

3s PowerCure



**Documentazione
scientifica**

Efficient
Esthetics

Indice

1.	Progressi nel restauro diretto	3
1.1	Innovazione nel campo degli adesivi	3
1.2	Innovazione nel campo dei compositi diretti	4
1.3	Innovazione nel campo della fotopolimerizzazione	5
2.	Sistema di prodotti 3s PowerCure	6
2.1	Adhese® Universal	6
2.2	Tetric® PowerFill	8
2.3	Tetric® PowerFlow	16
2.4	Bluephase® PowerCure	18
3.	Dati tecnici	26
3.1	Adhese Universal	26
3.2	Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow	27
3.3	Bluephase PowerCure	28
4.	Sistema di prodotti 3s PowerCure Risparmio di tempo	29
5.	Analisi dei materiali 3s PowerCure	31
5.1	Indagini su Adhese Universal	31
5.2	Indagini su Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow	43
6.	Indagini su Bluephase PowerCure	59
6.1	Valutazione dell'intensità luminosa/radianza	59
6.2	Distribuzione Polywave	59
6.3	Effetto della distanza di polimerizzazione	60
6.4	Effetto dell'angolazione del conduttore ottico	60
7.	Esperienza clinica con il sistema di prodotti 3s PowerCure	61
7.1	Analisi della temperatura della polpa e della risposta infiammatoria all'esposizione radiante di una lampada fotopolimerizzatrice a LED polywave sperimentale	62
7.2	Studio clinico sul sistema di prodotti 3s PowerCure per la terapia di otturazione diretta: report semestrale	66
7.3	Studio clinico sul sistema di prodotti 3s PowerCure 3s - risultati a 6 mesi	69
8.	Riassunto: sistema di prodotti 3s PowerCure	71
9.	Biocompatibilità	72
9.1	Adhese Universal	72
9.2	Tetric PowerFill	73
9.3	Tetric PowerFlow	74
10.	Bibliografia	75

1. Progressi nel restauro diretto

Il costante sviluppo dei materiali restaurativi dentali ha interessato di riflesso anche la tecnologia per la polimerizzazione di questi materiali. I compositi dentali sono stati perfezionati rispetto a qualità, estetica ed efficienza, gli adesivi sono stati ottimizzati in termini di forza di adesione, minor numero di fasi di lavorazione, universalità ed efficienza; le lampade fotopolimerizzatrici sono diventate più potenti, più ergonomiche e più facili da usare. Questa documentazione scientifica descrive il sistema 3S PowerCure che seleziona i prodotti più all'avanguardia in materia di adesivi, compositi diretti e fotopolimerizzazione per creare un sistema coordinato per un'estetica efficiente.

1.1 Innovazione nel campo degli adesivi

Negli ultimi decenni l'odontoiatria adesiva ha conosciuto progressi notevoli e costanti e ha indubbiamente contribuito a rivoluzionare il settore dell'odontoiatria restaurativa.¹ Con l'avvento dei compositi dentali, gli adesivi sono diventati indispensabili nell'odontoiatria restaurativa diretta. Iniziava così l'era dei trattamenti minimamente invasivi: il volume della cavità preparata poteva essere non più grande del tessuto demineralizzato da rimuovere. Questa procedura ha richiesto, naturalmente, lo sviluppo di adesivi smalto-dentinali clinicamente affidabili.

Classificazione e sviluppo degli adesivi

Lo sviluppo degli adesivi ha attraversato diverse fasi tecnologiche, culminate nelle varie generazioni, fasi di lavorazione e tipi di adesivi dentali oggi conosciuti. La classificazione per generazioni non è priva di problemi a causa di incongruenze storiche e tecniche.² Gli adesivi, tuttavia, sono spesso citati dai produttori dentali in termini di generazione, in gran parte in base alla loro introduzione cronologica sul mercato. In alternativa, gli adesivi moderni (dalla terza generazione in poi) sono spesso classificati in base alla tecnica di mordenzatura, ovvero Etch and Rinse o Self-Etch e quindi in base al numero di fasi di lavorazione coinvolte. La tabella 1 propone una panoramica che illustra i diversi metodi di classificazione.

Generazione	Epoca di sviluppo	Meccanismo / Fasi		Descrizione
1	Anni Sessanta	Non più in uso		Mordenzatura del solo smalto; scarsa adesione
2	Anni Settanta			Mordenzatura del solo smalto; adesione migliorata
3	Anni Ottanta e Novanta	Etch and Rinse	Selective-Etch/ Multifase	Selective-Etch su smalto/Etch and Rinse con H3PO4. Dentina condizionata con primer per modificare o rimuovere lo smear layer
4	Anni Novanta		Total-Etch/ Multi-/3 fasi	Total-Etch/Etch and Rinse: primer e adesivo separati
5	Metà anni Novanta		Total-Etch/ 2 fasi	Total-Etch/Etch and Rinse: primer e adesivo combinati
6	Fine anni Novanta	Self-Etch	Self-Etch/ 2 fasi	Self-Etch: mordenzante/primer combinati quindi adesivo idrofobico (Self-Etch/multicomponente).o
7	2000 +		Self-Etch/ 1 fase	Self-Etch: mordenzante, primer e adesivo combinati (Self-Etch/monocomponente)
Universali	2011 +	All-Etch	Total-/Self-/Selective-Etch/ Monofase o a 2 fasi	Procedura Total-Etch o Selective-Etch seguita da adesivo universale o solo adesivo universale in modalità Self-Etch

Tabella 1. Classificazione degli adesivi in base a generazione, tecnica di mordenzatura e numero di fasi cliniche

Adesivi universali

Grazie allo sviluppo degli adesivi, oggi i dentisti hanno a disposizione prodotti più efficaci e più facili da applicare, che riducono inoltre la necessità di scorte. Gli adesivi universali, come Adhese Universal, apparsi sul mercato nel 2011, rappresentano l'attuale stato dell'arte nell'adesione dentale. Forniscono un unico prodotto che copre simultaneamente le numerose fasi necessarie per ottenere un'adesione solida (condizionamento dello smalto, condizionamento della dentina, bagnatura e adesione), combinando un primer acido e una resina adesiva. Sono indicati per procedure sia dirette sia indirette e (per la maggior parte) possono essere utilizzati con qualsiasi tecnica di mordenzatura a seconda della situazione clinica e delle preferenze del dentista.

1.2 Innovazione nel campo dei compositi diretti

I compositi dentali si sono sviluppati parallelamente agli adesivi dentali. Apparsi sul mercato negli anni Sessanta,³ inizialmente venivano utilizzati soprattutto nei settori anteriori, dove le otturazioni in amalgama erano considerate antiestetiche, ma a partire dagli anni Novanta hanno sostituito gradualmente l'amalgama come materiale da otturazione universale. Il successo dei compositi è stato trainato non solo dalla richiesta da parte dei pazienti di materiali da otturazione sempre più estetici, ma anche dal costante sviluppo e miglioramento delle qualità fisiche, estetiche e di manipolazione degli adesivi e dei compositi.

Sviluppo di compositi diretti

Come suggerisce il nome, i compositi sono costituiti da almeno due materiali diversi. Nella maggior parte dei casi, si tratta di riempitivi organici o inorganici, incorporati in una matrice organica. Il primo passo nello sviluppo dei materiali compositi si deve a Bowen che nel 1962 realizzò la sintesi di una formula a base del monomero Bis-GMA riempito con quarzo finemente macinato.³ A quel tempo erano disponibili esclusivamente materiali resinosi bicomponenti polimerizzabili solo chimicamente. Con l'avvento della fotopolimerizzazione furono introdotti sistemi di polimerizzazione a raggi UV⁴ e alla fine degli anni Settanta fu pubblicato il primo report su un materiale dentale da otturazione polimerizzabile con la componente blu della luce.⁵ All'epoca l'uso dei compositi diretti per il restauro di cavità estese nei settori posteriori era limitato a causa degli elevati valori di abrasione e ai problemi di contrazione da polimerizzazione di questi materiali. Così negli anni Ottanta fu introdotta la prima generazione di compositi indiretti (da laboratorio). Questi materiali venivano/vengono modellati e polimerizzati extra-oralmente in unità in grado di erogare intensità di luce/calore più elevate di quanto sarebbe possibile intra-oralmente.

I moderni compositi diretti sono stati applicati per lungo tempo secondo l'insegnamento classico che raccomandava uno spessore massimo dello strato di 2 mm.^{6,7} Questo al fine di ridurre al minimo lo stress da contrazione e di garantire un'adeguata profondità di polimerizzazione. Soprattutto nelle cavità profonde, l'applicazione di tali materiali restaurativi può richiedere molto tempo e il gran numero di strati comporta il rischio non trascurabile di incorporare bolle d'aria.⁸ I compositi bulk-fill più recenti, progettati per otturare cavità estese nei settori posteriori in un unico strato (a seconda della profondità del restauro), rappresentano l'ultimo sviluppo nel settore dei compositi diretti e un cambiamento di paradigma rispetto al tradizionale sistema di applicazione in incrementi di 2 mm. Secondo un sondaggio del 2018 tra i dentisti membri di ACE negli Stati Uniti, il 26% dei restauri posteriori sono oggi realizzati con compositi bulk-fill rispetto al 70% con tecnica incrementale.⁹

Compositi bulk-fill

Tutti i compositi bulk-fill devono presentare una maggiore profondità di polimerizzazione rispetto ai compositi tradizionali, oltre a un basso stress da contrazione, buona integrità marginale, resistenza alle forze masticatorie, adeguato tempo di lavorazione in condizioni di luce ambientale, adeguata radiopacità, buone proprietà di lucidatura ed estetiche. I materiali modellabili (non flowable) possono essere applicati in uno o più incrementi (a seconda della profondità della cavità) e modellati in modo da riprodurre la morfologia del dente naturale. I materiali bulk-fill flowable non sono indicati per otturazioni monostrato, in quanto non sono modellabili in superficie. Devono essere quindi coperti con uno strato di composito convenzionale modellabile o bulk-fill coordinato al fine di modellare le cuspidi e creare una morfologia realistica. I compositi bulk-fill Tetric EvoCeram Bulk Fill (modellabile) e Tetric EvoFlow Bulk Fill (flowable) sono stati realizzati grazie all'incorporazione di Ivocerin, un nuovo fotoiniziatore altamente reattivo a base di germanio. Come gli adesivi universali, i compositi bulk-fill hanno costituito un ulteriore passo avanti nella direzione di un'estetica ottimale in odontoiatria.

1.3 Innovazione nel campo della fotopolimerizzazione

Il costante sviluppo dei materiali restaurativi dentali ha interessato di riflesso anche la tecnologia per la polimerizzazione di questi materiali. La prima lampada fotopolimerizzatrice a raggi UV fu sviluppata negli anni Settanta. Il Dr. Bassoiuny della Turner School of Dentistry di Manchester, Regno Unito, utilizzò il primo composito polimerizzato con luce visibile nel 1976. L'ottimizzazione di un sistema di fotoiniziatori polimerizzanti alla luce visibile fu determinante e richiese l'uso di canforochinone più un co-iniziatore a base di ammine terziarie. Questa combinazione di iniziatori è rimasta inalterata fino ad oggi e la fotopolimerizzazione in generale è ormai parte integrante della moderna odontoiatria. Il successo e la longevità dei materiali attivati dalla luce sono direttamente correlati all'efficacia del processo di fotopolimerizzazione. Le lampade fotopolimerizzatrici a diodi fotoemittenti (LED) dominano oggi il mercato dentale, avendo superato le lampade alogene, le lampade ad arco di plasma (PAC) e le lampade laser. I LED che emettono luce blu, sono stati introdotti in odontoiatria a metà degli anni Novanta e la prima lampada a LED è comparsa sul mercato nel 2000. Molto più efficienti delle precedenti sorgenti luminose, sono leggere e possono essere alimentate a batteria per una facile trasportabilità e facilità d'uso.¹⁰ La maggior parte produce uno spettro di luce relativamente ristretto nell'intervallo di 400-500 nm (con un picco intorno ai 460 nm). Le lampade fotopolimerizzatrici a LED sono diventate sempre più popolari e diverse generazioni coesistono. Sono disponibili in molte varianti: grandi o piccole, con o senza fili, polywave o monowave.

Generazione di lampade a LED

Attualmente sono disponibili tre generazioni di lampade a LED. La prima generazione di LED era caratterizzata da un'emissione luminosa relativamente bassa, di circa 400 mW/cm², mentre la seconda generazione raggiungeva circa 1000 mW/cm². La prima e la seconda generazione di lampade a LED che utilizzavano un solo tipo di LED (tecnologia a un solo picco / monowave) non erano in grado di polimerizzare alcuni materiali compositi a causa delle emissioni di lunghezza d'onda incompatibili con le gamme di lunghezze d'onda richieste dagli iniziatori. Per poter essere polimerizzati con successo, i compositi dovevano contenere il fotoiniziatore canforochinone, mentre altri sistemi di iniziatori come l'ossido di acilfosfina, ad esempio Lucirin TPO, erano controindicati a causa della "incompatibilità" delle lunghezze d'onda. Si trattava di un notevole svantaggio rispetto alle lampade alogene, che emettevano uno spettro di luce più ampio ed erano quindi in grado di polimerizzare compositi contenenti qualsiasi tipo di iniziatori. La terza, e ultima, generazione di lampade a LED presenta spesso una maggiore emissione luminosa e aggira il problema dell'incompatibilità delle lunghezze d'onda utilizzando la tecnologia a doppio picco/picchi multipli, ovvero la tecnologia polywave. Anche se non tecnicamente corretto, il termine tecnologia a banda larga viene talvolta applicato anche a questo gruppo di unità a LED¹¹ che utilizza diversi LED in un'unica lampada fotopolimerizzatrice per coprire uno spettro di emissione più ampio, da 385 a 515 nm circa (cioè uno spettro di emissione simile a quello delle lampade alogene) ma con due o più picchi spettrali. Ciò consente la polimerizzazione di materiali restaurativi che utilizzano iniziatori non a base di canforochinone. Le unità di polimerizzazione di questa generazione sono quindi solitamente in grado di polimerizzare qualsiasi materiale dentale restaurativo.¹² La maggior parte dei prodotti

Bluephase appartiene a questa generazione di lampade. Le unità Bluephase G4 e Bluephase PowerCure ad alta potenza e con funzioni come "Polyvision", annunciano la quarta generazione di lampade fotopolimerizzatrici "polywave".

2. Sistema di prodotti 3s PowerCure

Il sistema di prodotti 3s PowerCure comprende quattro prodotti coordinati: l'adesivo Adhese Universal, i compositi Tetric PowerFill modellabile e Tetric PowerFlow flowable da 4 mm e la lampada fotopolimerizzatrice ad alta potenza Bluephase PowerCure, in grado di polimerizzare l'adesivo e i compositi in soli 3 secondi.

Il sistema di prodotti 3s PowerCure è un sistema dentale aperto, ovvero ogni singolo prodotto copre una gamma di indicazioni standard e di modalità in cui può essere utilizzato. Tuttavia, in quanto sistema di prodotti coordinati, l'uso previsto di 3s PowerCure si riferisce all'impiego dell'insieme di questi prodotti per il restauro diretto di cavità di I o II classe di denti permanenti nei settori posteriori, che consenta una polimerizzazione senza ostacoli dal lato oclusale. Di seguito sono descritti i singoli prodotti e le rispettive interfacce. Per maggiori informazioni su Adhese Universal e Tetric PowerFlow consultare rispettivamente la documentazione scientifica relativa ad Adhese Universal e il Report R&S n. 20.

2.1 Adhese® Universal

Come parte del sistema di prodotti 3s PowerCure, Adhese Universal è un adesivo monocomponente fotopolimerizzabile per restauri diretti nei settori posteriori (I o II classe), polimerizzabile dal lato oclusale.



Fig. 1. Adhese Universal VivaPen nel nuovo design con la striscia arancione, uno dei prodotti del sistema 3s PowerCure.

Adhese Universal può essere applicato con le tecniche Etch and Rinse, Self-Etch o Selective-Etch su smalto. In base alla valutazione della situazione clinica il dentista sceglierà la tecnica di condizionamento dei denti in grado di garantire la massima durata clinica e la soddisfazione del paziente.



Fig.2 a-c: Etch and Rinse



Selective-Etch su smalto



Self-Etch con Adhese Universal

Adhese Universal viene applicato nella cavità e strofinato sulle superfici per almeno 20 secondi. Viene poi disperso con aria compressa priva di olio/umidità fino ad ottenere una pellicola sottile, immobile e lucida, infine viene fotopolimerizzato per 3 secondi con Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure.

Meccanismo di adesione di Adhese Universal

I sistemi adesivi devono stabilire un legame sia con il restauro sia con i tessuti duri dentali. I compositi restaurativi sono costituiti da una matrice idrofobica in cui sono incorporate diverse particelle di riempitivo. I denti sono costituiti da due substrati molto diversi: smalto e dentina. Lo smalto è costituito per il 96% da idrossiapatite e fosfato di calcio cristallino e per il 4% da materiale organico e acqua¹³, mentre la dentina è composta per il 70% da idrossiapatite, per il 20% da collagene e per il 10% da acqua.¹⁴ Lo smalto è quindi un substrato essenzialmente asciutto, mentre la dentina è umida, anche se entrambi possono essere considerati idrofili rispetto ai materiali restaurativi. Gli adesivi devono quindi possedere proprietà sia idrofobe sia idrofile per stabilire un legame sia con il dente sia con i substrati restaurativi. Le prime generazioni di adesivi raggiungevano (e raggiungono tuttora) l'adesione attraverso più fasi di lavorazione in successione. Syntac è un classico esempio di adesivo di terza/quarta generazione, utile per illustrare questo punto.

Fase di lavorazione	Scopo	Syntac (1990)	Adhese Universal (2014)
Condizionamento dello smalto	Esporre il pattern di mordenzatura ritentiva	Total Etch (H ₃ PO ₄)	Adhese Universal
Condizionamento della dentina	Modificare lo smear layer ed esporre collagene e tubuli, infiltrazione e bagnatura idrofila.	Syntac Primer	
Bagnatura	Infiltrare il collagene con resina idrofila. Favorire la transizione tra substrato idrofilo e restauro tramite la creazione di zaffi	Adesivo Syntac	
Adesione	Adesivo idrofobo per creare il legame al restauro mediante copolimerizzazione con il materiale restaurativo	Heliobond	

Tabella 2. Fasi di adesione e meccanismo d'azione: Syntac e Adhese Universal

La matrice di Adhese Universal si basa su una combinazione di monomeri di natura idrofila (idrossietilmetacrilato/HEMA), idrofoba (dimetacrilato decandiolo/D3MA) e intermedia (Bis-GMA). Questa combinazione di proprietà consente ad Adhese Universal di colmare il gap tra il substrato dentale idrofilo e il restauro in resina idrofoba, con diverse condizioni della superficie. Il suo pH relativamente basso (circa 2,5 - 3,0) consente il suo utilizzo come adesivo Self-Etch.

I solventi (acqua/etanolo) e i microriempitivi integrati utilizzati in Adhese Universal sono anch'essi progettati per migliorare la penetrazione nei tubuli dentinali e garantire la formazione di un'affidabile sigillo dentinale mediante uno strato adesivo omogeneo con zaffi resinosi ben finiti. Inoltre, i monomeri acidi contenuti in Adhese Universal innescano una coagulazione delle proteine nel fluido dentinale, contribuendo così alla sigillatura meccanica dei tubuli e alla prevenzione del movimento del fluido, nonché della sensibilità postoperatoria associata a tale movimento. La combinazione di biossido di silicio tixotropico e polimero con gruppi funzionali di acido carbossilico favorisce anche la formazione della pellicola uniforme di Adhese Universal. Durante l'applicazione consigliata mediante frizionatura di 20 secondi, l'adesivo scorre sopra la dentina, penetra al suo interno e la riveste in modo uniforme. La diffusione attraverso lo smear layer favorisce la sigillatura meccanica e quindi la desensibilizzazione.

2.2 Tetric® PowerFill

Tetric PowerFill è un composito fotopolimerizzabile, modellabile, radiopaco, da 4 mm per il restauro diretto nei settori posteriori; può essere fotopolimerizzato nell'intervallo di lunghezze d'onda di 400-500 nm e applicato in strati fino a 4 mm. Tetric PowerFill si basa sull'ormai consolidato composito bulk-fill modellabile Tetric EvoCeram Bulk Fill.

Come prodotto autonomo, Tetric PowerFill è indicato per restauri posteriori di I e II classe (inclusa la sostituzione di singole cuspidi), restauri di V classe, build-up ricostruttivi e restauri di denti decidui. In questi casi, la polimerizzazione convenzionale viene effettuata mediante una lampada fotopolimerizzatrice con una potenza fino a 2000 mW/cm².

Come parte del sistema di prodotti 3s PowerCure, Tetric PowerFill viene applicato dopo la polimerizzazione di 3 secondi di Adhese Universal ed è indicato solo per restauri di denti permanenti nei settori posteriori (I e II classe, compresa la sostituzione di singole cuspidi) quando è possibile una fotopolimerizzazione senza ostacoli dal lato oclusale.



Fig. 3. Rappresentazione schematica di un restauro 3s PowerCure

Ogni strato fino a 4 mm di spessore viene polimerizzato con la lampada Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure. L'utilizzo di questo sistema è controindicato in caso di cavità molto profonde e di carie profonda, in quanto la modalità di polimerizzazione ad alta potenza non è adatta per le zone vicine alla polpa.

Tetric PowerFill è disponibile in tre colori universali: IVA, IVB e IVW. Se sono necessarie riparazioni, Tetric PowerFill può essere applicato direttamente sul materiale polimerizzato, tuttavia, se il restauro è stato pre-lucidato, prima dell'applicazione del materiale composito fresco è necessario irruvidire la superficie con una mola diamantata e umettare con Adhese Universal.

Tetric PowerFill può essere utilizzato da solo come descritto sopra oppure in combinazione con il nuovo composito fluido Tetric PowerFlow. In questi casi Tetric PowerFlow viene applicato in strati fino a 4 mm e poi rifinito con un sottile strato di Tetric PowerFill modellabile per riprodurre la morfologia dei denti naturali.

Sviluppo della composizione

La possibilità di polimerizzare incrementi fino a 4 mm ha determinato un cambiamento di paradigma in odontoiatria. Per anni ha prevalso l'idea che per ottenere un composito affidabile con una contrazione da polimerizzazione minima, il composito dovesse essere applicato in strati di spessore non superiore a 2 mm e che ogni strato dovesse essere fotopolimerizzato singolarmente. Per confutare questa tradizione è stato necessario ripensare i parametri chimici e fisici dei compositi.¹⁵ Tetric EvoCeram Bulk Fill è stato un primo passo in questa direzione. Realizzato con una tecnologia avanzata di riempitivi in composito, contiene un attenuatore dello stress da contrazione a base di prepolimeri, un fotoiniziatore/acceleratore di polimerizzazione (Ivocerin®) e un inibitore della sensibilità alla luce d'ambiente.

Tecnologia dei monomeri

I monomeri, insieme agli iniziatori e ad altri additivi, formano la parte reattiva di un restauro a base di resina. I monomeri compongono la matrice finale del materiale e solitamente costituiscono circa il 12 - 40% della massa di materiale, a seconda delle caratteristiche desiderate. I monomeri di dimetacrilato sono metacrilati con due gruppi di metacrilato polimerizzabile.

Tetric PowerFill contiene gli stessi tre dimetacrilati di Tetric EvoCeram Bulk Fill: Bis-GMA, Bis-EMA e UDMA, più dimetacrilato aromatico e triclodecano dimetanol dimetacrilato.

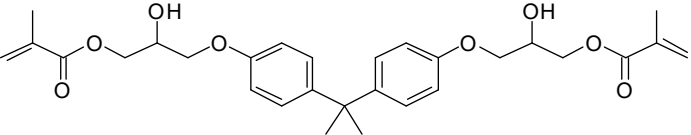
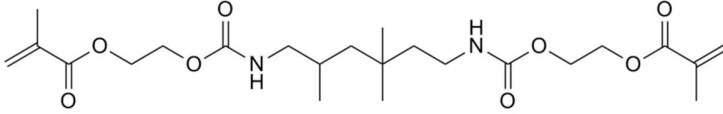
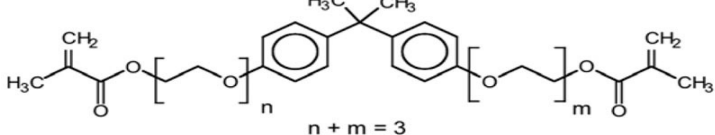
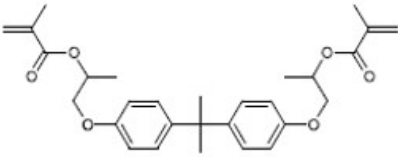
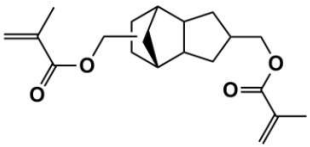
Formula	Monomero
	Bis-GMA Bisfenolo-A-diglicidil-dimetacrilato
	UDMA Uretano dimetacrilato
	Bis-EMA Bisfenolo A Etossilato Dimetacrilato
	Dimetacrilato aromatico Bisfenolo-A-propossilato dimetacrilato
	DCP Triclodecano dimetanol dimetacrilato

Tabella 3. Tabella illustrativa delle formule strutturali dei monomeri utilizzati in Tetric PowerFill.

Come per tutti i compositi, durante il processo di polimerizzazione i monomeri vengono convertiti in una matrice polimerica reticolata. La matrice organica di Tetric PowerFill rappresenta circa il 17% della massa del composito.

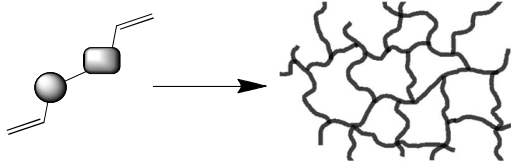


Fig. 4. Rappresentazione schematica dei monomeri reticolanti che, dopo la polimerizzazione, danno luogo ad una rete polimerica.

Il Bis-GMA, componente principale della matrice monomerica, è stato sintetizzato e introdotto per la prima volta all'inizio degli anni Sessanta ed è uno dei monomeri più frequentemente utilizzati. A causa di una propensione all'assorbimento d'acqua, che può portare a gonfiore e discromie, tende ad essere usato in quantità relativamente ridotte e miscelato ad altri metacrilati. L'UDMA presenta una viscosità moderata (inferiore a quella del Bis-GMA), può quindi essere utilizzato non diluito e conferisce forti proprietà meccaniche. Inoltre non ha gruppi idrossilici laterali, ovvero è idrofobo e presenta un basso assorbimento d'acqua. Il DCP è un monomero metacrilato bifunzionale a bassa viscosità, la cui struttura alifatica ciclica garantisce anch'essa forti proprietà meccaniche. Il Bis-GMA, il Bis-EMA e l'UDMA mostrano una bassa contrazione volumetrica da polimerizzazione.

Polimerizzazione ottimale mediante AFCT

La composizione di Tetric PowerFill è stata ulteriormente ottimizzata includendo un reagente (β -allil-solfone) di trasferimento di catena per addizione-frammentazione (AFCT, addition fragmentation chain transfer). Quando Tetric PowerFill viene polimerizzato in soli 3 secondi con la lampada Bluephase PowerCure (3050 mW/cm²), c'è meno tempo per realizzare la polimerizzazione "completa". Per ovviare a questo inconveniente è stato introdotto il reagente AFCT, che funge da strumento di regolazione delle proprietà termiche e meccaniche delle reti di dimetacrilato.¹⁶ La polimerizzazione standard dei monomeri reticolanti può essere descritta come polimerizzazione radicalica con crescita a catena, come rappresentato nello schema seguente.

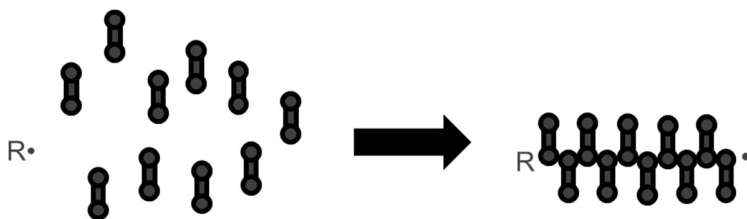


Fig. 5. Aggiunta di metacrilato (formazione di catene lunghe) dovuta all'attacco di doppi legami da parte dei radicali.

Può portare a materiali con un'architettura di rete incontrollata e disomogenea¹⁶. La rapida crescita di numerose catene polimeriche può portare ad un punto di gelificazione precoce, che limita fortemente la flessibilità e la reattività della matrice. Gorsche et al. hanno dimostrato che l'aggiunta di un reagente AFCT alle formule monomeriche ha migliorato la conversione del doppio legame producendo una rete polimerica più omogenea.

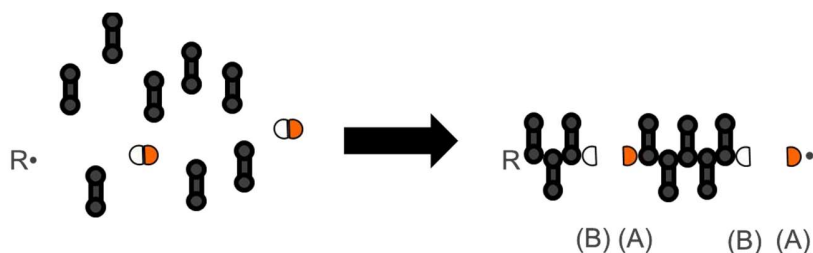


Fig. 6. Aggiunta di metacrilato con AFCT (formazione di catene corte) e trasferimento di catena

Questo è possibile perché il reagente AFCT incanala una reazione incontrollata di polimerizzazione radicalica con crescita a catena verso una reazione di polimerizzazione con crescita a stadi.¹⁶ Durante la polimerizzazione standard, i fotoiniziatori eccitati creano radicali che attaccano i doppi legami dei monomeri con conseguente aggiunta di metacrilato (vedere Figura 5). In Tetric PowerFill, i radicali possono potenzialmente attaccare sia un doppio legame di metacrilato di un monomero, con conseguente aggiunta di metacrilato, sia il doppio legame di un β -allil-solfone con conseguente trasferimento di catena (vedere Figura 6). Nel caso di trasferimento di catena, la catena dei radicali in crescita viene terminata formando un radicale intermedio che subisce una frammentazione e forma un radicale solfonico (A) e un nuovo doppio legame (B). La formazione successiva di catene più corte è favorita rispetto alla normale crescita di radicali a catena lunga, che determina un punto di gelificazione ritardato e una rete più omogenea.¹⁶

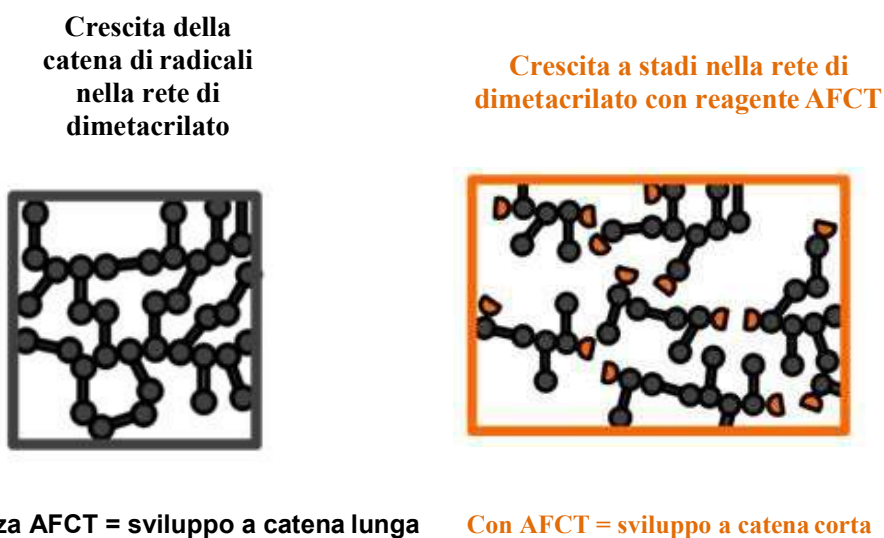


Fig. 7. Modelli semplificati di architettura di crescita della rete con e senza AFCT

I reagenti AFCT consentono quindi un certo controllo sul processo di polimerizzazione radicalica. È stato suggerito che i materiali risultanti devono presentare un ridotto stress da contrazione, una maggiore conversione e una maggiore tenacità.¹⁷ Tali effetti sono particolarmente vantaggiosi quando sono necessari tempi di polimerizzazione più brevi.

Tecnologia dei riempitivi

I riempitivi sono responsabili dell'elevata resistenza e della bassa usura dei materiali restaurativi. Grazie a tali caratteristiche questi ultimi sono in grado di resistere alle sollecitazioni e alle tensioni della cavità orale, per ottenere una durata clinica accettabile e proprietà di lucidatura favorevoli. Sulla base della tecnologia dei compositi clinicamente testati, Tetric EvoCeram e Tetric EvoCeram Bulk Fill, Tetric PowerFill utilizza riempitivi inorganici: vetrosilicato di bario e alluminio, un isoriempitivo, fluoruro di itterbio e un ossido misto sferoidale, per un contenuto complessivo di riempitivo di circa il 79%.

