immunitario, attivandosi prima l'immunità innata con neutrofili e macrofagi e in seconda battuta le cellule dell'immunità acquisita quindi linfociti e plasmacellule. Interverranno anche mediatori che modulano la risposta.

Se lo stimolo viene rimosso o contenuto e arginato si può assistere a una guarigione tissutale.

Se lo stimolo avanza si possono sviluppare granulomi, che possono superinfettarsi ed evolvere in ascesso e fistola.

Se prosegue ancora c'è necrosi dell'elemento.

Se invece lo stimolo cronicizza si formano calcificazioni pulpari ed obliterazione endodontica per proliferazione odontoblastica.²¹

1.3 Terapia della polpa vitale e ruolo dei biomateriali

La rigenerazione pulpare e la conservazione del dente vitale sono fondamentali in odontoiatria conservativa.

La terapia della polpa vitale (TPV) consente di stimolare la guarigione e preservare la salute della polpa grazie alla formazione di tessuto duro al di sotto della lesione consentendo alla polpa di rimanere vitale grazie alla produzione di fattori di crescita e citochine.

Infatti, la terapia della polpa vitale può:

- trattare lesioni traumatiche e cariose profonde
- evitare trattamenti endodontici invasivi
- promuovere la guarigione con soluzioni minimamente invasive
- promuovere la rigenerazione tissutale
- conservare lo stato di salute dei denti naturali
- rendere minimo il rischio di infezioni ricorrenti
- determinare un sigillo per l'ambiente circostante e per l'infezione microbica esterna
- Favorire la dentinogenesi
- consentire di limitare il dolore

La rimozione di tessuto infetto o infiammato, l'uso di biomateriali compatibili e un sigillo ottimale, consentono la rigenerazione o riparazione del complesso pulpo dentinale.

Dopo la rimozione della parte contaminata, si mette un biomateriale o sulla dentina o sulla polpa, per permettere la formazione di uno strato di tessuto chiamato ponte dentinale.²²

Tra i vari approcci per trattare le lesioni endodontiche in odontoiatria, troviamo i protocolli di incappucciamento pulpare diretto e indiretto e pulpotomia parziale o completa.²³

La decisione tra quale approccio scegliere dipende da:

- qualità e durata della sintomatologia
- presenza o meno di segni clinici
- risposta ai test di sensibilità
- analisi radiografica
- arresto o meno dell'emostasi

I fattori che influenzano la prognosi sono:

- presenza del coagulo
- presenza di sanguinamento
- esperienza dell'operatore
- intervallo di tempo tra incappucciamento della polpa e restauro
- contaminazione batterica
- carie residua
- perdita coronale

Incappucciamento diretto

L'incappucciamento diretto è una procedura utilizzata in caso di esposizioni puntiformi in presenza di polpa ancora vitale, e sanguinamento controllabile.

È un meccanismo che consente di facilitare la guarigione della polpa tramite l'utilizzo di biomateriali e consente la formazione del ponte dentinale.

È un approccio sicuramente più conservativo rispetto al trattamento canalare, per questo preferibile se la lesione è reversibile e non infiammata.

Il biomateriale si applica direttamente sulla polpa esposta, in seguito si realizza un restauro definitivo, il tutto rigorosamente eseguito in totale asepsi.

La polpa, infatti, può essere esposta a seguito di una lesione cariosa profonda, di un trauma o per fattori iatrogeni. In questi casi è consigliato eseguire terapia della polpa vitale rispettando il protocollo di:

- asepsi
- isolamento con diga
- rimozione tessuto carioso
- disinfezione del tessuto pulpare
- attesa dell'emostasi
- applicazione di biomateriali restaurativi che consentono la formazione di tessuto mineralizzato.

Questi materiali hanno diverse caratteristiche:

- hanno proprietà antimicrobiche
- consentono il rialzo del pH del tessuto sottostante determinando la formazione di una zona necrotica, così che le cellule sottostanti possono rigenerarsi
- Contengono calcio che consente la precipitazione del carbonato di calcio fondamentale per l'inizio della mineralizzazione²⁴

Incappucciamento indiretto

L'incappucciamento indiretto viene adottato nei casi in cui la carie è molto profonda, il dente è vitale e il sanguinamento non è controllabile. In questo caso rimane un sottile strato di dentina priva di carie sopra la camera pulpare, che verrà in seguito coperta con biomateriale e restauro provvisorio o finale, in base all'approccio.²⁵

Pulpotomia

La pulpotomia parziale prevede la rimozione di alcuni millimetri di tessuto pulpare sottostante l'esposizione. In questo caso, infatti, si rimuove solo lo strato superficiale di tessuto pulpare molle infetto.

Non devono esserci alterazioni della mucosa e del parodonto, né dolore spontaneo, né sensibilità alla palpazione e alla percussione. Non devono essere presenti ascessi, e i test devono risultare positivi.

La differenza tra pulpotomia parziale e pulpotomia coronale è che in quella parziale si può conservare il tessuto pulpare coronale ricco di cellule che determina molti benefici.

Tuttavia, l'estensione della pulpotomia dipende dalla capacità di ottenere emostasi e di riuscire a controllarla entro cinque minuti.

I materiali poi devono stimolare riparazione pulpare, guarigione e promozione della dentinogenesi.²⁶

1.4 Criticità

Esistono in commercio molti materiali che vengono utilizzati per la terapia della polpa vitale.²⁷

L'idrossido di calcio in passato era considerato il gold standard ma a seguito di problemi è stato abbandonato in funzione di nuovi cementi a base di silicato di calcio che sono utilizzati ampiamente in terapia della polpa vitale come mta o Biodentine. Questi, infatti, consentono la formazione del ponte dentinale e ad oggi mostrano un notevole successo. Tuttavia, il successo di questi materiali dovrebbe essere valutato a distanza di tempo e in tempi successivi per verificare l'efficacia del trattamento.

Fondamentali sono i protocolli per eseguire correttamente i trattamenti e per garantire condizioni di totale asepsi durante tutta la procedura altrimenti si potrebbe incorrere facilmente in fallimenti.²⁸

Negli ultimi anni la TPV è stata rivista alla luce delle nuove scoperte e dei nuovi studi che consentono di migliorare sempre di più l'approccio e i trattamenti in termini di risultati.

Oggi viene considerata non solo per il trattamento di elementi immaturi ma anche per denti permanenti maturi e in alcuni casi di pulpite irreversibile.

Tuttavia, esistono ancora dibattiti e manca il consenso ufficiale per quanto riguarda le linee guida.

Non si riescono a stabilire bene i segni e sintomi per capire quanto è infiammata la polpa e inoltre mancano studi comparativi multicentrici ben disegnati.²⁹

Negli ultimi anni con l'introduzione dell'odontoiatria mininvasiva è cambiato l'approccio alla gestione delle lesioni cariose profonde e delle condizioni cliniche associate, tra cui l'esposizione pulpare, favorendo strategie più conservative.

Ad oggi si cerca di mantenere il tessuto che può essere rigenerato rimuovendo il minimo indispensabile grazie anche allo sviluppo di nuovi materiali che consentono un approccio più conservativo.

Per questo motivo si cerca di mantenere anche la vitalità della polpa cariata in quanto capace di guarigione. Ciò si verifica grazie all'introduzione di materiali che consentono di riparare la polpa e garantire lo sviluppo di dentina terziaria.³⁰

L'ingegneria tissutale utilizza le cellule staminali della polpa dentale per permettere la rigenerazione tissutale. Queste, infatti, possono differenziarsi in odontoblasti a seguito di stimolo da parte di fattori di crescita.

Ad oggi si è approfondito l'interesse verso l'utilizzo dei laser a bassa intensità per la terapia di fotobiomodulazione per permettere la guarigione delle ferite, effetti antinfiammatori e angiogenesi, grazie al rilascio di fattori di crescita.

Infatti, i fattori di crescita vengono liberati in seguito di infezioni molto spesso dovute a carie dentale. In particolare, il fattore di crescita dei fibroblasti modula l'induzione alla proliferazione e migrazione delle cellule, la guarigione di tessuti e delle ferite e tanti altri processi, e viene espresso dagli osteoblasti. Anche il fattore di crescita dei fibroblasti basici è molto importante per la proliferazione cellulare e la rigenerazione. Così come la proteina morfogenetica ossea BMP-2 fondamentale per la dentinogenesi.³¹

In generale questa procedura mostra effetti promettenti su larga scala.

2. MATERIALI BIOATTIVI PER LA TPV

In questo capitolo si prenderanno in considerazione i materiali principalmente impiegati nella terapia della polpa vitale, al fine di confrontarli fra loro e capire quale possa soddisfare al meglio le esigenze ed aspettative richieste nell'ottica di una buona rigenerazione pulpare.

2.1 Idrossido di calcio

Questo materiale era considerato in passato il gold standard per la terapia della polpa vitale, soprattutto per le procedure di incappucciamento pulpare diretto.

Si presenta come una polvere bianca inodore che deve essere miscelata con acqua distillata formando quindi una pasta e possiede numerose proprietà tra cui:

- elevato pH
- capacità di indurre la formazione di dentina riparativa
- basso costo

È stato poi nel tempo sostituito dai cementi a base di silicato di calcio bioattivi a causa di alcuni problemi che provocava.

L'idrossido, quando posizionato sulla polpa, agisce in maniera diretta, e determina una necrosi superficiale. Questa necrosi stimola la polpa sottostante a ripararsi attraverso la formazione di un ponte dentinale.

Il suo vantaggio consiste nel pH alcalino che inibisce la crescita dei batteri, stimola i fibroblasti, e determina la guarigione della polpa.

Purtroppo, però presenta degli svantaggi tra cui: scarsa solubilità, scarsa adesione e sigillo inefficace.

Quindi nonostante il basso costo, col tempo è stato soppiantato da altri materiali.³²

2.2 MTA

L'aggregato di triossido minerale, MTA, ha presto sostituito l'idrossido di calcio. Infatti, questo materiale rappresenta il nuovo punto di riferimento per la terapia dell'incappucciamento della polpa.

È un materiale a base di cemento di Portland ma ha delle caratteristiche migliori.

Si possono trovare in commercio diverse generazioni di questo materiale; ProRootMTA è stato il primo prodotto ad essere messo in commercio ma data la colorazione non ottimale che conferiva è stato poi modificato.³³

MTA Angelus è stato rilasciato successivamente e presenta caratteristiche favorevoli, soprattutto il tempo di presa inferiore di circa 15 minuti dalla preparazione.

L'MTA è una polvere costituita da silicato tricalcico, alluminato tricalcico, ossido tricalcico, ossido di silicato, solfato di calcio diidrato, alluminoferrite tetracalcica e ossido di bismuto. Viene miscelata la polvere con liquidi sterili che vanno ad idratare le particelle della polvere che solidificano in presenza di umidità.

È stato introdotto nel mercato per la prima volta negli anni 90 come materiale per l'otturazione retrograda. Poi per le sue ottime qualità è stato utilizzato sempre più in diversi protocolli endodontici.⁶

Possiede numerose caratteristiche quali:

- ottima biocompatibilità posizionato al di sopra dell'esposizione pulpare
- potenziale di guarigione delle ferite
- bassa solubilità
- ottima capacità di sigillo
- più efficace dell'ossido di zinco eugenolo
- preserva la vitalità e favorisce rigenerazione della polpa

- inizia la formazione del ponte dentinale
- ha capacità antibatterica
- ripara la dentina servendosi delle linee cellulari che determinano la formazione e mineralizzazione dei tessuti duri del dente
- abbassa l'infiammazione e l'iperemia

Una volta posto al di sopra della lesione questo inizia la migrazione dei fibroblasti che vanno dalla polpa al sito lesivo, così da differenziarsi poi in cellule simil odontoblastiche.

Il materiale determina infiammazione e guarigione poiché regola le citochine che determinano la produzione di fibrille collagene nella zona dentina-biomateriale.

Vengono rilasciati anche ioni calcio che consentono la funzione antibatterica e determinano la mineralizzazione sotto la zona di esposizione e così ne determinano la vitalità.

Il calcio rilasciato dal materiale reagisce coi fosfati nel fluido tissutale e forma idrossiapatite rendendolo così biocompatibile e saldo. L'idrossiapatite è cruciale per un ottimo sigillo tra dente e biomateriale perché una fuoriuscita dei batteri potrebbe portare a fallimento.

Questo materiale presenta anche delle proprietà negative, tra cui scolorimento dei denti, elevato costo, tempi di presa abbastanza lunghi, deboli caratteristiche meccaniche, debole adesione al tessuto dentale ed è un materiale di difficile manipolazione.³⁴

2.3 Activa bioactive base liner

È un silicato di calcio modificato con resina fotopolimerizzabile e possiede caratteristiche sia dei materiali compositi che dei cementi vetroionomerici.

La struttura è data da monomeri a base di diuretano e metacrilato assemblati con acido poliacrilico modificato e diuretano dimetacrilato rinforzato con gomma. Il riempitivo è vetro BioACTIVE.

Tra le qualità garantisce un rilascio superiore di ioni fluoro, calcio e fosfato e possiede una matrice più resistente e meno scomponibile. Tra i vantaggi aderisce direttamente alla dentina senza ricorrere all'aiuto di adesione o mordenzatura.

Induce la formazione di idrossiapatite e la remineralizzazione nella zona tra il biomateriale e l'elemento dentario.

È un materiale bioattivo e biocompatibile ma tutt'ora non viene indicato esplicitamente nella terapia della polpa vitale anche se il suo impiego sarebbe possibile per via delle sue caratteristiche. Sono necessari studi approfonditi.³⁵

2.4 Theracal LC

È un materiale a base di silicato di calcio modificato con resina fotopolimerizzabile. Questo materiale presenta delle caratteristiche fisico chimiche accettabili ma gli studi recenti hanno messo in dubbio le prestazioni biologiche in quanto non sembra essere molto biocompatibile e sembra determinare infiammazione.

Per cui il suo utilizzo può essere impiegato solo nell'incappucciamento indiretto della polpa.

È apprezzato per la facilità di applicazione, e l'indurimento immediato sottoesposizione alla luce. Promuove la guarigione della polpa e rilascia ioni calcio. Però tra gli svantaggi si trovano la tossicità cellulare dei componenti resinosi che possono provocare infiammazione della polpa.³⁶

Si è poi sviluppato un materiale modificato il TheraCal PT per affrontare le lacune determinate dal predecessore. Tuttavia però il numero di studi disponibili è ancora limitato.³⁷

2.5 Biodentine

Negli anni 2000 sono stati sviluppati materiali con qualità simili all'MTA quali: proprietà antibatteriche, minima infiammazione e minima tossicità.