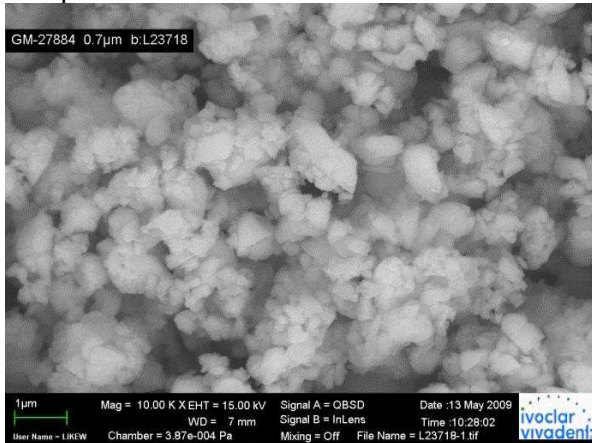


Fig. 8a. Vetrosilicato di bario e alluminio

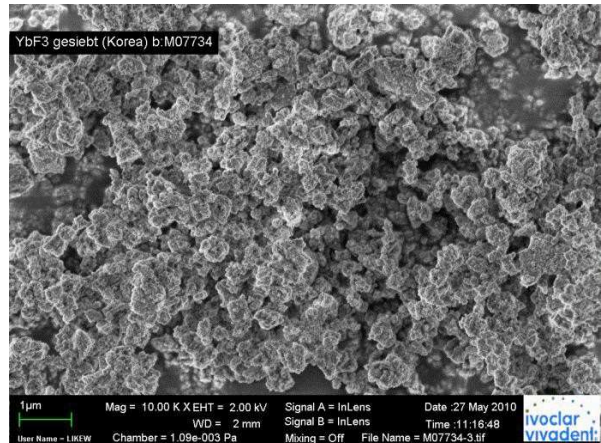


Fig. 8b. Trifluoruro di itterbio

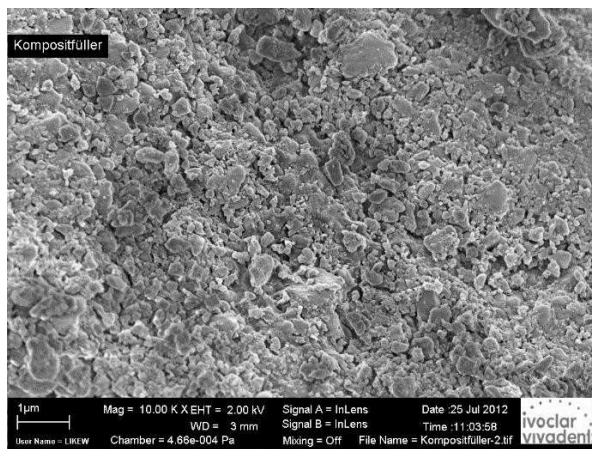


Fig. 8c. Isoriempitivo: attenuatore dello stress da contrazione



Fig. 8d. Ossido misto sferoidale

Il vetrosilicato di bario e alluminio con due diverse dimensioni medie delle particelle conferisce forza al composito. L' "isoriempitivo" è un copolimero composto da dimetacrilati polimerizzati, riempitivo vetroso e fluoruro di itterbio ed è fondamentale per ridurre la contrazione e lo stress da contrazione (vedere sotto). Il fluoruro di itterbio conferisce un'elevata radiopacità ed è in grado di rilasciare fluoruro. L'ossido misto sferoidale fornisce la base per ridurre l'usura e ottenere una consistenza favorevole. Le particelle sferiche riducono al minimo gli effetti di ispessimento dei riempitivi, in quanto forniscono il massimo volume con la più piccola superficie possibile. Le particelle primarie (corpi singoli) e secondarie (agglomerati) si combinano per formare la consistenza ideale. L'ossido misto offre anche vantaggi estetici, in quanto l'indice di rifrazione è coordinato con quello della matrice (polimero), il che significa che la luce può

passare attraverso il mezzo (restauro) senza ostacoli. Il risultato sono restauri praticamente indistinguibili dalla struttura dentale circostante.

Attenuatore dello stress da contrazione

Le resine composite si contraggono durante la polimerizzazione. Questa è la motivazione originale alla base della modalità di applicazione e polimerizzazione dei compositi con incrementi di 2 mm. Tetric PowerFill è un composito bulk-fill progettato per l'applicazione con incrementi fino a 4 mm, il che consente di ridurre al minimo la contrazione da polimerizzazione. I problemi associati alla contrazione da polimerizzazione comprendono discromie marginali, formazione di fessura marginale, carie secondarie, fessurazioni e ipersensibilità. Tetric PowerFill utilizza lo stesso isoriempitivo brevettato (parzialmente funzionalizzato con silani) di Tetric EvoCeram Bulk Fill. Le immagini seguenti ne illustrano il meccanismo:

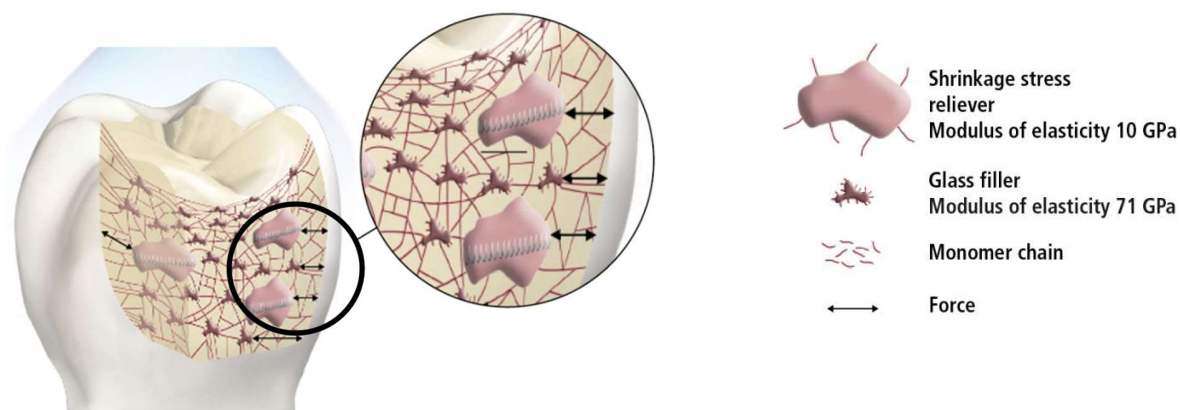


Fig.9. Rappresentazione schematica dell'attenuatore dello stress da contrazione (isoriempitivo) in un Restauro Tetric Power Fill che agisce come una molla riducendo lo stress all'interno del restauro.

Quando il composito viene polimerizzato, le catene monomeriche posizionate sui riempitivi insieme ai silani iniziano un processo di reticolazione e le forze tra i singoli riempitivi entrano in gioco esercitando una sollecitazione sulle pareti della cavità. Questa sollecitazione è influenzata sia dalla contrazione volumetrica sia dal modulo di elasticità del composito. Un alto modulo di elasticità indica inelasticità mentre un basso modulo di elasticità indica una maggiore elasticità. Grazie al suo basso modulo di elasticità (10 GPa), l'attenuatore dello stress da contrazione all'interno di Tetric PowerFill agisce come una molla (espandendosi leggermente man mano che le forze tra i riempitivi crescono durante la polimerizzazione) tra i riempitivi vetrosi standard dotati di un modulo elastico più alto (71 GPa). Come risultato, questi isoriempitivi sono in grado di adattarsi alle sollecitazioni di trazione che si verificano durante la polimerizzazione.¹⁸ I silani legati alle particelle di riempitivo migliorano il legame tra riempitivo inorganico (particelle di vetro e quarzo) e matrice monomerica, in quanto sono in grado di stabilire un legame chimico tra la superficie vetrosa e la matrice. Infine, la contrazione volumetrica e lo stress da contrazione in Tetric PowerFill sono ridotti durante la polimerizzazione, consentendo di posizionare incrementi fino a 4 mm garantendo al tempo stesso un ottimo sigillo marginale.

Tecnologia di polimerizzazione

La “presa” dei compositi fotopolimerizzabili avviene grazie alla polimerizzazione dei radicali liberi. I fotoni emessi dalla lampada fotopolimerizzatrice vengono assorbiti dalle molecole del fotoiniziatore. L'energia assorbita eccita le molecole. Nel loro stato attivo si formano radicali (se sono presenti uno o più attivatori), il che innesca la polimerizzazione. Le molecole dell'iniziatore possono tuttavia assorbire solo i fotoni di una specifica gamma spettrale. Poiché i consueti materiali in resina sono polimerizzati con luce blu visibile, gli iniziatori fotoassorbenti utilizzati hanno un colore giallo intrinseco, perché il giallo è il colore complementare della luce blu. Durante la polimerizzazione, il colore giallo in gran parte scompare. Quanto più un materiale è scuro e/o opaco, tanto più superficiale risulterà la polimerizzazione, perché minore sarà la luce in grado di raggiungere gli iniziatori all'interno del composito. Spesso non è possibile polimerizzare in modo affidabile gli incrementi di un certo spessore, a meno che il materiale non sia altamente traslucido o contenga quantità limitate di riempitivi foto-rifrangenti. I sistemi di iniziatori convenzionali da soli non sono in grado di polimerizzare in modo affidabile incrementi superiori a 2 mm. Tetric PowerFill utilizza quindi i fotoiniziatori canforochinone e Ivocerin.

Il canforochinone usato insieme ad un'ammina aromatica terziaria (come coiniziatore per la polimerizzazione accelerata) è ampiamente usato nella sintesi dei polimeri. Il canforochinone ha uno spettro di assorbimento della luce compreso tra 410 nm e 500 nm circa, con un picco massimo di 470 nm nell'intervallo di lunghezza d'onda della luce blu.

Ivocerin è un fotoiniziatore recentemente sviluppato da Ivoclar Vivadent. Questo derivato del dibenzoile germanio è stato introdotto per la prima volta con i compositi bulk-fill Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric EvoFlow Bulk Fill, che possono essere entrambi applicati e polimerizzati con incrementi fino a 4 mm. Presenta uno spettro di assorbimento della luce compreso tra 370 nm e 460 nm circa, con una sensibilità di picco intorno a 410 nm circa all'interno dell'intervallo di lunghezza d'onda della luce viola. Ivocerin assorbe la luce ad una gamma di lunghezze d'onda superiore a quella dell'ossido di acilfosfina (vedere paragrafo 1.3, Generazioni di lampade a LED), e può quindi essere attivato da tutte le lampade alogene e a LED disponibili in commercio.

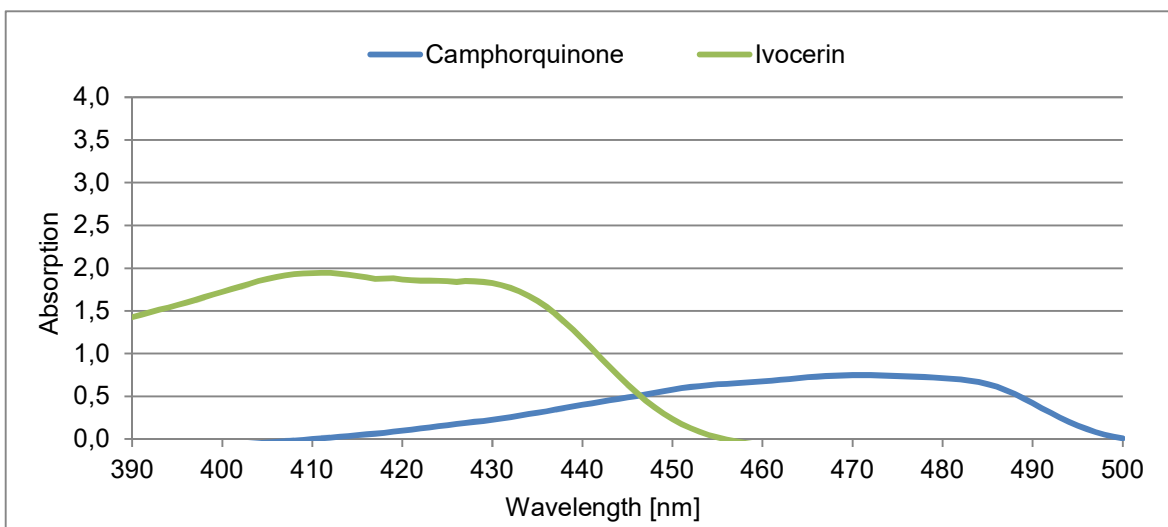


Fig. 10. Spettri di assorbimento di canforochinone e Ivocerin. R&S Ivoclar Vivadent 2012

Tetric PowerFill può quindi essere polimerizzato con luce blu nell'intervallo di lunghezza d'onda di circa 400-500 nm. Anche l'introduzione della tecnologia Aessencio (vedere paragrafo 2.3), che riduce la traslucenza del composito dal 25% al 17% circa durante la polimerizzazione, ha contribuito a migliorare la profondità di polimerizzazione, consentendo una maggiore penetrazione iniziale della luce. L'effetto della tecnologia Aessencio è più pronunciato nel composito flowable Tetric PowerFlow.

Ivocerin e profondità di polimerizzazione

Ivocerin è caratterizzato da un elevato coefficiente di assorbimento che consente di aumentare il rendimento quantistico. Questo significa che Ivocerin è molto più reattivo alla luce rispetto, ad esempio, al canforochinone, e consente una polimerizzazione più rapida e profonda del materiale. L'uso di Ivocerin come "acceleratore della polimerizzazione" permette inoltre di impostare la traslucenza su un valore simile a quello dello smalto, intorno al 17%. La profondità di penetrazione della luce è sufficiente a consentire la polimerizzazione di Tetric PowerFill in incrementi di 4 mm e, a differenza di Tetric EvoCeram Bulk Fill, questo è possibile in soli 3 secondi con una radianza adeguata.



Fig. 11. Rappresentazione schematica della polimerizzazione a 4 mm di Tetric PowerFill con Ivocerin

Oltre a consentire un processo di polimerizzazione più rapido grazie alla maggiore reattività, i compositi contenenti Ivocerin presentano un eccellente comportamento di sbiancamento (dal colore giallo iniziale) e richiedono una concentrazione di fotoiniziatori notevolmente inferiore per ottenere proprietà meccaniche comparabili. Questo significa che le proprietà di accelerazione della polimerizzazione di Ivocerin possono essere utilizzate senza influire negativamente sulle proprietà ottiche di colore delle masse con traslucenza simile allo smalto.

Inibitore della sensibilità alla luce d'ambiente

Un composito che viene applicato in incrementi di 4 mm e successivamente modellato, deve poter

garantire un tempo di lavorazione sufficiente prima che il processo di polimerizzazione abbia inizio. Poiché i compositi dentali contengono fotoiniziatori che reagiscono alla luce blu, sia la luce d'ambiente sia le lampade operatorie dentali (che contengono luce blu) sono in grado di innescare una polimerizzazione precoce. In particolare l'inclusione dell'Ivocerin altamente reattivo rende indispensabile un filtro/inibitore della sensibilità alla luce d'ambiente. Tetric PowerFill contiene lo stesso filtro/inibitore della sensibilità alla luce d'ambiente brevettato utilizzato in Tetric EvoCeram Bulk Fill, che garantisce un tempo di lavorazione di oltre tre minuti, in condizioni di luce definite di 8000 lux. È importante notare che, mentre lo stabilizzatore/inibitore ritarda il processo di polimerizzazione in presenza di luce blu "di bassa intensità", esso non compromette l'indurimento del materiale esposto alla luce blu di intensità elevata di una lampada fotopolimerizzatrice.

2.3 Tetric® PowerFlow

Tetric PowerFlow è un composito bulk-fill fotopolimerizzabile, fluido, radiopaco, per il restauro diretto di denti posteriori. È identico a Tetric EvoFlow Bulk Fill. Pensato per i dentisti che preferiscono un materiale fluido per restauri estesi, Tetric PowerFlow viene applicato come strato iniziale in incrementi fino a 4 mm nei restauri di I e II classe e quindi ricoperto con uno strato superficiale di composito modellabile compatibile. Come il Tetric PowerFill, viene polimerizzato con una luce nell'intervallo di lunghezza d'onda da 400 a 500 nm.

Come prodotto autonomo, polimerizzato con una lampada fotopolimerizzatrice convenzionale con un'intensità luminosa/radianza fino a 2000 mW/cm², può essere utilizzato come primo incremento in restauri di I o II classe di denti posteriori permanenti o per il restauro di denti decidui. Può quindi essere ricoperto con un composito universale o per settori posteriori come Tetric EvoCeram, Tetric EvoCeram Bulk Fill o il nuovo Tetric PowerFill.

Come parte del sistema di prodotti 3s PowerCure, Tetric PowerFlow (come Tetric PowerFill) è indicato solo per il restauro di denti permanenti nei settori posteriori (I e II classe) quando fotopolimerizzato dal lato oclusale. L'utilizzo di questo sistema è controindicato in caso di cavità molto profonde e di carie profonda, perché questa modalità di polimerizzazione non è adatta per le zone vicine alla polpa. Per la polimerizzazione in 3 secondi, la lampada Bluephase PowerCure viene utilizzata in modalità 3s Cure. Tetric PowerFlow viene applicato in bulk, polimerizzato per 3 secondi e ricoperto con uno strato di Tetric PowerFill, che viene a sua volta polimerizzato per 3 secondi. Tetric PowerFlow può anche essere applicato come liner iniziale, ad esempio prima di un incremento in bulk di Tetric PowerFill. Tetric PowerFlow e Tetric PowerFill sono coordinati cromaticamente e sono disponibili negli stessi tre colori universali: IVA, IVB e IVW.

Composizione

Tetric PowerFlow è identico a Tetric EvoFlow Bulk Fill ed è chimicamente simile al suo omologo Tetric PowerFill, contenente riempitivi e monomeri analoghi. In quanto materiale fluido, la matrice monomerica comprende una percentuale maggiore (circa il 34%) di composito rispetto al Tetric PowerFill modellabile (più viscoso) (circa il 18%). Il contenuto di riempitivi è di conseguenza leggermente inferiore, rappresentando circa il 71% (contro il 79%) del materiale. Tetric PowerFlow utilizza lo stesso sistema di iniziatori canforochinone/ammina e Ivocerin di Tetric PowerFill, lo stesso attenuatore dello stress da contrazione e lo stesso filtro/inibitore della sensibilità alla luce d'ambiente (vedere il paragrafo 2.2 relativo a Tetric PowerFill). Grazie al suo maggiore contenuto di monomero e alla conseguente minore durezza superficiale rispetto ai compositi modellabili, Tetric PowerFlow viene sempre ricoperto con uno strato finale di composito ad alta viscosità/modellabilità.

Tecnologia Aessencio

Tetric PowerFlow incorpora la tecnologia Aessencio che permette un aumento dell'opacità (diminuzione della traslucenza) del composito durante la polimerizzazione. Allo stato non polimerizzato, la traslucenza di Tetric PowerFlow è di circa il 28%. Questo consente alla luce blu di penetrare nel composito e di iniziare la polimerizzazione in profondità. Dopo la polimerizzazione,

Tetric PowerFlow acquisisce una traslucenza bassa, inferiore al 10%, simile a quella della dentina naturale¹⁸, che consente di mascherare le discromie della struttura dentale.

Le immagini seguenti illustrano questo effetto utilizzando campioni di Tetric PowerFlow su uno sfondo a strisce, prima e dopo la polimerizzazione.

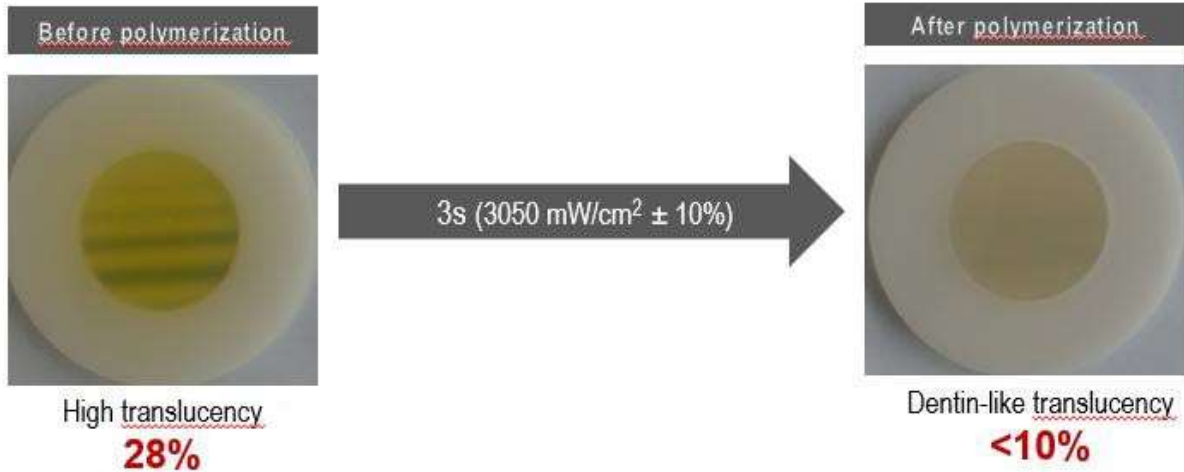


Fig. 12. Dimostrazione della tecnologia Aessencio in Tetric PowerFlow su uno sfondo a strisce.

La combinazione tra la tecnologia Aessencio e l'acceleratore della polimerizzazione Ivocerin permette di superare l'apparente contraddizione tra elevata profondità di polimerizzazione e traslucenza simile alla dentina. La modifica della traslucenza è determinata dalla variazione dell'indice di rifrazione che si verifica quando il monomero non polimerizzato viene convertito in una matrice polimerica.¹⁸ L'indice di rifrazione viene definito come segue:

$$\text{Refraction} = n = \frac{c_0}{c_M} = \frac{\text{Speed of light in vacuum}}{\text{Speed of light in the medium}}$$



Fig. 13. Equazione per il calcolo dell'indice di rifrazione e illustrazione della rifrazione del raggio laser all'ingresso e all'uscita dal materiale.

L'indice di rifrazione caratterizza una proprietà ottica (non dimensionale) di un materiale. Determina il grado di deviazione o di rifrazione del raggio di luce che penetra nel materiale. Ogni sostanza ha un proprio indice di rifrazione. L'indice di rifrazione può essere determinato per ogni materiale costitutivo di un composito. Per semplicità, alla miscela monomerica viene assegnato un unico indice di rifrazione in base ai suoi componenti. Anche ogni singolo riempitivo possiede

un proprio indice di rifrazione. Durante il processo di polimerizzazione, in cui gli iniziatori formano radicali e i radicali reagiscono con i monomeri per creare una rete polimerica, l'indice di rifrazione aumenta. La luce viene rifratta in modo diverso quando attraversa un composito polimerizzato rispetto a quando attraversa una miscela non polimerizzata; questo ne altera le proprietà ottiche. In questo caso l'indice di rifrazione della matrice è cambiato, ma gli indici dei singoli riempitivi rimangono inalterati.¹⁸

Questo processo di variazione dell'indice di rifrazione dopo la polimerizzazione può essere sfruttato in modo ideale quando l'obiettivo è quello di raggiungere una buona profondità di polimerizzazione in materiali applicati con incrementi di grande spessore. A tal fine, l'indice di rifrazione della miscela monomerica non polimerizzata viene coordinato con gli indici di rifrazione dei riempitivi. Il risultato è una pasta altamente traslucida. Quando il composito polimerizza, la luce può viaggiare attraverso l'otturazione traslucida senza ostacoli. Grazie all'iniziatore altamente reattivo Ivocerin, il materiale polimerizza rapidamente ed efficacemente, anche in profondità, a livello dell'interfaccia con la struttura dentale. Con l'avanzare della polimerizzazione, la traslucenza diminuisce e il composito diventa più opaco. Questa ridotta traslucenza conferisce a Tetric PowerFlow un'opacità simile a quella della dentina e la capacità di mascherare le discromie.

Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow sono il risultato di una miscela coordinata e ottimizzata di matrice monomerica e riempitivi. Tetric PowerFlow è il complemento perfetto di Tetric PowerFill; i due prodotti sono coordinati in termini di traslucenza (analoga a quella della dentina e dello smalto rispettivamente), colore e manipolazione.

2.4 Bluephase® PowerCure

Bluephase PowerCure è una moderna lampada fotopolimerizzatrice a LED di quarta generazione (4G), ad alta potenza, polywave e senza fili, che rappresenta lo stato dell'arte assoluto in fatto di polimerizzazione dentale. L'unità offre quattro programmi di polimerizzazione o intensità luminosa variabile, con diversi tempi di polimerizzazione per diverse indicazioni:

Il programma **PRE** (PreCure) emette un'intensità luminosa di $950 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$ e viene utilizzato per una brevissima polimerizzazione iniziale di cementi compositi adesivi come Variolink Esthetic, al fine di facilitare la rimozione del materiale in eccesso. Il programma è pre-impostato per durare solo due secondi.

Il programma **H** (High Power) emette un'intensità luminosa di $1200 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$ con tempi di polimerizzazione selezionabili di 5, 10 o 20 secondi, in base alla necessità.

Il programma **T** (Turbo) emette una maggiore intensità luminosa di $2100 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$ con un tempo di polimerizzazione fisso di 5 secondi.

Il programma **3s** (modalità 3s Cure) emette la massima intensità luminosa a $3050 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$ con un tempo di polimerizzazione fisso di 3 secondi.



Fig. 14. Lampada fotopolimerizzatrice Bluephase PowerCure

L'unità Bluephase PowerCure, con i suoi quattro diversi programmi di intensità luminosa, può essere utilizzata con tutti i materiali dentali fotopolimerizzabili nell'intervallo di lunghezze d'onda di 385-515 nm, a condizione che vengano rispettate le istruzioni per l'uso del produttore.

2.4.1 Modalità 3s Cure



Bluephase PowerCure è un'unità universale indicata per la polimerizzazione di compositi e adesivi. Tuttavia, l'avanguardistica modalità 3s Cure, con un'intensità luminosa di 3050 mW/cm² è idonea solo per la polimerizzazione occlusale di restauri diretti di I o II classe nei settori posteriori, quando è possibile garantire un posizionamento ideale della lampada sul composito. La modalità 3s Cure non è indicata in caso di cavità profonde/carie profonda.

La modalità 3s Cure va utilizzata in combinazione con Adhese Universal, Tetric PowerFlow e Tetric PowerFill. Ogni strato di prodotto viene polimerizzato in 3 secondi. Come nel caso di tutte le lampade fotopolimerizzatrici ad alte prestazioni, l'alto livello di radianza si traduce nello sviluppo di una certa quantità di calore. La modalità 3s Cure può quindi essere attivata in successione diretta solo due volte. Dopo due cicli di polimerizzazione, è necessaria una pausa di 30 secondi prima di poter procedere al ciclo di polimerizzazione successivo. Si tratta di una precauzione di sicurezza per evitare potenziali danni alla polpa o alle mucose causati dalla sovraesposizione di uno stesso dente. La limitazione della polimerizzazione occlusale sui restauri di I o II classe prevede anche la protezione gengivale. Se non è possibile evitare l'esposizione dei tessuti molli, si raccomanda l'utilizzo di un programma di intensità inferiore.

2.4.2 Tecnologia Polywave

Come precedentemente accennato, Bluephase PowerCure è caratterizzata dalla tecnologia polywave, che consiste nell'uso di LED ad emissione di luce blu e violetta, con uno spettro di lunghezza d'onda compreso fra 385 e 515 nm con due picchi spettrali a circa 410 nm e 460 nm.

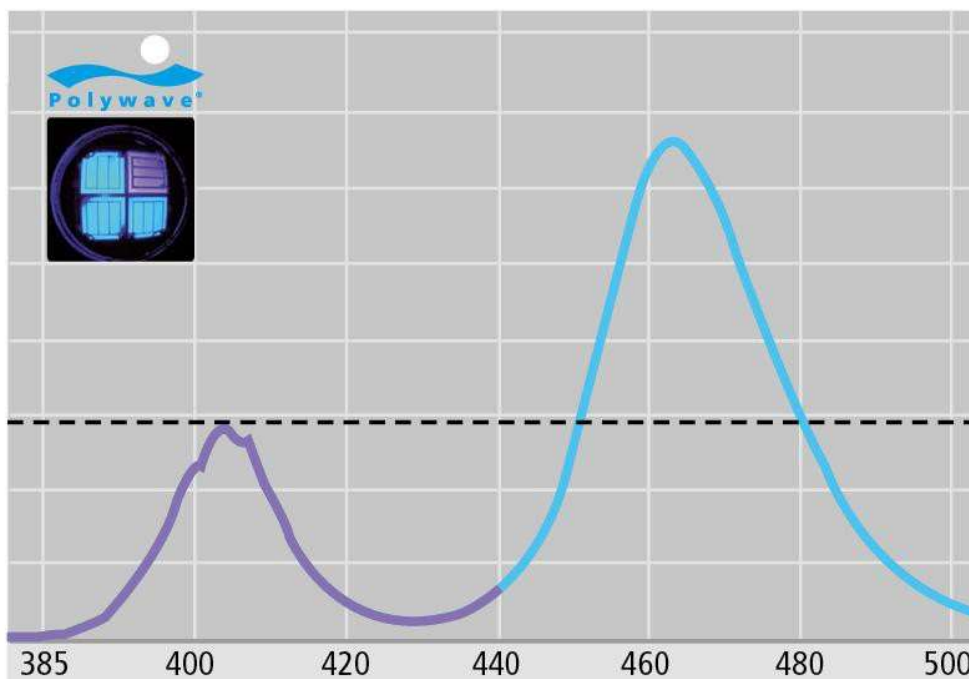


Fig. 15. LED a luce blu e violetta e relativi spettri di lunghezza d'onda che illustrano la tecnologia a doppio picco/polywave

A differenza della lampada fotopolimerizzatrice Bluephase Style (polywave) che utilizza due LED a luce blu e un LED a luce violetta, le lampade Bluephase G4 e Bluephase PowerCure impiegano tre LED a luce blu e uno a luce violetta. La figura seguente illustra lo spettro luminoso con doppio picco misurato con lo spettrometro.

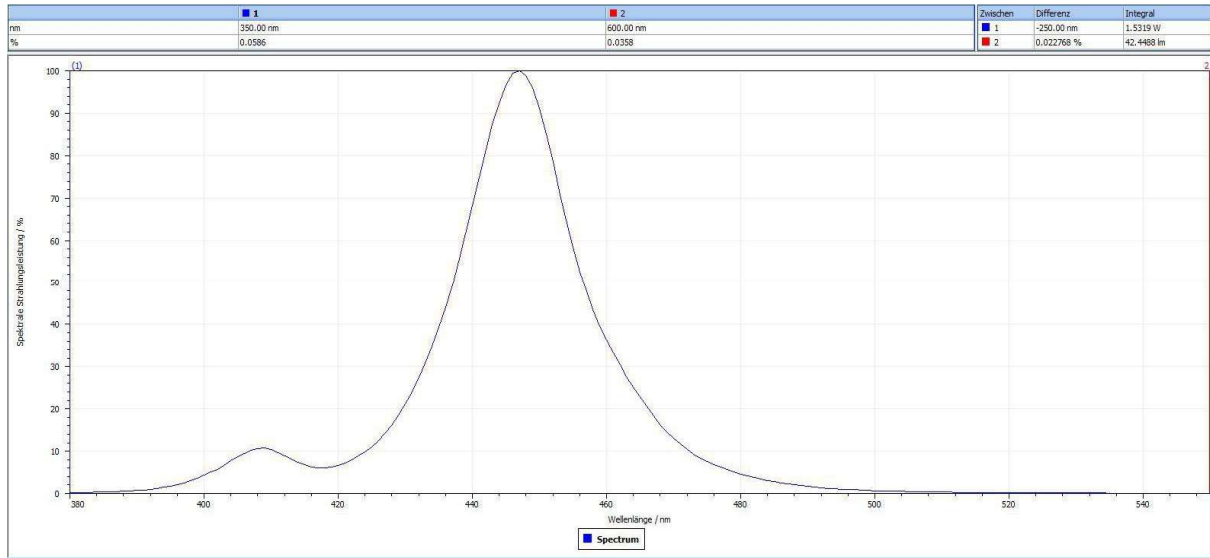


Fig. 16. Spettro a doppio picco del programma 3s Cure di Bluephase PowerCure, misurato mediante lo spettrometro CAS 140 CT.

Intensità luminosa/radianza e dosaggio

L'intensità luminosa/radianza si misura al meglio utilizzando una sfera di Ulbricht. Misurando la luce emessa dal conduttore ottico è possibile determinare l'esatta potenza di emissione in mW. Filtri appropriati assicurano che venga misurata solo la luce nella gamma di lunghezza d'onda effettiva e l'intensità luminosa in mW/cm² viene calcolata in base alla superficie della finestra di emissione del conduttore ottico.

$$\frac{\text{Power [mW]}}{\text{Surface Area [cm}^2\text{]}} = \text{Irradiance [mW/cm}^2\text{]}$$

Fig. 17. Calcolo della radianza

Secondo il principio "Total Energy" (energia totale), il processo di polimerizzazione fotoindotta dipende dall'energia ed è fondamentalmente determinato dal rapporto tra intensità luminosa e tempo di polimerizzazione. Pertanto, un tempo di polimerizzazione di 10 secondi con un'intensità luminosa/radianza di 1200 mW/cm² si traduce in una dose di 12.000 mWs/cm².

$$\frac{\text{Dose}}{\text{Irradiance}} = \text{Curing Time}$$

Fig. 18. Calcolo dell'energia totale

Logicamente, quanto maggiore è l'intensità della luce polimerizzante, tanto più breve sarà il tempo di polimerizzazione necessario.

Le seguenti lampade fotopolimerizzatrici Bluephase producono una polimerizzazione sufficiente se utilizzate sul materiale composito appropriato, con i seguenti tempi di polimerizzazione:

	Bluephase Style Modalità HIGH	Bluephase Style 20i Modalità TURBO	Bluephase PowerCure Modalità 3s Cure
Dose (mWs/cm²)	12000	10000	9150
Radianza (mW/cm²)	1200	2000	3050
Tempo di polimerizzazione (s)	10	5	3

Tabella 4. Calcolo della dose secondo il principio "Total Energy" quando si utilizzano lampade di diversa intensità.

Una dose di circa 9000 mWs/cm² è risultata sufficiente per polimerizzare incrementi fino a 4 mm di Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow.

2.4.3 Conduttore ottico

Il conduttore ottico ha una grande influenza sull'efficienza delle lampade fotopolimerizzatrici. Se una lampada fotopolimerizzatrice è progettata senza conduttore ottico, ma è dotata di un LED montato anteriormente alla finestra di emissione del fascio luminoso, gran parte della radianza viene persa a causa della diffusione a una certa distanza dal materiale da polimerizzare. I conduttori ottici, costituiti da barrette in fibra di vetro per la trasmissione della luce, si sono dimostrati particolarmente efficaci nel ridurre le perdite causate dalla diffusione. I conduttori ottici possono essere a pareti parallele o conici, nel qual caso la finestra di emissione è più piccola del diametro dello stelo del conduttore ottico. Il conduttore ottico di Bluephase PowerCure è leggermente conico, con un diametro decrescente da 10 mm a 9 mm. Il conduttore ottico di Bluephase Style 20i è lievemente più conico, con un diametro decrescente da 10 mm a 8 mm. La Bluephase Style è invece dotata di un conduttore ottico a pareti parallele con diametro da 10 mm.

La conicità consente di concentrare la luce su una superficie più piccola, ottenendo un'elevata densità di potenza, ovvero una maggiore intensità luminosa/radianza per superficie. Ciò consente di risparmiare energia aumentando la capacità di radianza e riducendo i tempi di polimerizzazione. Se la conicità è estrema, tuttavia, ad esempio, da 13 mm a 8 mm, questo può avere un effetto negativo sulle caratteristiche di dispersione della luce. L'angolo di dispersione si allarga e l'intensità luminosa diminuisce più rapidamente all'aumentare della distanza dal composito da polimerizzare. Questo è un problema che riguarda soprattutto le unità di polimerizzazione in cui il LED è montato anteriormente alla finestra di emissione del fascio luminoso. Il conduttore ottico con conicità minima, da 10 a 9 mm di Bluephase PowerCure ottimizza la radianza riducendo al minimo la diffusione. Le immagini sottostanti illustrano ulteriormente le caratteristiche di diffusione della luce delle lampade fotopolimerizzatrici con conduttori ottici di forma diversa o differenti posizioni dei LED.



Fig. 19a. Ampia diffusione della luce quando il LED è montato anteriormente.



Fig. 19b. Diffusione della luce di un conduttore ottico con conicità molto accentuata ($13 > 8$ mm)



Fig. 19c. Diffusione omogenea della luce di un conduttore ottico a pareti parallele

Conduttori ottici e distanza di polimerizzazione

Tuttavia, non è sempre possibile evitare le distanze di polimerizzazione nelle routine giornaliere, ad esempio nel caso di cavità profonde o di cementi compositi da polimerizzare attraverso un restauro ceramico. Price et al,¹⁹ hanno riferito che l'intensità luminosa/radianza di un conduttore ottico a pareti parallele si riduce al 50% della sua piena intensità a una distanza di 6 mm, mentre nel caso di un conduttore ottico conico l'intensità luminosa/radianza si riduce al solo 23% della sua piena intensità a parità di distanza.

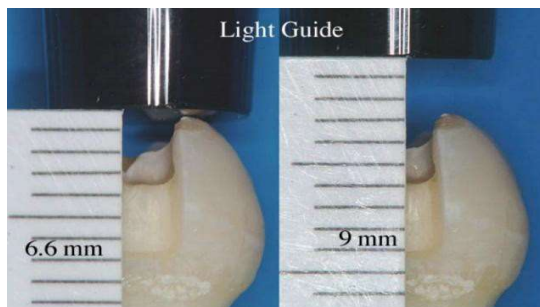


Fig. 20. Illustrazione delle distanze tra conduttore ottico e materiale composito da polimerizzare.

R. Price, Università di Dalhousie, Halifax, Canada

Il grafico sottostante mostra la perdita di potenza di Bluephase PowerCure ($10 > 9$ mm) rispetto a Bluephase Style 20i ($10 > 8$ mm) e Bluephase Style (10 mm a pareti parallele) dalla massima emissione luminosa iniziale per ogni lampada, impostata al 100%. La perdita è rappresentata con una distanza crescente (fino a 10 mm) dal materiale, misurata con una sfera di Ulbricht.

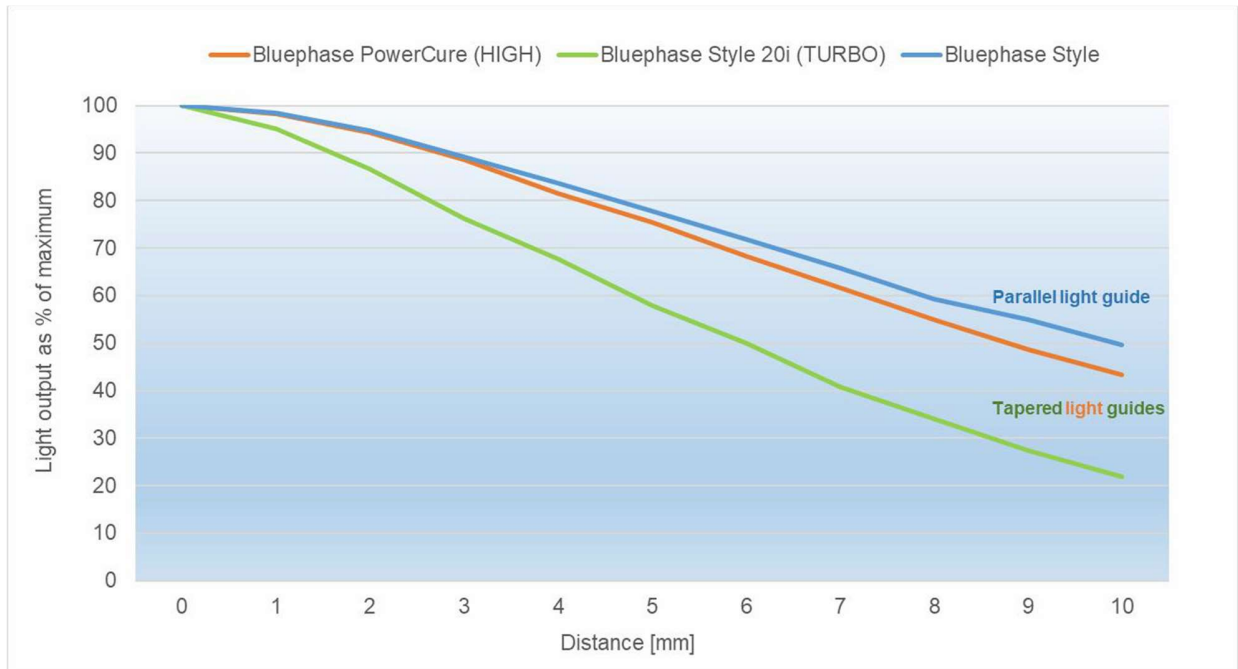


Fig. 21. Potenza luminosa normalizzata di varie unità di polimerizzazione Bluephase con conduttori ottici a pareti parallele e conici: riduzione percentuale della potenza massima a varie distanze. R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2016, 2018

Bluephase Style con il suo conduttore ottico a pareti parallele da 10 mm, presenta l'emissione luminosa in assoluto meno ridotta. Bluephase PowerCure, con il suo conduttore ottico leggermente conico, presenta una perdita solo leggermente superiore, che diventa evidente solo oltre una distanza di circa 5 mm.

Il diagramma seguente illustra la perdita di potenza luminosa a una distanza crescente per Bluephase PowerCure (vedere la linea arancione), rispetto a varie lampade della concorrenza.

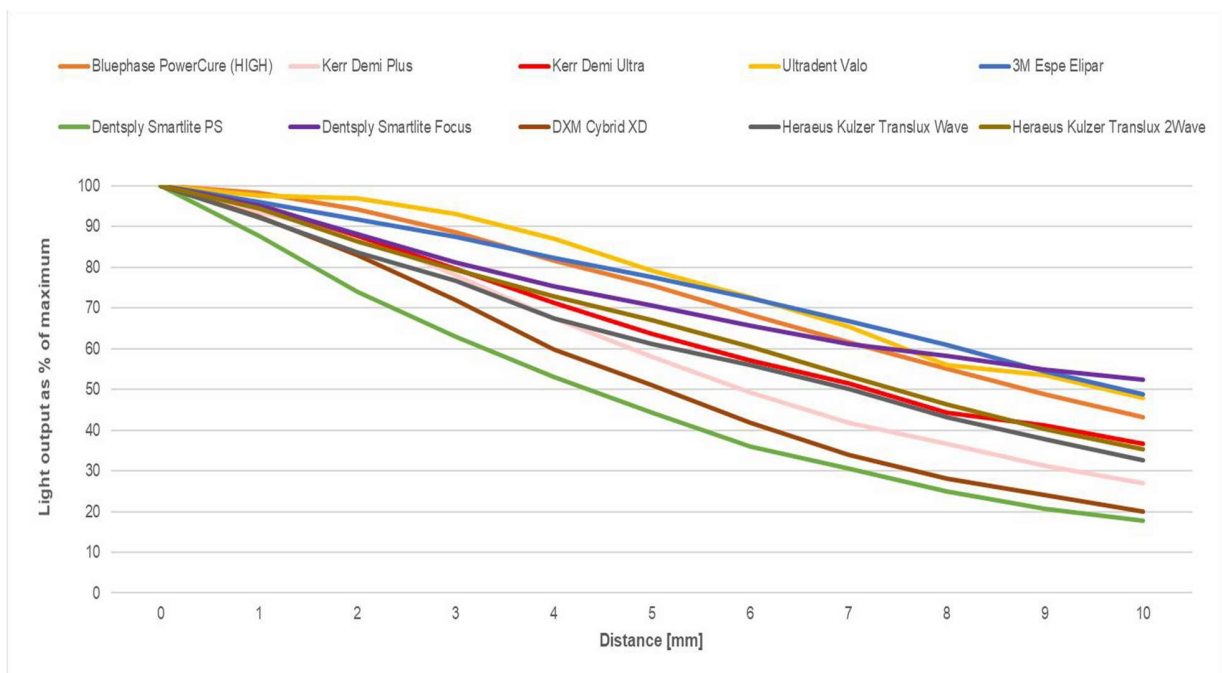


Fig. 22. Potenza luminosa normalizzata di varie lampade a LED. Riduzione percentuale della potenza massima all'aumentare della distanza dal materiale. R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, giugno 2018

Bluephase PowerCure mostra una minore perdita di potenza luminosa sulla distanza rispetto a molte altre lampade. A una distanza di 10 mm l'emissione luminosa era pari al 43% di quella a 0 mm di distanza. A una distanza superiore a 8 mm l'emissione luminosa viene ridotta al 50% del suo valore iniziale. Le lampade fotopolimerizzatrici con conduttori ottici più conici, come DXM Cybrid XD (10 mm - 8 mm) e Kerr Demi Plus (13 mm - 8 mm) mostrano una perdita di potenza luminosa leggermente superiore. Smartlite PS di Dentsply, dotata di un LED integrato nella finestra di emissione della lampada, ha mostrato la maggiore perdita di potenza a distanza.

2.4.4 Omogeneità della luce

Il successo della polimerizzazione dei materiali compositi è un processo interdipendente a doppio senso tra il materiale restaurativo e la lampada fotopolimerizzatrice. Per la lampada fotopolimerizzatrice le caratteristiche fondamentali sono la lunghezza d'onda dell'emissione, l'intensità luminosa/radianza, il tempo di polimerizzazione e l'omogeneità della luce; per il composito, i fattori critici sono gli iniziatori utilizzati, il colore, la traslucenza ottica ed eventuali contrazioni risultanti.

Bluephase PowerCure dimostra un'ottima omogeneità della luce; ciò significa che la luce emessa attraverso il conduttore ottico è in gran parte uniforme e non differenziale. Da un punto di vista clinico, questo significa che il materiale resinoso da polimerizzare viene irradiato in modo uniforme dalla superficie della finestra di emissione del conduttore ottico e non secondo un pattern irregolare. Ciò è fondamentale per ottenere una profondità di polimerizzazione uniforme con un tempo di polimerizzazione breve.

Il diagramma seguente illustra l'omogeneità della luce di Bluephase PowerCure, misurata con una telecamera a campo vicino e filtro a coseno, con la luce proveniente dal basso. L'immagine a sinistra illustra una situazione di emissione luminosa non omogenea in cui il rapporto tra la massima e la minima emissione luminosa varia, fornendo un rapporto di 1:2,7 e un'immagine ottica simile a quella di un cratere collassato. Un rapporto perfettamente omogeneo dovrebbe essere 1:1 a tutti i livelli di emissione luminosa. L'immagine a destra mostra la luce omogenea emessa dall'unità Bluephase PowerCure (G4), con un rapporto molto uniforme di 1:1,3, che dà otticamente un'immagine più piatta (non collassata).

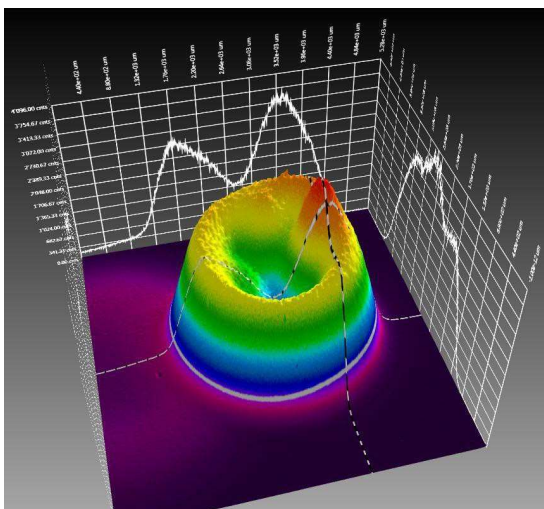


Fig. 23a. Distribuzione disomogenea della luce (1:2,7)

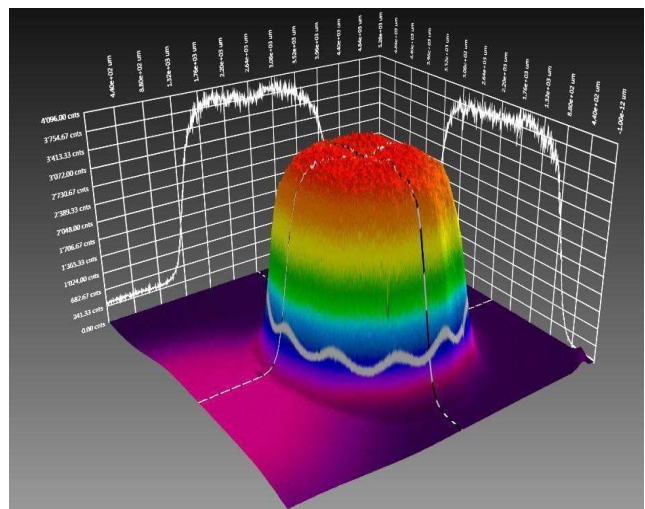


Fig. 23b. Distribuzione omogenea della luce di Bluephase PowerCure (1:1,3)

2.4.5 Polyvision



L'effetto Polyvision funziona per riflessione. Quando la lampada fotopolimerizzatrice viene accesa con il sistema di assistenza automatica alla polimerizzazione Polyvision attivato, la luce blu esce attraverso il conduttore ottico. All'inizio viene erogato un basso livello di emissione luminosa. Se questo basso livello di luce incontra una superficie riflettente (ad esempio un dente), viene riflesso verso il conduttore ottico. La luce riflessa viene misurata e valutata e, se la riflessione è ritenuta sufficiente, il programma di polimerizzazione selezionato viene avviato. Se non vi sono oggetti e quindi la luce non viene riflessa (come quando la lampada è rivolta verso l'alto e viene accesa accidentalmente) la lampada registra questa mancanza di luce riflessa e si spegne automaticamente. Si tratta di un processo rapido che si verifica entro 100 ms.

Dopo un secondo di utilizzo sul dente, viene registrato un valore di riferimento per la riflessione. Se il dispositivo viene spostato, la quantità di luce riflessa cambia (in quanto i denti sono irregolari). Se il movimento è quindi la variazione di riflessione supera una determinata soglia, scatta un "allarme", ovvero l'icona Polyvision lampeggia e vengono emessi segnali acustici. Il tempo di polimerizzazione si prolunga automaticamente del 10% per compensare lo "slittamento". Se il dispositivo viene spostato eccessivamente/allontanato completamente dal dente o dal materiale da polimerizzare, la perdita di riflessione viene registrata e la luce si spegne. Il meccanismo di riflessione Polyvision offre quindi all'utente due sistemi di controllo integrati: Protezione anti-riflesso per gli occhi in caso di uso involontario o accidentale all'esterno della cavità orale e protezione per una polimerizzazione sicura (dentro la cavità orale), in caso di slittamento involontario della mano.

La funzione Polyvision può essere disattivata premendo per più di 2 secondi il tasto di selezione dell'ora o del programma; il simbolo Polyvision nella parte inferiore del manipolo scomparirà.

2.4.6 Base di Bluephase PowerCure

Un'adeguata polimerizzazione è un fattore decisivo per il successo clinico di un restauro in composito. Restauri non completamente polimerizzati possono causare sensibilità postoperatoria e persino richiedere un trattamento endodontico. Sebbene l'emissione luminosa sia sempre stabilita dai produttori delle lampade, gli studi hanno indicato che le lampade fotopolimerizzatrici spesso funzionano a livelli sub-ottimali. Un sondaggio australiano su 214 lampade in uso negli studi dentistici ha rilevato che oltre il 50% non funzionava in modo soddisfacente. Erano evidenti intensità luminose più basse di quelle indicate dai produttori, in particolare nelle lampade fotopolimerizzatrici meno recenti.²⁰

Il supporto per il manipolo Bluephase PowerCure (base) offre al dentista la comodità di controllare il livello di emissione luminosa/radianza della lampada a intervalli regolari. La base funge anche da radiometro, consentendo di controllare in qualsiasi momento la funzione di polimerizzazione ottimale della lampada.



Fig. 24. Bluephase PowerCure e base con funzione di misurazione dell'emissione luminosa integrata

La base-radiometro Bluephase PowerCure è indicata solo per testare la lampada Bluephase PowerCure. Per altre lampade disponibili in commercio, incluse altre unità Bluephase, si consiglia di utilizzare il Bluephase Meter II.

3. Dati tecnici

3.1 Adhese Universal

Funzione	Sostanza/Componente	Peso %
Monomero	Metacrilati e dimetacrilati	60 - 70
Crosslinker		
Additivo adesivo		
Solvente	Etanolo e acqua	23 - 28
Agente filmante	Biossido di silicio	3 - 5
Iniziatori e stabilizzatori	Iniziatori e stabilizzatori	3 - 5

Caratteristiche	Unità	Specifiche
Resistenza al taglio dell'adesivo (dentina)	MPa	≥ 25*
Resistenza al taglio dell'adesivo (smalto) (in combinazione con compositi per restauri diretti, cementi compositi fotopolimerizzabili, compositi fotopolimerizzabili per la ricostruzione di monconi)	MPa	≥ 17*
Resistenza al taglio dell'adesivo (smalto) (in combinazione con materiali autopolimerizzanti per la ricostruzione di monconi)	MPa	≥ 14*

* 4 su 5 provini

3.2 Tetric PowerFill / Tetric PowerFlow

Funzione	Sostanza/Componente	Peso %	
		Tetric Power Fill	Tetric PowerFlow
Riempitivo	Vetrosilicato Ba-Al, copolimero, trifluoruro di itterbio	79	71
Monomero	Dimetacrilati	18	28
Modificatore di viscosità	Additivo	3	1
Iniziatori e stabilizzatori	Iniziatori e stabilizzatori		
Pigmenti	Pigmenti		

Caratteristiche ¹	Nota(e)	Unità	Specifiche	
			Tetric PowerFill	Tetric PowerFlow
Sensibilità alla luce d'ambiente		s	> 120	≥ 180
Profondità di polimerizzazione	²	mm	≥ 4,0	≥ 4,0
Resistenza alla flessione		MPa	≥ 80	≥ 80
Trasparenza (dopo 24 ore)		%		≤ 10
Assorbimento dell'acqua (7 giorni)		µg/mm ³	≤ 40	≤ 40

Solubilità (7 giorni)		$\mu\text{g}/\text{mm}^3$	$\leq 7,5$	$\leq 7,5$
Radiopacità	³	%	≥ 250	≥ 200
Lunghezza d'onda per la polimerizzazione		nm	400-500	400-500

¹ Proprietà fisiche e meccaniche

² Il metodo per determinare la profondità di polimerizzazione per i criteri di accettazione specifici di Ivoclar Vivadent, è stata una misura di durezza Vickers supportata dalla norma ISO 10477:2004.

³ Equivalenza relativa a $\geq 1\text{mm Al}$

Questi prodotti soddisfano i relativi criteri di prestazione definiti nella norma EN ISO 4049:2009 - Odontoiatria - Materiali restaurativi a base di polimeri (ISO 4049:2009)

3.3 Bluephase PowerCure

Sorgente luminosa	LED Polywave Ivoclar Vivadent		
Gamma di lunghezza d'onda	385 - 515 nm		
Intensità luminosa	Modalità 3s Cure 3050 mW/cm ² \pm 10% Programma Turbo: 2100 mW/cm ² \pm 10% Programma High Power: 1200 mW/cm ² \pm 10%. Programma PreCure: 950 mW/cm ² \pm 10%		
Modalità 3s Cure Tempi di polimerizzazione	Adhese Universal 3s	Tetric Power Fill 3s	Tetric Power Flow 3s
Funzionamento	3 min on / 7 min off (intermittente)		
Conduttore ottico	Conico: 10 > 9 mm autoclavabile		
Trasmettitore di segnale	Emette un segnale acustico ogni 10 secondi e ogni volta che vengono attivati il pulsante Start/Stop, il pulsante Tempo/Programma o la protezione antiriflesso o quando viene interrotto il processo di polimerizzazione. 30 secondi di attesa dopo che la modalità 3s Cure è stata utilizzata due volte di seguito.		
Dimensioni del manipolo	L = 170 mm, P = 30 mm, H = 30 mm		
Peso del manipolo	135 g (incl. batteria e conduttore ottico)		
Tensione di funzionamento del manipolo	3,7 Vcc con batteria 5 Vcc con alimentatore		
Tensione di funzionamento della base di ricarica	5 Vcc		
Tensione di alimentazione	Ingresso: 100-240 Vca, 50-60 Hz max. 1 A Uscita: 5 Vcc/ 3 A Produttore: EDAC POWER ELEC. Tipo: EM1024B2		
Condizioni di funzionamento	Temperatura: da +10 °C a +35 °C Umidità relativa: da 30% a 75% Pressione ambiente: da 700 hPa a 1060 hPa		
Dimensioni della base di ricarica	D = 110 mm, H = 55 mm		
Peso della base di ricarica con radiometro	145 g		
Tempo di ricarica	Circa 2 ore (a batteria scarica)		

Alimentazione del manipolo	Batteria agli ioni di litio
Condizioni di trasporto e di magazzinaggio	Temperatura: da -20 °C a +60 °C Umidità relativa: da 10% a 75% Pressione ambiente: da 500 hPa a 1060 hPa Conservare la lampada fotopolimerizzatrice in locali chiusi e coperti evitando l'esposizione a forti scossoni. Batteria: - Temperatura di conservazione consigliata: 15-30 °C / 59-86 °F, non deve essere conservata a temperature superiori a 40 °C / 104 °F (o 60 °C / 140 °F per brevi periodi). - Mantenere la batteria carica e conservarla per non più di 6 mesi.

4. Sistema di prodotti 3s PowerCure: risparmio di tempo

Per il personale odontoiatrico, gli ovvi vantaggi del sistema di prodotti 3s PowerCure sono legati al risparmio di tempo e alla riduzione della sensibilità tecnica derivante proprio da quel risparmio di tempo. Quando un composito viene polimerizzato solo per 3 secondi, il livello di concentrazione percepito come necessario, ad esempio, per mantenere una mano ferma sul restauro da polimerizzare, è notevolmente inferiore a quello necessario per un periodo di 10 secondi (o più lungo). Il sistema di prodotti 3s PowerCure che utilizza Adhese Universal, Tetric PowerFill, Tetric PowerFlow e Bluephase PowerCure è il primo sistema di questo tipo. In quanto sistema aperto, tutti i prodotti possono essere utilizzati anche in modo convenzionale. L'Ivoclar Vivadent International Center for Dental Education (ICDE) ha messo a confronto il potenziale risparmio di tempo offerto da questo sistema rispetto a una tecnica di stratificazione tradizionale da 2 mm.

Confronto fra la tecnica di stratificazione tradizionale con Tetric EvoCeram e la tecnica di stratificazione in bulk con Tetric PowerFlow e Tetric PowerFill.

Dr. A. Lebedenko. ICDE, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein (2018)

Obiettivo

L'obiettivo dell'indagine è stato quello di stabilire il risparmio di tempo ottenibile con la tecnica di otturazione in bulk 3s PowerCure rispetto alla tecnica di stratificazione tradizionale.

Metodo

Cinque dentisti hanno eseguito un'otturazione per ciascuna tecnica in una cavità con diametro esterno di 6 mm nel dente 16 di un modello di preparazione estetico.

Restauri convenzionali	Polimerizzazione	Restauri 3s PowerCure	Polimerizzazione
Adhese Universal	10 s	Adhese Universal	3 s
TetricEvoFlow: 1,5mm	10 s	Tetric PowerFlow: 4 mm	3 s
Tetric EvoCeram: 2 mm (4-6 incrementi)	10 s	Tetric PowerFill: 2 mm	3 s

Tabella 5. Materiali restaurativi e strati per un confronto temporale

Adhese Universal è stato utilizzato per entrambi i restauri e applicato secondo le istruzioni per l'uso. Per i restauri convenzionali, è stato applicato uno strato iniziale di Tetric EvoFlow da 1,5 mm, seguito da Tetric EvoCeram con la tecnica tradizionale da 2 mm con 4-6 incrementi, a seconda delle preferenze del dentista. Come termine di confronto, Tetric PowerFlow è stato applicato con un incremento di 4 mm e coperto con un incremento di 2 mm di Tetric PowerFill. Per i restauri convenzionali, ogni incremento/strato è stato polimerizzato per 10 secondi con Bluephase PowerCure in modalità High (H) a 1200 mW/cm². Gli incrementi/strati di 3s PowerCure sono stati polimerizzati per 3 secondi usando Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure a 3050

mW/cm². È stato registrato e confrontato il tempo necessario per ogni fase (e in totale) con entrambi i tipi di restauro.

Risultati

Poiché lo stesso adesivo (Adhese Universal) è stato applicato nello stesso modo per entrambi i restauri, la fase adesiva differisce sostanzialmente solo per quanto riguarda il tempo di polimerizzazione, ovvero 3 secondi contro 10 secondi. Questo risparmio di 7 secondi, se rapportato alla media di tutti i dentisti, ha consentito un risparmio di tempo del 14% per i restauri 3s PowerCure. Anche i materiali fluidi (Tetric EvoFlow e Tetric PowerFlow) sono stati confrontati tra loro e anche in questo caso il risparmio medio di tempo di 6 secondi con i restauri

3s PowerCure è in gran parte attribuibile al ridotto tempo di polimerizzazione. Quattro dentisti su cinque hanno risparmiato tempo in questa fase, solo in un caso il tempo richiesto è stato leggermente maggiore. Nel complesso, il risparmio di tempo è stato in media del 16%. Il materiale di confronto modellabile (Tetric EvoCeram e Tetric PowerFill) ha mostrato un'estrema differenza di tempo in quanto diversi strati sono stati confrontati con un solo strato.

Chiaramente, quanti più strati sono stati utilizzati per l'otturazione convenzionale, tanto maggiore è il risparmio di tempo comparativo con i restauri 3s PowerCure. Il tempo medio di applicazione/polimerizzazione è stato di 6:37 minuti per le otturazioni convenzionali rispetto a 2:12 minuti per i restauri 3s PowerCure, con un risparmio di tempo medio di 4 minuti e 26 secondi (67%). I seguenti diagrammi illustrano il risparmio di tempo medio complessivo sperimentato dai cinque dentisti. L'applicazione tradizionale ha richiesto una media di 8 minuti e 7 secondi, la tecnica 3s PowerCure una media di 3 minuti e 28 secondi.

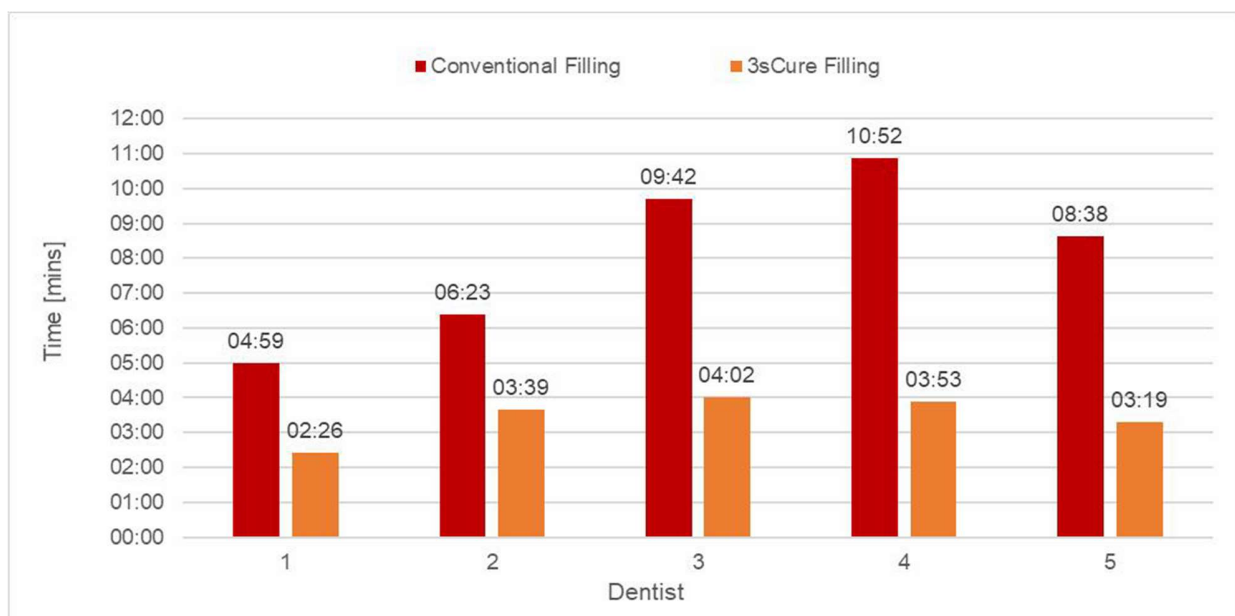


Fig. 25. Tempi di applicazione e polimerizzazione per otturazioni convenzionali vs otturazioni 3s PowerCure per cinque dentisti.

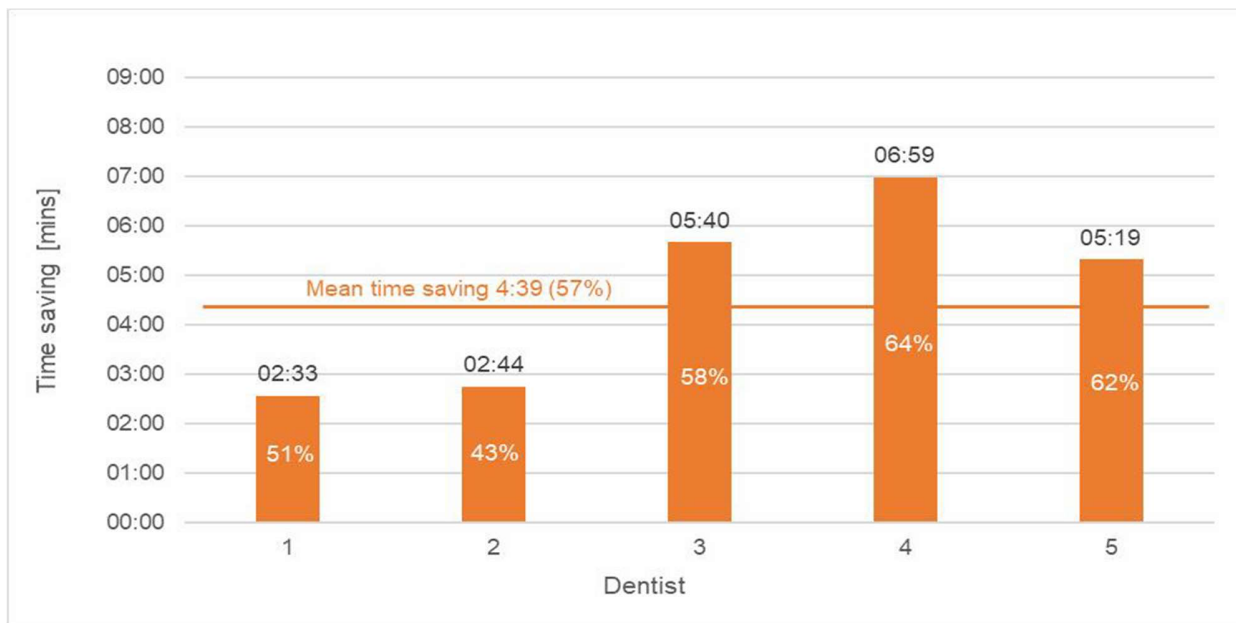


Fig. 26. Risparmio di tempo con i restauri 3s PowerCure rispetto alle otturazioni convenzionali per dentista.

Pertanto, la quantità media di tempo risparmiato eseguendo il restauro 3s PowerCure rispetto al restauro convenzionale è stata di 4 minuti e 39 secondi, il che rappresenta un risparmio di tempo medio del 57%.