Biodentine è un derivato dell'MTA che è nato come sostituto della dentina e rispetto all'MTA ha delle caratteristiche migliori quali tempi di presa più rapidi, maggiore durata e capacità di penetrare nei tubuli dentinali.³³

Biodentine è un materiale bioattivo a base di silicato di calcio. Viene definito come sistema polvere liquido in cui la polvere è composta prevalentemente da silicato tricalcico, carbonato di calcio, silicato dicalcico, ossido di zirconio e ossido di ferro. Nel liquido invece sono presenti cloruro di calcio e un polimero idrosolubile.

Anche questo è un materiale biocompatibile e per questo viene utilizzato nella guarigione delle lesioni.⁷

Presenta numerose proprietà meccaniche e sigillanti ed ha un tempo di presa di circa 9-12 minuti.

Permette la liberazione degli ioni calcio che poi andranno ad interagire con gli ioni fosfato e formeranno cristalli simili all'idrossiapatite, una volta indurito il materiale. Questo consente di ridurre la permeabilità della dentina sottostante in quanto questi cristalli occludono i tubuli dentinali.

Biodentine è in grado di favorire anche la stimolazione di dentina terziaria di reazione e garantire un sigillo duraturo diminuendo l'instaurarsi dell'ipersensibilità.³⁸

A differenza dell'MTA non determina scolorimento dei denti.

La proprietà in comune con MTA è l'attività antimicrobica in quanto entrambi hanno un elevato pH che determina la formazione di un ambiente alcalino.

Possono interagire facilmente coi tessuti circostanti e consentono la differenziazione, la migrazione e la proliferazione delle varie linee cellulari come osteoblasti, cellule staminali e cellule immunitarie. Per questo consentono la riparazione tissutale.

I tassi di successo sono simili a quelli dell'MTA sia a breve che a lungo termine.

Tuttavia, Biodentine ha guadagnato crescente popolarità in endodonzia e restaurativa grazie alle sue caratteristiche positive.

Essendo fornito in polvere e liquido però richiede una miscelazione prima dell'utilizzo portando quindi a proprietà di copertura chimica e meccanica incoerenti per la variabilità nella preparazione da parte del personale.³⁹

2.6 Biodentine xp



Fig. 2 Biodentine Xp

La Biodentine xp è un materiale a base di silicato tricalcico di recente introduzione che funge da sostituto bioattivo della dentina (Fig.2). È un cemento idraulico che viene impiegato nella terapia della polpa vitale (incappucciamento diretto e indiretto, pulpotomia) oltre ad applicazioni coronali e radicolari.

Tra le proprietà promuove la remineralizzazione del dente e offre ottime capacità di sigillo. Questo consente di mostrare una ridotta sensibilità e una minima infiltrazione batterica.

È migliore rispetto al suo predecessore Biodentine in quanto è più semplice da utilizzare. In commercio si trova confezionata in una cartuccia all in one power liquid pensata per ridurre la procedura operativa e per essere facilmente riproducibile.

La cartuccia contiene contemporaneamente polvere e liquido nello stesso dispositivo.

La cartuccia dopo essere stata attivata viene miscelata in un miscelatore dedicato che vibra a 6200 giri/min per 30 s e si ottiene così una miscela omogenea e consistente.

Terminata la miscelazione, il materiale può essere applicato nella cavità direttamente tramite l'applicatore e l'ugello che può essere modellato per facilitare l'applicazione del materiale.⁴⁰

La polvere è formata per un'80% da silicato tricalcico, per un 5% da ossido di zirconio che funge da radiopacizzante, da ossido di calcio, e per un 15% da carbonato di calcio e ossido di ferro.

Il liquido invece è composto da cloruro di calcio, policarbossilato, acqua, sodio e magnesio; nel liquido è presente anche un polimero idrosolubile.

La presa avviene per idratazione del silicato tricalcico. Si forma così un gel di silicato di calcio idrato e idrossido di calcio, quello che avviene normalmente nelle reazioni dei cementi a base di tricalcio silicato.

A questo punto avviene rilascio di ioni e incremento del pH.

Il tempo di presa medio per quanto riguarda il punto di vista operativo è di circa 12 minuti. Questo tempo si conta a partire dalla miscelazione e si possono avere possibili variazioni in funzione delle condizioni di utilizzo. Solitamente il tempo di lavoro è maggiore uguale a 1 minuto.⁴¹

Differisce dall'MTA per l'utilizzo di un radiopacizzante alternativo all'ossido di bismuto, ovvero l'ossido di zirconio, che è inerte rispetto alla reazione di idratazione ma agisce solo come riempitivo.

I modificatori di reazione come il carbonato di calcio hanno finalità pratiche, ovvero determinano proprietà meccaniche migliori e riducono il bisogno d'acqua stabilizzando la miscela, accelerano la presa e ottimizzano la manipolazione.⁴²

La microstruttura dei materiali a base di tricalcio silicato deriva dalla precipitazione del gel e dell'idrossido di calcio e dalla disposizione spaziale all'interno della matrice.

Questo può influire sulle proprietà meccaniche e sulla stabilità del materiale.

Tra le proprietà del materiale sono evidenti una resistenza alla compressione maggiore uguale a 150 Mpa, un'ottima capacità di sigillo e la produzione di idrossiapatite.⁴³

Il carbonato di calcio consente di rilasciare precocemente gli ioni calcio e funge da agente nucleante. La Biodentine ha una microstruttura ordinata ed è poco porosa grazie alla sua composizione.⁴⁴

Sono proprietà fondamentali per i materiali che devono essere posti a contatto con i tessuti dentali. Infatti, questi materiali devono essere in grado di interagire ed integrarsi con l'ambiente circostante, devono garantire la rigenerazione nonché la guarigione dei tessuti e devono favorire la mineralizzazione.

Biodentine XP è un materiale bioattivo perché concorre alla formazione di idrossiapatite. Mostra un pH alcalino sfavorevole all'adesione batterica, non mostra tossicità ma è compatibile con le cellule staminali della polpa.⁴⁵

Si può usare in contesti sia di incappucciamento diretto che indiretto, sia nei casi di pulpotomia selezionati, se l'emostasi avviene in 5 minuti.

Anche in elementi permanenti immaturi in caso di perforazioni, riassorbimenti, otturazione retrograda.⁴⁵

Una volta posizionata Biodentine sulla cavità del dente bisogna garantire un sigillo coronale stabile e duraturo nel tempo. Questo si può ottenere mediante il ricorso a restauri definitivi in composito ottenuti mediante adesione.

L'adesione deve avvenire tra materiale bioceramico e resina sovrastante.

Tuttavia, l'adesione non è sempre facile da ottenere. Questa, infatti, dipende da diversi parametri quali tipologia di sistema adesivo, tempo di presa, condizione della superficie, abilità dell'operatore, protocollo adottato e diversità dei materiali.

La letteratura mostra differenze per quanto riguarda i sistemi adesivi. Alcuni studi mostrano che la forza di adesione risulta simile sia negli adesivi total etch che in quelli self etch a differenza dell'adesione su MTA e TheraCal Lc dove è migliore l'utilizzo del total etch.⁴⁶

La forza di adesione tra composito e biomateriale è fondamentale per la durata e la qualità del sigillo. Tra i vari fattori che incidono anche i monomeri come il 10 MDP presente negli adesivi universali favorirebbe il legame chimico con la Biodentine e l'idrossido di calcio rilasciato durante la presa.

Per quanto riguarda la presa del materiale conviene comunque attendere i 12 minuti canonici e poi applicare l'adesivo, anche se a distanza di più tempo sembrerebbe verificarsi un'adesione superiore.

Tuttavia, in letteratura abbiamo diverse indicazioni contrastanti in merito ai restauri.⁴⁷

3. ADESIONE IN ODONTOIATRIA

RESTAURATIVA

L'introduzione dei sistemi adesivi ha consentito di migliorare il lavoro del clinico nel campo odontoiatrico. Infatti, grazie allo studio approfondito dei substrati del dente si sono potuti sviluppare degli approcci più conservativi e meno invasivi migliorando anche la tenuta e l'affidabilità del lavoro.

Con gli anni si è cercato di sviluppare approcci sempre più veloci e semplici che allo stesso tempo garantissero una corretta lavorazione e tenuta dei substrati.

3.1 Principi generali dell'adesione

L'adesione è quel processo che consente ad un materiale di integrarsi al substrato sottostante grazie a un'interfaccia che consente di distribuire gli stress fisiologici, di garantire un accurato sigillo, di essere stabile all'interno del cavo orale.⁴⁸

L'adesione può essere di due tipi: micromeccanica e chimica:

- In quella micromeccanica il substrato viene lavorato per essere reso micro-ritentivo così che poi una volta applicato l'adesivo questo bagna bene il substrato e si integra con esso. Ovviamente per smalto e dentina non valgono gli stessi principi poiché la composizione è differente
- In quella chimica si assiste al lavoro di alcuni monomeri che vanno ad interagire con l'idrossiapatite migliorando la stabilità dell'interfaccia.

Poiché l'adesivo svolga bene il suo lavoro deve sia rendere bagnabile la superficie, sia avere una buona viscosità, sia non avere troppa interferenza con sangue, saliva o al contrario troppa secchezza nel cavo orale.

Il substrato è importante in quanto lo smalto è più secco e il pattern di mordenzatura è più prevedibile.

Mentre la dentina è più morbida e umida ed è composta principalmente da collagene per questo, di più difficile gestione.

Presupposto fondamentale per una corretta adesione è la creazione dello strato ibrido, una zona che viene infiltrata dalla resina.

L'interfaccia adesivo restauro si può degradare perché si possono sviluppare dei leakage, il collagene può venir degradato e inoltre può avvenire idrolisi.

3.2 Adesivi smalto dentinali

Negli ultimi anni sono stati introdotti diversi tipi di adesivi smalto dentinali ma le componenti principali sono sempre le stesse ovvero etching, primer e bonding.

Adesione su smalto

L'adesione sullo smalto dipende dalla ritenzione venutasi a creare dopo la mordenzatura di 20 secondi con acido ortofosforico al 37% in quanto l'adesivo penetra così nelle microporosità del substrato. Avviene anche un legame chimico tra bonding e fibre collagene della dentina.

Esiste però una differenza tra smalto prismatico e aprismatico in quanto il secondo è meno omogeneo e per questo l'adesione potrebbe non essere ottimale. In questi casi si aumenta la mordenzatura acida che dai canonici 20 secondi può aumentare fino ai 60.

Adesione su dentina

La dentina è un substrato differente e più difficile da trattare rispetto allo smalto.

Ci sono differenze in base alle zone peritubulare e intertubulare dovute alla quantità di collagene che nel primo caso è poco mentre nel secondo è maggiore. Inoltre, anche la presenza di tubuli dentinali è differente.

Sulla dentina avvengono 3 tipi di adesione ovvero adesione fisica, micromeccanica e chimica.

La cosa fondamentale è che si venga a creare lo strato ibrido in cui avviene il connubio tra le fibre collagene e l'adesivo.

Lo strato ibrido ha uno spessore variabile e rappresenta la zona di transizione fondamentale, anche chiamata zona cuscinetto.

Prima del primer bisogna non asciugare eccessivamente la dentina perché altrimenti le fibre collagene collasserebbero.

Lo strato ibrido potrebbe andare incontro a degradazione ad opera degli enzimi metalloproteinasi che vanno a degradare le fibre collagene e quindi determinare il fallimento dell'adesione; quindi, in questo caso si può trattare il substrato con l'applicazione di clorexidina al 2%.⁴⁹

3.2.1 Composizione

Il primo passaggio ovvero l'etching consiste nella mordenzatura tramite acido forte, solitamente acido ortofosforico in percentuali tra un 35 e un 37% che viene applicato alla superficie per qualche secondo e dopodiché viene dilavato. Questo consente di demineralizzare i tessuti duri del dente e creare una superficie irregolare che verrà compenetrata dal primer e in seguito dal bonding.

L'acido permette di eliminare lo strato amorfo costituito da batteri e detriti creato tramite la fresa chiamato smear layer consentendo all'adesivo di svolgere meglio il suo compito. Se questo strato rimanesse sopra i substrati non consentirebbe un'efficiente adesione.

Il primer è un materiale liquido costituito da molecole che legano da una parte la dentina che è idrofila, dall'altra il composito che invece è idrofobo.

Il monomero principale degli adesivi è l'HEMA (2 idrossietilmetacrilato) una sostanza idrofila. Questo permette l'infiltrazione della resina al substrato perché ne aumenta la bagnabilità.

Il bonding è l'adesivo a tutti gli effetti. Esso è costituito da vari componenti come il bis-gma, il TEGDMA, l'HEMA e l'UDMA.

Questi Consentono di chiudere le porosità a seguito della mordenzatura.

Successivamente con l'aria e la fotopolimerizzazione si fissa l'adesivo.⁴⁹

3.2.2 Sistemi adesivi generali

Vengono classificati in base al numero necessario di step per la loro applicazione.

Le categorie principali sono gli etch and rinse e i self etch.

Sistemi adesivi etch and rinse

Alla base di questi troviamo la mordenzatura con acido ortofosforico di smalto e dentina in percentuali variabili dal 32 al 37%. Successivamente viene sciacquato con acqua.

L'acido è fondamentale in quanto va ad agire esponendo i prismi dello smalto e la dentina la rende permeabile al successivo passaggio con il primer.

In base agli step si distinguono 2 sottoclassi:

- a. etch and rinse 3 step che prevede etching, primer, e separato il bonding
- b. Etch and rinse 2 step con l'etching e poi primer e bonding
simultaneamente nella stessa boccetta

Lo spessore dello strato ibrido che si viene a creare può variare tra 3 e 7 micron.

Sistemi adesivi self etch

In questa classe non viene preparato il substrato con acido ortofosforico in quanto l'adesivo in questo caso contiene già di per sé monomeri acidi che mordenzano e penetrano nel substrato. Così non si incorre nell'over etching e la sensibilità è ridotta.

Spesso i monomeri non sono sufficienti a mordenzare lo smalto per cui è necessario effettuare un preliminary etching dello smalto con acido ortofosforico. Questo consente di migliorare l'adesione e la stabilità.

Anche qui i self etch possono essere in base agli step:

- c. Self etch 2 step in cui etching e primer sono combinati in un'unica soluzione ed il bonding è applicato separatamente
- d. Self etch 1 step in cui etching, primer e il bonding sono riuniti in un'unica soluzione all'interno della stessa boccetta ⁴⁹

Sistemi adesivi universali



Fig. 3 Adesivo Scotchbond Universal

Gli adesivi universali sono sistemi adesivi monocomponente di ultima generazione, sviluppati per semplificare il protocollo clinico senza inficiare il risultato dell'adesione.

Sono presenti in commercio sotto forma di singola boccetta. Possono essere impiegati con modalità differenti: etch and rinse, self-etch o anche con il selective enamel etching. Questo fatto di essere così versatili consente all'operatore di adattare il protocollo al substrato, differenziando il comportamento della dentina rispetto a quello dello smalto. Negli anni gli adesivi universali hanno subito delle modifiche riguardo la composizione chimica, infatti ad oggi sotto il profilo chimico, gli adesivi universali possono possedere: solventi, iniziatori, miscele di monomeri funzionali, talvolta filler, monomeri idrofilici e idrofobici.⁵⁰

Uno dei monomeri funzionali più significativo è il 10-MDP, ovvero il 10-metacriloilossidecil diidrogeno fosfato. Questo monomero è peculiare in quanto possiede un gruppo fosfato acido che interagisce con il calcio dell'idrossiapatite e dei materiali a base di silicato di calcio formando sali MDP-calcio meno solubili in acqua. Inoltre, ha una parte metacrilica che copolimerizza con la matrice resinosa del composito. Presenta anche una catena idrofobica a dieci atomi di carbonio che contribuisce alla stabilità.⁵¹

Questo duplice aspetto favorisce in questo modo sia l'adesione chimica che quella meccanica a livello dell'interfaccia.

Esistono anche altri monomeri funzionali di tipo carbossilico introdotti per favorire l'interazione chimica con il substrato dentale come il 4-META. Questi adesivi migliorano la bagnabilità del substrato e contribuiscono al legame con l'idrossiapatite. Questo tipo di legame però risulta meno stabile in acqua al contrario del 10-MDP.⁵² Un altro tipo di monomero fosfato è il GPDM ovvero il glycerol phosphate dimethacrylate caratterizzato da una buona interazione con i substrati. La sua azione è legata alla demineralizzazione superficiale e al fatto di poter contribuire alla ritenzione meccanica dell'adesivo. Anche

qui il legame chimico con il calcio è meno stabile del 10-MDP consentendo un'efficacia maggiore nell'immediato.

Il PENTA, dipentaerythritol penta acrylate phosphate contiene anch'esso gruppi fosfato. Presenta più gruppi polimerizzabili e una catena più corta rispetto al 10-MDP, contribuisce all'interazione con il substrato dentale e partecipa alla polimerizzazione della matrice.

Il Phenyl-P è un altro monomero fosfato che interagisce con il calcio ma il legame è inferiore rispetto al 10-MDP in quanto è più solubile quindi poco rilevante.⁵³

Gli adesivi universali offrono vantaggi in quanto presentano questi monomeri funzionali, contribuiscono a ridurre gli step operativi e in più c'è la possibilità di scegliere la strategia adesiva più adatta al caso clinico.

Tuttavia, la loro efficacia può essere condizionata da variabili operative quali: il controllo dell'umidità, la sensibilità al protocollo e alla tecnica, l'evaporazione del solvente, il trasporto dei monomeri, l'idrofilia e la variabilità di comportamento in funzione della composizione del prodotto e del substrato.⁵⁴

4. MATERIALI COMPOSITI

Per composito si intende un materiale costituito dalla combinazione tridimensionale di più materiali di diversa natura chimica aggregati insieme per ottenere proprietà complessive superiori rispetto a quelle dei singoli componenti.

In odontoiatria le resine composite vengono utilizzate in tanti ambiti e possono fungere da liner, sigillanti, costituenti di corone protesiche, di monconi. Possono essere utilizzati per intarsi inlay o overlay, in caso di restauri provvisori o cementi per preparazioni protesiche. Anche in ortodonzia sono spesso utilizzati, così come in campo endodontico. Quindi possiamo ritrovarli in ogni disciplina odontoiatrica.

Questi materiali dalla loro introduzione hanno subito continuamente delle rivoluzioni in termini di composizione. Sono stati introdotti negli anni 60 e da lì hanno subito una continua evoluzione.⁵⁵

4.1 Composizione

La struttura di base è la stessa per ogni tipo di resina composita, ovvero troviamo:

1. matrice polimerica
2. modulatori della polimerizzazione
3. riempitivo
4. agenti accoppianti

Ovviamente tutte queste parti sono complementari tra di loro e ciascuna ha delle proprietà che migliorano il risultato finale garantendo un equilibrio funzionale al materiale.

4.1.1 Matrice polimerica

Rappresenta la metà della massa del composito. Ad oggi le resine più utilizzate sono il Bis GMA e UDMA. Il Bis GMA è un monomero dimetacrilato liquido, viscoso e non volatile. Per queste caratteristiche è poco maneggevole a temperatura ambiente e spesso viene utilizzato con monomeri a basso peso molecolare più fluidi che consentono di utilizzarlo al meglio; tra questi regolatori abbiamo il Bis-MA, il TEGDMA, l'EGDMA, l'MMA. Più frequentemente vengono utilizzati insieme il bis GMA e il TEGDMA. La combinazione tra questi materiali influenza così le proprietà del materiale.

4.1.2 Modulatori della polimerizzazione

La polimerizzazione è fondamentalmente una reazione che avviene tra i monomeri dei compositi e consente di ottenere un polimero reticolato e rigido che va a inglobare le particelle del riempitivo. La reazione è innescata dai radicali liberi che si legano al monomero e avviano il tutto.

Tra i modulatori ci sono catalizzatori che iniziano e accelerano la reazione, o inibitori che rallentano la reazione.

In base all'attivazione si possono trovare resine autopolimerizzanti o fotopolimerizzanti. Quindi o attivate chimicamente o attivate dalla luce.

Le autopolimerizzanti sono disponibili in una pasta che contiene l'iniziatore e in una pasta che contiene l'acceleratore. Vengono miscelate e così si formano i radicali liberi che vanno a innescare la reazione di polimerizzazione.

Sono materiali semplici da utilizzare.

Quelle fotopolimerizzanti invece si trovano in commercio in un'unica pasta in quanto contengono già il fotoiniziatore ovvero il canforochinone e l'attivazione inizia quando questo viene colpito da determinate lunghezze d'onda.

Questo iniziatore presenta caratteristiche negative quali il colore giallastro per cui sono stati proposte altre alternative per migliorarne le qualità.

Tra le caratteristiche positive invece abbiamo un tempo di lavoro più lungo, una buona stabilità, basso rischio di inglobare bolle e polimerizzazione veloce.

Durante la compattazione della resina questo è esposto all'aria. L'ossigeno infatti inibisce la reazione di polimerizzazione. Questo solitamente riguarda solamente gli strati più esterni e ciò non crea problemi, anzi consente di controllare lo stress da contrazione.

Gli inibitori invece servono a prevenire polimerizzazioni precoci andando a legarsi coi radicali liberi.

4.1.3 Filler

Il riempitivo o filler è formato da particelle inglobate nella matrice della resina e apporta al materiale delle proprietà vantaggiose.

Infatti, serve a migliorare la resistenza meccanica del materiale.

Ad oggi sono formati principalmente da vetro e ceramica e vengono prodotti tramite macinazione o processo sol gel.

Tra i vantaggi inoltre conferiscono rigidità e modulo elastico, migliore resa estetica, radiopacità, sono più facilmente manipolabili, ma anche più duri e resistenti, sono più stabili e riescono a controllare l'assorbimento di acqua e l'espansione termica.

Ovviamente se aumenta il quantitativo di filler, a discapito diminuisce la matrice resinosa e si riduce conseguentemente la contrazione da polimerizzazione. Anche la forma,

distribuzione e dimensione delle particelle costitutive vanno a influenzare le prestazioni del riempitivo.

Quelli più in uso sono a base di litio, silice.

4.1.4 Agenti accoppianti

Le prestazioni delle resine dipendono dalla capacità di trasferire gli stress dalla fase organica a quella inorganica. Questo può avvenire solo in presenza di solidi legami tra matrice e riempitivo, che possono essere micromeccanici o chimici. I primi si ottengono con irregolarità superficiali, per il secondo si riveste il filler con un agente accoppiante, solitamente il silano che si lega da una parte al riempitivo, dall'altra alla matrice.⁵⁵

4.2 Classificazione dei compositi

In base alla dimensione delle particelle del filler possiamo suddividere i compositi in diverse categorie:

- e. macroriempiti con particelle di tra 1 e 50 micron, questi hanno una buona resistenza all'usura ma un'estetica non ottimale
- f. microriempiti con particelle all'incirca sui 40 micron, che hanno un'estetica migliore e meno resistenza all'usura
- g. Microriempiti rinforzati con PRF ben lucidabili ma scarsa resistenza meccanica
- h. ibridi in cui abbiamo particelle diverse con dimensioni differenti e hanno proprietà intermedie tra i precedenti
- i. mediorimpiti particelle inferiori a 10 micron
- j. microibridi particelle tra 0,6 e 1 micron
- k. nanoriempiti tra i 5 e i 20 micron

- l. nanoibridi di ultima generazione che includono nanoparticelle⁵⁵

In base alla consistenza si possono suddividere in:

- m. flowable: materiali a bassa viscosità con proprietà meccaniche ridotte.

Maggior stress da contrazione di polimerizzazione

- n. compositi dalla consistenza intermedia

- o. packable: più compatti, aumentano la resistenza, soprattutto nei denti posteriori e riducono lo scorrimento del materiale

4.3 Compositi self adhesive



Fig.4 Composito fluido autoadesivo Vertise Flow

Sono compositi resinosi che consentono un'adesione al substrato dentale sottostante senza l'ausilio di un sistema adesivo. Sono formati da monomeri funzionali acidi che possono interagire con i tessuti dentali. Sono stati ideati per ridurre i passaggi dell'adesione così da semplificare i protocolli e ridurre la sensibilità alla tecnica adesiva. L'adesione di questi compositi avviene tramite interazioni chimiche e micromeccaniche.

È presente in questo contesto lo strato di smear layer in quanto non viene eliminato perché non avvengono le procedure di mordenzatura e questo influisce sull'adesione rendendola variabile. Infatti, è noto che la mordenzatura è più efficace nel creare microritenzioni più stabili.

Sono utili soprattutto nei settori posteriori quando è difficile avere un controllo ideale. Inoltre, c'è minor possibilità di sviluppare sensibilità post-operatoria in quanto non viene utilizzato l'acido.

Tra questi si trovano in commercio il Vertise Flow della Kerr, il quale è un composito fluido autoadesivo che consente di risparmiare tempo e riduce la sensibilità postoperatoria. È indicato per sigillare solchi e fossette, per restauri di I e II classe, come liner (Fig.4).

Ancora però non esistono studi clinici a lungo termine che consentono di garantire un successo assicurato nel restauro, inoltre l'adesione allo smalto è inferiore rispetto ai protocolli adesivi tradizionali. Quindi questo può portare a minore stabilità e continuità adesiva. Presenta componenti idrofile che possono determinare più assunzione di acqua.

56

In alcuni casi si può ricorrere alla mordenzatura selettiva del solo smalto senza intaccare la dentina. Ovviamente questo dipende dalle situazioni in cui vengono applicati questi materiali poiché non sempre risulta possibile.

4.4 Proprietà dei compositi

Trovandosi all'interno del cavo orale questi materiali sono esposti continuamente alle funzioni fisiologiche quali masticazione o parafunzioni come bruxismo. Inoltre, il cavo orale è un ambiente ricco di saliva, con pH variabile, sottoposto a cibo e altri fluidi che

possono andare a interferire con il restauro. Si possono verificare inoltre delle fratture nel materiale poiché possono propagarsi i cracks dentali.

In generale, comunque, i compositi presentano proprietà meccaniche favorevoli: quali la fatica e l'usura.

La fatica è correlata anche al fallimento marginale e alla formazione di gap a seguito del carico masticatorio. Tutto questo sommato anche alla contrazione da polimerizzazione del materiale. Ovviamente questo influisce negativamente sulla penetrazione batterica che talvolta può predisporre allo sviluppo di carie e quindi alla necessità assoluta di effettuare nuovamente il restauro.

4.5 Fattori che influenzano il restauro

Il successo del restauro dipende da numerosi parametri quali: stress da polimerizzazione, resistenza alla frattura, riduzione volumetrica.

Lo stress si verifica perché durante la polimerizzazione si passa da legami deboli alla formazione di legami covalenti e quindi si verifica una contrazione volumetrica nel materiale. Dato che il materiale aderisce e si trova all'interno della cavità, questa contrazione si traduce in stress.

Lo stress può portare a effetti sgradevoli come microcracks, sviluppo di carie, sensibilità, e formazione di gap.

Ovviamente anche lo stress dipende da diversi fattori legati ai monomeri e al filler contenuti nel composito, dal modulo elastico ovvero dalla deformabilità elastica sotto carico occlusale, dal c factor ovvero il rapporto tra le superfici adesive e quelle libere. Se si hanno valori elevati questi influenzeranno negativamente il restauro.

Anche il grado di conversione influisce sullo stress; esso dipende sempre dai componenti del composito.

Per ottenere proprietà sufficienti a sopportare i carichi masticatori questo grado dovrebbe essere superiore a un 55%. Ma in generale un grado molto alto determina un aumento della contrazione.⁵⁵

4.7 Tecniche di riempimento

Quindi per ridurre lo stress da contrazione della polimerizzazione sono state sviluppate delle tecniche di riempimento specifiche.

Sono state sviluppate tecniche differenti per posizionare la resina composita all'interno delle cavità. Queste consentono di ridurre gli effetti negativi indicati precedentemente.

4.7.1 Tecnica incrementale tradizionale

Tra queste si trova la tecnica incrementale tradizionale in cui si vanno ad applicare strati di composito inferiore uguale a 2 mm che vengono polimerizzati singolarmente uno alla volta. Questo consente quindi al composito di aderire meglio alla cavità, di far sì che la luce arrivi in ogni strato apposto.