5. Analisi dei materiali 3s PowerCure

Durante la fase di sviluppo di un prodotto dentale vengono effettuate numerose indagini *in vitro* che, pur non consentendo di prevedere direttamente il successo clinico, sono indicatori utili e consentono, ad esempio, di effettuare confronti con prodotti simili con prestazioni cliniche consolidate.

5.1 Indagini su Adhese Universal

La polimerizzazione incompleta degli adesivi indebolisce la resistenza al taglio dell'adesivo su smalto e dentina. L'adesivo monocomponente fotopolimerizzabile Adhese Universal si è affermato clinicamente dal 2014, per le procedure di bonding diretto e indiretto con tutti i protocolli di mordenzatura (vedere Documentazione scientifica di Adhese Universal). Nello sviluppo degli adesivi dentali, la forza adesiva (bond) e la qualità marginale (adattamento) sono di primaria importanza. Le prove sono perlopiù eseguite su denti umani o bovini estratti e in genere in combinazione con il materiale per restauro diretto/indiretto sul quale si desidera ottenere l'adesione.

Come parte del sistema di prodotti 3s PowerCure, Adhese Universal è stato studiato rispetto alla sua efficacia in combinazione con Tetric PowerFill o Tetric PowerFlow quando polimerizzato per 3 secondi con la lampada Bluephase PowerCure. Tuttavia, sono stati testati anche altri protocolli di polimerizzazione per coprire una serie di possibili situazioni cliniche, ad es. adesivo (3s PowerCure) e composito (polimerizzazione per 10 s a 1100 mW/cm² con Bluephase Style).

5.1.1 Forza di adesione alla dentina e allo smalto

La prova di resistenza al taglio dell'adesivo (SBS) è stata effettuata conformemente alla norma ISO TR 29022:2018 utilizzando denti bovini (n=5). I provini sono stati conservati in acqua a 37 °C per 24 ore o per diversi mesi e i termocicli (5 - 55 °C) è stato eseguito con un tempo di

permanenza di 30 s. I criteri interni di Ivoclar Vivadent richiedono che l'SBS sia ≥ 17 MPa per lo smalto e ≥ 25 MPa per la dentina.

2 mm vs 4 mm: al fine di garantire la forza di adesione sia con strati incrementali di composito (2 mm) sia con l'otturazione in bulk (4 mm), sono state effettuate prove di resistenza al taglio su smalto e dentina con cilindri di composito di diverse lunghezze. Questi sono stati polimerizzati per 3 secondi con Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure.

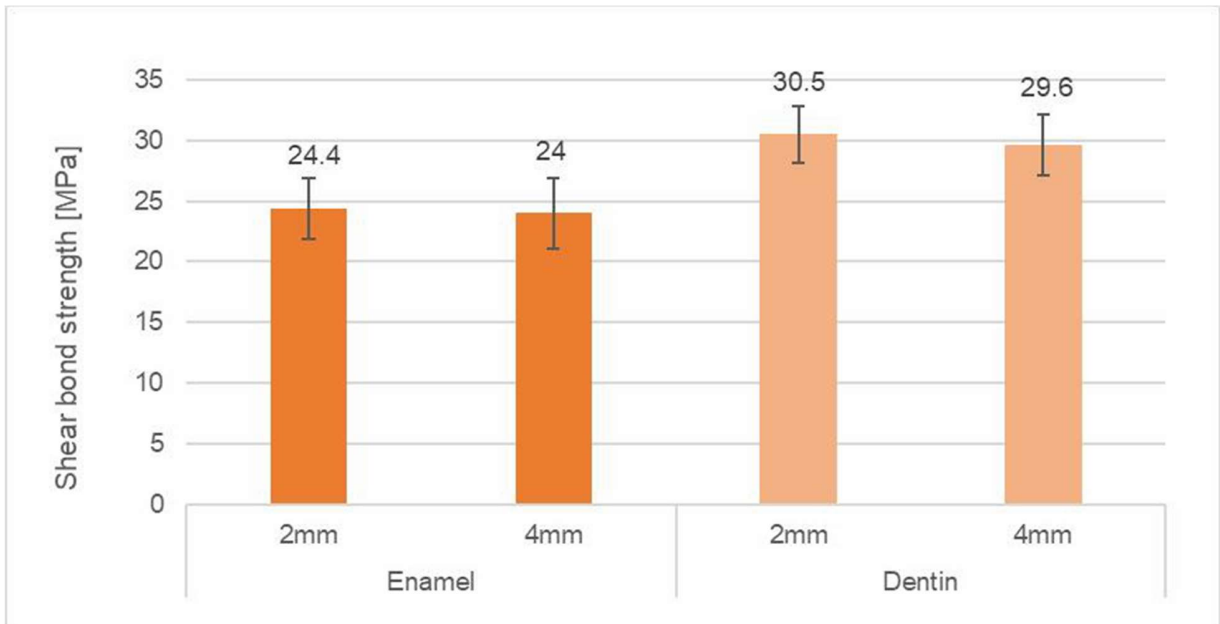


Fig. 27. Resistenza al taglio dell'adesivo polimerizzato per 3 s dopo 24 ore su smalto e dentina con Adhese Universal (protocollo Self-Etch) e Tetric PowerFill in spessori di 2 mm e 4 mm.

Lo spessore degli incrementi non ha avuto effetti significativi sui valori di resistenza al taglio sia per la dentina sia per lo smalto. I valori SBS per gli incrementi di 4 mm sono risultati molto simili ai valori per gli incrementi di 2 mm.

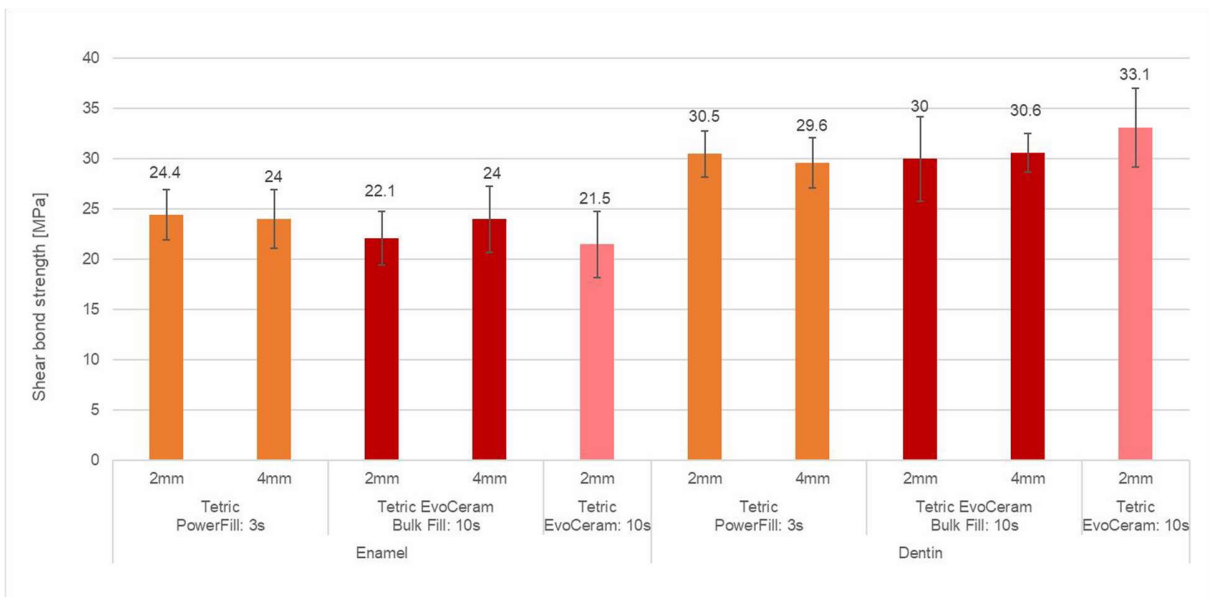


Fig. 28. Resistenza al taglio dell'adesivo dopo 24 ore su smalto e dentina con Adhese Universal (protocollo SE) e Tetric PowerFill rispetto a Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric EvoCeram in vari spessori.

Come mostrato sopra, questi valori sono risultati molto simili a quelli ottenuti con Tetric EvoCeram Bulk Fill (con incrementi di 2 e 4 mm) e Tetric EvoCeram (indicato solo per incrementi di 2 mm).

Durata: è stata testata anche la durata a lungo termine delle forze di adesione su smalto e dentina dopo 3 secondi di polimerizzazione conservando provini di 4 mm in acqua a 37° C per 24 ore o per 3, 6, 12 e 24 mesi.

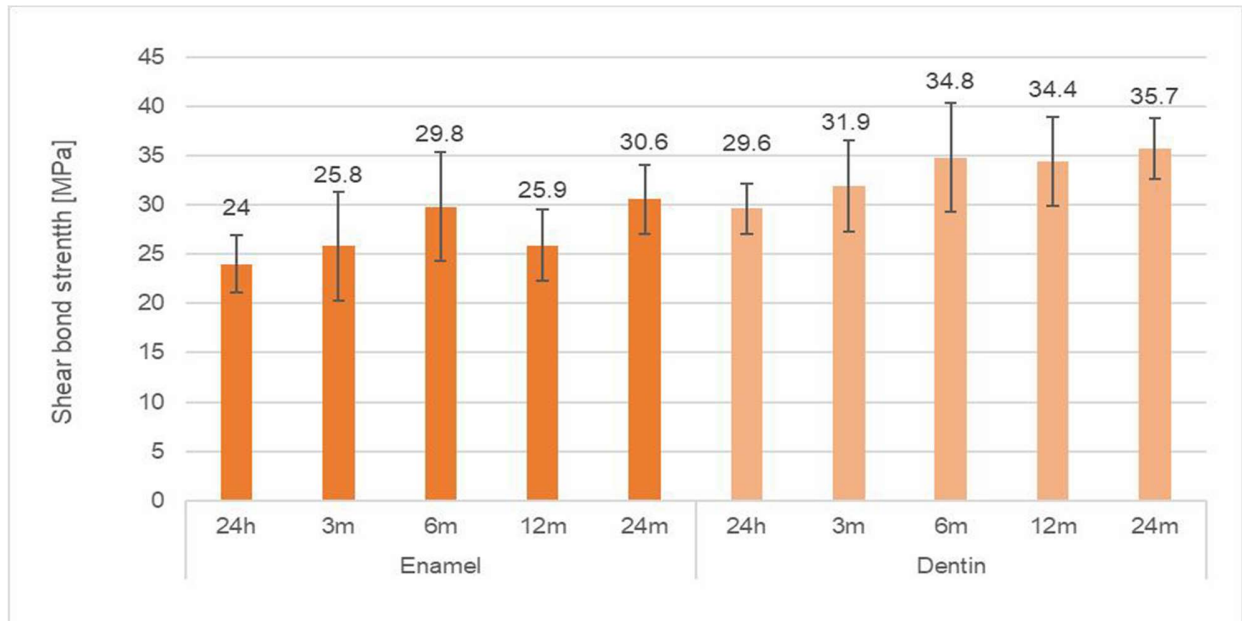


Fig. 29. Resistenza al taglio nel lungo periodo dell'adesivo polimerizzato per 3 s su smalto e dentina con Adhese Universal (protocollo Self-Etch) e Tetric PowerFill applicato in incrementi di 4 mm.

Il legame ottenuto con Adhese Universal e Tetric PowerFill dopo 3 secondi di polimerizzazione è rimasto stabile per 24 mesi sia per lo smalto sia per la dentina rimanendo ben oltre i valori soglia di 17 e 25 MPa rispettivamente nel periodo di tempo.

Tempi di polimerizzazione variabili: in quanto sistema "aperto", sono possibili diversi tempi di polimerizzazione con i materiali 3s PowerCure. I provini di Adhese Universal + Tetric PowerFill o Adhese Universal + Tetric PowerFlow sono stati sottoposti a test di resistenza al taglio dopo polimerizzazione dell'adesivo o del composito per diversi intervalli di tempo.

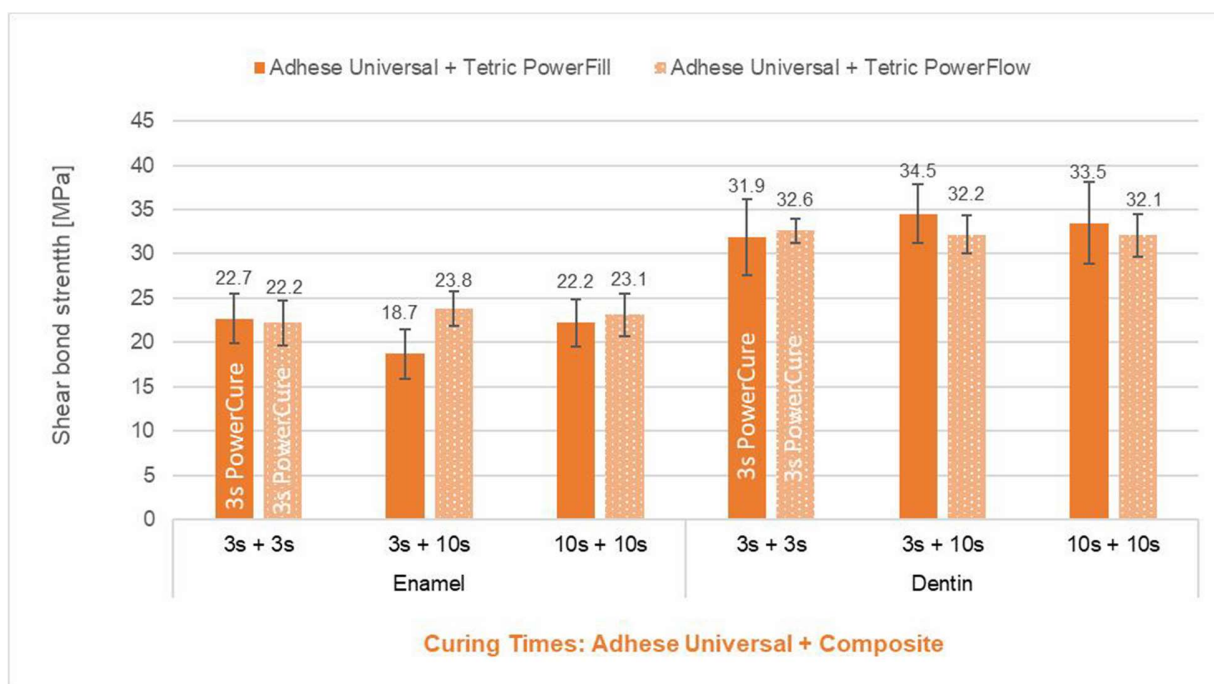


Fig. 30. Resistenza al taglio dell'adesivo dopo 24 ore di conservazione in acqua e vari protocolli di polimerizzazione su smalto e dentina con Adhese Universal (protocollo Self-Etch) e Tetric PowerFill o Tetric PowerFlow applicati in incrementi di 4 mm.

Il grafico precedente illustra i valori relativamente costanti di smalto e dentina all'interno di ciascun gruppo di prodotti: Adhese Universal + Tetric PowerFill o Adhese Universal + Tetric PowerFlow, indipendentemente dal protocollo di polimerizzazione utilizzato. I valori di resistenza al taglio ottenuti con il metodo 3s PowerCure sia per Adhese Universal sia per il composito (3s + 3s), non differivano in modo significativo dagli altri protocolli di polimerizzazione.



Self-Etch vs Total-Etch

Valutazione di laboratorio della forza di adesione di una nuova lampada fotopolimerizzatrice e di nuovi materiali restaurativi

Cowen M, Powers J.M. *Dental Advisor*, Ann Arbor, Michigan 48103 USA. (2019)

Obiettivo: stabilire le resistenze al taglio dell'adesivo ottenute con il nuovo sistema di prodotti 3s PowerCure in modalità Self-Etch e Total-Etch rispetto agli stessi compositi polimerizzati tradizionalmente (10 s) e Filtek One/3M Espe.

Metodo: terzi molari umani di soggetti adulti, estratti nei 3 mesi precedenti e sterilizzati in una soluzione di clorammina T all'1%, sono stati incorporati in dischi di resina acrilica e molati con carta SiC a grana 600 per formare substrati di adesione sia di dentina superficiale sia di smalto molato. I provini sono stati poi puliti ad ultrasuoni in acqua deionizzata per 5 minuti. Sono stati analizzati 8 provini per gruppo.

Nei gruppi Total-Etch, Scotchbond Universal Etchant/3M Espe è stato utilizzato con l'adesivo Scotchbond Universal e il composito Filtek One mentre il mordenzante Total Etch/Ivoclar Vivadent è stato utilizzato con Adhese Universal e Tetric PowerFill/Tetric PowerFlow.

I compositi sono stati posizionati sopra gli adesivi, utilizzando il test di resistenza al taglio Ultradent con stampo e dima per produrre un cilindro di prova del diametro di 2,38 mm secondo la norma ISO TR 29022: 2013. Il cilindro in composito e l'adesivo sono stati fotopolimerizzati per 3 secondi nella modalità 3s Cure con Bluephase PowerCure oppure per 10 secondi con Bluephase

Style. I campioni sono stati poi trasferiti in un bagno di acqua deionizzata a 37 °C per 24 ore. Le prove sono state eseguite con un Instron 5866 ad una velocità della traversa di 1 mm/min.

Risultati: le resistenze medie al taglio dell'adesivo ottenute sono indicate nel grafico seguente.

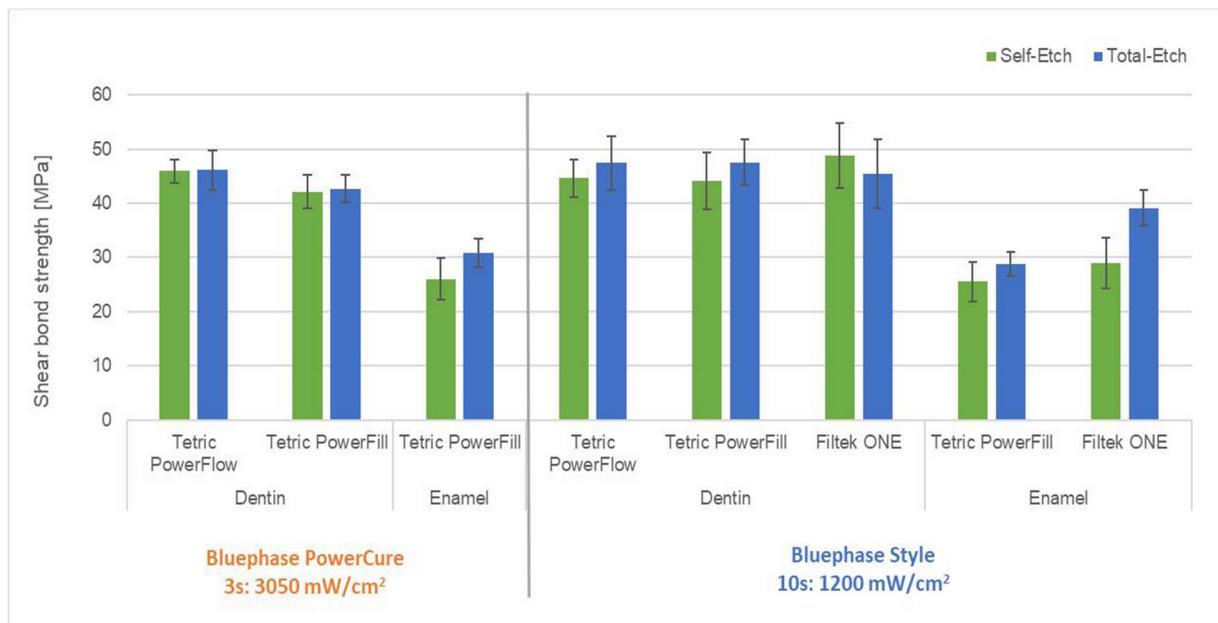


Fig. 31. Resistenze medie al taglio dell'adesivo su smalto e dentina per i compositi 3s PowerCure e Filtek ONE ottenute con vari protocolli di polimerizzazione.

Conclusioni: le resistenze al taglio dell'adesivo sono risultate molto simili indipendentemente dal protocollo di mordenzatura (Total-Etch o Self-Etch) o di polimerizzazione implementato.

5.1.2 Riparazione di materiali compositi

Poiché i materiali compositi vengono riparati anche con altri materiali a base di resina, sono state testate varie combinazioni di prodotti rispetto alla resistenza al taglio dell'adesivo dopo la riparazione. Tetric PowerFill, Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric EvoCeram sono stati testati come potenziali substrati e quindi "riparati" con Adhese Universal (polimerizzato per 3 secondi) più Tetric PowerFill (vedere barre arancioni nel grafico sottostante). Questi valori sono stati poi confrontati con le tradizionali situazioni di riparazione con Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric EvoCeram (vedere barre rosse nel grafico sottostante). La prove di "riparazione" sono state effettuate facendo aderire provini cilindrici di composito da 2 mm ai vari substrati, che erano stati fatti invecchiare per 24 ore in acqua a 37 °C.

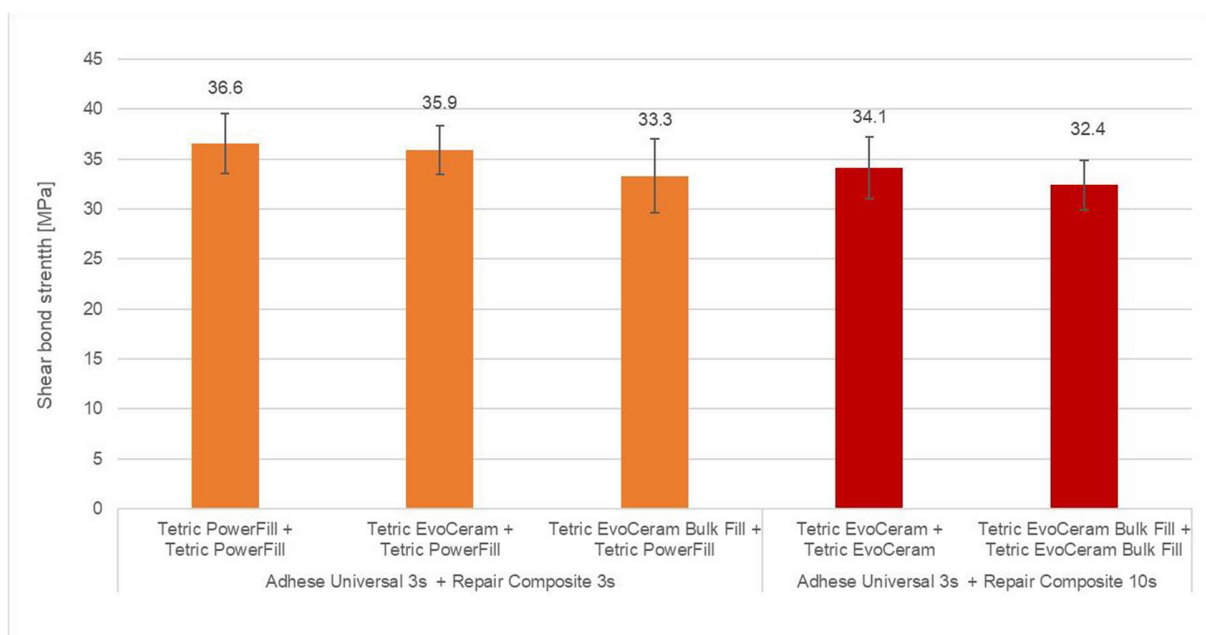


Fig. 32. Resistenze al taglio dell'adesivo dopo la riparazione del composito con vari substrati + materiali di riparazione

È stata osservata una differenza minima tra i vari sistemi di riparazione del composito. La riparazione di Tetric PowerFill con ulteriore Tetric PowerFill utilizzando la modalità 3s Cure ha fornito risultati simili alla riparazione di altri materiali con Tetric PowerFill in modalità 3s Cure. Questi a loro volta sono risultati molto simili ai metodi di riparazione tradizionali con Tetric EvoCeram e Tetric EvoCeram Bulk Fill. Gli stessi test sono stati effettuati anche con Heliobond (come standard di riferimento) polimerizzato per 10 secondi anziché con Adhese Universal polimerizzato per 3 secondi. In ogni caso i valori sono risultati più elevati con Adhese Universal.

5.1.3 Conversione del doppio legame

I valori della resistenza al taglio dell'adesivo ottenuti con la modalità 3s Cure (vedere Figg. 27-32), sono risultati paragonabili, in diverse situazioni, a quelli ottenuti con la polimerizzazione convenzionale. Il che suggerisce una polimerizzazione adeguata dell'adesivo e della zona di contatto tra adesivo e composito. Al fine di indagare ulteriormente il livello di polimerizzazione, è stato testato il grado di conversione del doppio legame nell'adesivo tramite spettroscopia FTIR. L'adesivo è stato posizionato sulla finestra Golden Gate dello spettrometro FTIR e irradiato in modalità 3S Cure da una distanza di 10 mm. La banda FTIR del sistema aromatico del monomero Bis-GMA (che rimane invariata durante la polimerizzazione) viene utilizzata come standard interno e il quoziente viene formato con l'integrale del segnale del metacrilato. Questa procedura è stata ripetuta 30 volte ed è stata ottenuta la media dei quozienti calcolati. Il confronto della media dei quozienti prima e dopo l'esposizione consente di stimare la conversione del doppio legame come percentuale del totale dei doppi legami presenti. La reazione di un doppio legame per ogni monomero equivale a un livello di conversione dei doppi legami del 50% e la catena polimerica cresce. Ogni reazione aggiuntiva di un doppio legame rappresenta un ulteriore punto di collegamento per la rete polimerica 3D.

La conversione del doppio legame in Adhese Universal dopo una polimerizzazione di 3 secondi con Bluephase PowerCure è stata confrontata con quella ottenuta dopo 10 secondi di polimerizzazione con Bluephase Style

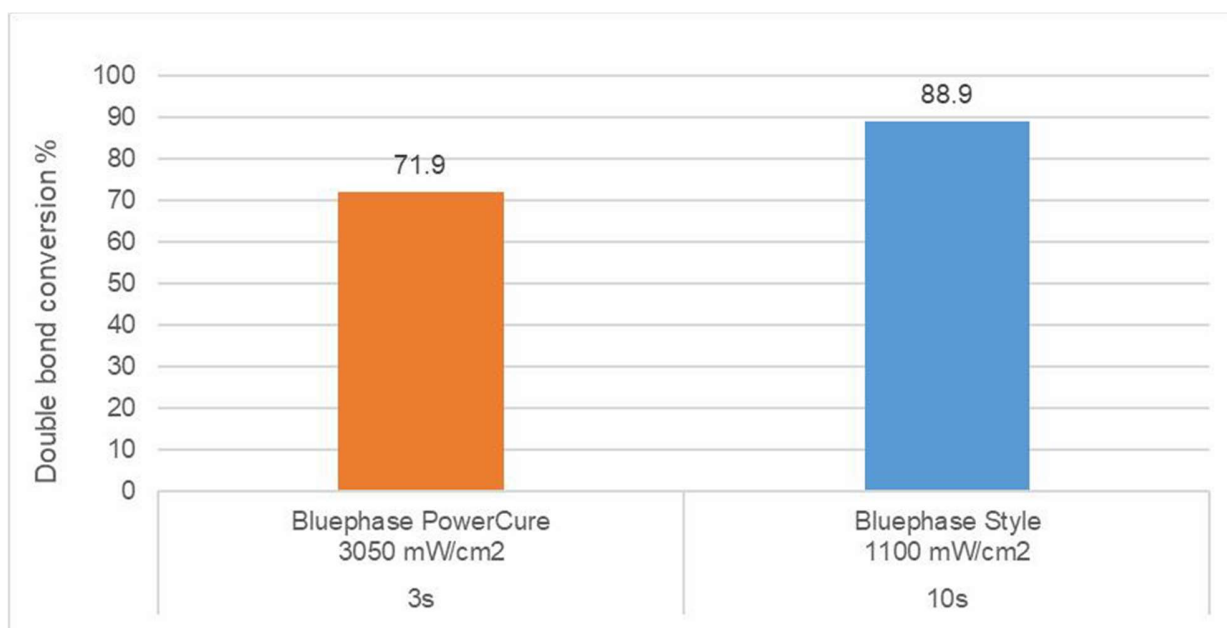


Fig. 33. Percentuale di conversione del doppio legame in Adhese Universal con diversi protocolli di polimerizzazione.

La conversione del doppio legame è elevata in entrambi i gruppi. Dopo 3 secondi di polimerizzazione la percentuale è risultata leggermente inferiore a quella ottenuta dopo polimerizzazione convenzionale, tuttavia il valore è assolutamente paragonabile a quello di adesivi simili menzionati in letteratura.²¹

5.1.4 Desensibilizzazione

È generalmente accettato che l'ipersensibilità si verifica a causa di movimenti del fluido all'interno dei tubuli dentinali in risposta a stimoli come il freddo, il calore o sostanze osmoticamente attive come lo zucchero.²²

I solventi (acqua/etanolo) e i microriempitivi contenuti in Adhese Universal sono progettati per migliorare la penetrazione nei tubuli dentinali e formare uno strato adesivo omogeneo con zaffi resinosi ben definiti per garantire un sigillo dentinale affidabile. Inoltre, i monomeri acidi contenuti in Adhese Universal innescano una coagulazione delle proteine nel fluido dentinale che contribuisce alla sigillatura meccanica dei tubuli. In questo modo si riduce il movimento del fluido e la sensibilità postoperatoria ad esso associata. Una combinazione di biossido di silicio tixotropico e polimero con gruppi funzionali di acido carbossilico facilita anche la formazione di una pellicola uniforme di Adhese Universal. Una polimerizzazione insufficiente dell'adesivo nei tubuli dentinali è considerata una potenziale causa di sensibilità post-operatoria.

La penetrazione dei tubuli con Adhese Universal dopo 3 secondi di polimerizzazione è stata quindi studiata aggiungendo 700 ppm di un colorante fluorescente rosso all'adesivo e applicando quest'ultimo su denti bovini incorporati in resina epossidica. La dentina è stata esposta mediante molaggio, mordenzata per 15 secondi con acido fosforico, risciacquata e asciugata. Quindi l'adesivo fluorescente è stato applicato e polimerizzato (secondo le istruzioni per l'uso) per 3 secondi con Bluephase PowerCure o 10 secondi con Bluephase Style.

Lo strato di adesivo è stato poi rimosso dai provini con un bisturi e la dentina è stata accuratamente esposta usando carta vetrata. La polvere di molaggio residua è stata rimossa con un trattamento all'acido fosforico di 15 secondi seguito da risciacquo. È stata quindi stabilita l'altezza del cilindro di resina ed è stato osservato il grado di infiltrazione dei tubuli a varie profondità mediante microscopio a fluorescenza con un ingrandimento di 50x.

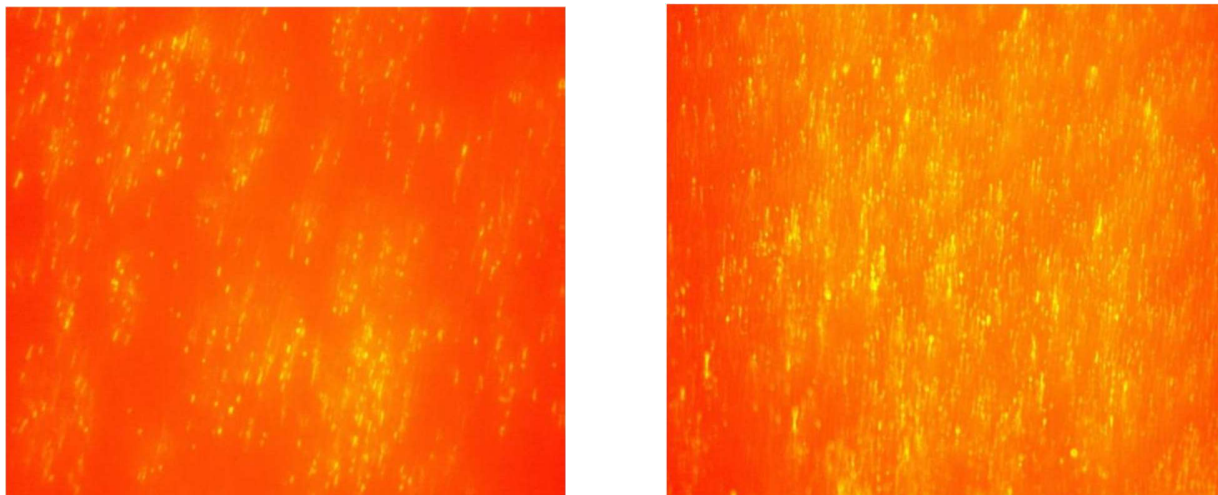


Fig. 34a: Adhese Penetrazione universale nella dentina bovina dopo 10 secondi di polimerizzazione a 1100mWcm² a 140µm

Fig. 34b: Adhese Penetrazione universale nella dentina bovina dopo 3 secondi di polimerizzazione a 3050 mW / cm² a 140 µm

Le immagini qui sopra mostrano la penetrazione dei tubuli (sezioni gialle) ad una profondità di 140 µm dalla superficie di ciascun provino. Entrambi i provini hanno mostrato livelli simili di penetrazione dell'adesivo fino a una profondità di 200 µm. Non è stato osservato alcun effetto negativo dovuto al ridotto tempo di polimerizzazione

5.1.5 Adattamento marginale

L'adattamento marginale si riferisce al grado di approssimazione o di adattamento di un materiale da otturazione (o protesi dentaria) alla superficie del dente. L'adattamento marginale è influenzato da molteplici fattori: la composizione chimica dell'adesivo, la contrazione e lo stress da contrazione all'interno del materiale composito durante la polimerizzazione, le dimensioni della cavità, il fattore C, la tecnica di applicazione e la modalità di polimerizzazione. Un buon adattamento marginale e la sigillatura lungo le superfici di interfaccia con dentina e smalto sono generalmente ritenuti auspicabili per ragioni biologiche, funzionali ed estetiche. Esiste tuttavia anche un consenso sul fatto che la rilevanza clinica dei test *in vitro* sulle microinfiltrazioni e sull'adattamento marginale può essere limitata in quanto il rischio effettivo dipende dal rischio di carie individuale dei pazienti.²³

Analisi dei margini dei restauri realizzati con Adhese Universal e Tetric PowerFill polimerizzati con Bluephase PowerCure.²⁴

Dr. Uwe Blunck, Dipartimento di Odontoiatria Operativa e Preventiva, Charité Universitätsmedizin, Berlino Germania (2018)

Obiettivo: valutare la qualità dei margini ottenuti con il sistema di prodotti 3s PowerCure e la lampada fotopolimerizzatrice Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure.

Metodo: lungo il bordo cervicale di incisivi umani estratti sono state preparate cavità di classe V. Sebbene i restauri di classe V non siano indicati per il sistema di prodotti 3s PowerCure, questo modello di preparazione si presta particolarmente ai fini dell'analisi dei margini *in vitro*. I restauri in Tetric PowerFill sono stati confrontati con i restauri in Tetric EvoCeram, entrambi applicati in un unico strato. Per ogni gruppo sono stati valutati otto incisivi, come indicato nella tabella seguente. Ciascun composito è stato valutato in associazione alla tecnica Etch and Rinse (E&R) e alla tecnica Self-Etch (SE). I materiali sono stati utilizzati conformemente alle istruzioni per l'uso.

Adhese Universal		Adhese Universal	
Etch & Rinse	Self-Etch	Etch & Rinse	Self-Etch
Tetric EvoCeram		Tetric PowerFill	
Bluephase Power Cure High 10 s (1200 mW/cm ²)		Bluephase Power Cure Modalità 3s Cure (3050 mW/cm ²)	
n=8	n=8	n=8	n=8

Tabella 6. Gruppi sperimentali per il confronto dell'adattamento marginale dei restauri in Tetric PowerFill e Tetric EvoCeram.

Le cavità ovali presentavano una lunghezza di circa 3 mm in direzione mesio-distale, un'altezza di 4 mm (in direzione incisivo-apicale) e una profondità di 1,5 mm. La posizione delle cavità nella zona cervicale, implicava un interessamento sia dello smalto sia della dentina.



Fig 35a: dente pieno estratto



Fig 35b. Replica del dente laminata in oro

Dopo la finitura e la lucidatura per eliminare il materiale in eccesso, gli incisivi sono stati conservati in acqua per 21 giorni e quindi sottoposti a 2000 termocicli (5-55 °C). Per ciascun provino è stata ottenuta una replica, realizzata in resina epossidica a partire dalle impronte dei provini, e rivestita con una lamina d'oro. Le repliche laminate in oro sono state preparate prima e dopo i termocicli per l'analisi quantitativa dei margini al microscopio elettronico a scansione (200x). La qualità dei margini è stata valutata secondo quattro criteri specifici: 1: margine continuo (praticamente indistinguibile), 2: irregolarità marginali, 3: incrinature sottilissime, 4: marcata fessura marginale.

Risultati nella dentina: il grafico seguente mostra la percentuale di margine continuo nella dentina come percentuale dell'intera lunghezza del margine, ovvero la percentuale del margine a cui è stato attribuito il punteggio 1 in base ai criteri indicati sopra.

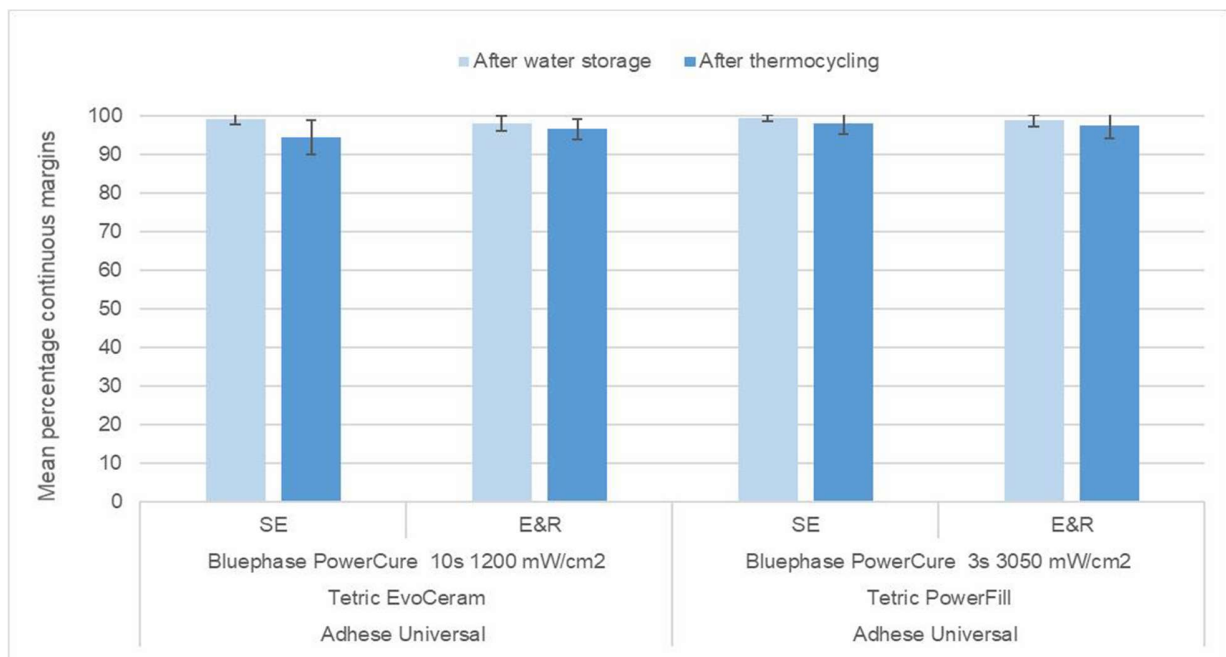
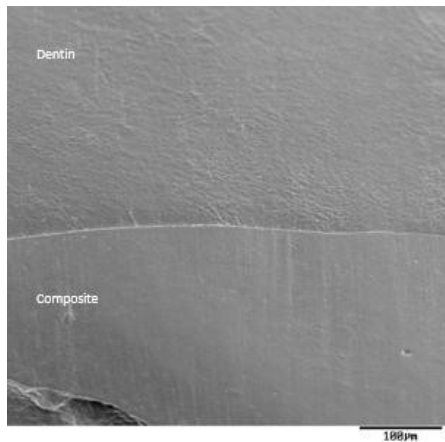


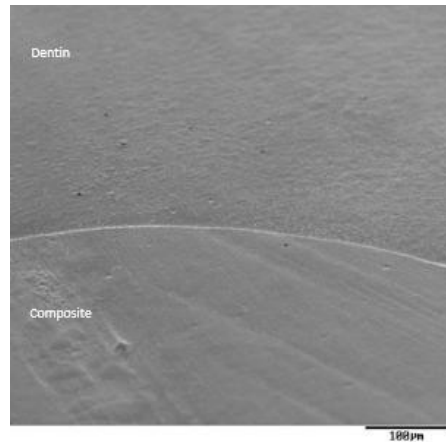
Fig 36. Percentuale di margine continuo per Tetric EvoCeram e Tetric PowerFill nella dentina con diverse tecniche di mordenzatura e polimerizzazione.

La percentuale media di margine continuo "perfetto" (punteggio=1) è compresa tra il 94% e il 99%, con la percentuale più bassa nel gruppo Tetric EvoCeram (SE). Nessuna sezione di margine ha ottenuto un punteggio inferiore a 2. Le differenze dopo i termocicli erano minime. Non sono state rilevate differenze statistiche tra i gruppi (confrontando la stessa tecnica di mordenzatura) dopo i termocicli e nessuna differenza statisticamente significativa tra le tecniche di mordenzatura per ogni composito. Non sono state rilevate differenze statisticamente significative neppure rispetto agli studi precedenti (dell'autore) effettuati con Adhese Universal e Tetric EvoCeram (in incrementi) o Tetric EvoCeram Bulk Fill.

Tetric EvoCeram (SE)

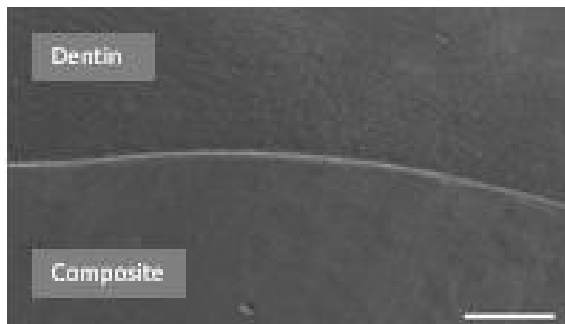


Tetric PowerFill (SE)

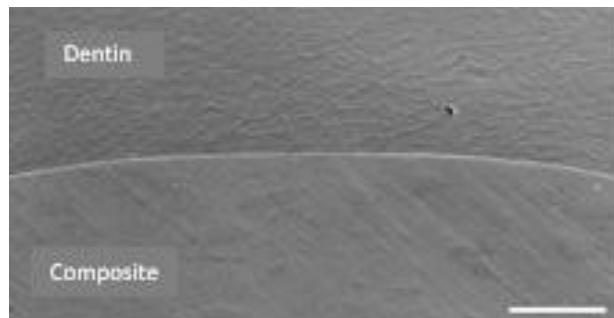


Figg. 37a-b. Confronto dei margini continui nella dentina dei restauri Tetric EvoCeram e Tetric PowerFill: Tecnica Self-Etch. SEM 200x, Bar = 100 μm

Tetric PowerFill (E&R)



Tetric PowerFill (SE)



Figg. 38a-b. Confronto dei margini continui nella dentina dei restauri in Tetric PowerFill secondo diverse tecniche di mordenzatura. SEM 200x, Bar = 100 μm

Le immagini SEM sopra riportate mostrano esempi di margini continui molto simili osservati nella dentina dopo i termocicli. Le prime due immagini mettono a confronto Tetric EvoCeram e Tetric PowerFill (gruppo SE), le seconde due confrontano le diverse tecniche di mordenzatura su Tetric PowerFill.

Risultati nello smalto: il grafico seguente mostra la percentuale di margine continuo nello smalto come percentuale dell'intera lunghezza del margine, ovvero la percentuale di margine a cui è stato attribuito il punteggio 1 in base ai criteri indicati sopra.

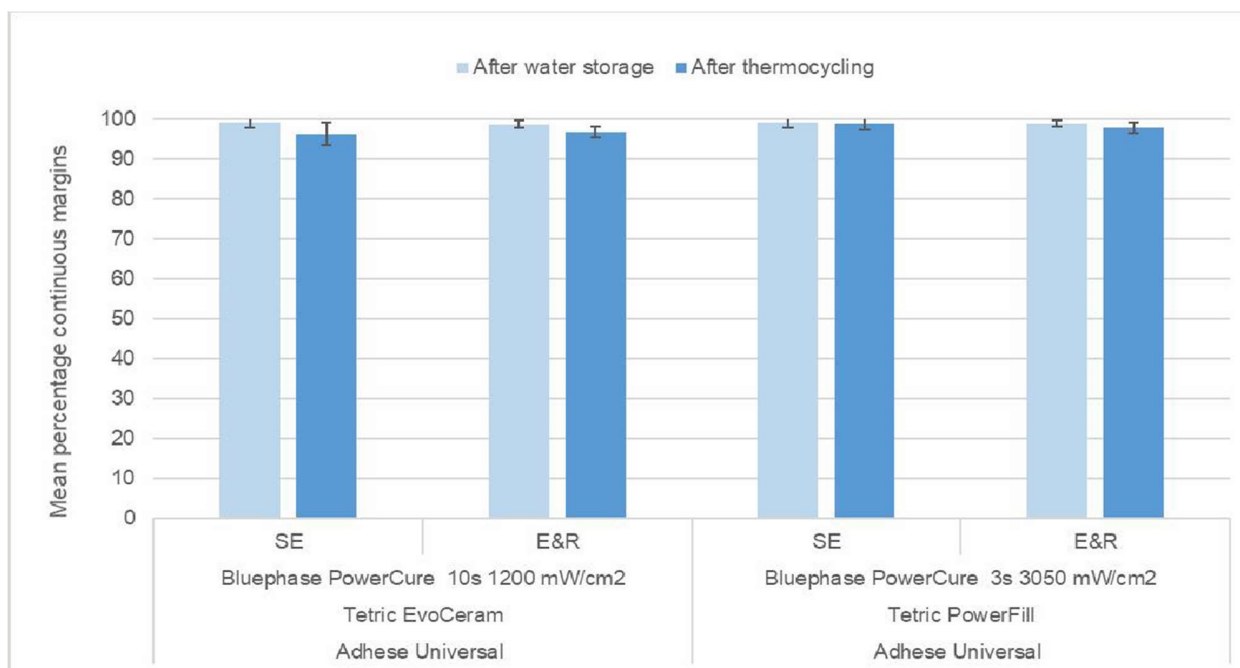
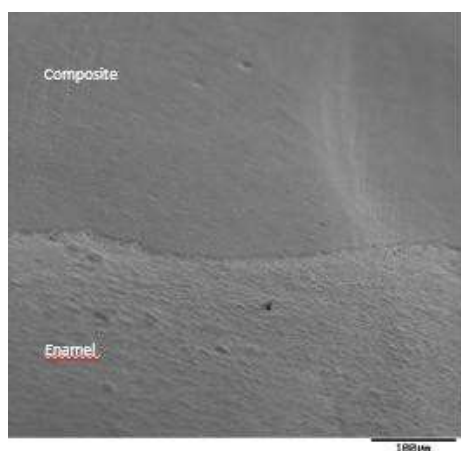


Fig. 39. Percentuale di margine continuo per Tetric EvoCeram e Tetric PowerFill nello smalto con diverse tecniche di mordenzatura e polimerizzazione.

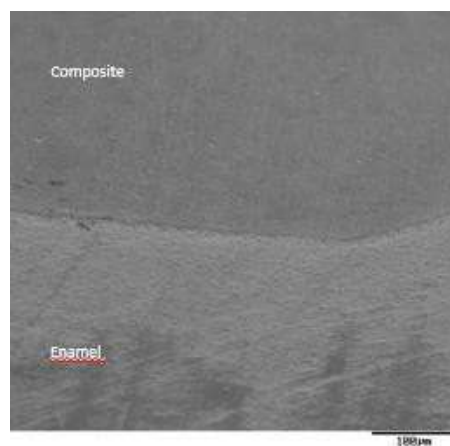
La percentuale media di margine continuo "perfetto" (punteggio=1) è compresa tra il 96% e il 99%, con la percentuale più bassa nel gruppo Tetric EvoCeram (SE). Nessuna sezione di margine ha ottenuto un punteggio inferiore a 2. Le differenze dopo il termociclaggio erano minime. Non sono state rilevate differenze statistiche tra i gruppi (confrontando la stessa tecnica di mordenzatura) dopo i termocicli e nessuna differenza statisticamente significativa tra le tecniche di mordenzatura per ogni composito.

Le immagini SEM qui sotto mostrano esempi di margini continui molto simili osservati nello smalto dopo i termocicli. Le prime due immagini mettono a confronto Tetric EvoCeram e Tetric PowerFill (gruppo SE) e le seconde due confrontano le diverse tecniche di mordenzatura di Tetric PowerFill.

Tetric EvoCeram (SE)



Tetric PowerFill (SE)



Figg. 40a-b. Confronto dei margini continui in smalto dei restauri Tetric EvoCeram e Tetric PowerFill: Tecnica Self-Etch. SEM 200x, Bar = 100 µm

Tetric PowerFill (E&R)



Tetric PowerFill (SE)



Figg. 41a-b. Confronto dei margini continui nello smalto di Tetric PowerFill secondo diverse tecniche di mordenzatura. SEM 200x, Bar = 100 μ m

Conclusioni: i risultati dello studio indicano che il sistema di prodotti 3s PowerCure (Adhese Universal e Tetric PowerFill polimerizzati con Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure) è efficace in termini di adattamento marginale sia nella dentina sia nello smalto e con tecniche di mordenzatura SE o E&R.

Non è stata osservata alcuna differenza statisticamente significativa tra i gruppi Tetric EvoCeram o Tetric PowerFill. Il breve tempo di polimerizzazione e l'elevata intensità luminosa hanno portato a percentuali molto elevate di margine continuo, sia nella dentina sia nello smalto.

5.2 Indagini su Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow

Polimerizzazione di compositi

L'indicazione principale delle lampade fotopolimerizzatrici è la polimerizzazione di restauri in composito. Il grado di polimerizzazione dipende da una serie di parametri, tra i quali l'intensità luminosa è uno dei più importanti (vedere paragrafo 2.4). L'efficacia della fotopolimerizzazione dei compositi può essere verificata esaminando le varie proprietà del materiale polimerizzato. Durante la polimerizzazione, i materiali/compositi resinosi modificano la durezza, la resistenza alla flessione e il modulo di elasticità. La profondità di polimerizzazione dei compositi è direttamente correlata alla potenza luminosa della lampada fotopolimerizzatrice. Mediante tecniche spettroscopiche (ad es. spettroscopia infrarossa) è possibile determinare la conversione chimica dei monomeri utilizzati.

Profondità di polimerizzazione e contrazione

La profondità di polimerizzazione e la contrazione da polimerizzazione sono parametri clinici particolarmente importanti per i compositi bulk-fill. Un'eccessiva contrazione da polimerizzazione può causare la formazione di fessure marginali, microinfiltrazioni, deflessione cuspidale, frattura dello smalto e sensibilità post-operatoria. Una profondità di polimerizzazione insufficiente può comportare la mancata polimerizzazione del composito sul pavimento della cavità.

Determinazione della profondità di polimerizzazione

Determinare *in vivo* se un composito è completamente polimerizzato o meno è problematico. Lo strato superiore appare duro, ma gli strati più profondi sono invisibili e potrebbero rimanere non polimerizzati. In generale, più il composito è traslucido e di colore chiaro, maggiore è la penetrazione della luce e quindi la profondità di polimerizzazione. Esistono diversi modi per stabilire la profondità di polimerizzazione (*in vitro*) dei materiali dentali.

La norma internazionale ISO 4049 per i materiali restaurativi a base di polimeri suggerisce di misurare la profondità di polimerizzazione mediante la preparazione di provini cilindrici con lunghezza di 6 mm e diametro di 4 mm. Se la profondità di polimerizzazione indicata è maggiore di 3 mm, la lunghezza del provino deve essere di almeno 2 mm superiore al doppio della profondità di polimerizzazione richiesta. Dopo la polimerizzazione secondo le istruzioni del

produttore, il provino viene rimosso dallo stampo, vengono raschiati via lo strato di inibizione e altro materiale non polimerizzato e viene misurata l'altezza del materiale rimanente. Questo valore (diviso per 2) equivale alla profondità di polimerizzazione. Questo metodo non tiene conto della polimerizzazione post-irradiazione.

In alternativa, per determinare la profondità di polimerizzazione è possibile utilizzare profili di durezza Vickers (con un penetratore in diamante a forma di piramide a base quadrata) e Knoop (con un penetratore in diamante a forma di piramide allungata) del materiale polimerizzato. I provini polimerizzati sono solitamente preparati in stampi cilindrici e la durezza viene misurata sul lato superiore e inferiore del cilindro. Per ottenere un profilo di durezza su tutta la lunghezza del materiale, i provini polimerizzati vengono tagliati verticalmente in due parti. Le superfici tagliate vengono lucidate e la durezza viene determinata ad intervalli regolari dal lato superiore a quello inferiore.

La durezza è spesso indicata come percentuale della durezza superficiale che viene considerata pari al 100%.²⁵ In uno studio del Professor David Watts dell'Università di Manchester, Regno Unito, la profondità di polimerizzazione è stata considerata accettabile quando la durezza sul lato inferiore corrispondeva ad almeno l'80% della durezza superficiale.²⁶ Questo valore è ormai considerato una soglia accettata per misurare e confrontare la profondità di polimerizzazione. Diversi studi hanno stabilito che i compositi bulk-fill raggiungono questo grado di conversione ad una profondità di 4 mm.²⁷⁻²⁹

Le seguenti indagini interne confermano l'adeguata profondità di polimerizzazione a una profondità di 4 mm di Tetric PowerFill and Tetric PowerFlow.

5.2.1 Durezza Vickers

Rapporto di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore: tutti i colori di Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow

La durezza Vickers (VH) è stata studiata in provini di Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow precedentemente polimerizzati per 3 secondi con Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure. I risultati a varie profondità (fino a 5,5 mm) sono mostrati nei grafici sottostanti come percentuale della superficie.



Fig. 42. Rapporti di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore a intervalli di 0,5 mm per ciascun colore di Tetric PowerFill.

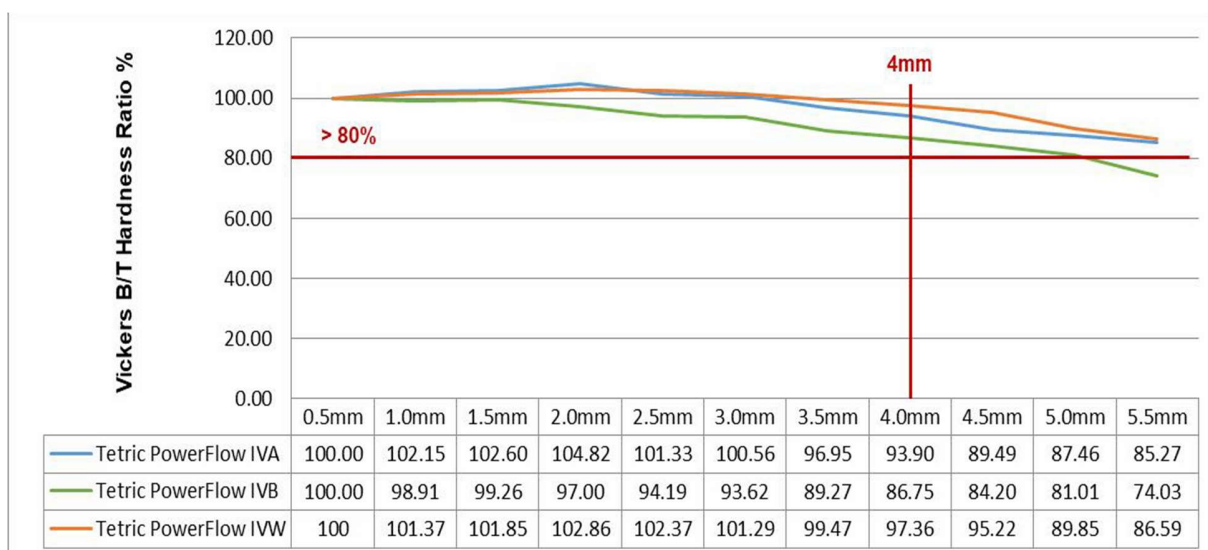


Fig. 43. Rapporti di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore a intervalli di 0,5 mm per ciascun colore di Tetric PowerFlow.

Si può notare che a una profondità di 4 mm (la massima profondità di incremento consigliata per i compositi Tetric Power Fill/Flow), il rapporto supera di gran lunga la soglia dell'80% per tutti i colori di entrambi i materiali. La soglia dell'80% viene infatti superata fino a 5 mm per tutti i colori mentre scende sotto l'80% a 5,5 mm per il colore IVW di Tetric PowerFill e per il colore IVB di Tetric PowerFlow. I valori di VH raggiunti da Tetric PowerFill a 4 mm sono risultati superiori alle percentuali ottenute da Tetric EvoCeram Bulk Fill (IVA 86%, IVB 85%, IVW 88%) polimerizzato per 10 secondi con Bluephase Style in un'identica indagine.

Rapporto di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore: Tetric Power Fill a varie distanze di polimerizzazione

Il rapporto di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore è stato studiato anche rispetto alla distanza di polimerizzazione, ovvero alla distanza tra la finestra di emissione della lampada e il composito da polimerizzare. Il grafico sottostante mostra il rapporto VH per Tetric PowerFill nel colore IVA (dopo 3 secondi di polimerizzazione con Bluephase PowerCure). Il colore IVA rappresenta il risultato peggiore, dal punto di vista della polimerizzazione, in quanto contiene la percentuale maggiore di pigmenti e presenta quindi i valori più bassi in fatto di traslucenza e diffusione della luce. La soglia dell'80% per incrementi di 4 mm viene superata fino a una distanza di 6 mm e viene quasi raggiunta a una distanza di 8 mm.

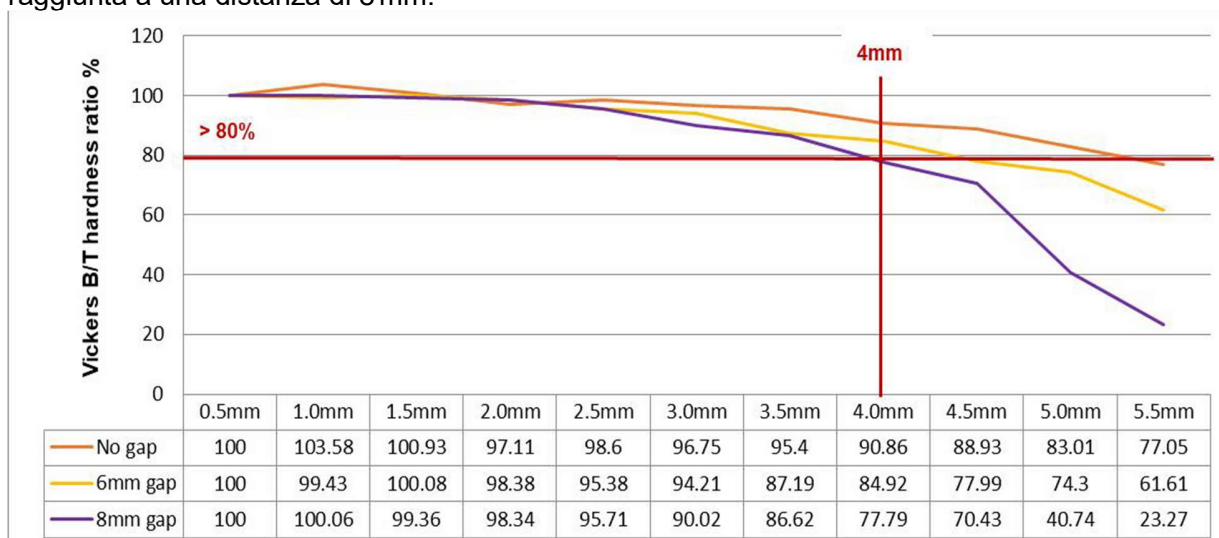


Fig. 44. Rapporti di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore a intervalli di 0,5 mm per il colore IVA di

Tetric PowerFill a varie distanze di polimerizzazione.

Rapporto di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore: polimerizzazione di 3 s e 10 s

Il grafico sottostante mostra il rapporto di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore per Tetric PowerFill (IVA) polimerizzato convenzionalmente per 10 secondi e per 3 secondi in modalità Cure-Mode. Il prodotto viene confrontato anche con Tetric EvoCeram Bulk Fill (IVA) e Tetric EvoCeram (A3).

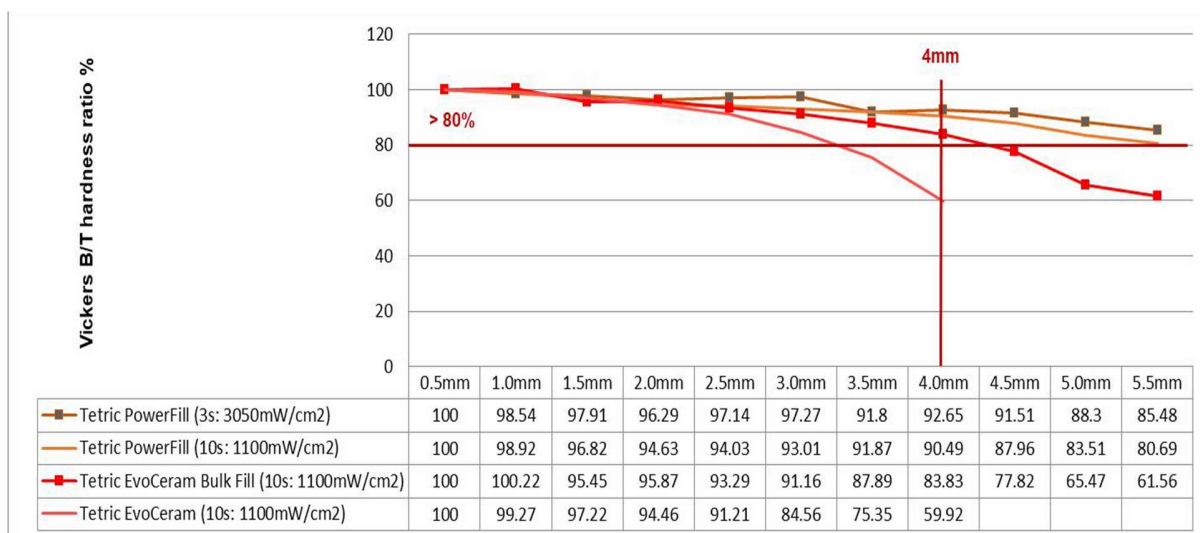


Fig. 45. Rapporti di durezza Vickers lato inferiore/lato superiore a intervalli di 0,5 mm per Tetric PowerFill, Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric EvoCeram.

Si può notare che il metodo di polimerizzazione (3 s o 10 s) ha poca influenza sui rapporti di durezza risultanti per Tetric PowerFill. In entrambi i casi la soglia dell'80% viene di gran lunga superata a una profondità di 4 mm. Tetric PowerFill raggiunge valori superiori a quelli di Tetric EvoCeram Bulk Fill con entrambe le modalità di polimerizzazione e alla profondità di 4 mm i valori raggiunti (>90%) sono simili a quelli ottenuti da Tetric EvoCeram (un materiale incrementale) a una profondità di 2 mm.

Si noti inoltre che i valori iniziali di durezza superficiale, che determinano il valore del 100%, sono simili per tutti i materiali. Chiaramente l'80% di uno scarso valore superficiale non è un risultato auspicabile. Ciascuno dei materiali indicati nel grafico qui sopra presenta una durezza media del lato superiore (a 0,5 mm) compresa tra 620 e 690 MPa.

5.2.2 Conversione del doppio legame

Al fine di indagare ulteriormente il livello di indurimento/polimerizzazione, è stato testato il grado di conversione del doppio legame nei compositi tramite spettroscopia FTIR. I materiali restaurativi sono stati posizionati sul cristallo dell'unità ATR dello spettrometro FTIR. Il materiale è stato condensato in uno stampo di un'altezza specifica, la superficie è stata ricoperta con una striscia di PE e irradiata per il tempo di polimerizzazione definito con la corrispondente unità di polimerizzazione. La banda FTIR del sistema aromatico del monomero Bis-GMA (che rimane invariata durante la polimerizzazione) viene utilizzata come standard interno e il quoziente viene formato con l'integrale del segnale del metacrilato. Questa procedura è stata ripetuta 30 volte ed è stata ottenuta la media dei quozienti calcolati. Il confronto della media dei quozienti prima e dopo l'esposizione consente di stimare la conversione del doppio legame in percentuale. Se per ogni monomero bifunzionale (ovvero con due funzioni di metacrilato disponibili per monomero) un doppio legame reagisce in una catena polimerica lineare, si ottiene una conversione del doppio legame pari al 50%. Ogni reazione del secondo doppio legame disponibile dei monomeri bifunzionali funge da punto di connessione (cross-link) nella rete polimerica 3D finale. Non esiste

una conversione al 100% di ogni doppio legame esistente per tutti i monomeri bifunzionali, perché non tutti i doppi legami primari esistenti reagiscono in una catena polimerica lineare. Per problemi di spazio non è possibile, inoltre, stabilire un cross-link nella rete polimerica per ogni doppio legame secondario esistente. Di conseguenza, sono comuni valori di conversione del doppio legame compresi tra il 40 e il 70% (a seconda della matrice).

I valori di conversione per i materiali fluidi sono solitamente più elevati, a causa del loro contenuto di riempitivo relativamente inferiore (contenuto di monomero/matrice relativamente più elevato) e della maggiore flessibilità dei loro monomeri all'interno di una matrice a bassa viscosità, ovvero la maggiore mobilità dei loro doppi legami metacrililicifunzionali.

Il grafico seguente mostra il confronto fra incrementi di 4 mm di Tetric PowerFill polimerizzati per 3 o 10 secondi con Bluephase PowerCure, in modalità 3s Cure e High rispettivamente, e un incremento di 2 mm di Tetric EvoCeram polimerizzato convenzionalmente. Analogamente, sulla destra del grafico, il Tetric PowerFlow fluido viene confrontato in diverse modalità di polimerizzazione e con Tetric EvoFlow.