Nonostante i vantaggi di questa tecnica, è stato visto che aveva difetti in quanto a seguito della stratificazione del materiale potevano svilupparsi vuoti o bolle, si poteva verificare una non corretta coesione tra gli strati e mostrava difficoltà di apposizione di materiale in cavità posteriori, inoltre allungava i tempi operativi della seduta.⁵⁷

4.7.2 Bulk fill

Per suddetti motivi, per ovviare ai problemi, è stata introdotta la nuova metodica di applicazione, ovvero la tecnica bulk fill che presenta delle proprietà estetiche migliori come traslucenza maggiore e un grado di conversione accettabile.

Si sono sviluppati per questi materiali nuovi monomeri e filler che consentono di ottimizzare le proprietà dei materiali. La particolarità di questa tecnica prevede non più la stratificazione del materiale ma l'apposizione di un unico incremento fino a 4-5 mm che non va a contrastare la polimerizzazione.

Anzi presentano minor contrazione e maggiore penetrazione della luce anche negli strati più in profondità.

In sintesi, questi materiali rispetto ai convenzionali possono essere usati senza problemi nelle cavità profonde e con c factor elevato, quindi anche nei settori posteriori.

I bulkfill possono essere classificati clinicamente per viscosità come materiali low viscosity o bulk flow e high viscosity. I bulk hanno proprietà meccaniche inferiori e richiedono spesso una copertura con composito per resistere meglio al carico occlusale.

Gli high invece non necessitano di altri strati ma basta un'unica massa.⁵⁸

4.7.3 Bio bulk fill

In questo contesto rientra l'impiego della biodentina come biomateriale sostitutivo della dentina. Grazie alle sue proprietà bioattive, biocompatibili e pro-mineralizzazione può garantire un'ottima interfaccia con i materiali compositi.

In virtù di questo è stata proposta questa nuova tecnica che prevede l'applicazione della biodentina in un'unica massa fino a 4 mm che in seguito verrà ricoperta da un ulteriore strato di composito in superficie.⁵⁹

4.8 Indicazioni cliniche dei restauri diretti

I restauri diretti in composito sono considerati il gold standard in odontoiatria. Questo perché conferiscono una buona estetica, sono molto conservativi, riescono ad aderire in maniera efficace ai tessuti del dente e sono facilmente riproducibili e ripetibili.

Ovviamente la prognosi dipende dal caso analizzato, dal controllo del campo operatorio e dai protocolli utilizzati.

Sono utilizzati sia nei settori anteriori, sia nei posteriori. Vengono applicati anche in contesti di abrasione dentale o erosione o in caso di riparazione e sostituzione di vecchi restauri.

Ad esempio, si possono usare nelle iii e iv classi o per ricostruire i margini incisali, oppure in caso di diastemi o per esigenze estetiche, morfologiche e volumetriche. Si possono anche adottare come alternativa nelle faccette dirette o per sostituire vecchi materiali come amalgama o restauri incongrui.

Questi consentono di ridurre il tempo operativo e di abbattere i costi maggiori delle tecniche indirette. Si possono facilmente riparare e si può intervenire facilmente in qualsiasi momento.

Possono essere una valida alternativa in caso di preservazione di tessuto e approccio minimamente invasivo.

Tra gli svantaggi però troviamo la possibilità di fallimento marginale e penetrazione batterica con sviluppo di carie, difficoltà nell'ottenere un isolamento e un campo sterile adeguato con un sanguinamento non controllato, cavità molto estese, oppure bruxismo importante.⁶⁰

4.9 Influenza protocollo restaurativo

Il protocollo restaurativo è fondamentale per il successo del restauro. Da esso dipende: l'integrità marginale, la sensibilità, la stabilità, l'estetica, l'adattamento del materiale e il rischio di sviluppare patologie cariose.

Il fallimento spesso riguarda l'adesione e la gestione dello stress da contrazione della polimerizzazione.

È difficile garantire un'adesione ottimale perché nel cavo orale abbiamo diversi fluidi che interferiscono come: sangue, saliva, fluido crevicolare.

Inoltre, è difficile per gli stessi motivi garantire un adeguato isolamento con la diga di gomma. Tuttavia, anche brevi periodi di contaminazione possono compromettere il risultato.

Importante quindi è la strategia adesiva adottata perché da questa dipendono poi i legami con i tessuti del dente, smalto o dentina, e inoltre la sensibilità nonché la durata del restauro nel tempo.

Molto spesso si verificano errori per scarsa fotopolimerizzazione, protocolli non rispettati fedelmente, strati di adesione non sufficienti, e difficile controllo dell'umidità.

Anche la tecnica di inserimento del materiale e lo stress da contrazione di polimerizzazione incidono, quindi importante scegliere bene quando e dove utilizzare determinate tecniche e materiali.

La fotopolimerizzazione con lampada led deve essere correttamente gestita poiché anch'essa presenta variabili dipendenti dall'utilizzo e di conseguenza questo inficia sul risultato e sulle proprietà del restauro.

La rifinitura, lucidatura e il controllo dell'occlusione possono condizionare l'adesione ai batteri, l'estetica, e l'usura. Il contatto serve a verificare che non vi siano precontatti o movimenti indesiderati che compromettono il risultato.⁶⁰

4.10 Interfacce adesive

Il successo clinico, all'interno dei restauri adesivi, dipende soprattutto dalla qualità dell'interfaccia tra substrato, tipo di adesivo e materiale composito. L'interfaccia è un punto molto importante poiché deve garantire resistenza meccanica e funzionale tra i diversi materiali che possiedono differenti caratteristiche sia fisiche che chimiche. Infatti,

un adattamento marginale non ottimale potrebbe predisporre al rischio di microinfiltrazione, distacco marginale e fallimento precoce, con possibilità di sviluppare sensibilità postoperatoria e carie secondaria.

Per suddetti motivi uno dei parametri più diffusi negli studi in vitro per valutare la l'efficacia adesiva, è la shear bond strenght/SBS che rappresenta la resistenza di adesione al taglio. Questo valore viene espresso in Megapascal e rappresenta il carico massimo necessario a determinare il distacco tra i due materiali, in rapporto alla superficie adesiva. Tuttavia, questo test presenta dei limiti poiché ovviamente non riesce a riprodurre la complessità dell'ambiente orale, però consente di confrontare diversi protocolli adesivi e poter comprendere le informazioni riguardanti la qualità dell'interfaccia.

Nel caso dei restauri in composito, le interfacce più studiate sono quelle tra smalto, adesivo e composito e tra dentina, adesivo e composito. Lo smalto è un substrato più favorevole poiché dopo mordenzatura acida crea porosità in cui può penetrare la resina adesiva andando a creare ritenzione meccanica. Nella dentina invece essendo più organica, l'adesione è più complessa.

In uno studio per quanto riguarda l'adesione su dentina si riportano valori di 19,68 Mpa su smalto sano con Scotchbond Universal Plus e 23,76 Mpa su dentina sana con lo stesso adesivo; mentre con Adper Scotchbond 1XT, i valori erano 18,19 Mpa su smalto e 18,84 Mpa su dentina. ⁶¹ In letteratura un valore di 17-20 Mpa può essere accettabile. ⁶²

Nel caso dell'adesione su materiali bioattivi e bioceramici, questa è più variabile perché dipende dalla maturazione del materiale, dall'umidità e dalla porosità.

Altri studi per MTA hanno riportato valori di 1,52 Mpa con tecnica total-etch immediata, 6,89 Mpa dopo 24 ore e 5,19 Mpa dopo 72 ore. Mentre con tecnica self etch i valori erano di molto inferiori. ⁶³

Un altro studio con TheraCal LC™ (TLC) e un cemento vetroionomerico modificato con resina (RM-GIC) ha riportato valori medi di SBS di 18,249 Mpa e 18,656 Mpa.⁶⁴

Ovviamente i valori sono influenzati da diversi parametri tra i quali: tipo di substrato, protocollo adesivo adottato, resina composita scelta e condizioni sperimentali.

Biodentine, ad esempio, presenta una superficie che cambia durante la fase di presa del biomateriale e durante la maturazione; infatti, nelle prime fasi il biomateriale possiede una superficie più umida e permeabile e favorevole all'applicazione e compenetrazione del sistema adesivo.

D'altro canto, questo potrebbe comportare anche svantaggi poiché potrebbe portare al rischio di formazione di zone di debolezza, difetti all'interfaccia e porosità.

Il tempo di presa di Biodentine, stabilito dal produttore, è di circa 12 minuti. La maturazione del biomateriale invece continua anche dopo questo tempo. Questo potrebbe quindi modificare le proprietà meccaniche e superficiali del materiale. Proprio per suddetti motivi esistono diversi studi che valutano i protocolli di adesione su Biodentine con diversi tempi di presa così da poter capire quale sia il tempo migliore per garantire un'adesione, interfaccia e durata ottimale.

Ad oggi l'attesa dei 12 minuti sembra comunque rappresentare una condizione favorevole ad un'interfaccia più stabile; tuttavia, ancora non esiste un protocollo con timing ideale per effettuare il restauro definitivo.

Per quanto riguarda l'adesione su Biodentine si possono utilizzare diversi protocolli adesivi, tra cui etch and rinse, self etch o adesivi universali. Ad oggi non esistono dati sufficienti per poter stabilire la superiorità di un protocollo rispetto ad altri. Gli studi sono differenti, alcuni riportano valori migliori in modalità self etch, altri con etch and rinse, altri ancora non riportano differenze significative tra i due.

Anche la mordenzatura con acido è oggetto di discussione poiché da una parte potrebbe aumentare la ritenzione ma dall'altra potrebbe alterare la superficie.

La variabilità è confermata dai valori di SBS riportati in letteratura che risultano eterogenei in base al tempo di mordenzatura, alle strategie adesive, al trattamento superficiale, al composito utilizzato e alle condizioni sperimentali.

Pertanto nella valutazione dell'interfaccia devono essere considerati tutti diversi fattori tra cui pretrattamento della superficie, tecnica adottata, invecchiamento del campione.⁵⁴

5. SBS: TEST FORZA DI ADESIONE

5.1 Generalità

Il test della resistenza al taglio (*Shear Bond Strength*, SBS) funge da parametro critico in vitro per valutare l'integrità dell'interfaccia adesiva sottoposta a forze tangenziali, andando a simulare stress clinici da occlusione o parafunzione.⁶⁵

È un test di laboratorio comunemente utilizzato per valutare le prestazioni dei biomateriali, del composito e l'adesione tra di essi.

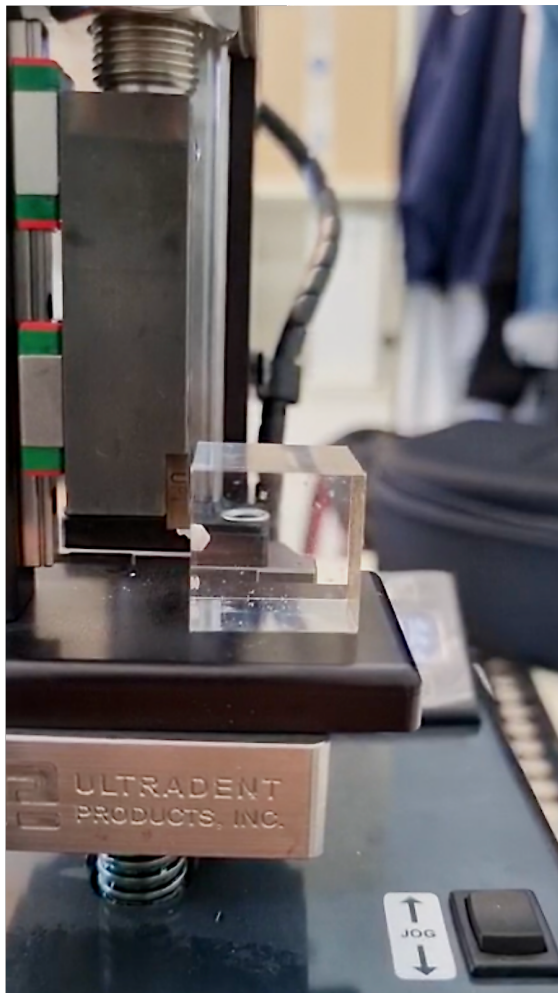


Fig. 5 Macchina di prova universale Instron

5.2 Meccanismo di funzionamento

Il test SBS viene eseguito utilizzando una macchina di prova universale Instron, che può essere di differenti marchi (Ultradent, ecc..) (Fig.5).

Viene calibrata secondo le linee guida del produttore prima di effettuare il test.

La forza di taglio viene applicata dalla direzione cervicale a quella occlusale.

I campioni sono fissati tra le ganasce della macchina e un'asta di acciaio calibrata esercita una forza sull'area di contatto composito-dente a una velocità costante che può variare ma solitamente è di circa 1,5 mm/min.

Il pistone a scalpello è fissato su una traversa mobile verticalmente nella macchina di prova e ne regola la posizione per garantire che il bordo anteriore sia puntato all'interfaccia Biodentina/adesivo; la forza è applicata continuamente fino al verificarsi del cedimento.

La forza di distacco si misura in Newton convertiti in Megapascal utilizzando la seguente formula:

$$\text{Forza di adesione (MPa)} = \frac{\text{Forza di distacco (N)}}{\text{Area superficiale della staffa (mm}^2\text{)}} \quad ^{66}$$

Successivamente dopo aver effettuato il test, tramite analisi morfologica delle superfici, si possono interpretare e confrontare le tipologie di fratture che si verificano nelle diverse zone di adesione e quindi comprendere se il limite meccanico sia all'interno del materiale o a livello dell'interfaccia.

Possono riscontrarsi infatti diverse tipologie di fratture: coesive, adesive e miste.⁶⁷

Adesive quando il cedimento avviene a livello dell'interfaccia tra biomateriale, adesivo e resina composita, coesive quando la rottura riguarda il biomateriale o il materiale composito, miste quando coesistono entrambe le componenti. ⁶⁸

Tutto questo è importante in quanto il solo valore di SBS non riesce a descrivere la qualità dell'adesione. La prevalenza di fratture coesive nel biomateriale può significare che l'interfaccia adesiva è più resistente del materiale stesso. La prevalenza di fratture adesive suggerisce un'interfaccia più debole. Per questo il pattern riesce a descrivere meglio il limite meccanico.^{69 70}

I valori di SBS devono essere interpretati con cautela e come parametri comparativi di laboratorio. Infatti in letteratura si è visto che questi valori variano in base a diversi parametri come: sigillo marginale, stress occlusali, invecchiamento.⁷¹

Quindi più che il singolo valore numerico risultano rilevanti il confronto tra gruppi testati con la stessa metodica e coerenza tra SBS e pattern di frattura.

II. PARTE SPERIMENTALE

6. OBIETTIVO

L'obiettivo di questo lavoro di tesi mira a valutare se le tempistiche di riempimento delle cavità dei campioni con biomateriale e le modalità adesive utilizzate possano influenzare la forza di adesione (SBS) tra differenti materiali resinosi e Biodentine™ XP mediante l'uso della macchina universale Instron. Inoltre, è volto a valutare anche le tipologie di fallimento ottenute mediante microscopio ottico.

7. MATERIALI E METODI

Sono stati preparati 24 blocchetti in resina acrilica (Fig. 6) ciascuno con cavità cilindrica centrale standardizzata e relativi anellini di teflon per applicare successivamente i materiali da restauro.

Dopodiché i campioni sono stati divisi in due gruppi da 12 in base ai protocolli restaurativi (Fig.7):



Fig.6 Blocchetto in resina acrilica

- Gruppo BBV: è stata posizionata Biodentine XP mediante spatola di Heidemann e senza aspettarne l'indurimento è stato applicato sopra il composito fluido autoadesivo Vertise flow (Kerr) utilizzando la matrice in teflon. Successivamente è stato fotopolimerizzato con lampada led della VALO (Ultradent; spettro 380-490 nm; irradianza pari a 1000 mW/cm² in modalità Standard Power) per 40 secondi. Infine, è stato modellato con spatolina nell'ultimo strato il composito Easy Match Universal Restorative (Solventum), fotopolimerizzato per 40 secondi anche questo con lampada led (Fig.8).

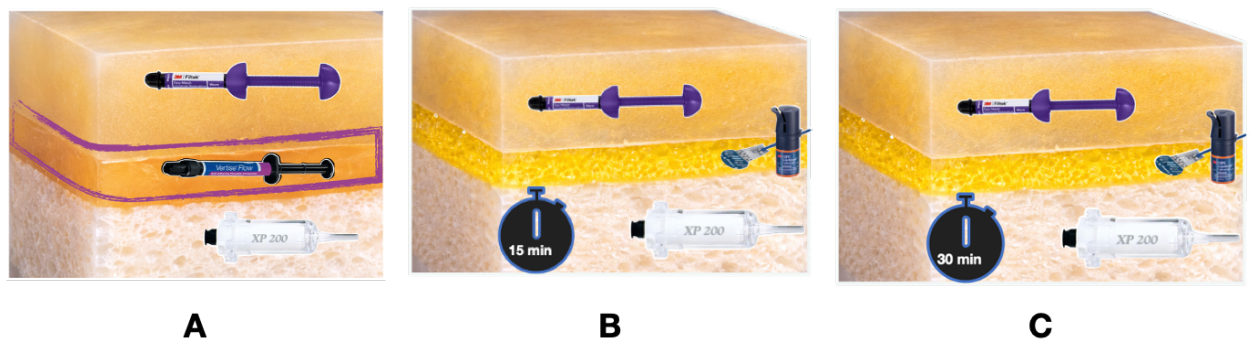


Fig.7 Protocolli campioni. A Gruppo BBV. B Gruppo BBA_15. C Gruppo BBA_30.

- Gruppo BBA a sua volta suddiviso in due gruppi:
 - BBA_15: la cavità è stata riempita con Biodentine Xp ed è stata lasciata indurire per 15 minuti. Al termine dell'indurimento è stato applicato mediante la matrice l'adesivo universale Scotchbond Universal 3M strofinandolo sulla superficie del biomateriale e fotopolimerizzato con lampada led a 460 nanometri. Infine, è stato completato il restauro con Easy Match fotopolimerizzato per 40 secondi.

- BBA_30: in questo gruppo è stato utilizzato lo stesso procedimento di BBA_15 ma con un tempo di indurimento della Biodentina XP di 30 minuti.



Fig.8 Lampada LED per la fotopolimerizzazione

Al termine della realizzazione di tutti i campioni le matrici in teflon sono state rimosse con uno specillo e tutti i campioni sono stati sottoposti a test di SBS mediante macchina universale Instron della Ultradent presso l'Università di Siena Policlinico Le Scotte.

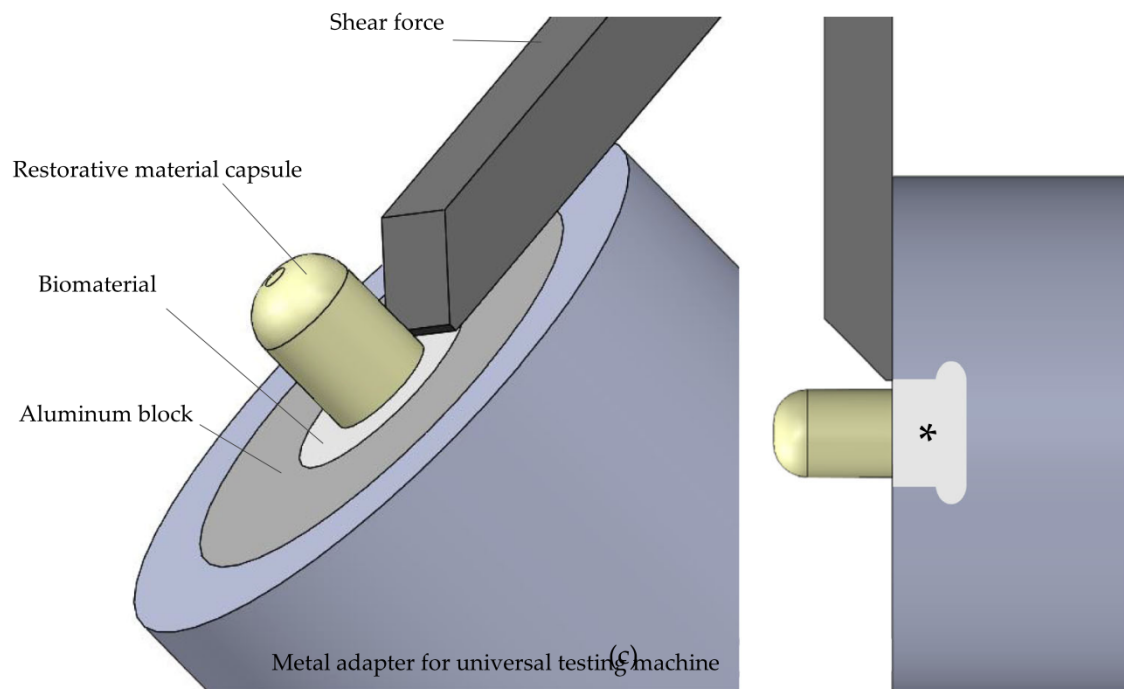


Fig. 9 Meccanismo di funzionamento della macchina universale Instron

Ogni campione è stato fissato rigidamente all'interno della macchina per garantire che la forza applicata fosse parallela all'interfaccia adesiva. È stato applicato un carico a una velocità costante fino al verificarsi della rottura (Fig.9).

I valori ottenuti in newton sono stati convertiti in megapascal. dividendo il carico massimo alla frattura per l'area adesiva: $SBS \text{ MPa} = \text{forza N} / \text{area mm}^2$ poiché $1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$.

Successivamente sono state analizzate le modalità di fallimento mediante microscopio ottico della Zeiss dell'università di Siena ad un ingrandimento 40x (Fig.10).



Fig.10 Microscopio ottico della Zeiss

Per quanto riguarda l'analisi delle fratture, i campioni sono stati opportunamente ricavati dalle immagini al microscopio ottico e successivamente inseriti in un software, Image Online, per determinare con miglior precisione la percentuale di fallimento considerata come cut off tra fratture adesive e coesive.

Il software dotato di pixel counter riesce ad analizzare i pixel delle immagini sottoposte contando il numero totale di pixel, analizzando la distribuzione del colore e misurando colori specifici con tolleranza regolabile per un'analisi dettagliata dell'immagine.

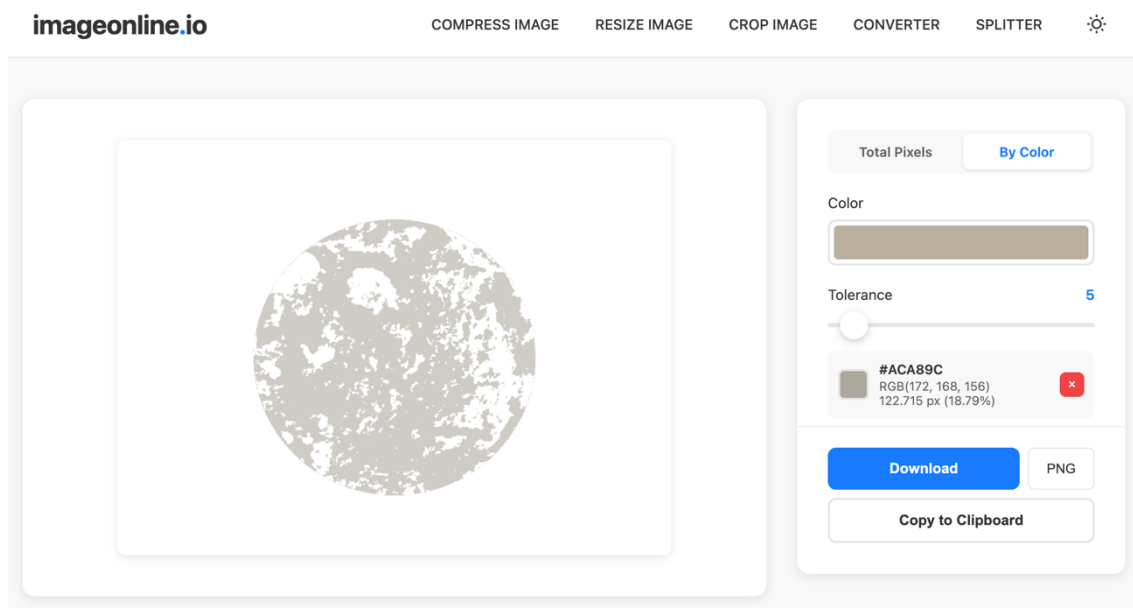


Fig. 11 Software Image Online

Si seleziona la tolleranza che si desidera, in questo caso è stata fissata al 5%, si sceglie tramite un filtro la zona che si vuole esaminare, in questo caso la zona con Biodentine, e si ottiene una maschera che rileva la distribuzione colore selezionato, fornendo un valore in percentuale.

Si ottiene una maschera come mostrato in Fig. 11 che riflette la distribuzione del materiale che si vuole analizzare.

Dopo aver somministrato al software tutti i campioni è stato stabilito un cut off del 10% tra fratture adesive e coesive, dove le fratture con percentuale sopra al 10% sono state considerate coesive, sotto al 10% adesive.

I dati del SBS sono stati analizzati mediante test di mann withney con significatività impostata a $p < 0,05$.

7.1 Analisi statistica

L'analisi statistica è stata condotta utilizzando test non parametrici. Il confronto complessivo tra i tre gruppi è stato effettuato mediante test di Kruskal-Wallis. In caso di significatività del test globale, sono stati eseguiti confronti post-hoc a coppie mediante test di Mann-Whitney U, con correzione dei valori di p secondo il metodo di Holm per controllare l'errore dovuto ai confronti multipli. La soglia di significatività statistica è stata fissata a $p < 0,05$.

8. RISULTATI

8.1 Shear Bond Strength

Per ciascun gruppo sono stati calcolati media e deviazione standard dei valori di SBS, espressi in MPa. I risultati sono riassunti nel grafico (Fig.12).

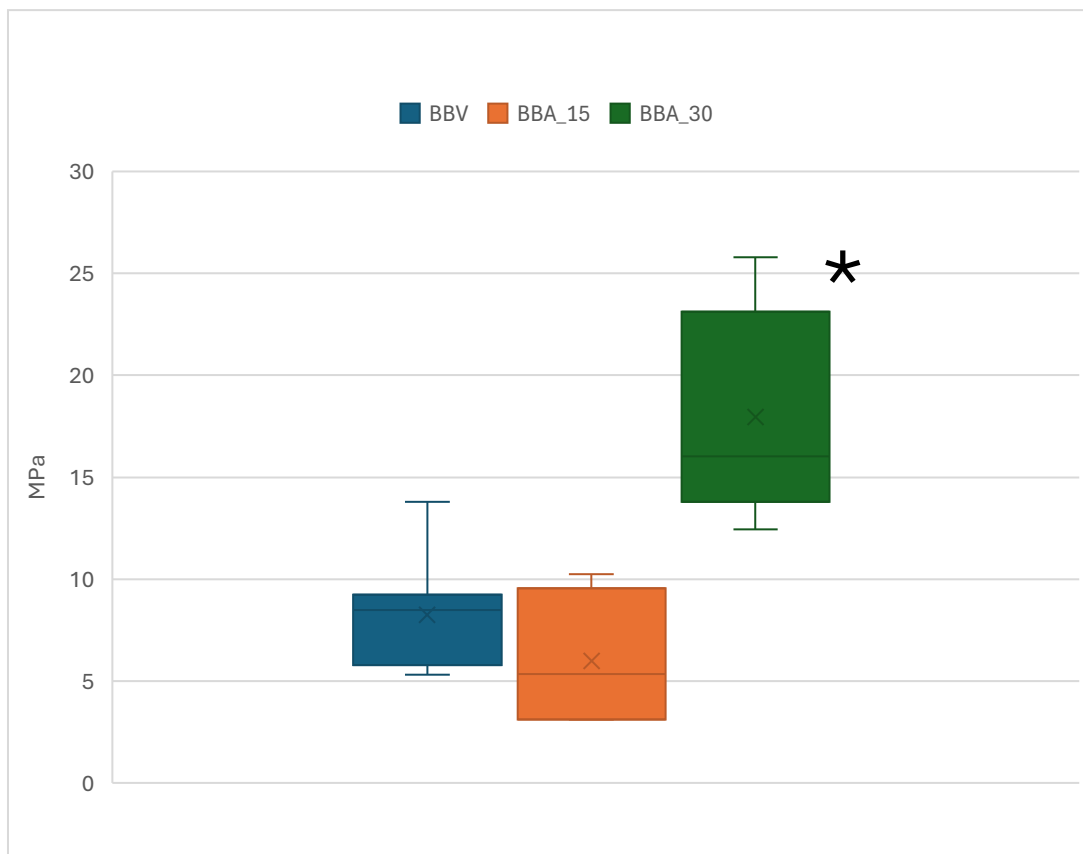


Fig. 12. Box Plot del SBS dei vari gruppi. (* indica differenza statisticamente significativa, $p < 0.05$)

Il Gruppo BBA_30 (18 ± 8.47 Mpa) ha mostrato dei valori significativamente più elevati rispetto a BBA_15 e BBV, che invece hanno riportato valori sovrapponibili (BBV= 8.42 ± 3.90 Mpa; BBA_15= 10.58 ± 10.68 Mpa) ($p = 0,0256$).