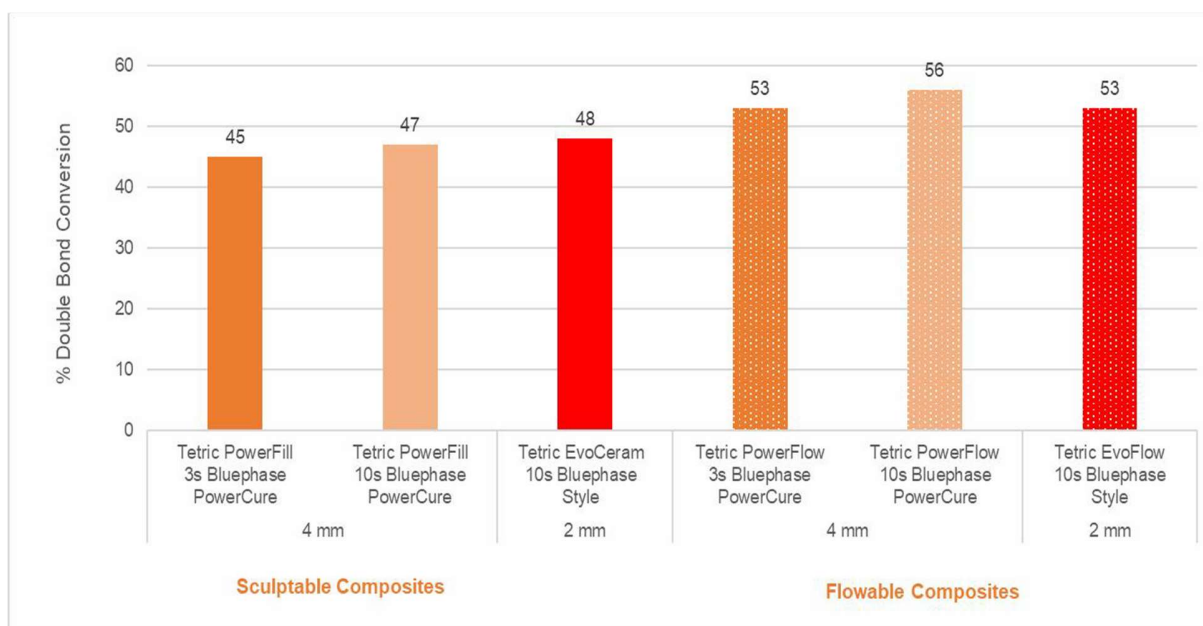


Fig. 46. Conversione del doppio legame in Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow con diversi protocolli di polimerizzazione e rispetto a compositi convenzionali.

I valori sono tutti molto simili all'interno di ogni gruppo di compositi (modellabili o fluidi), ovvero Tetric PowerFill non presenta differenze degne di nota quando viene polimerizzato per 3 o 10 secondi e il grado di conversione è simile a quello ottenuto con un incremento più sottile del consolidato composito Tetric EvoCeram. Un quadro molto simile, anche se a un livello leggermente superiore (a causa del più alto contenuto di monomero dei fluido), si osserva con Tetric PowerFlow. La modalità 3s Cure non differisce sostanzialmente dalla polimerizzazione in 10 secondi o dal grado di conversione previsto nei compositi tradizionali.

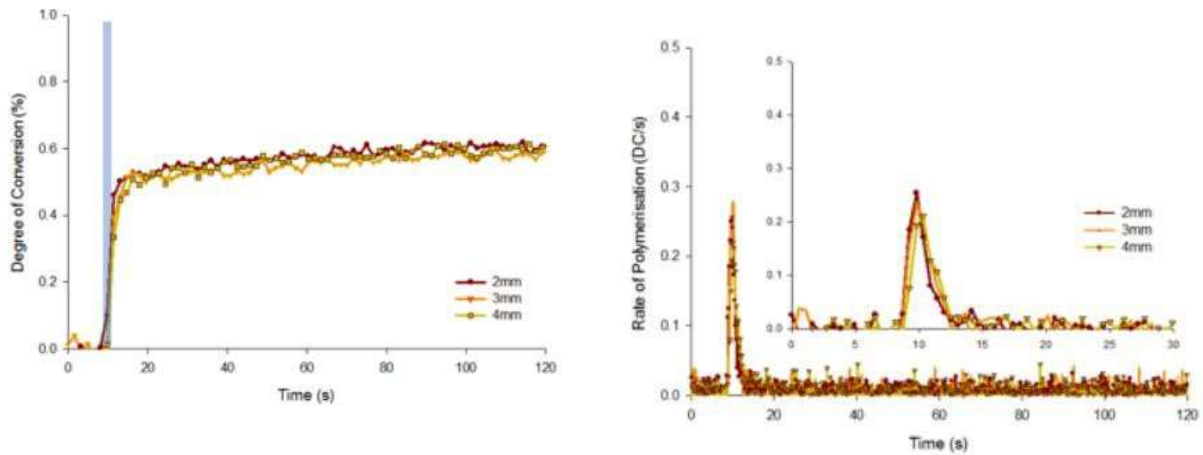
Grado di conversione: modalità 3s Cure vs. polimerizzazione convenzionale³⁰

W. Palin, Università di Birmingham, Regno Unito (2018)

Palin et al dell'Università di Birmingham, Regno Unito, hanno studiato il grado di conversione in provini di Tetric PowerFill, Tetric PowerFlow, polimerizzati utilizzando Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure (3050 mW/cm²) e polimerizzati convenzionalmente con Bluephase Style (1200 mW/cm²) per 10 secondi. Il grado di conversione è stato misurato sulla superficie inferiore di provini da 2, 3 e 4 mm dei due materiali utilizzando la spettroscopia di assorbimento ATR-IR

(rivelatore MCT). Il tempo di fotopolimerizzazione è illustrato dalla colonna di colore azzurro nei diagrammi sulla sinistra.

Tetric PowerFill polimerizzato con Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure



Tetric PowerFill polimerizzato con Bluephase Style per 10 s

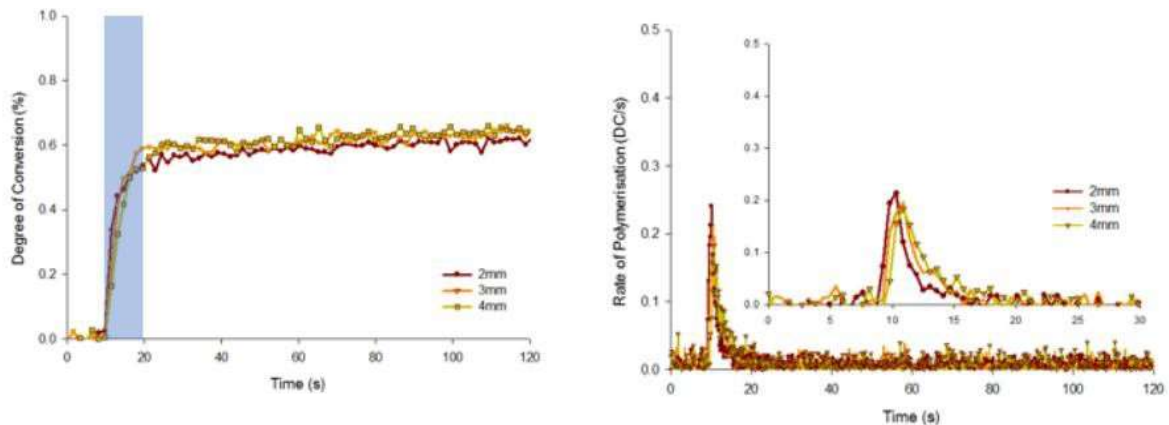
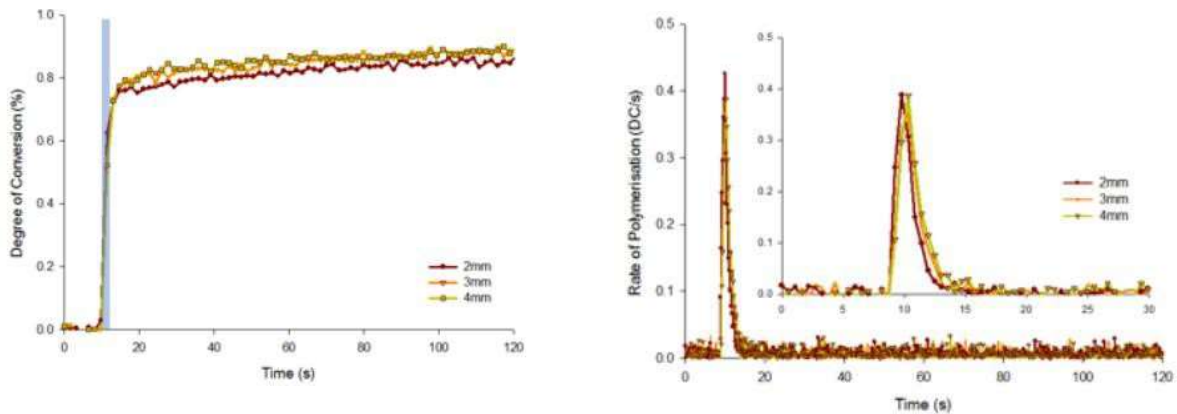


Fig. 47 a-d. Grado di conversione per Tetric PowerFill polimerizzato con Bluephase PowerCure (diagrammi in alto) o convenzionalmente con Bluephase Style (diagrammi in basso). *Palin, Università di Birmingham, Regno Unito*

Il pattern del grado di conversione per il composito modellabile Tetric PowerFill è moltosimile per tutte le profondità del composito sia con Bluephase PowerCure (3 s) sia con Bluephase Style (10 s).

Tetric PowerFlow polimerizzato con Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure



Tetric PowerFlow polimerizzato con Bluephase Style per 10 s

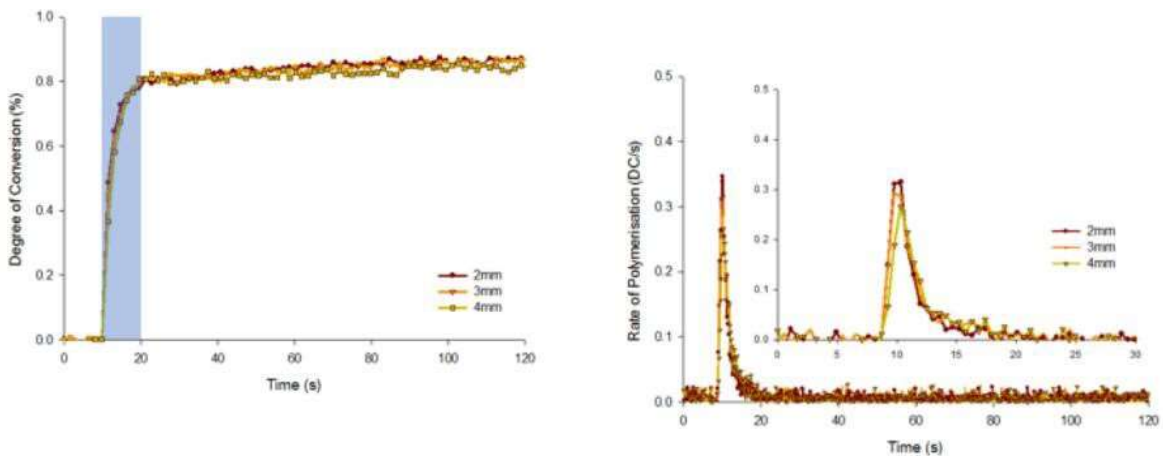


Fig. 48 a-d. Grado di conversione per Tetric PowerFlow polimerizzato con Bluephase PowerCure (diagrammi in alto) o convenzionalmente con Bluephase Style (diagrammi in basso). *Palin, Università di Birmingham, Regno Unito*

Come per il composito modellabile, il pattern del grado di conversione del composito fluido Tetric PowerFlow è molto simile per tutte le profondità del composito ed è in gran parte identico a quello ottenuto con polimerizzazione convenzionale.

Grado di conversione: modalità 3s Cure vs. polimerizzazione convenzionale³¹

N. Ilie, Università di Monaco, Germania

Nicoleta Ilie dell'Università di Monaco ha misurato il grado di conversione usando la spettroscopia ATR-FTIR (Attenuated Total Reflection - Fourier Transform Infrared Spectroscopy) in provini da 2 mm e 4 mm di Tetric PowerFill polimerizzato con Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure o convenzionalmente in modalità High per 10 s (1200 mW/cm²) e Tetric EvoCeram Bulk Fill, anch'esso polimerizzato in modalità High (10 s).

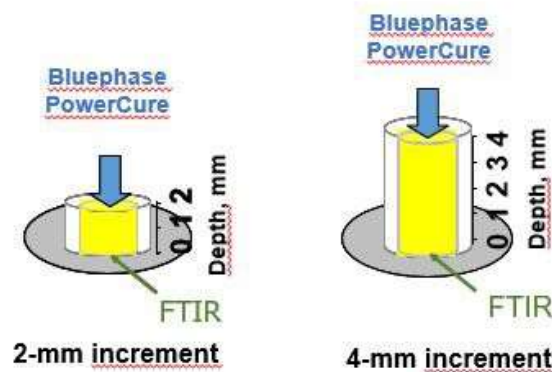


Fig. 49. Rappresentazione schematica della configurazione sperimentale per la misurazione del grado di conversione. Ilie, Università di Monaco, Germania³¹

Non è stata osservata alcuna differenza significativa (tutti i valori $p > 0,05$) tra i provini da 2 mm e 4 mm all'interno di un gruppo.

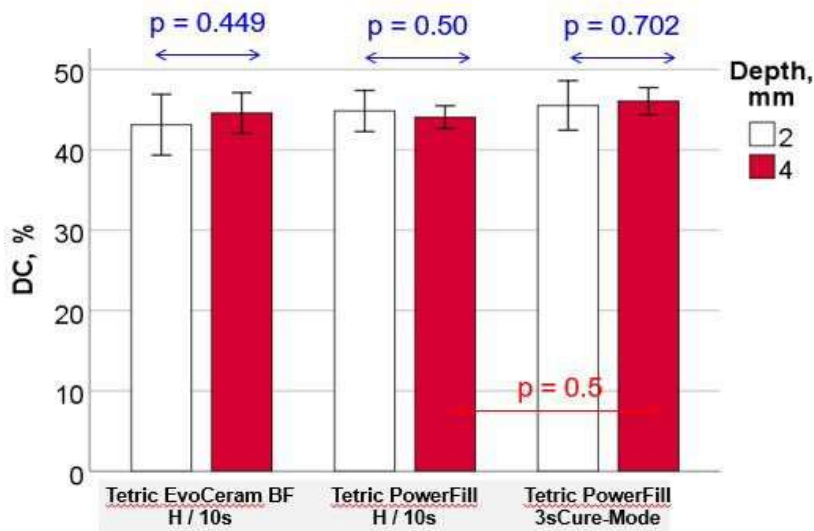


Fig. 50. Grado di conversione in provini da 2 mm e 4 mm. Ilie, Università di Monaco, Germania³¹

Non sono state inoltre osservate differenze significative tra la profondità di polimerizzazione nel provino da 4 mm di Tetric PowerFill polimerizzato in modalità 3s Cure rispetto alla polimerizzazione convenzionale. Ciò significa che entrambe le modalità di polimerizzazione

hanno prodotto risultati di polimerizzazione simili in termini di grado di conversione del monomero.

5.2.3 Contrazione

Da tempo è generalmente riconosciuto che l'applicazione e la polimerizzazione di restauri in composito in incrementi da 2 mm, previene in parte gli effetti indesiderati della contrazione da polimerizzazione. Questo è riconducibile principalmente a tre fattori: l'uso di un volume ridotto di materiale, un fattore di configurazione della cavità più basso e un contatto minimo con le pareti della cavità opposte durante la polimerizzazione. È ampiamente riconosciuto che l'otturazione incrementale riduce lo stress da contrazione come risultato del ridotto volume del materiale da polimerizzare. La perdita di volume è compensata dall'incremento successivo e gli effetti negativi della contrazione da polimerizzazione sono ridotti, poiché solo la riduzione di volume dell'ultimo strato può danneggiare la superficie di adesione.³²

Ridurre al minimo lo stress da contrazione in un materiale applicato in bulk è quindi particolarmente importante. In Tetric PowerFill e in Tetric PowerFlow, questo è possibile in parte grazie all'inclusione di un attenuatore dello stress da contrazione con un basso modulo di elasticità (vedere paragrafo 2.2). La contrazione volumetrica (studiata in base al principio del galleggiamento di Archimede) e la forza di contrazione (studiata con un dispositivo di misurazione dello stress da contrazione Bioman), sono descritte di seguito per Tetric Power Fill e Tetric Power Flow.

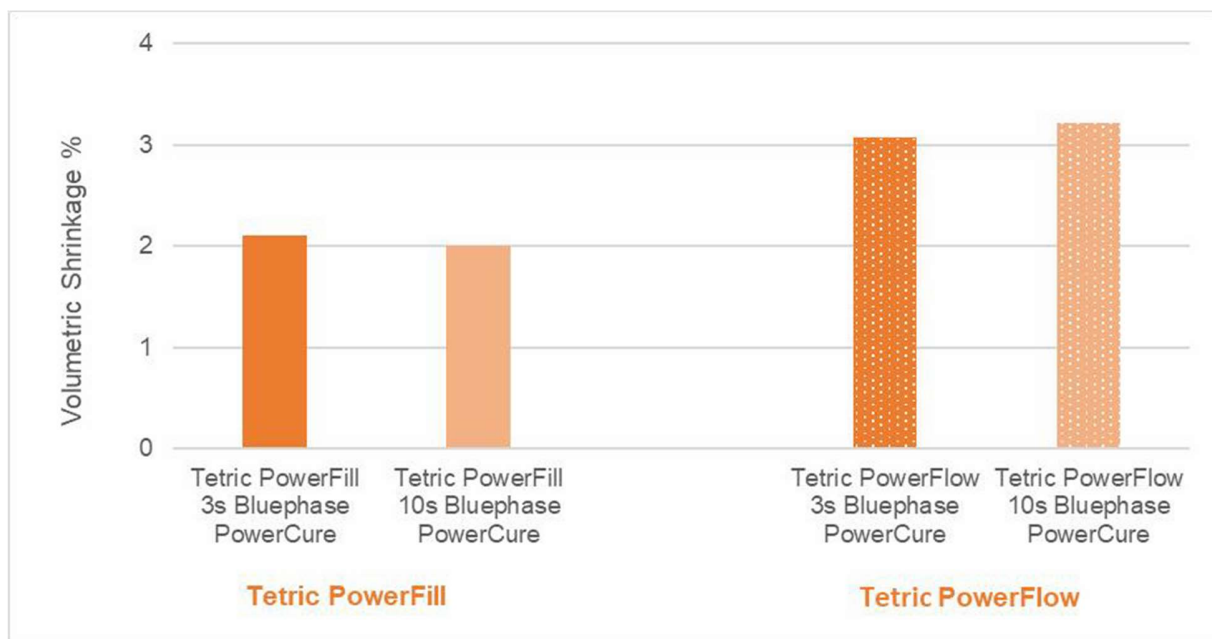


Fig. 51. Contrazione volumetrica di Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow polimerizzati per 3 (3050 mW/cm²) o 10 secondi (1200 mW/cm²) con Bluephase PowerCure

La polimerizzazione per 3 o 10 secondi con Bluephase PowerCure non ha avuto effetti evidenti sulla contrazione volumetrica in Tetric PowerFill o Tetric PowerFlow. Come prevedibile, la contrazione è leggermente superiore nel composito fluido a causa del maggiore contenuto di monomero e del minore contenuto di riempitivo.

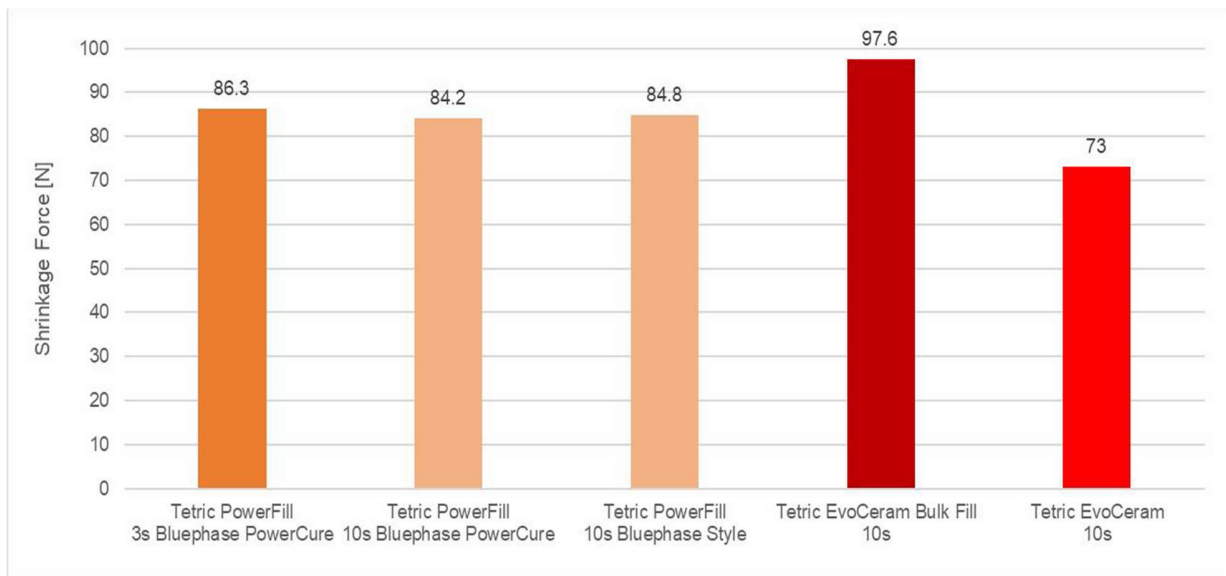


Fig. 52. Forza di contrazione per Tetric PowerFill con vari protocolli di polimerizzazione rispetto a Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric EvoCeram.

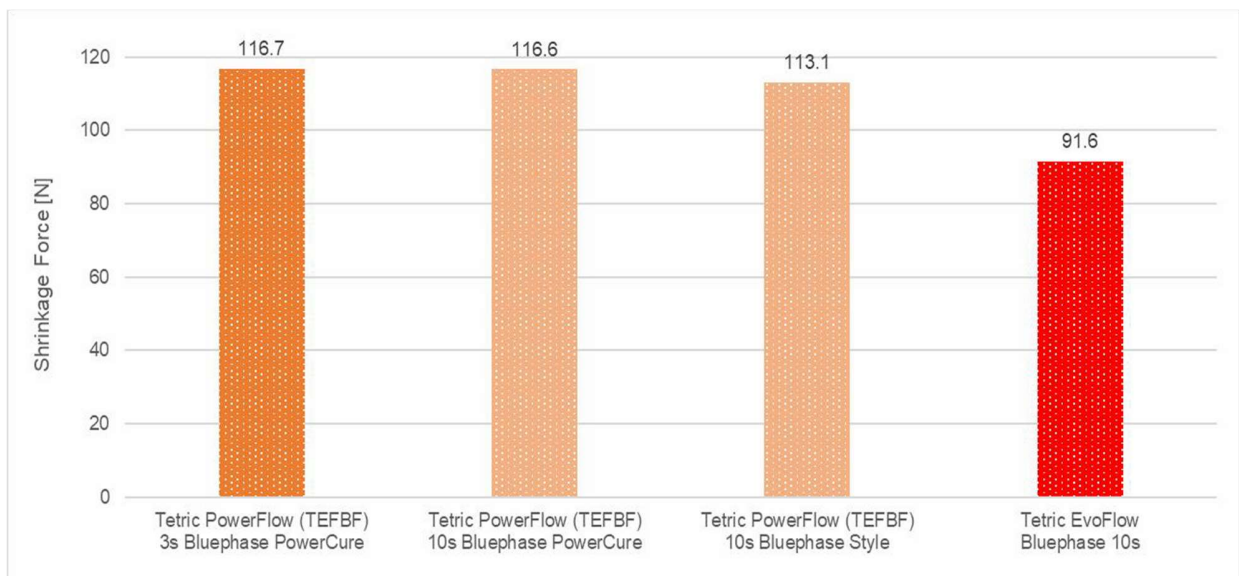


Fig. 53. Forza di contrazione per Tetric PowerFlow (TEFBF) con vari protocolli di polimerizzazione rispetto a Tetric EvoFlow

A causa dell'elevato contenuto di monomero, il grado di contrazione nei compositi fluidi (vedere Figura 53) è superiore a quella dei compositi modellabili (vedere Figura 52). Tuttavia la contrazione è sostanzialmente identica per Tetric PowerFill, indipendentemente dal protocollo di polimerizzazione, e mostra una forza di contrazione inferiore a quella del prodotto consolidato Tetric EvoCeram Bulk Fill dopo 10 secondi di polimerizzazione. Anche Tetric PowerFlow, identico a Tetric EvoFlow Bulk Fill (TEFBF), ha mostrato valori della forza di contrazione praticamente identici, indipendentemente dal protocollo di polimerizzazione.

5.2.4 Resistenza alla flessione

La resistenza alla flessione è una misura delle prestazioni di un composito. Chiaramente, un composito deve essere adeguatamente polimerizzato per raggiungere un'adeguata resistenza alla flessione. La norma ISO 4049 relativa a materiali restaurativi a base di polimeri richiede che la resistenza alla flessione superi gli 80 MPa.

Di seguito sono presentati i risultati delle indagini condotte internamente sulla resistenza alla flessione. Alcuni provini (2 x 2 x 25 mm) per ogni colore di Tetric PowerFill (n=5 per tonalità) sono stati polimerizzati per 3 secondi con la lampada fotopolimerizzatrice Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure (3050 mW/cm²) o per 10 secondi in modalità High (1200mW/cm²).

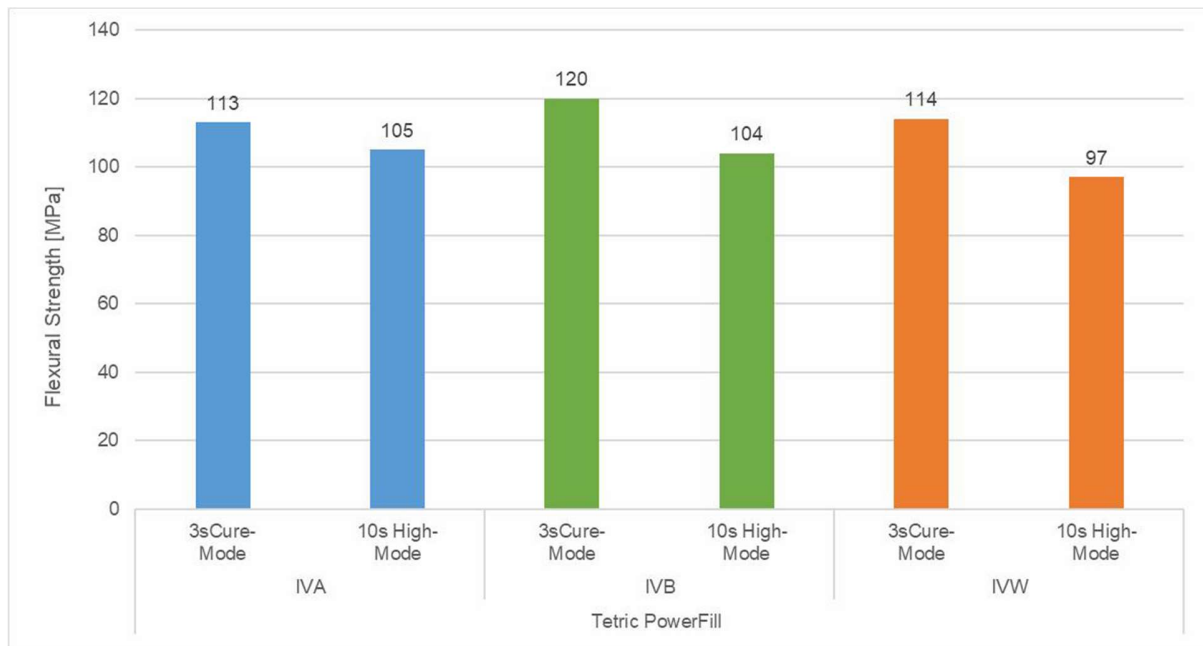


Fig. 54. Resistenza alla flessione media di tutti i colori di Tetric PowerFill polimerizzati per 3 secondi versus 10 secondi.

Il grafico mostra valori di resistenza alla flessione simili in entrambe le modalità di polimerizzazione; quelli ottenuti dopo 3 secondi sono risultati effettivamente superiori ai valori ottenuti con 10 secondi di polimerizzazione.

La resistenza alla flessione di Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow (identico a Tetric EvoFlow Bulk Fill: TEFBF) ottenuta con una polimerizzazione in modalità 3s Cure con Bluephase PowerCure (3050 mW/cm²) è stata confrontata con quella ottenuta con un tempo di polimerizzazione di 10 secondi con Bluephase Style (1200 mW/cm²) e con quella ottenuta dai compositi applicati in incrementi Tetric EvoCeram e Tetric EvoFlowrispettivamente.

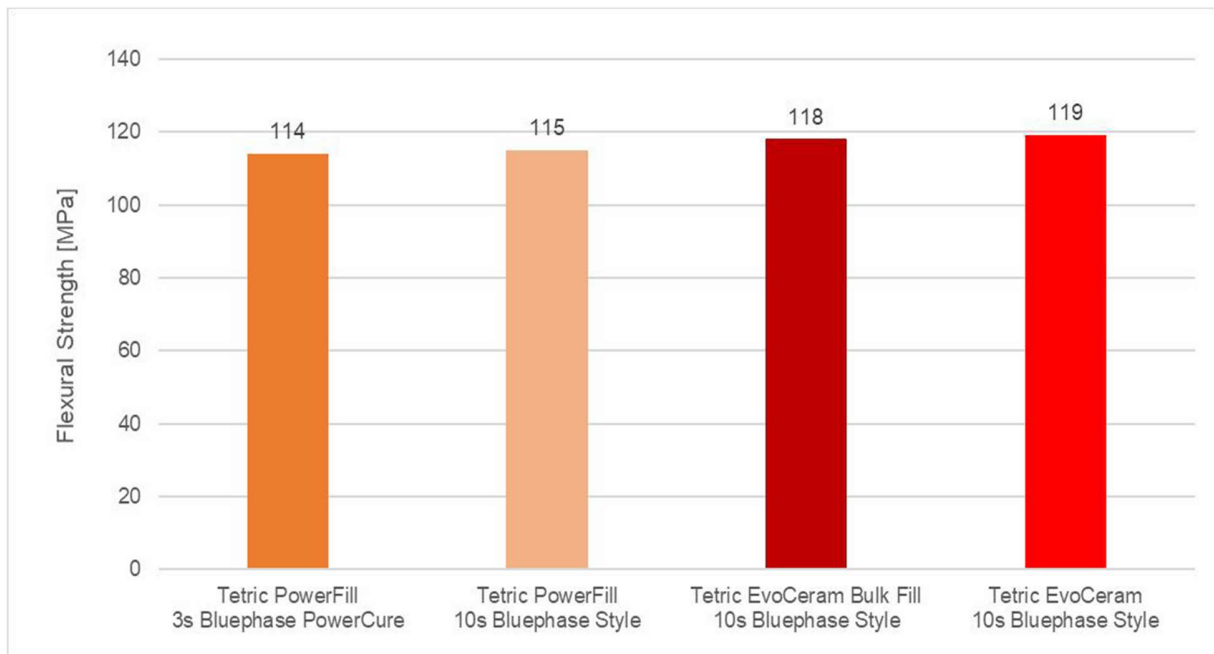


Fig. 55. Resistenza alla flessione di Tetric PowerFill e di altri compositi modellabili con vari protocolli di polimerizzazione.

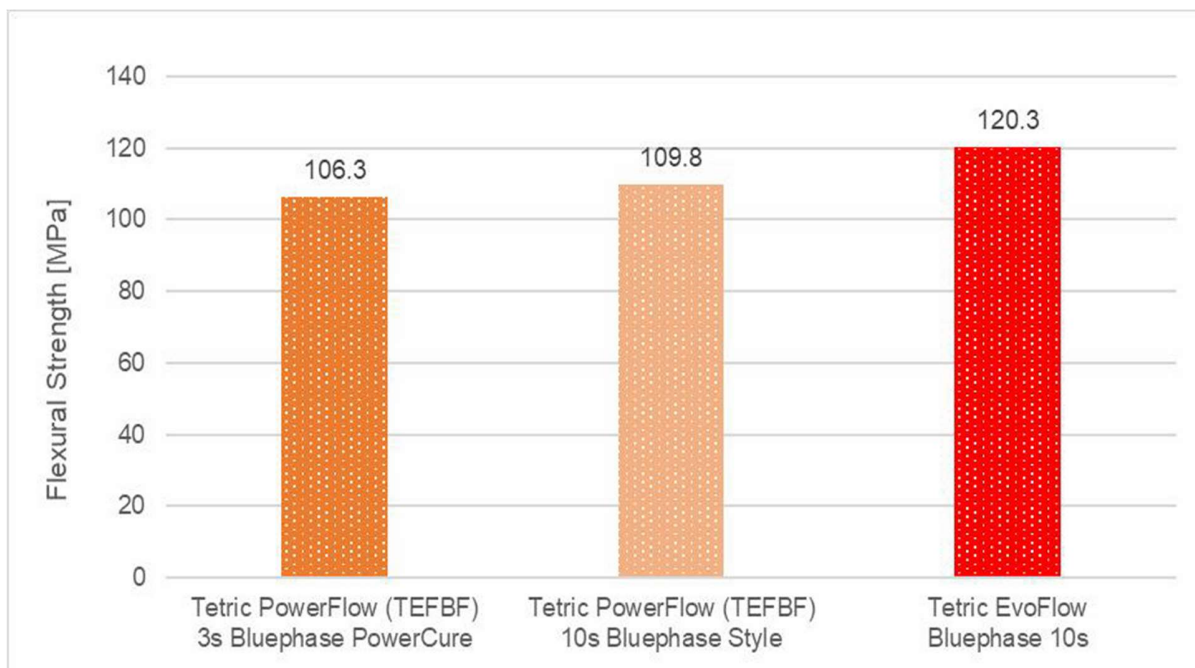


Fig. 56. Resistenza alla flessione di Tetric PowerFlow (TEFBF) e Tetric EvoFlow con vari protocolli di polimerizzazione.

È stata osservata una differenza minima tra i diversi compositi modellabili (vedere Figura 55) e i compositi fluidi (vedere Figura 56).

Caratteristiche del composito e dell'unità di polimerizzazione: resistenza alla flessione³¹

N. Ilie, Università di Monaco, Germania (2018)

Nicoleta Ilie ha studiato la resistenza alla flessione degli stessi tre gruppi di compositi polimerizzati (n=20) descritti a pagina 49. I provini di Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric PowerFill (2 mm x 2 mm x 18 mm) sono stati preparati e sottoposti al test di flessione su tre punti per determinare resistenza alla flessione e modulo di elasticità a una velocità della traversa di 0,5 mm/min. I provini sono stati conservati a 37 °C in acqua distillata per 24 ore prima del test.

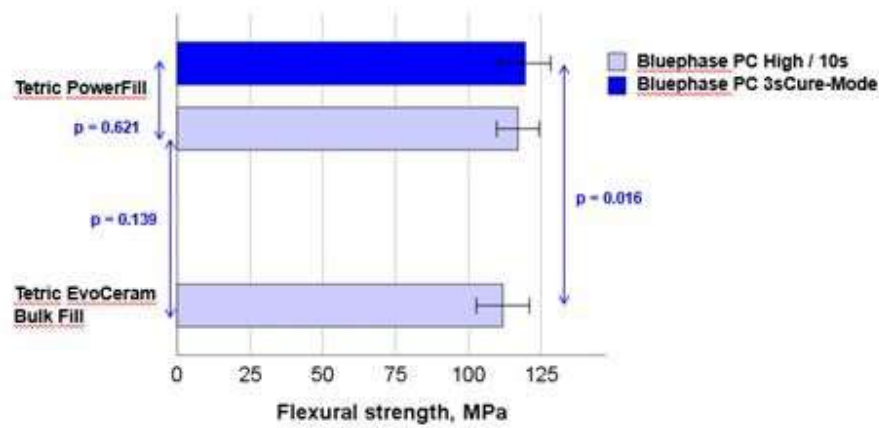


Fig. 57. Resistenza alla flessione di Tetric PowerFill con diversi protocolli di polimerizzazione rispetto a Tetric EvoCeram Bulk Fill. *N. Ilie, Università di Monaco, Germania*

Tutti i valori di resistenza alla flessione in tutti i gruppi sono risultati ben oltre gli 80 MPa. Non è stata osservata alcuna differenza significativa nella modalità di polimerizzazione utilizzata per i valori di resistenza alla flessione in Tetric PowerFill, o fra Tetric PowerFill e Tetric EvoCeram Bulk Fill polimerizzati in modalità High per 10 secondi. È stata rilevata una differenza significativa fra Tetric PowerFill polimerizzato per 3 secondi e Tetric EvoCeram Bulk Fill polimerizzato per 10 secondi (p=0,016); tuttavia i valori erano sufficientemente elevati in entrambi i gruppi.

Modulo di elasticità

Il modulo di elasticità non ha indicato differenze significative tra i gruppi di compositi o di modalità di polimerizzazione.³¹

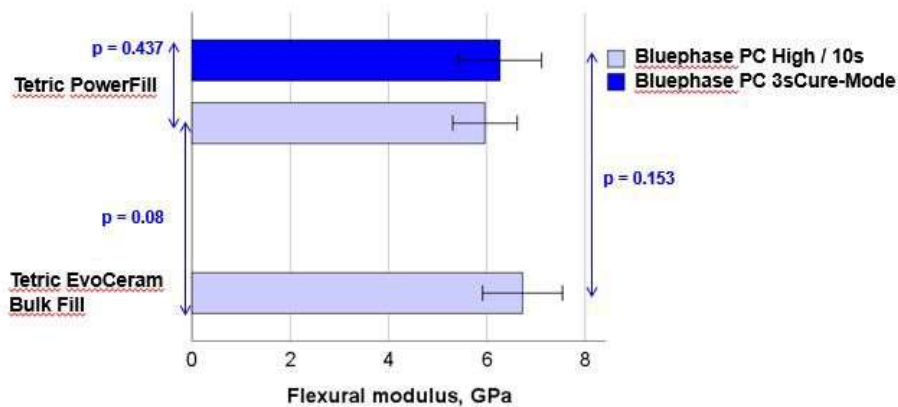


Fig. 58. Modulo di elasticità di Tetric PowerFill con diversi protocolli di polimerizzazione rispetto a Tetric EvoCeram Bulk Fill. *N. Ilie, Università di Monaco, Germania*

5.2.5 Usura

Sono state analizzate le proprietà di usura e lucidabilità di Tetric PowerFill. Tetric PowerFlow non è stato valutato sotto questo aspetto in quanto non è esposto all'usura e non viene lucidato. Viene citato solo come strato al di sotto di un composito modellabile come il Tetric PowerFill. Ivoclar Vivadent utilizza un simulatore di masticazione Willytec per misurare la resistenza all'usura dei materiali restaurativi. L'obiettivo è quello di simulare i processi di masticazione utilizzando una procedura standardizzata per ottenere risultati comparabili. A tale scopo si utilizzano antagonisti standardizzati in ceramica (IPS Empress Esthetic). I provini piatti vengono sottoposti a 120.000 cicli masticatori con un carico di 50 N e un movimento orizzontale di 0,7 mm. La perdita verticale di sostanza viene misurata con uno scanner 3D al laser. Una perdita verticale di 200 μm viene valutata come usura bassa e una perdita compresa tra 200 - 300 μm viene valutata come usura media.

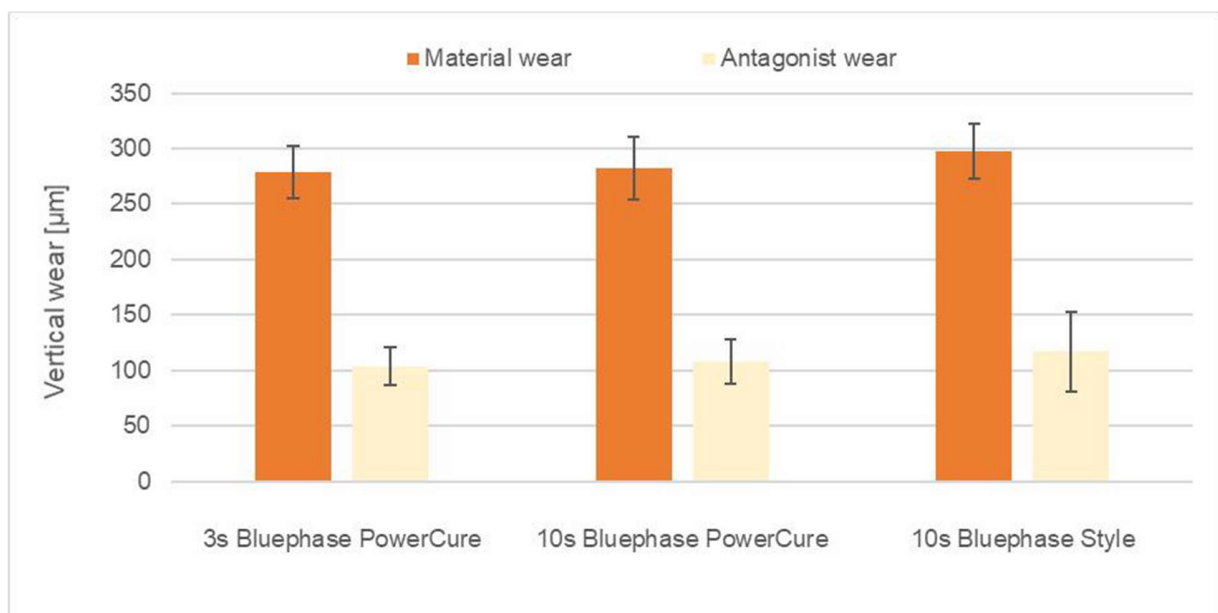


Fig. 59. Usura verticale media di Tetric PowerFill e dell'antagonista dopo protocolli diversi di polimerizzazione. *Preclinic, R&S Ivoclar Vivadent Aprile 2014*

Tetric PowerFill mostra un'usura media con perdita verticale di sostanza $< 300 \mu\text{m}$. Non è stata osservata alcuna differenza statisticamente significativa tra i diversi protocolli di polimerizzazione in termini di usura.

5.2.6 Lucidabilità

La lucidatura rappresenta una fase fondamentale nel restauro diretto. Una piacevole lucentezza superficiale è decisiva per l'aspetto estetico, mentre le superfici ruvide favoriscono la formazione di macchie e l'accumulo di placca. Sono stati studiati gli stessi gruppi di polimerizzazione descritti sopra ($n=8$ per gruppo). I provini Tetric PowerFill sono stati irruviditi con carta vetrata (grana 320) per ottenere una rugosità superficiale iniziale definita. I provini sono stati poi conservati al riparo dall'umidità a 37°C per 24 ore, dopodiché la loro brillantezza è stata misurata con un glossmetro Novo-Curve e la ruvidità superficiale è stata determinata con un dispositivo di misurazione FRT MicroProf. I provini sono stati lucidati con un sistema di lucidatura monofase OptraPol Next Generation ad una pressione di 2N a 10.000 giri/min con raffreddamento ad acqua. I provini sono stati lucidati per un totale di 30 secondi, con misurazione della brillantezza e della ruvidità superficiale a intervalli di 10 secondi. Come materiale di riferimento è stato utilizzato vetro nero con un indice di lucentezza di 92,6. Più basso è il valore di ruvidità superficiale, migliore è la lucidabilità del materiale. Una ruvidità superficiale media $< 0,1 \mu\text{m}$ indica un'ottima lucidabilità, $< 0,2 \mu\text{m}$ indica una buona lucidabilità, un valore compreso tra $0,2 - 0,4 \mu\text{m}$ corrisponde ad una lucidabilità media e un valore $>0,4 \mu\text{m}$ indica una scarsa lucidabilità.

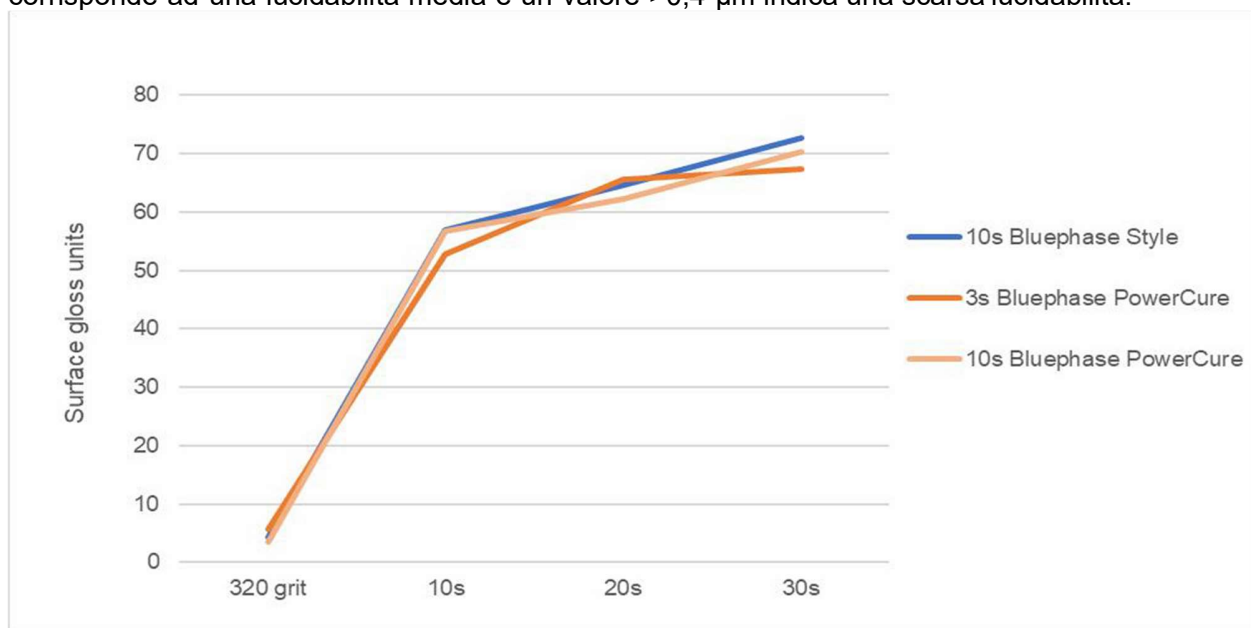


Fig. 60. Lucentezza superficiale media di Tetric PowerFill dopo vari protocolli di polimerizzazione e lucidatura con OptraPol Next Generation per un massimo di 30 secondi. *Preclinic R&S Ivoclar Vivadent, Schaan, marzo, 2017*

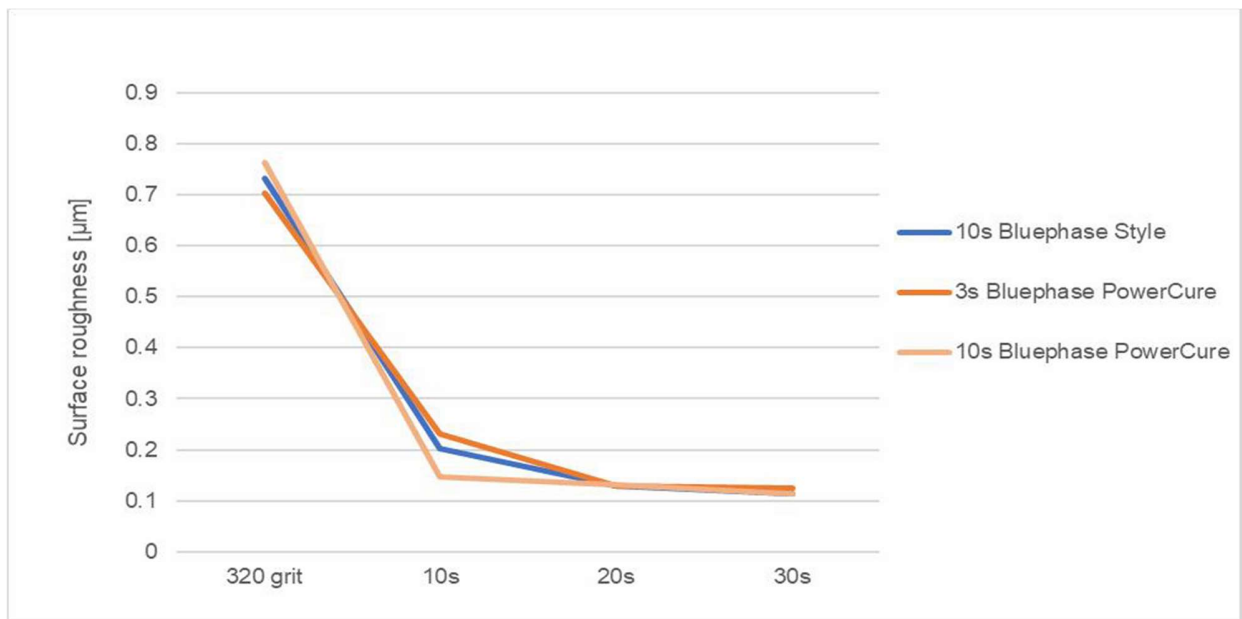


Fig. 61. Ruvidità superficiale media di Tetric PowerFill dopo vari protocolli di polimerizzazione e lucidatura con OptraPol Next Generation per un massimo di 30 secondi. *R&S Ivoclar Vivadent, Schaan, marzo, 2017*

La lucidabilità di Tetric PowerFill può essere valutata "buona" con un valore medio di brillantezza di circa 70 e una ruvidità superficiale media inferiore a 0,2 µm.

6. Indagini su Bluephase PowerCure

6.1 Valutazione dell'intensità luminosa/radianza

Ilie (Monaco, Germania) e Price (Halifax, Canada) hanno studiato e verificato il funzionamento di varie caratteristiche della lampada fotopolimerizzatrice BluephasePowerCure

Caratteristiche della lampada e assorbimento della luce³³

R. Price, Dalhousie University, Halifax, Canada (2018)

Bluephase PowerCure è dotata di quattro diversi programmi di radianza o intensità luminosa a seconda della situazione clinica. La luce è espressa in funzione dell'area superficiale della finestra di emissione della lampada, come discusso nella sezione 2.4.3. Richard Price della Dalhousie University di Halifax Canada ha testato la radianza della Bluephase Power Cure (n=5) con una sfera di Ulbricht, in modalità High, Turbo e 3s Cure. I calcoli della radianza sono stati effettuati utilizzando un diametro effettivo di 9,25 mm.

Programma Bluephase PowerCure	High	Turbo	3s Cure
Valore di radianza del produttore (mW/cm ²)	1200 ±10%	2100 ±10%	3050 ±10%
Gamma di radianza del produttore (mW/cm ²)	1080 - 1320	1890 - 2310	2745 - 3355
Potenza misurata (mW)	774	1288	1954
Intensità luminosa/radianza misurata (mW/cm ²)	1151	1917	2908

Tabella 7. Valori di intensità luminosa indicati dal produttore rispetto ai valori misurati con una sfera di Ulbricht *R. Price, Dalhousie University, Halifax, Canada*³³

Come precedentemente citato, molte unità fotopolimerizzatrici non raggiungono l'intensità dichiarata dal produttore. I valori di intensità della luce/radianza misurati per ogni programma di Bluephase PowerCure rientrano, tuttavia, esattamente negli intervalli indicati dal produttore. Ad es. 2908 mW/cm² misurato in modalità 3s Cure rientra nella gamma 3050 ±10% di 2745 - 3355 mW/cm².

6.2 Distribuzione Polywave

Il pattern di lunghezza d'onda è stato misurato ed è illustrato qui sotto. L'illustrazione mostra la distribuzione polywave a doppio picco rispetto alla potenza radiante spettrale in mW/nm. Si può notare che la potenza aumenta quando si sceglie una modalità di fotopolimerizzazione più elevata (picchi più elevati con una lunghezza d'onda di 450 nm). Questo tuttavia è vero solo per la luce che rientra nella gamma di lunghezze d'onda della luce visibile blu. La potenza radiante spettrale nella gamma della luce ultravioletta (picco di circa 412 nm) non si modifica con le modalità di polimerizzazione a intensità più elevata.

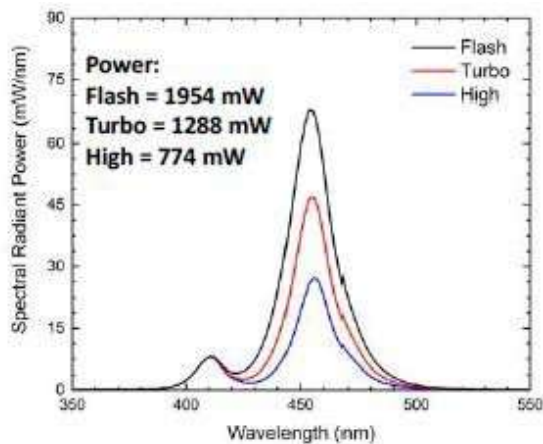


Fig. 62. Distribuzione della lunghezza d'onda di Bluephase PowerCure nelle varie modalità

6.3 Effetto della distanza di polimerizzazione

Per ciascuna modalità di polimerizzazione è stato studiato anche l'effetto della distanza dall'oggetto da polimerizzare (vedere paragrafo 2.4) utilizzando una sfera di Ulbricht con un'apertura di 8 mm di diametro. La radianza misurata naturalmente diminuisce con l'aumentare della distanza per tutti i programmi. Il calo tuttavia risulta più marcato per la modalità 3s Cure.

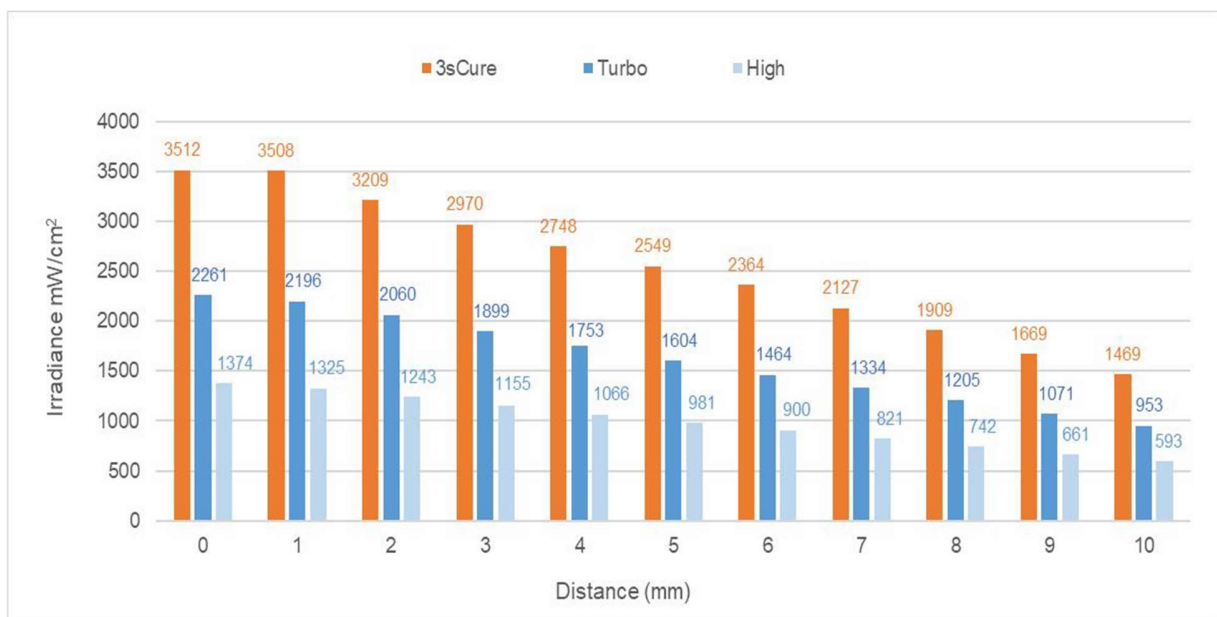


Fig. 63. Effetto della distanza sulla radianza illustrato per 3 programmi di Bluephase PowerCure. R. Price, Università di Dalhousie, Halifax, Canada

6.4 Effetto dell'angolazione del conduttore ottico

L'impiego di Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure è indicato solo quando è possibile la polimerizzazione dal lato occlusale. Ciò significa che il conduttore ottico deve essere posizionato con la minor angolazione possibile dalla superficie del restauro di classe I oII.

Caratteristiche del composito e dell'unità di polimerizzazione: resistenza alla flessione³¹

N. Ilie, Università di Monaco, Germania

Nicoleta Ilie dell'Università di Monaco ha studiato l'effetto dell'angolazione sulla radianza misurata.

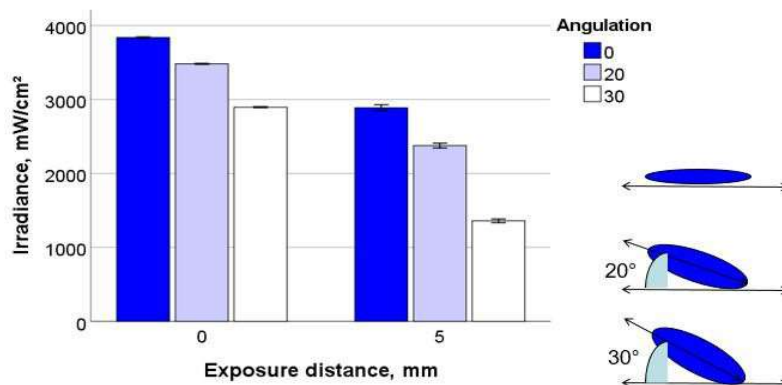


Fig 64. Effetto della distanza e dell'angolazione del conduttore ottico sulla radianza risultante con Bluephase Power Cure in modalità 3s Cure. N. Ilie, Università di Monaco, Germania

Maggiore l'angolazione del conduttore ottico, minore la radianza. Questo effetto è tanto più pronunciato quanto più il conduttore ottico viene allontanato dal materiale (5 mm vs = 0 mm). Ciò dimostra l'importanza di un corretto posizionamento del conduttore ottico. Nei casi in cui ciò non è possibile, si dovrebbe utilizzare un tempo di polimerizzazione più lungo con una modalità di polimerizzazione convenzionale per garantire una profondità di polimerizzazione adeguata.

La funzione Polyvision fornisce assistenza in situazioni in cui, ad esempio, l'angolazione aumenta improvvisamente a causa di uno slittamento della mano. L'utente viene avvertito dell'uso improprio tramite una vibrazione e il tempo di polimerizzazione viene automaticamente prolungato del 10% se necessario.

7. Esperienza clinica con il sistema di prodotti 3s PowerCure

Sviluppo di calore nella polpa e nei tessuti circostanti (*in vivo/in vitro*)

I moderni LED generano alte intensità luminose. Di norma, maggiore è l'intensità luminosa/radianza della lampada fotopolimerizzatrice, maggiore è il rilascio di energia e la generazione di calore. Il calore viene rilasciato durante il processo di polimerizzazione a causa della reazione esotermica del composito resinoso e dell'energia di irradiazione della lampada fotopolimerizzatrice. Benché l'efficacia della polimerizzazione della resina sia di importanza fondamentale, la polpa e i tessuti molli adiacenti al dente da polimerizzare non devono esserne danneggiati. Per evitare possibili danni alla polpa o alle mucose, le lampade fotopolimerizzatrici devono essere sempre utilizzate secondo le istruzioni per l'uso nonché con buon senso clinico e competenza.

L'opinione predominante è che la temperatura della polpa non debba aumentare più di 5,5°C. Si può prevedere con un buon margine di sicurezza che il rispetto di questo valore limite eviterà danni irreversibili alla polpa.³⁴ Tale opinione si basa su uno studio condotto da Zach e Cohen (1965)³⁵ sulle scimmie. Sono stati effettuati aumenti della temperatura della polpa tra i 4 °F (2,2°C) e i 30 °F (16,7°C) *in vivo* ed è stato riscontrato che al di sotto di una variazione di temperatura di 10 °F (5,5 °C) lo stroma è rimasto in gran parte normale e i provini di polpa erano istologicamente indistinguibili da controlli non trattati. Oltre i 10 °F (5,5 °C) le variazioni erano evidenti, anche se per la maggior parte reversibili.³⁵

La radianza di Bluephase PowerCure è pari a 3050 mW/cm² (± 10%). Questo genera un calore che può essere percepito quando il fascio di luce è semplicemente diretto sulla pelle. Sebbene i

test effettuati con Bluephase Power Cure non indichino variazioni di temperatura della polpa oltre i 5,5°C, per motivi di sicurezza non è consigliabile trattare le cavità profonde con la modalità 3s Cure. Questa modalità è indicata solo per restauri diretti di I o II classe che possono essere polimerizzati senza impedimenti dal lato oclusale.

Per avere un quadro dell'attività termica che si verifica nella camera pulpare in una situazione clinica, è stato avviato uno studio *in vivo/in vitro* con pazienti ortodontici che necessitavano di estrazione dentale.

7.1 Analisi della temperatura della polpa e della risposta infiammatoria all'esposizione radiante di una lampada fotopolimerizzatrice a LED polywave sperimentale ^{36,60}

Dr Cesar Arrais, Università Statale di Ponta Grossa, Paraná, Brasile (2018/2019)

Obiettivo: indagare e confrontare *in vivo* l'aumento della temperatura pulpare durante l'esposizione alla luce e *in vitro* i cambiamenti istologici e immunoistochimici della polpa nei denti destinati all'estrazione durante l'irradiazione con Bluephase 20i o Bluephase PowerCure.

Metodo: per lo studio sono stati reclutati pazienti che richiedevano l'estrazione dei primi premolari superiori e inferiori, ai fini del riallineamento ortodontico. L'età dei pazienti variava dai 12 ai 30 anni. Sia la temperatura pulpare (con 13 denti per gruppo) sia le valutazioni istologiche (con 3 denti per gruppo) sono state eseguite utilizzando denti diversi. Le misurazioni della temperatura pulpare sono state effettuate *in vivo* prima dell'estrazione. Le indagini istologiche prevedevano l'irradiazione *in vivo*, seguita dall'estrazione e dall'esame *in vitro*. I pazienti hanno ricevuto iniezioni di anestetico locale prima dell'indagine.

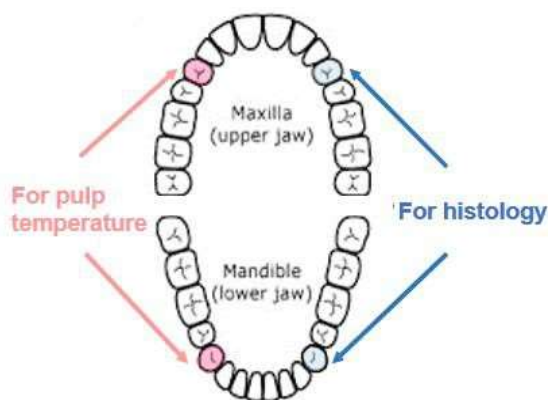


Fig. 65. Rappresentazione schematica delle posizioni dei denti oggetto dello studio

Variatione della temperatura pulpare

La superficie oclusale di ogni premolare è stata preparata utilizzando dapprima una fresa diamantata a palla e quindi una piccola fresa a penna per creare un'area minuscola di esposizione della polpa (Fig. 66a). Una sonda termocoppia sterile è stata inserita nella camera pulpare e sigillata in posizione utilizzando un materiale restaurativo provvisorio (Fig. 66b), per ridurre al minimo la perdita di calore dal dente.



Fig. 66a. Cavità occlusale con esposizione minuscola della polpa



Fig. 66b. Cavità occlusale sigillata con termocoppia



Fig. 66c. Preparazione buccale di V classe per la fotopolimerizzazione

Vicino al margine gengivale delle superfici buccali è stata preparata una cavità di V classe (Fig 66c) con una fresa diamantata a palla sotto costante raffreddamento ad acqua. Dopo le preparazioni è rimasto circa 1 mm di dentina residua tra la parete assiale e la camera pulpare. La lampada fotopolimerizzatrice è stata utilizzata attraverso questa cavità vuota, il che rappresenta uno degli scenari peggiori. I denti sono stati esposti alla luce delle lampade Bluephase PowerCure o Bluephase 20i. I quattro gruppi creati e i relativi tempi di esposizione sono indicati nella tabella seguente.

	Bluephase PowerCure Modalità 3s Cure (3050 mW/cm ²)		Bluephase 20i Modalità High (1200 mW/cm ²)	
Radianza misurata	3596 mW/cm ²		1244 mW/cm ²	
Gruppo	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Gruppo 4
Tempo di esposizione (e intervallo)	1 x 3 s	2 x 3 s (Intervallo di 1 s)	1 x 10 s	2 x 10 s (Intervallo di 1 s)
Esposizione radiante (radianza x s)	≈ 10,8 J/cm ²	≈ 21,6 J/cm ²	≈ 12,4 J/cm ²	≈ 24,9 J/cm ²

Tabella 8. Misurazione della radianza ed esposizione radiante di quattro gruppi sperimentali (temperatura pulpare) con due lampade fotopolimerizzatrici

La radianza di ogni lampada è stata testata utilizzando uno spettroradiometro da laboratorio e una sfera di Ulbricht. L'esposizione radiante si ottiene moltiplicando la radianza calcolata per il numero di secondi di polimerizzazione. I gruppi 1 e 3 e i gruppi 2 e 4 sono stati confrontati e hanno mostrato livelli simili di esposizione radiante. Sono state calcolate la temperatura di picco della polpa e le variazioni di temperatura (rispetto al basale). Dopo l'esperimento, i denti sono stati estratti, la sonda è stata reinserita nell'apertura e i singoli denti sono stati sottoposti a radiografia per confermare il corretto posizionamento della sonda durante il test della temperatura intrapulpale.

Variazione istologica/immunoistochimica

Altri premolari (n=3 per gruppo) sono stati esposti (attraverso una cavità di V classe) alle diverse lampade come descritto nel paragrafo sulla temperatura pulpale. Ulteriori 3 premolari con cavità di classe V che non erano stati irradiati sono serviti da gruppo di controllo. Tutte le cavità sono state riempite con un vetroionomero dopo la preparazione (gruppo di controllo) o l'irradiazione.



Fig. 67a. Cavità di V classe sulla superficie buccale.



Fig. 67b. Fotopolimerizzazione attraverso la cavità.

Dopo circa 2 ore, i denti sono stati estratti (secondo il piano ortodontico del paziente) e fissati in formalina al 10%, decalcificati, incorporati nella paraffina, sezionati e colorati con ematossilina ed eosina (H&E). L'esame istologico dei vasi sanguigni e dello strato odontoblastico è stato effettuato al microscopio ottico. Per la colorazione immunoistochimica sono state utilizzate sezioni con spessore di 3 μm adiacenti alle sezioni colorate con H&E, per determinare l'espressione dei mediatori infiammatori (citochine) IL-1 β e TNF- α . IL-1 β è un importante mediatore della risposta infiammatoria ed è coinvolto in una varietà di attività cellulari, tra cui la proliferazione, la differenziazione e l'apoptosi cellulare. Il TNF- α è coinvolto nell'infiammazione sistemica e fa parte di un gruppo di composti che stimolano in modo specifico la fase acuta della risposta infiammatoria. Le immagini sono state catturate con una fotocamera digitale accoppiata ad uno stereomicroscopio con ingrandimento 400x e tutte le analisi sono state basate su aspetti visivi osservati nel tessuto pulpale.

Risultati della temperatura: i valori di picco della temperatura della polpa e le variazioni di temperatura al di sopra del basale per ciascun gruppo sono riportati nei grafici sottostanti.