8.2 Tipologia di fallimento

Per ciascun gruppo si sono ottenuti i diversi pattern di frattura. I risultati sono mostrati nel grafico (Fig.13).

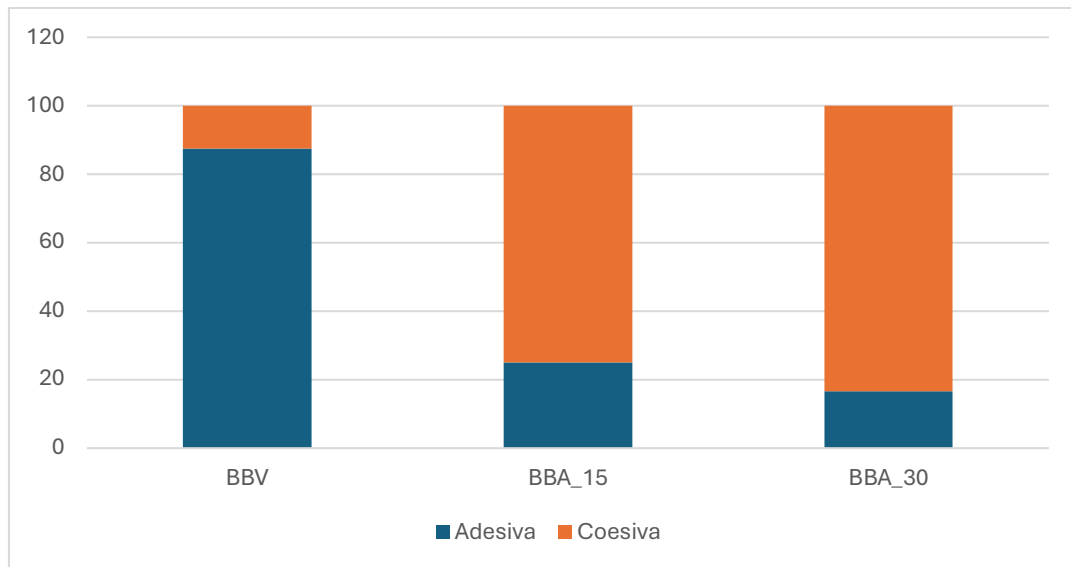


Fig. 13 Pattern di frattura adesiva e coesiva dei gruppi BBV, BBA_15, BBA_30

Nel gruppo BBV sono state riscontrate un 85% di fratture adesive e un 15% di fratture coesive nel biomateriale (Fig.13), nel gruppo BBA_15 un 25% di fratture adesive e un 75% di fratture coesive nel biomateriale, nel gruppo BBA_30 un 18% di fratture adesive e un 82% di fratture coesive nel biomateriale.

È stato suggerito che il riscontro di fratture coesive all'interno del biomateriale possa indicare un legame adesivo accettabile, contrariamente da quanto osservato nelle fratture adesive. Tuttavia, un fallimento coesivo all'interno del biomateriale rappresenta la resistenza meccanica intrinseca del biomateriale stesso e non riflette necessariamente una misura diretta della forza di adesione all'interfaccia composito/biomateriale. Mentre un fallimento adesivo a livello dell'interfaccia suggerisce un legame meno stabile tra i materiali restaurativi, associato a maggior rischio di distacco e fallimento del restauro.

9. DISCUSSIONE

Dopo il posizionamento del materiale di incappucciamento pulpare, eseguito con procedure TPV, ottenere un'adesione efficace tra il restauro finale e il biomateriale è importante per il successo del trattamento. Un'ampia diversità di protocolli presenti in letteratura con diverse strategie adesive, tipi di composito e altre variabili non consente un confronto diretto tra gli studi, rendendo difficile lo sviluppo di linee guida. Pertanto, per garantire il successo dei trattamenti, la concezione di un protocollo restaurativo è fondamentale. La letteratura rimane poco chiara riguardo al momento corretto per eseguire il restauro definitivo, nonché quale dovrebbe essere la strategia adesiva più adatta.⁷²

I test di resistenza adesiva sono tra i più frequentemente utilizzati negli studi in vitro per prevedere il successo clinico dei materiali dentali. Questi si basano sul principio che più forte è il legame adesivo tra il materiale da restauro e il biomateriale, maggiore sarà la sua resistenza agli stress causati dalla polimerizzazione e dalle forze funzionali nell'ambiente orale. Tali test sono tra i metodi più comunemente applicati per valutare le prestazioni adesive.⁷³

Tuttavia, la resistenza adesiva non è una proprietà assoluta del materiale; piuttosto, è un indicatore relativo influenzato da numerose variabili sperimentali come la preparazione della superficie, il tipo di agente adesivo, il protocollo di invecchiamento e il momento di applicazione.⁷⁴

Il presente studio in vitro aveva l'obiettivo di valutare se il tempo di riempimento delle cavità con biomateriale e le strategie adesive potessero influenzare la SBS tra Biodentine™ XP e resina composita. I risultati ottenuti hanno mostrato valori di SBS maggiori nel Gruppo BBA_30 rispetto ai gruppi BBA_15 e BBV. Questo dato suggerisce

che il protocollo comprendente un tempo di attesa di 30 minuti e l'impiego di un adesivo universale possa favorire un'interfaccia adesiva più stabile rispetto al medesimo protocollo con attesa di 15 minuti o a quello con applicazione immediata di un composito self-adhesive su Biodentine ancora fresca.

Un possibile razionale di questo risultato risiede nella maturazione iniziale del biomateriale. Nelle prime fasi di presa, infatti, Biodentine presenta proprietà fisico-chimiche ancora in evoluzione in quanto la reazione di idratazione del silicato di calcio si sta ancora svolgendo. L'acqua, infatti, è fondamentale poiché permette l'idratazione dei biomateriali e l'indurimento degli stessi. Tuttavia, nelle fasi iniziali l'acqua residua e la non completa maturazione del substrato possono rendere la superficie del biomateriale meno stabile e più suscettibile a interferenze con il sistema adesivo. Pertanto, un'applicazione restaurativa troppo precoce potrebbe avvenire su un substrato ancora umido, con conseguente riduzione della qualità del legame adesivo. Al contrario, l'attesa di 30 minuti potrebbe aver consentito la formazione di una superficie più coesa e maggiormente idonea a ricevere il sistema adesivo e il composito sovrastante.

Il confronto con la letteratura deve essere interpretato con cautela perché la maggioranza degli studi disponibili analizza Biodentine tradizionale e non Biodentine XP. Tuttavia, questi studi rimangono utili per contestualizzare il comportamento del biomateriale e il ruolo dei diversi protocolli restaurativi.⁷⁴

In questo studio il miglior risultato del gruppo BBA_30 può esser spiegato sia dal maggior tempo di maturazione di Biodentine sia dal protocollo con adesivo universale. Infatti, l'attesa potrebbe aver accelerato la reazione di idratazione del bioceramico quindi minor acqua residua e maggior stabilità meccanica del substrato, favorendo quindi l'adesione e un'interfaccia stabile. Al contrario, il gruppo BBA_15 potrebbe mostrare che la minor

attesa non basti ad una completa maturazione del biomateriale tale da garantire un'adesione ottimale, poiché la superficie potrebbe essere ancora umida e in evoluzione e quindi interferire con l'adesivo. Stessa cosa nel protocollo BBV con Vertise Flow.

L'analisi dei pattern di frattura supporta ulteriormente questa interpretazione. Nel gruppo BBV è stata osservata una prevalenza di fratture adesive (85%), mentre nel gruppo BBA_15 e nel gruppo BBA_30 sono risultate predominanti le fratture coesive nel biomateriale (75% e 82%). Questo dato suggerisce che nei gruppi BBA, rispettivamente sia quello a 15 minuti che quello a 30 minuti, l'interfaccia adesiva fosse relativamente più resistente, tanto che il cedimento si è verificato più frequentemente all'interno del biomateriale piuttosto che a livello dell'interfaccia biomateriale-composito. Al contrario, la maggiore frequenza di fratture adesive nel Gruppo BBV indica un legame interfacciale meno efficace.

I risultati devono comunque essere interpretati con cautela. Innanzitutto, si tratta di uno studio in vitro e pertanto non completamente sovrapponibile alle condizioni cliniche reali. Inoltre, il numero di campioni era contenuto e durante la sperimentazione si sono verificati fallimenti immediati, campioni modificati e gruppi gestiti con tempistiche diverse, elementi che possono avere aumentato la variabilità dei risultati. In particolare, nel Gruppo BBA la deviazione standard elevata suggerisce una dispersione importante dei valori, segno che il comportamento adesivo può essere influenzato da molteplici variabili sperimentali.

Un ulteriore limite metodologico consiste nel numero limitato di sistemi adesivi utilizzati. Infatti, pur avendo confrontato lo stesso tipo di adesivo a due diversi tempi di attesa, questo studio non dimostra se adesivi con differenti monomeri possano garantire un'adesione più efficace con Biodentine XP. Studi futuri dovrebbero quindi confrontare,

separatamente, tempi di attesa differenti mantenendo costante l'adesivo, oppure adesivi diversi mantenendo costante il tempo di presa, così da chiarire meglio il peso specifico di ciascun fattore sulla SBS di Biodentine XP.

Baena et al. hanno confrontato i campioni di Biodentine restaurati dopo 12 minuti e dopo 7 giorni utilizzando protocolli con adesivo universale in modalità SE e ER, irruvidimento con fresa e adesivo universale, sabbiatura con ossido di alluminio e adesivo universale, RMGIC (cemento vetroionomerico modificato con resina) e infine cemento resinoso autoadesivo. Questo studio rivela somiglianze poiché valuta l'interfaccia tramite test SBS, confrontando restauri eseguiti a tempi diversi, sebbene gli autori abbiano utilizzato Biodentine tradizionale e preparato i campioni in maniera differente, mentre il presente studio valuta tempi compatibili con una singola seduta e utilizza Biodentine XP. Infatti, Biodentine nello studio di Baena è stata preparata secondo le indicazioni del produttore e aggiungendo 5 gocce di liquido monodose nella capsula e poi è stata miscelata per 30 secondi. Dopodiché il bioceramico è stato inserito in blocchi in plastica e lasciato maturare a 12 minuti o 7 giorni a 37 gradi e al 100% di umidità.

I risultati dello studio di Baena dimostrano che il protocollo adesivo influenza la SBS; infatti, i gruppi trattati con adesivo universale mostrano i valori più elevati: SE $12,1 \pm 5,1$ MPa a 12 minuti e $8,1 \pm 6,2$ MPa a 7 giorni; nel gruppo etch-and-rinse, invece, i valori erano $7,0 \pm 5,7$ MPa a 12 minuti e $7,7 \pm 6,5$ MPa a 7 giorni. Al contrario il cemento vetroionomerico modificato con resina ha dimostrato valori nettamente inferiori e la sabbiatura e il cemento resinoso hanno avuto fallimenti pre-test rendendo impossibile un confronto quantitativo diretto. Tuttavia, in termini qualitativi il comportamento del cemento resinoso autoadesivo può essere messo in relazione con il gruppo BBV del presente studio, che ha utilizzato il composito fluido autoadesivo con valori di $9,31 \pm 3,73$

Mpa, inferiori rispetto agli altri; sebbene il cemento autoadesivo e il composito fluido autoadesivo non siano direttamente sovrapponibili, entrambi suggeriscono che queste strategie autoadesive, senza l'utilizzo di un sistema adesivo vero e proprio, possano presentare criticità come il fatto di non garantire una sufficiente interazione meccanica con Biodentine, mentre l'adesivo universale consentirebbe risultati più favorevoli. Per quanto riguarda il timing nello studio di Baena non sembrano esserci miglioramenti evidenti nell'attesa a 7 giorni piuttosto che dopo 12 minuti nei gruppi con adesivo universale. Questo risultato non esclude il ruolo favorevole del tempo di maturazione del biomateriale, ma deve essere interpretato tenendo in considerazione le differenze con il presente studio che al contrario ha mostrato valori di SBS superiori dopo 30 minuti rispetto a 15 minuti, dimostrando che la maggior maturazione di Biodentine XP può favorire un'interfaccia più stabile. Infatti, le differenze tra i due studi possono esser dovute ai diversi protocolli e ai trattamenti di superficie che possono modificare la superficie e influenzare i valori.

Per le fratture nei gruppi con adesivo universale erano riportate soprattutto fratture coesive o miste a 12 minuti, mentre a 7 giorni se ne riscontravano più miste. Per quanto riguarda i trattamenti inoltre sembra che ne l'irruvidimento ne la sabbiatura abbiano migliorato l'adesione, ma addirittura potrebbero danneggiare la superficie di Biodentine.

76

Chen et al. hanno utilizzato il test SBS per valutare la resistenza adesiva tra Biodentine e resina composita e hanno confrontato diversi sistemi adesivi, tra cui Prime&Bond NT, Single Bond Universal, Xeno V e vetroionomero, associati a differenti tempi di mordenzatura acida e a primer funzionali. Il valore più elevato di SBS è stato ottenuto nel gruppo con il pretrattamento di Biodentine con Monobond Plus che contiene monomeri

funzionale come 10-MDP e in seguito l'utilizzo di Single bond universal, dando valori di SBS pari a $17,5 \pm 3,6$ Mpa, molto vicino al presente studio. Questo conferma l'importanza degli adesivi universali e dei monomeri funzionali come il 10-MDP nell'interazione con i bioceramici. Anche nello studio di Chen a discapito del presente viene impiegata Biodentine tradizionale, inoltre i campioni maturano per più tempo e si utilizza un primer aggiuntivo prima dell'adesivo universale. Questo studio si è servito poi dell'analisi al SEM, FTIR e XDR per capire l'interazione chimica e la morfologia dell'interfaccia. In ogni caso però la mordenzatura non ha reso più favorevole l'adesione su Biodentine.⁷⁷

Lo studio di Falakaloglu et al. ha valutato la micro SBS confrontando TheraCal PT, TheraCal LC, Biodentine, NeoMTA 2 e BioMTA+, dopo 24 ore di maturazione del biomateriale. Dopodiché è stato applicato un adesivo self-etch con 10-MDP e poi completato con composito bulk-fill. I risultati ottenuti hanno dimostrato che la composizione del biomateriale influenza la SBS. I valori più alti sono stati riscontrati in TheraCal PT pari a $29,91 \pm 6,13$ Mpa, mentre in Biodentine $15,23 \pm 7,37$ Mpa, vicino al valore osservato nel presente studio per il gruppo BBA_30. Tuttavia, anche qui il confronto deve essere interpretato con cautela poiché qui si osserva il comportamento di Biodentine tradizionale, inoltre il test è differente poiché non è un test SBS ma micro-SBS, l'adesivo è un SE e la maturazione del biomateriale è a 24 ore. Lo studio, nonostante i differenti protocolli, è in accordo con il presente in quanto dimostra che lasciando maturare Biodentine per più tempo e impiegando un adesivo con monomeri, i valori risultano superiori. Questi risultati avvalorano il fatto che la maturazione del bioceramico e la presenza dei monomeri nell'adesivo possano migliorare l'adesione.

Inoltre, lo studio di Falakaloglu mostra che gli altri biomateriali possono riportare risultati maggiori rispetto a Biodentine, probabilmente per un fattore chimico più compatibile con

i materiali resinosi. Ovviamente ciò non si riesce a verificare nel presente studio poiché è stata utilizzata solo Biodentine XP. Quindi in conclusione si può dimostrare che la SBS non dipende solo dal tempo di maturazione ma anche dal tipo di biomateriale e di adesivo utilizzati, nonché dal test effettuato.

Oltre queste osservazioni, nel gruppo Biodentine dello studio di Falakaloglu sono prevalse fratture miste, ciò significa che l'interfaccia non risulta totalmente debole ma anzi risulta coerente in parte con la maggior stabilità del gruppo BBA del presente studio.

78

Topbaş e Kul hanno confrontato diversi biomateriali come Biodentine, TheraCal PT, TheraCal LC e Dia-Root Bio MTA, lasciati maturare per 48 ore, con applicazione di adesivo G-Premio BOND, restaurati con EverX Flow. Ne è poi stata valutata la micro SBS con valori più alti in TheraCal PT e Biodentine ($29,18 \pm 2,86$ Mpa). I valori sono superiori rispetto a questo studio probabilmente a causa di una più lunga maturazione del materiale, del differente test, della diversa tipologia di adesivo e l'uso di un composito rinforzato con fibre corte. Nelle fratture inoltre hanno evidenziato che in Biodentine prevalevano fratture adesive a dispetto del presente studio.⁷⁹

Palma et al. confrontano Biodentine, TotalFill BC Putty, PCM nell'immediato e dopo 7 giorni utilizzando un adesivo SE Clearfil Bond e un composito flowable SDR utilizzando il SBS test. Per Biodentine il valore SBS dopo 12 minuti era $5,49 \pm 4,28$ Mpa, mentre a 7 giorni $6,98 \pm 4,51$ Mpa, senza riportare differenze statisticamente significative. Quindi sembrerebbe che l'attesa non cambi di molto il risultato. In questo studio viene sempre utilizzata Biodentine tradizionale, ma con un adesivo differente, un composito differente e timing diversi. Emerge dunque che il timing da solo non è sufficiente a spiegare

l'adesione. Inoltre, per quanto riguarda le fratture, in Biodentine sono prevalse fratture adesive sia in immediato che a 7 giorni a differenza del presente studio.⁸⁰

A differenza dell'adesione su substrati dentali tradizionali, ovvero dentina e smalto, l'interfaccia tra Biodentine XP e resina composita è più articolata in quanto influenzata da un numero variabile di fattori, tra cui maturazione del biomateriale e stabilità della superficie. Per questo, anche se il gruppo BBA_30 ha riportato valori superiori, l'adesione raggiunta non è comunque paragonabile a quella ottenuta su smalto e dentina.

10. CONCLUSIONI

In questo studio l'obiettivo è stato valutare se le tempistiche di indurimento di Biodentine XP e i diversi protocolli adesivi potessero influenzare la SBS tra bioceramico e resina composita, integrando inoltre la valutazione delle modalità di fallimento al microscopio ottico per ottenere un'osservazione migliore della qualità dell'interfaccia bioceramico-composito.

Entro i limiti di tale studio, i risultati hanno mostrato che il gruppo con attesa di 30 minuti di indurimento di Biodentine XP e l'utilizzo dell'adesivo universale, ha ottenuto valori di SBS significativamente superiori rispetto agli altri due gruppi che al contrario hanno riportato risultati inferiori ma sovrapponibili.

Per tali motivi, quando è possibile, preferire il protocollo con attesa di 30 minuti con adesivo universale poiché sembrerebbe garantire risultati di adesione superiori e interfacce più favorevoli; tuttavia, se è necessario ridurre i tempi operativi, anche il protocollo con attesa di 15 minuti e adesivo universale o il protocollo immediato con composito fluido autoadesivo potrebbero rappresentare una soluzione rapida, offrendo comunque un'adesione e un'interfaccia clinicamente accettabile.

11. BIBLIOGRAFIA

1. Fraser J, MacInnes A. Which caries removal method to select? Evid Based Dent. marzo 2024;25(1):29–30. doi:10.1038/s41432-024-00973-0
2. Quigley RM, Kearney M, Kennedy OD, Duncan HF. Tissue engineering approaches for dental pulp regeneration: The development of novel bioactive materials using pharmacological epigenetic inhibitors. Bioactive Materials. 1 ottobre 2024;40:182–211. doi:10.1016/j.bioactmat.2024.06.012
3. Iaculli F, Rodríguez-Lozano FJ, Briseño-Marroquín B, Wolf TG, Spagnuolo G, Rengo S. Vital Pulp Therapy of Permanent Teeth with Reversible or Irreversible Pulpitis: An Overview of the Literature. J Clin Med. 11 luglio 2022;11(14):4016. doi:10.3390/jcm11144016 PubMed PMID: 35887779; PubMed Central PMCID: PMC9321233.
4. Komora P, Vámos O, Gede N, Hegyi P, Kelemen K, Galvács A, et al. Comparison of bioactive material failure rates in vital pulp treatment of permanent matured teeth – a systematic review and network meta-analysis. Sci Rep. 8 agosto 2024;14:18421. doi:10.1038/s41598-024-69367-7 PubMed PMID: 39117767; PubMed Central PMCID: PMC11310317.
5. Sanz JL, Rodríguez-Lozano FJ, Llena C, Sauro S, Forner L. Bioactivity of Bioceramic Materials Used in the Dentin-Pulp Complex Therapy: A Systematic Review. Materials (Basel). 27 marzo 2019;12(7):1015. doi:10.3390/ma12071015 PubMed PMID: 30934746; PubMed Central PMCID: PMC6479584.
6. Herbst SR, Pitchika V, Herbst CS, Kosan E, Schwendicke F. Effectiveness of calcium hydroxide compared to hydraulic calcium silicate cements for direct pulp capping in managing deep caries in vital permanent teeth: A systematic review and meta-analysis. Int Endod J. agosto 2025;58(8):1110–25. doi:10.1111/iej.14256 PubMed PMID: 40394883; PubMed Central PMCID: PMC12254524.
7. Panwar S, Hada YS. Sealing ability of Biodentine, zirconia reinforced glass ionomer cement and Mineral Trioxide Aggregate as furcation perforation repair materials: an in vitro analysis. Biomater Investig Dent. 15 gennaio 2026;13:45038. doi:10.2340/biid.v13.45038 PubMed PMID: 41568394; PubMed Central PMCID: PMC12817067.
8. Xavier MT, Costa AL, Caramelo FJ, Palma PJ, Ramos JC. Evaluation of the Interfaces between Restorative and Regenerative Biomaterials Used in Vital Pulp Therapy. Materials (Basel). 3 settembre 2021;14(17):5055. doi:10.3390/ma14175055 PubMed PMID: 34501145; PubMed Central PMCID: PMC8434275.
9. Manoj A, Kavitha R, Karuveetil V, Singh VPP, Haridas K, Venugopal K. Comparative evaluation of shear bond strength of calcium silicate-based liners to resin-modified glass ionomer cement in resin composite restorations - a systematic

- review and meta-analysis. *Evid Based Dent.* 16 novembre 2022;1–10.
doi:10.1038/s41432-022-0825-y
10. Bordoni NE, Salgado PA, Squassi AF. Comparison between indexes for diagnosis and guidance for treatment of dental caries. *Acta Odontol Latinoam.* 34(3):289–97. doi:10.54589/aol.34/3/289 PubMed PMID: 35088817; PubMed Central PMCID: PMC10315075.
 11. Maciocco G. OMS e salute orale. *SaluteInternazionale* [Internet]. 24 febbraio 2022 [citato 11 febbraio 2026]. Disponibile su: <https://www.saluteinternazionale.info/2022/02/oms-e-salute-orale/>
 12. Wei F, Wu Z, Li G, Sun X, Shi X, Tan L, et al. Ensemble learning for microbiome-based caries diagnosis: multi-group modeling and biological interpretation from salivary and plaque metagenomic data. *BMC Oral Health.* 17 luglio 2025;25:1188. doi:10.1186/s12903-025-06590-2 PubMed PMID: 40676575; PubMed Central PMCID: PMC12272970.
 13. Conrads G, About I. Pathophysiology of Dental Caries. *Monogr Oral Sci.* 2018;27:1–10. doi:10.1159/000487826 PubMed PMID: 29794423.
 14. Rathee M, Sapra A. Dental Caries. In: *StatPearls* [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 [citato 11 febbraio 2026]. Disponibile su: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK551699/> PubMed PMID: 31869163.
 15. Peres MA, Macpherson LMD, Weyant RJ, Daly B, Venturelli R, Mathur MR, et al. Oral diseases: a global public health challenge. *The Lancet.* 20 luglio 2019;394(10194):249–60. doi:10.1016/S0140-6736(19)31146-8 PubMed PMID: 31327369.
 16. Korona-Glowniak I, Skawska-Bednarczyk A, Wrobel R, Pietrak J, Tkacz-Ciebiera I, Maslanko-Switla M, et al. *Streptococcus sobrinus* as a Predominant Oral Bacteria Related to the Occurrence of Dental Caries in Polish Children at 12 Years Old. *Int J Environ Res Public Health.* 15 novembre 2022;19(22):15005. doi:10.3390/ijerph192215005 PubMed PMID: 36429724; PubMed Central PMCID: PMC9690266.
 17. Anwar AS, Kumar RK, Prasad Rao VA, Reddy NV, Reshma VJ. Evaluation of Microhardness of Residual Dentin in Primary Molars Following Caries Removal with Conventional and Chemomechanical Techniques: An In vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci.* novembre 2017;9(Suppl 1):S166–72. doi:10.4103/jpbs.JPBS_148_17 PubMed PMID: 29284958; PubMed Central PMCID: PMC5731007.
 18. Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A. Dentin: Structure, Composition and Mineralization. *Front Biosci (Elite Ed).* 1 gennaio 2011;3:711–35. doi:10.2741/e281 PubMed PMID: 21196346; PubMed Central PMCID: PMC3360947.

19. Goldberg M, Smith AJ. CELLS AND EXTRACELLULAR MATRICES OF DENTIN AND PULP: A BIOLOGICAL BASIS FOR REPAIR AND TISSUE ENGINEERING. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1 gennaio 2004;15(1):13–27. doi:10.1177/154411130401500103 PubMed PMID: 14761897.
21. Goldberg M, Smith AJ. CELLS AND EXTRACELLULAR MATRICES OF DENTIN AND PULP: A BIOLOGICAL BASIS FOR REPAIR AND TISSUE ENGINEERING. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1 gennaio 2004;15(1):13–27. doi:10.1177/154411130401500103 PubMed PMID: 14761897.
22. Yong D, Cathro P. Conservative pulp therapy in the management of reversible and irreversible pulpitis. *Australian Dental Journal*. marzo 2021;66(S1):S4–14. doi:10.1111/adj.12841
23. Shawli HT, Althomali YM, Shukr BS, Alqarni HA, Althobaiti ID, Alosaimi MS. Knowledge, Attitude, and Practice of Vital Pulp Therapy Among Dental Professionals in Taif, Saudi Arabia: A Cross-sectional Study. *J Clin Exp Dent*. 30 novembre 2025;17(12):e1440–50. doi:10.4317/jced.63083 PubMed PMID: 41567306; PubMed Central PMCID: PMC12817350.
24. Islam R, Islam MRR, Tanaka T, Alam MK, Ahmed HMA, Sano H. Direct pulp capping procedures – Evidence and practice. *Jpn Dent Sci Rev*. dicembre 2023;59:48–61. doi:10.1016/j.jdsr.2023.02.002 PubMed PMID: 36880059; PubMed Central PMCID: PMC9985044.
25. Boutsiouki C, Frankenberger R, Krämer N. Relative effectiveness of direct and indirect pulp capping in the primary dentition. *Eur Arch Paediatr Dent*. 1 ottobre 2018;19(5):297–309. doi:10.1007/s40368-018-0360-x
26. Zhang L, Lin C, Chen Z, Yue L, Yu Q, Hou B, et al. Expert consensus on pulpotomy in the management of mature permanent teeth with pulpitis. *Int J Oral Sci*. 7 gennaio 2025;17:4. doi:10.1038/s41368-024-00333-9 PubMed PMID: 39762213; PubMed Central PMCID: PMC11704326.
27. Nophachatsathid B, Chompu-Inwai P, Manmontri C, Chaipattanawan N, Nirunsittirat A, Phinyo P. Hard tissue barrier detection in permanent mandibular molars that have undergone direct pulp capping and partial pulpotomy: A retrospective cohort study. *Journal of Dental Sciences*. 1 gennaio 2026;21(1):140–9. doi:10.1016/j.jds.2025.07.006
28. By ES of E (ESE) developed, Duncan HF, Galler KM, Tomson PL, Simon S, El-Karim I, et al. European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. *International Endodontic Journal*. 2019;52(7):923–34. doi:10.1111/iej.13080
29. Duncan HF. Present status and future directions—Vital pulp treatment and pulp preservation strategies. *Int Endod J*. maggio 2022;55(Suppl 3):497–511. doi:10.1111/iej.13688 PubMed PMID: 35080024; PubMed Central PMCID: PMC9306596.

30. Vidal CMP, Carrilho MR. Dentin Degradation: From Tissue Breakdown to Possibilities for Therapeutic Intervention. *Curr Oral Health Rep.* settembre 2023;10(3):99–110. doi:10.1007/s40496-023-00341-4 PubMed PMID: 37928132; PubMed Central PMCID: PMC10624336.
31. Sadeghi M, Nazarimoghadam K, Labbaf H, Jafari Z, Chiniforush N. Effects of photobiomodulation with 450 nm and 635 nm laser wavelengths on the release of TGF- β , BMP-2, FGF-2, and VEGF from dental pulp stem cells. *Photochemistry and Photobiology.* n/a(n/a). doi:10.1111/php.70073
32. Mohammadi Z, Dummer PMH. Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International Endodontic Journal.* 2011;44(8):697–730. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01886.x
33. M R, Shetty K, Mallya L, Shetty KP. Endodontic bioceramics: current and futurity aspects. *Front Oral Health.* 6:1699547. doi:10.3389/froh.2025.1699547 PubMed PMID: 41602591; PubMed Central PMCID: PMC12832805.
34. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. *Journal of Endodontics.* 1 gennaio 2010;36(1):16–27. doi:10.1016/j.joen.2009.09.006 PubMed PMID: 20003930.
35. Omer SMM, Elsaied HAF, Alghonemy WY, EL-Desouky SS. Histopathological and immunohistochemical characterization of pulp tissue reaction to ACTIVA BioACTIVE base/liner in primary teeth pulpotomy: a randomized clinical trial. *BMC Oral Health.* 3 giugno 2025;25:885. doi:10.1186/s12903-025-06177-x PubMed PMID: 40457274; PubMed Central PMCID: PMC12131522.
36. Desai PK, Hiwalkar SM, Kim HJ, Shin J, Lee HS, Jun HW, et al. Innovations in Bioactive Materials for Dental Pulp Vitality Preservation in Children and Adolescents. *Appl Sci (Basel).* 1 maggio 2025;15(9):10.3390/app15094699. doi:10.3390/app15094699 PubMed PMID: 41383262; PubMed Central PMCID: PMC12692128.
37. Cabrera-Fernández A, Dominguez-Dominguez L, Pérez-Pérez A, Santos JMM, Díaz-Cuenca A, Torres-Lagares D, et al. Clinical and Radiographic Outcomes of Vital Pulp Therapy Using Resin-Modified Versus Conventional Calcium Silicate-Based Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Funct Biomater.* 7 gennaio 2026;17(1):32. doi:10.3390/jfb17010032 PubMed PMID: 41590800; PubMed Central PMCID: PMC12842132.
38. Jalalian Z, Dibaji F, Rohaninasab M. Evaluation and comparison of the efficacy of the diode laser and Biodentine on dentinal tubule occlusion. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2026;16(1):235–9. doi:10.1016/j.jobcr.2025.11.014 PubMed PMID: 41487402; PubMed Central PMCID: PMC12757623.
39. Mangat P, Goswami K, Solanki M, Rajput N. Comparison between biodentine and light-cured mineral trioxide aggregate as an indirect pulp capping agent – A

- randomized controlled trial. *J Conserv Dent Endod.* gennaio 2025;28(1):78–83. doi:10.4103/JCDE.JCDE_575_24 PubMed PMID: 39974684; PubMed Central PMCID: PMC11835355.
40. BiodentineXP_Brochure_IT.pdf, and 10 more files [Internet]. [citato 14 febbraio 2026]. Disponibile su: <https://septodont.showpad.com/share/Au3tyfHzQ3lVEayUZbOS3>
 41. About I, curatore. Biodentine™: Properties and Clinical Applications [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2022 [citato 14 febbraio 2026]. Disponibile su: <https://link.springer.com/10.1007/978-3-030-80932-4> doi:10.1007/978-3-030-80932-4
 42. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental Materials.* 1 maggio 2013;29(5):580–93. doi:10.1016/j.dental.2013.03.007
 43. Camilleri J, Grech L, Galea K, Keir D, Fenech M, Formosa L, et al. Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clin Oral Invest.* 1 giugno 2014;18(5):1437–46. doi:10.1007/s00784-013-1124-y
 44. Widbiller M, Jeanneau C, Galler KM, Laurent P, About I. Biocompatibility and Bioactive Properties of Biodentine™. In: About I, curatore. Biodentine™: Properties and Clinical Applications [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2022 [citato 14 febbraio 2026]. p. 31–50. Disponibile su: https://doi.org/10.1007/978-3-030-80932-4_3 doi:10.1007/978-3-030-80932-4_3
 45. Dammaschke T, Lipski M. Biodentine™ Applications in Furcation Perforation and Root Resorption. In: About I, curatore. Biodentine™: Properties and Clinical Applications [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2022 [citato 14 febbraio 2026]. p. 177–206. Disponibile su: https://doi.org/10.1007/978-3-030-80932-4_10 doi:10.1007/978-3-030-80932-4_10
 46. Hardan L, Mancino D, Bourgi R, Alvarado-Orozco A, Rodríguez-Vilchis LE, Flores-Ledesma A, et al. Bond Strength of Adhesive Systems to Calcium Silicate-Based Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *Gels.* 18 maggio 2022;8(5):311. doi:10.3390/gels8050311 PubMed PMID: 35621609; PubMed Central PMCID: PMC9141246.
 47. Baena E, Escribano N, Fuentes V, Ceballos L. Do Restorative Strategies and Delayed Restoration Improve the Bond Strength to Biodentine? In Vitro Study on Adhesive Restorations on a Calcium Silicate-Based Cement. *J Adhes Dent.* 27:231–9. doi:10.3290/j.jad.c_2323 PubMed PMID: 41251500; PubMed Central PMCID: PMC12628273.
 48. Milia E, Cumbo E, Cardoso RJA, Gallina G. Current Dental Adhesives Systems. A Narrative Review. *Current Pharmaceutical Design.* 18(34):5542–52. doi:10.2174/138161212803307491

49. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)*. 3 luglio 2017;8(1):1–17. doi:10.11138/ads/2017.8.1.001 PubMed PMID: 28736601; PubMed Central PMCID: PMC5507161.
50. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. settembre 2007;28(26):3757–85. doi:10.1016/j.biomaterials.2007.04.044 PubMed PMID: 17543382.
51. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. giugno 2004;83(6):454–8. doi:10.1177/154405910408300604 PubMed PMID: 15153451.
52. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. giugno 2004;83(6):454–8. doi:10.1177/154405910408300604 PubMed PMID: 15153451.
53. Delgado AHS, Ahmed MH, Nunes Ferreira M, Mano Azul A, Polido M, Yoshihara K, et al. Physico-Chemical Properties and Performance of Functional Monomers Used in Contemporary Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent*. 27:175–93. doi:10.3290/j.jad.c_2297 PubMed PMID: 41054813; PubMed Central PMCID: PMC12532035.
54. Perdigão J, Araujo E, Ramos RQ, Gomes G, Pizzolotto L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2021;33(1):51–68. doi:10.1111/jerd.12692
55. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dental Materials*. 1 gennaio 2011;27(1):29–38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020
56. Self-adhesive flowable composite resins and flowable composite resins in permanent teeth with occlusal cavities: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 1 novembre 2023;138:104691. doi:10.1016/j.jdent.2023.104691
57. DentalAcademy.it R. Restauri in composito: tecnica «bulk-fill» o stratificazione? DentalAcademy [Internet]. 10 marzo 2015 [citato 7 marzo 2026]. Disponibile su: <https://www.dentaljournal.it/restauri-in-composito-tecnica-bulk-fill-stratificazione/>
58. Kim RJY, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*. aprile 2015;43(4):430–9. doi:10.1016/j.jdent.2015.02.002 PubMed PMID: 25676178.

59. About I. Biodentine: from biochemical and bioactive properties to clinical applications. *Giornale Italiano di Endodonzia*. 2016;30(2):81–8. doi:10.32067/gie.2016.30.02.03
60. Hofsteenge JW, Scholtanus JD, Özcan M, Nolte IM, Cune MS, Gresnigt MMM. Clinical longevity of extensive direct resin composite restorations after amalgam replacement with a mean follow-up of 15 years. *Journal of Dentistry*. 1 marzo 2023;130:104409. doi:10.1016/j.jdent.2023.104409
61. Solanke C, Shokoohi-Tabrizi H, Schedle A, Bekes K. Shear Bond Strengths of Composite Resin Bonded to MIH-Affected Hard Tissues with Different Adhesives and Pre-Treatments. *Dentistry Journal*. agosto 2025;13(8):377. doi:10.3390/dj13080377
62. Hegde MN, Bhandary S. An evaluation and comparison of shear bond strength of composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. *J Conserv Dent*. 2008;11(2):71–5. doi:10.4103/0972-0707.44054 PubMed PMID: 20142888; PubMed Central PMCID: PMC2813091.
63. Sulwińska M, Szczesio-Włodarczyk A, Bołtacz-Rzepkowska E. Bond strength of a resin composite to MTA at various time intervals and with different adhesive strategies. *Dental and Medical Problems*. 30 giugno 2017;54:155–60. doi:10.17219/dmp/70545
64. Deepa VL, Dhamaraju B, Bollu IP, Balaji TS. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners: TheraCal LC, Biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2016;19(2):166–70. doi:10.4103/0972-0707.178696 PubMed PMID: 27099425; PubMed Central PMCID: PMC4815547.
65. El Mourad AM. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *Open Dent J*. 28 settembre 2018;12:664–78. doi:10.2174/1745017901814010664 PubMed PMID: 30369976; PubMed Central PMCID: PMC6182887.
66. Odabaş ME, Bani M, Tirali RE. Shear Bond Strengths of Different Adhesive Systems to Biodentine. *ScientificWorldJournal*. 10 ottobre 2013;2013:626103. doi:10.1155/2013/626103 PubMed PMID: 24222742; PubMed Central PMCID: PMC3809944.
67. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*. 1 febbraio 2010;26(2):e38–49. doi:10.1016/j.dental.2009.11.150
68. Adesione alla dentina primaria e permanente e un semplice modello di approccio - PubMed [Internet]. [citato 26 giugno 2026]. Disponibile su: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19262729/>
69. Ismail AM, Bourauel C, ElBanna A, Salah Eldin T. Micro versus Macro Shear Bond Strength Testing of Dentin-Composite Interface Using Chisel and Wireloop Loading

- Techniques. *Dent J (Basel)*. 30 novembre 2021;9(12):140. doi:10.3390/dj9120140 PubMed PMID: 34940037; PubMed Central PMCID: PMC8700382.
70. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent*. 2014;17(5):420–6. doi:10.4103/0972-0707.139823 PubMed PMID: 25298640; PubMed Central PMCID: PMC4174699.
 71. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review - PubMed [Internet]. [citato 24 giugno 2026]. Disponibile su: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20060160/>
 72. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*. febbraio 2010;26(2):e78-93. doi:10.1016/j.dental.2009.12.002 PubMed PMID: 20060160.
 73. Gündoğar ZU, Keskin G, Yaman Küçükersen M. Shear Bond Strength of Biointeractive Restorative Materials to NeoMTA Plus and Biodentine. *Polymers (Basel)*. 20 novembre 2025;17(22):3070. doi:10.3390/polym17223070 PubMed PMID: 41304435; PubMed Central PMCID: PMC12656096.
 74. Gündoğar ZU, Keskin G, Küçükersen MY. Shear Bond Strength of Biointeractive Restorative Materials to NeoMTA Plus and Biodentine. *Polymers*. 20 novembre 2025;17(22). doi:10.3390/polym17223070
 75. Ferraz DC, Rahhal JG, Dotto MEP, Ferreira LA, Sipert CR, Letra A, et al. Physicochemical and Biological Properties of Biodentine XP, Endosequence RRM, and Bio-C Repair Cements. *Journal of Endodontics*. 1 agosto 2025;51(8):1109–17. doi:10.1016/j.joen.2025.03.009 PubMed PMID: 40204119.
 76. Baena E, Escribano N, Fuentes V, Ceballos L. Do Restorative Strategies and Delayed Restoration Improve the Bond Strength to Biodentine? In Vitro Study on Adhesive Restorations on a Calcium Silicate-Based Cement. *J Adhes Dent*. 27:231–9. doi:10.3290/j.jad.c_2323 PubMed PMID: 41251500; PubMed Central PMCID: PMC12628273.
 77. Chen CL, Chi CW, Lee CY, Tsai YL, Kasimayan U, K P O M, et al. Effects of surface treatments of bioactive tricalcium silicate-based restorative material on the bond strength to resin composite. *Dent Mater*. gennaio 2024;40(1):102–10. doi:10.1016/j.dental.2023.10.027 PubMed PMID: 37919112.
 78. Falakaloğlu S, Yeniçeri Özata M, Plotino G. Micro-shear bond strength of different calcium silicate materials to bulk-fill composite. *PeerJ*. 2023;11:e15183. doi:10.7717/peerj.15183 PubMed PMID: 37013141; PubMed Central PMCID: PMC10066686.
 79. Topbaş C, Kul AK. Can flowable short-fiber-reinforced resins achieve a strong adhesion to bioceramics? *Microsc Res Tech*. dicembre 2024;87(12):2964–73. doi:10.1002/jemt.24668 PubMed PMID: 39072834.

80. Palma PJ, Marques JA, Antunes M, Falacho RI, Sequeira D, Roseiro L, et al. Effect of restorative timing on shear bond strength of composite resin/calcium silicate-based cements adhesive interfaces. *Clin Oral Investig.* maggio 2021;25(5):3131–9. doi:10.1007/s00784-020-03640-7 PubMed PMID: 33047203.