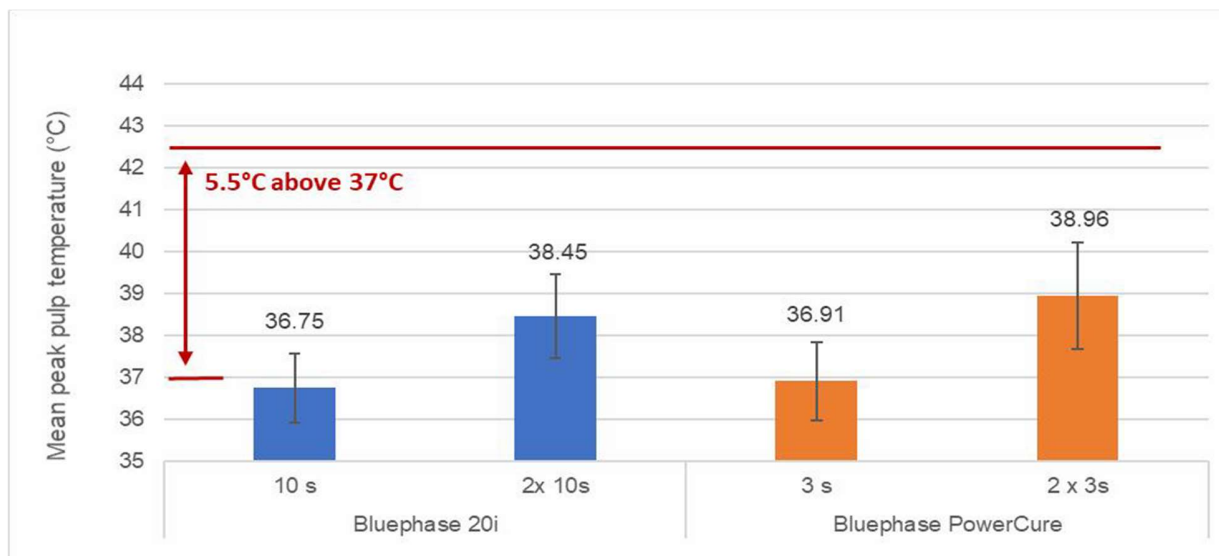


Fig 68. Valori di picco della temperatura della polpa per i denti esposti alla luce di Bluephase 20i e Bluephase PowerCure per periodi di tempo variabili ^{36, 60}

La Fig. 68 mostra i valori medi delle temperature di picco della polpa. Non sono state osservate differenze statistiche nella temperatura di picco tra il gruppo Bluephase PowerCure 3 s (36,91°C) e il gruppo Bluephase 20i 10 s (36,75°C). I valori sono risultati molto simili anche per il gruppo polimerizzato con Bluephase PowerCure 6 s (38,96°C) e il gruppo polimerizzato con Bluephase 20i 20 s (38,45°C). L'esposizione radiante per ciascun gruppo è riportata nella Tabella 8. Tutti i valori sono risultati inoltre ben al di sotto dell'aumento massimo di temperatura accettato di 5,5°C in tutti e quattro i gruppi sperimentali, vale a dire al di sotto di 42,5°C, considerato il valore soglia della temperatura di picco.

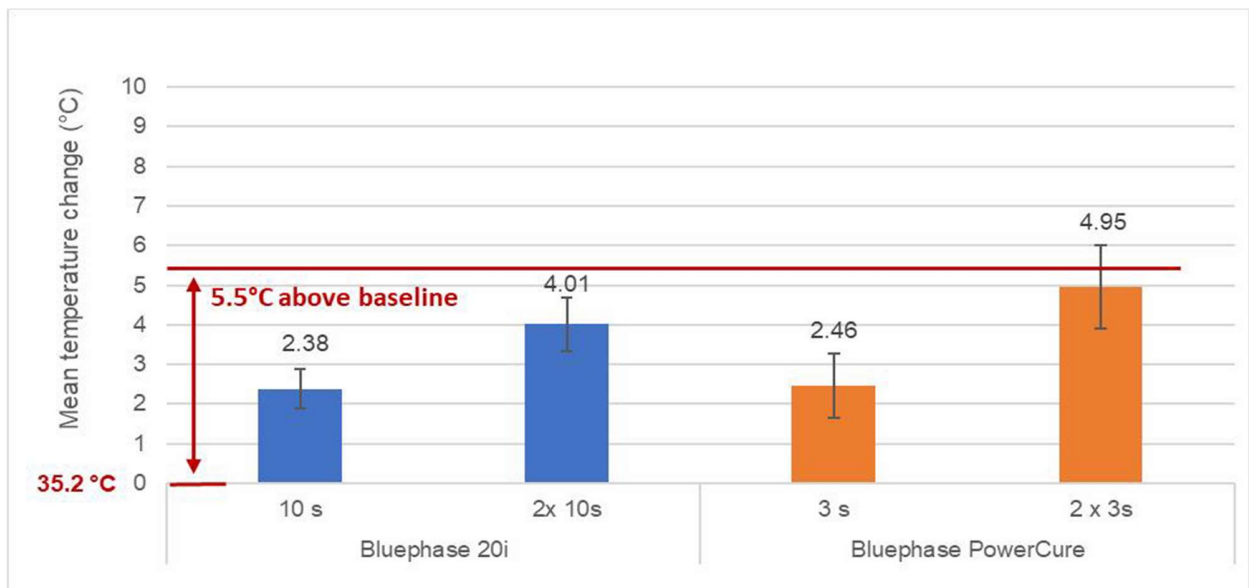


Fig. 69. Valori di variazione della temperatura al di sopra del basale, per denti polimerizzati (per periodi di tempo variabili) con Bluephase 20i e Bluephase PowerCure

Il grafico precedente illustra la variazione media della temperatura per ciascun gruppo. Non sono osservabili differenze statistiche tra il gruppo Bluephase PowerCure 3 s (2,46 °C) e il gruppo Bluephase 20i 10 s (2,38 °C). Qui il basale è stato fissato su un livello basale fisiologico di 35,2 °C (non 37 °C), in base all'esperienza di studi simili precedenti. Tutti i valori medi di variazione della temperatura sono risultati inferiori alla soglia dei 5,5 °C. In tre premolari tuttavia (vedere deviazione standard) la variazione di temperatura nel gruppo polimerizzato con Bluephase PowerCure (2 x 3 s) ha superato la soglia di 5,5 °C quando il basale è stato fissato a 35,2 °C. In questi tre casi però i valori della temperatura di picco sono risultati tutti inferiori a 42 °C.

Risultati istologici/Immunoistochimici: l'analisi istologica è stata eseguita per rilevare segni infiammatori e cambiamenti nella morfologia della polpa rispetto allo strato odontoblastico e cambiamenti vascolari come dilatazione, congestione e permeabilità. L'analisi immunoistochimica ha riguardato la presenza di macchie di colore bruno come indice dell'espressione dei mediatori infiammatori IL-1 β e TNF- α . I risultati per i gruppi di test 1 e 3 sono riportati di seguito.

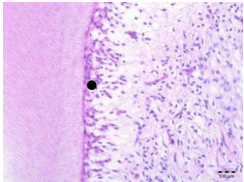
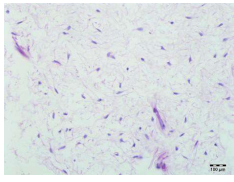
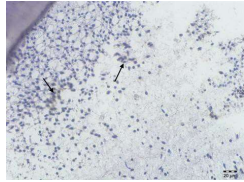
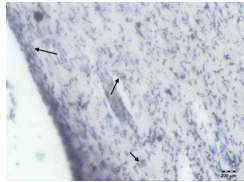
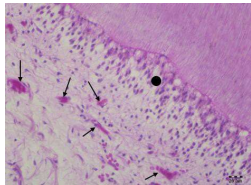
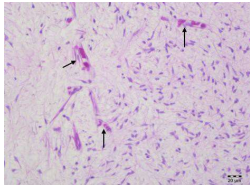
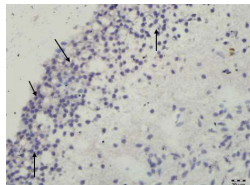
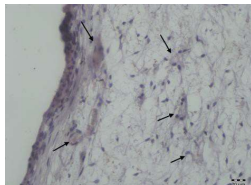
	Analisi istologica		Analisi immunoistochimica	
			IL-1 β	TNF- α
Bluephase 20i 10s				
Bluephase PowerCure 3s				

Tabella 9. Analisi istologiche/immunoistochimiche della polpa dopo irradiazione con diverse unità fotopolimerizzatrici.

Nell'analisi istologica, i cerchietti neri indicavano uno strato odontoblastico intatto dopo la polimerizzazione con Bluephase 20i o Bluephase PowerCure, senza evidenza di cellule infiammatorie in entrambi i gruppi. Nel gruppo Bluephase PowerCure sono stati osservati vasi sanguigni leggermente dilatati e congestionati. Per l'analisi immunoistochimica le frecce nere mostrano la presenza di IL-1 β e TNF- α dopo la polimerizzazione con entrambe le lampade. La presenza di citochine in risposta a piccoli stimoli termici è comunque prevedibile e non è stata osservata alcuna evidenza di danno pulpale conseguente all'uso clinico di Bluephase 20i. Sono stati ottenuti risultati istologici e immunoistochimici simili anche nei gruppi 2 e 4 con tempi di polimerizzazione più lunghi.

Conclusioni: tutte le modalità di esposizione hanno determinato una temperatura di picco e una variazione della temperatura della polpa inferiore a quelle ritenute dannose per la polpa (< 5,5 °C). I cambiamenti istologici e la presenza di mediatori infiammatori nei tessuti pulpari a seguito dell'esposizione a Bluephase PowerCure sono stati simili a quelli osservati con l'affermata lampada fotopolimerizzatrice a LED Bluephase 20i. Entro i limiti di questo studio l'esposizione dei denti alla luce emessa dalla lampada Bluephase PowerCure, anche nel peggiore degli scenari possibili, (2 x 3 s) è considerata sicura per la polpa.

7.2 Studio clinico sul sistema di prodotti 3s PowerCure per la terapia di otturazione diretta: risultati dopo 6 mesi ³⁷

Dr Lukas Enggist, Internal Clinic, F&E, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein (2018)

È stato condotto uno studio clinico prospettico a braccio singolo per studiare il sistema di prodotti 3s PowerCure, che incorpora Adhese Universal, Tetric PowerFlow e Tetric PowerFill in cavità di I o II classe di molari o premolari permanenti.

Metodo

Tra gennaio e marzo 2018, 81 denti sono stati otturati utilizzando il sistema di prodotti 3s PowerCure. In 6 casi è stato stabilito che i criteri di inclusione non erano stati rigorosamente rispettati. In un caso, ad esempio, sarebbe stato necessario un incappucciamento pulpare. Quindi sono stati considerati 75 restauri. 25 pazienti hanno ricevuto due otturazioni (n=50) e 25 pazienti hanno ricevuto una sola otturazione (n=25). Sono stati trattati 50 molari e 25 premolari. 12 otturazioni erano di I classe, le restanti di II classe. I restauri sono stati eseguiti da tre dentisti. Il gruppo era composto per due terzi da uomini, che rappresentano lo scenario peggiore perché l'uomo produce forze masticatorie maggiori rispetto alla donna.

Tutti i restauri sono stati realizzati nel modo seguente: Adhese Universal è stato applicato secondo la tecnica Etch and Rinse. Tetric PowerFlow è stato applicato in uno strato di spessore fino a 4 mm seguito da un rivestimento di Tetric PowerFill in uno o due strati di almeno 1 mm. Ogni incremento di ciascun materiale è stato polimerizzato per 3 secondi utilizzando la modalità 3s Cure della lampada Bluephase PowerCure (3050 mW/cm²). Le valutazioni al basale sono state effettuate 3-12 giorni dopo il trattamento. Le visite di follow-up a 6 mesi sono state effettuate in media 177 giorni dopo le otturazioni.

Risultati

Solo 49 pazienti su 50 hanno potuto essere valutati dopo 6 mesi, perché un paziente (con 2 restauri) non ha potuto presentarsi al follow-up. Sono stati quindi valutati 73 restauri secondo i criteri FDI. ⁶¹ Il grafico seguente mostra la percentuale di restauri giudicati clinicamente ottimi o buoni.

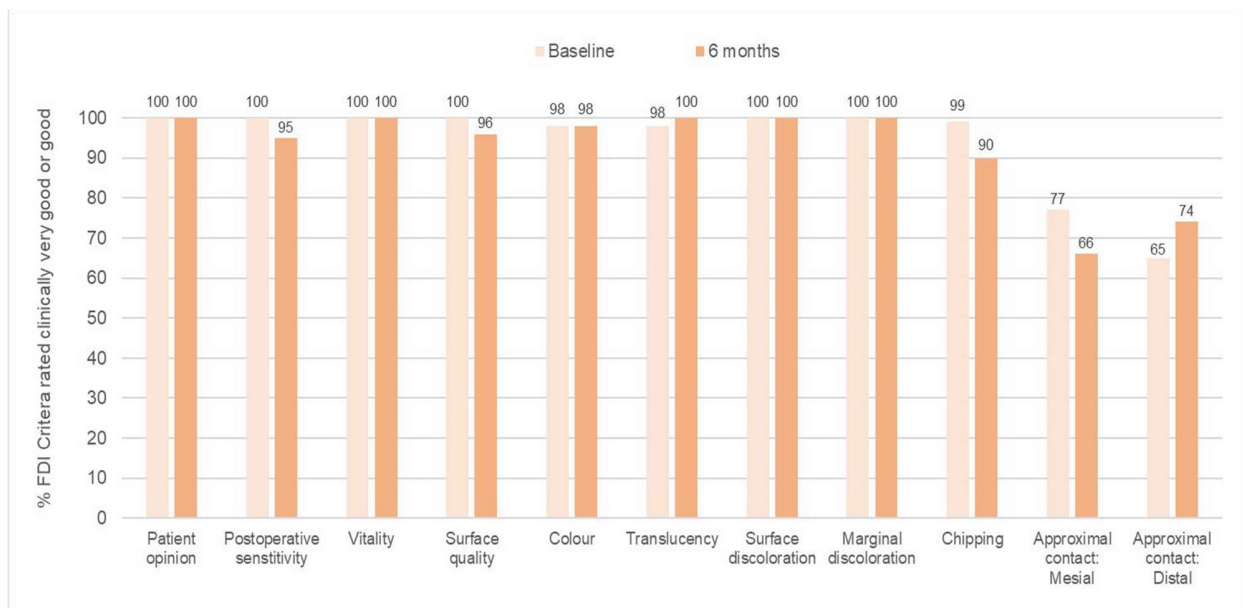


Fig. 70. Percentuale dei criteri FDI classificati come clinicamente ottimi (1) o clinicamente buoni (2) al basale e dopo 6 mesi.

La maggior parte dei criteri è stata valutata clinicamente ottima o buona al basale e dopo 6 mesi. Tutti i denti erano vitali e i pazienti erano estremamente soddisfatti.

In 4 denti (5%) è stata osservata sensibilità postoperatoria dovuta a temperatura o pressione. A questi denti è stata quindi assegnata la valutazione "sufficiente/3". Il disagio è risultato lieve in tutti i casi, come indicato dalla scala analogica visiva (tutti i valori pari o inferiori a 3 su una scala 1-10), ma è durato più di un mese.

L'estetica ha ottenuto punteggi elevati. Tuttavia, in termini di qualità superficiale, il 63% dei restauri è stato valutato buono piuttosto che ottimo (33%), a causa della natura un po' opaca della superficie o della presenza di pori (che comunque potrebbero essere rimossi mediante lucidatura).



Fig. 71a. Preparazione di cavità MOD sul dente 25



Fig. 71b. Restauro 3s PowerCure al follow-up a 6 mesi

Sette restauri (10%) presentavano scheggiature, tra cui una è stata classificata come frattura. Questi restauri sono stati valutati come sufficienti (FDI 3) in quanto hanno richiesto un'azione correttiva minima.

Oltre il 50% dei punti di contatto erano ottimali, tuttavia l'area approssimale ha mostrato una percentuale inferiore di punteggi FDI 1 o 2 rispetto agli altri criteri, sia al basale sia dopo 6 mesi. Il 26% dei punti di contatto distali e il 34% dei punti di contatto mesiali sono stati valutati come sufficienti. Questo sembra essere riconducibile al fatto che nella maggior parte delle otturazioni i punti di contatto venivano a trovarsi all'interno dell'area del composito fluido Tetric PowerFlow. La creazione di un punto di contatto risulta più difficile con un composito fluido rispetto ad un composito modellabile, perché un materiale modellabile consente di fare più pressione contro la matrice.

Anche i margini dei restauri sono stati valutati dopo 6 mesi in termini di fratture marginali, formazione di fessure e deficit. La percentuale dell'intero margine interessato è stata valutata utilizzando i criteri SQUACE. Il 100% dei restauri è stato valutato FDI 1 o 2 per presenza di fessure o deficit e il 99% (1 o 2) per fratture marginali.

Conclusioni

La maggior parte dei criteri ha ottenuto la valutazione di clinicamente ottimo o buono sia al basale sia dopo 6 mesi e tutti i denti sono rimasti vitali. Dal punto di vista del paziente, il metodo 3s PowerCure non ha comportato osservazioni particolari ed è stato giudicato simile alla terapia protesica standard. Poiché sono stati utilizzati solo 3 diversi colori di materiale, il risultato estetico delle otturazioni è stato notevole. I diversi gradi di traslucenza di Tetric PowerFlow e Tetric PowerFill si sono completati a vicenda in modo ottimale. Dopo 6 mesi, tutti i restauri hanno ottenuto una valutazione sufficiente (3) o superiore e non è stato necessario sostituire o riparare le otturazioni. Quattro pazienti, tuttavia, riferiscono una continua seppur lieve sensibilità postoperatoria.

7.3 Studio clinico sul sistema di prodotti 3s PowerCure 3s: risultati dopo 6 mesi ³⁸

Lawson N, Burgess J O. School of Dentistry, University of Alabama at Birmingham (UAB), USA (2018)

Obiettivo: valutare i risultati clinici di restauri Tetric PowerFill da 4 mm polimerizzati in 3 secondi con l'unità di polimerizzazione Bluephase PowerCure su un periodo di 3 anni.

Metodo: sono stati considerati eleggibili per lo studio pazienti che richiedevano almeno un restauro di I o II classe in denti vitali. A tutti i pazienti è stata applicata la diga in gomma e somministrata l'anestesia. I restauri sono stati eseguiti in Tetric PowerFill nei colori IVA, IVB e IVW secondo le istruzioni per l'uso: Adhese Universal è stato applicato secondo la tecnica Total-Etch e polimerizzato per 3 secondi; successivamente è stato applicato Tetric PowerFill in incrementi di spessore fino a 4 mm e anch'esso polimerizzato dal lato oclusale per 3 secondi con l'unità Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure (3050 mW/cm²). Nei casi di restauri di molari che coinvolgevano 3 superfici (o di restauri con estensione palatale o buccale), sono state eseguite due polimerizzazioni di 3 secondi sia per l'adesivo sia per il composito laddove il conduttore ottico non era in grado di coprire l'intera distanza mesio-distale.

42 pazienti sono stati arruolati nello studio, 3 sono stati esclusi a causa di errori durante lo screening: un paziente non riusciva ad aprire a sufficienza la bocca, in un altro la sensibilità pre-operatoria è stata misurata sul dente sbagliato e il terzo si è ritirato dallo studio. I restanti 39 pazienti con un'età media di 43 anni, hanno ricevuto da 1 a 3 restauri ciascuno, per un totale di 69 restauri. Prima dello studio, la sensibilità e la vitalità pre-operatoria sono state valutate secondo una scala analogica visiva (VAS) da 0 a 10 (dall'assenza di dolore al peggior dolore immaginabile). Sono stati eseguiti dieci restauri con una base di silicato di calcio fotopolimerizzabile modificato con resina (Theracal LC/Bisco). Questa procedura è stata scelta quando la distanza della cavità dal tessuto pulpare è stata giudicata inferiore a 1 mm. La base è stata polimerizzata per 10 secondi con una lampada fotopolimerizzatrice tradizionale (1200 mW/cm²). Il 51% dei restauri è stato eseguito su premolari e il 49% su molari. I restauri erano per l'80% di II classe, per il 20% di I classe. Nella maggior parte dei casi (80%) sono consistiti nella sostituzione di vecchie otturazioni. Alcune cavità hanno richiesto 2 incrementi in bulk (54%), mentre le cavità rimanenti meno profonde sono state otturate con un incremento di Tetric PowerFill.

I restauri sono stati realizzati da quattro dentisti diversi, ma sono stati tutti valutati dallo stesso dentista/investigatore, secondo i criteri FDI ⁶¹ modificati al basale e dopo 6 mesi. Ulteriori valutazioni sono previste a distanza di 1, 2 e 3 anni.

Risultati: 39 pazienti con 69 restauri sono stati valutati al basale. Al follow-up a 6 mesi sono stati esaminati solo 37 pazienti con 67 restauri. Dei 2 pazienti non esaminati al follow-up, uno non ha potuto essere rintracciato e l'altro ha chiesto di ritirarsi dallo studio per l'impossibilità di presentarsi alle visite di follow-up. Il grafico seguente mostra la percentuale di restauri che sono stati valutati FDI 1: (clinicamente ottimo) o FDI 2: buono (ottimo dopo la correzione) per varie caratteristiche cliniche al basale e dopo 6 mesi.

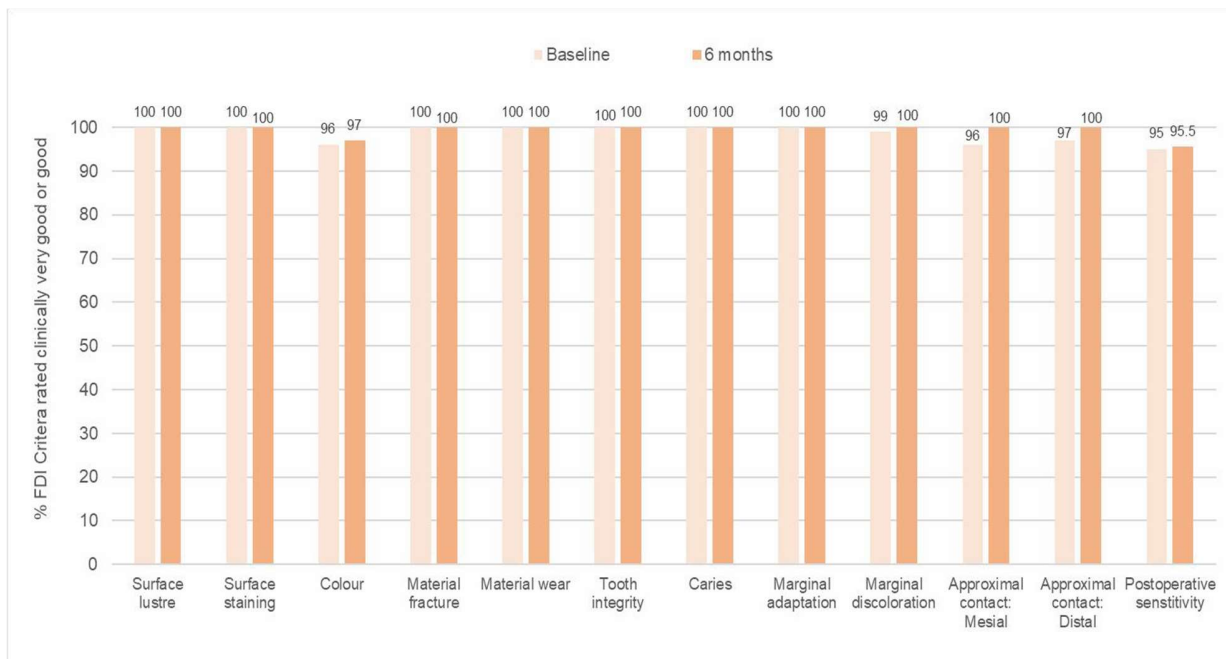


Fig. 72. Percentuale dei restauri valutati classificati come clinicamente ottimi (1) o clinicamente buoni (2) secondo i criteri FDI, al basale e dopo 6 mesi.

La maggior parte dei restauri è stata valutata FDI 1 per tutti i criteri; nessuna percentuale è risultata inferiore all'80% per FDI 1. Per le valutazioni FDI 1 e FDI 2 considerate insieme (vedere grafico) le percentuali sono sempre risultate superiori al 95%. FDI 3 (clinicamente sufficiente/soddisfacente) è stata la valutazione più bassa ed è stata attribuita per i seguenti criteri: sensibilità post-operatoria (4% e 4,5% rispettivamente al basale e dopo 6 mesi), colore (4% e 3% rispettivamente al basale e dopo 6 mesi) discromia marginale (1%). I contatti approssimali mesiali (4%) e distali (3%) sono stati valutati solo al basale. Rispetto al colore, il 12% delle otturazioni è stato valutato FDI 2 al basale, a causa di problemi di corrispondenza cromatica con il colore IVA, considerato troppo traslucido. Va anche sottolineato che del 100% delle valutazioni FDI 1 + FDI 2 dopo 6 mesi, il 58% è stato valutato FDI 2. In termini di sensibilità, i valori VAS sono stati registrati in risposta al caldo, al dolce e a vari stimoli di pressione prima e dopo l'intervento. Si è verificata una riduzione complessiva della sensibilità percepita al basale, dovuta al fatto che il 71% dei restauri è stato eseguito per trattare carie primarie o secondarie, quindi la maggior parte del disagio è scomparso o è stato notevolmente ridotto dopo il trattamento restaurativo. Tale effetto appariva invariato a distanza di sei mesi. Tre pazienti riferiscono una sensibilità residua. Le seguenti fotografie mostrano l'aspetto clinico di due restauri adiacenti 3s PowerCure sia al basale sia dopo 6 mesi in due diversi pazienti:



Fig. 73 a-c. Esempio Caso A:

situazione clinica in due premolari adiacenti nella fase di preparazione (a sinistra), al basale (al centro) e dopo 6 mesi (a destra).



Fig. 74 a-c. Esempio Caso B: situazione clinica in due molari adiacenti nella fase di preparazione (a sinistra), al basale (al centro) e dopo 6 mesi (a destra).

Conclusioni: tutti i dentisti hanno dichiarato che il materiale era ben lucidato, aveva eccellenti proprietà di manipolazione e che il ridotto tempo di fotopolimerizzazione si ripercuoteva positivamente sul flusso di lavoro clinico. In questo studio, i dentisti hanno preferito il colore IVB. Al basale è stata osservata una sensibilità post-operatoria minima che ha potuto essere migliorata in parte con regolazioni occlusali. Nella maggior parte dei casi la sensibilità è scomparsa nel giro di 1-4 settimane senza intervento, tuttavia 6 restauri (in 3 pazienti) hanno continuato a mostrare una sensibilità post-operatoria gestibile per la quale l'intervento non è stato ritenuto necessario. L'insorgenza di dolore post-operatorio con una valutazione FDI maggiore di 1 (FDI 2 + FDI 3 = 9%) rientrava nell'ambito di studi simili condotti dagli autori con diversi materiali compositi.

8. Riassunto: sistema di prodotti 3s PowerCure

Adhese Universal è un adesivo universale ben noto e affermato che si è dimostrato efficace come componente del sistema di prodotti 3s PowerCure. Offre una resistenza al taglio dell'adesivo equivalente su smalto e dentina e un eccellente adattamento marginale con Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow.

Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow forniscono un buon grado di conversione a una profondità di 4 mm. Il valore di durezza Vickers per superficie inferiore/superiore a una profondità di 4 mm è risultato dell'80% per tutti i colori. Entrambi i compositi presentano una bassa contrazione e un'ottima resistenza alla flessione. Il Tetric PowerFill modellabile mostra una buona lucidabilità ed estetica quando viene polimerizzato con Bluephase PowerCure per 3 secondi. Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow mostrano buone prestazioni cliniche simili a quelle di Tetric EvoCeram Bulk Fill e Tetric EvoFlow Bulk Fill, anche rispetto a compositi convenzionali.

Studi esterni dimostrano che l'unità Bluephase PowerCure offre esattamente ciò che promette in termini di radianza e lunghezza d'onda.

I risultati clinici preliminari mostrano restauri estetici con una sensibilità post-operatoria minima e i dentisti apprezzano molto i tempi di polimerizzazione ridotti.

**Efficient
Esthetics**

L'odontoiatria moderna è continuamente tesa a semplificare e migliorare il flusso di lavoro clinico creando materiali sempre più estetici e resistenti, più facili e veloci da utilizzare. Il sistema di prodotti 3s PowerCure riduce i tempi clinici e la sensibilità della tecnica, mantenendo i livelli attesi di estetica e qualità.

9. Biocompatibilità

I dispositivi medici sono soggetti a requisiti molto rigorosi, allo scopo di proteggere i pazienti e gli operatori da potenziali rischi biologici. La norma ISO 10993 "Valutazione biologica dei dispositivi medici" definisce come deve essere valutata la sicurezza biologica di un dispositivo medico. Inoltre, i dispositivi medici per uso odontoiatrico sono soggetti alla norma ISO 7405 "Valutazione della biocompatibilità dei dispositivi medici utilizzati in odontoiatria". Biocompatibilità dei prodotti 3s PowerCure: Adhese Universal, Tetric PowerFill e Tetric PowerFlow sono stati esaminati secondo queste norme.

9.1 Adhese Universal

Citotossicità

Per citotossicità si intende l'azione distruttiva di una sostanza o miscela di sostanze sulle cellule. Il saggio XTT viene utilizzato per esaminare se una sostanza causa o meno la morte cellulare o inibisce la proliferazione cellulare in una coltura cellulare. Il valore XTT_{50} si riferisce alla concentrazione di una sostanza che dimezza il numero di cellule. Quanto più basso il valore di XTT_{50} di una sostanza, tanto maggiore la sua citotossicità.

La citotossicità di Adhese Universal non polimerizzato è stata testata *in vitro*³⁹. Come previsto (a causa della sua composizione monomerica), Adhese Universal non polimerizzato ha mostrato un potenziale citotossico nel saggio XTT con un valore XTT_{50} di 138,1 µg/ml. Quando l'adesivo è polimerizzato, i composti citotossici (monomeri) reagiscono e vengono immobilizzati, ovvero l'effetto citotossico dell'adesivo non polimerizzato è limitato nel tempo. Per ridurre il rischio di effetti citotossici sulla polpa in cavità molto profonde, le zone adiacenti alla polpa devono essere rivestite selettivamente con un liner in idrossido di calcio (ad es. ApexCal) e successivamente coperte con un cemento resistente alla pressione (ad es. un cemento vetroionomero come Vivaglass Liner). La maggior parte degli adesivi dentali mostra un potenziale citotossico iniziale simile nell'uso clinico; tuttavia, non sono stati osservati effetti negativi. Se utilizzato secondo le istruzioni per l'uso, il rischio per i pazienti o gli utilizzatori è trascurabile rispetto al beneficio complessivo del prodotto.

Genotossicità

Per genotossicità si intende la capacità di una sostanza o di una miscela di sostanze di danneggiare il materiale genetico. Adhese Universal è stato esaminato rispetto alle sue potenziali proprietà di modificazione genetica attraverso i test di mutagenicità di Ames⁴⁰. Adhese Universal non ha indotto mutazioni genetiche mediante cambiamenti della coppie di basi o mutazioni frameshift nel genoma dei ceppi utilizzati. Adhese Universal non è considerato genotossico.

Sensibilizzazione e irritazione

Come tutti i materiali dentali a base di resina, Adhese Universal contiene metacrilato e derivati acrilici. Tali materiali possono avere un effetto irritante e causare sensibilizzazione. Questo può causare una dermatite allergica da contatto. Le reazioni allergiche sono estremamente rare nei pazienti, ma sono sempre più osservate nel personale odontoiatrico che manipola quotidianamente materiale composito non polimerizzato.⁴¹⁻⁴⁷ Queste reazioni possono essere ridotte al minimo mantenendo condizioni igieniche adeguate nella postazione di lavoro ed evitando il contatto del materiale non polimerizzato con la pelle. I guanti in lattice o vinile di uso comune non forniscono una protezione efficace contro la sensibilizzazione a tali composti.

Conclusioni

Adhese Universal è sicuro per l'uso nell'uomo se utilizzato secondo le istruzioni per l'uso. Il materiale non polimerizzato è citotossico a causa della sua composizione monomerica. Dopo la

polimerizzazione, i monomeri sono immobilizzati all'interno della rete polimerica, il che riduce al minimo l'effetto citotossico subito dopo l'applicazione. Allo stato non polimerizzato, Adhese Universal può causare sensibilizzazione ai metacrilati, tipica di tutti i materiali dentali a base di resina. Secondo i dati disponibili, Adhese Universal non è genotossico.

9.2 Tetric PowerFill

Sono stati studiati provini di Tetric PowerFill che erano stati polimerizzati per 3 secondi utilizzando Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure (3050 mW/cm²+/-10%).

Citotossicità

I suddetti provini sono stati estratti per 24 ± 2 ore a $37 \pm 1,0$ °C in un mezzo completo. Concentrazioni dell'estratto della sostanza in esame sono state testate *in vitro* mediante saggi di citotossicità (test XTT utilizzando la linea cellulare murina L929). Non sono stati osservati effetti citotossici dopo l'incubazione con diverse concentrazioni di estratti della sostanza in esame fino alla massima concentrazione testata (100%). A causa della mancanza di citotossicità, non è stato possibile calcolare un valore XTT₅₀. In conclusione, si può affermare che in questo studio e nelle condizioni sperimentali riportate, l'estratto della sostanza in esame non possiede un potenziale citotossico.⁴⁸

Genotossicità

I test di mutagenicità sono uno strumento accettato per valutare il rischio potenziale di genotossicità delle sostanze chimiche e anche dei dispositivi medici. Il test di mutagenicità più consolidato è il saggio di mutazione inversa batterica con ceppi di *Salmonella typhimurium* ed *Escherichia coli* (test di Ames).

Sono stati testati provini pre-polimerizzati di Tetric PowerFill e dell'agente trasferitore di catena.^{49, 50} Né gli estratti di Tetric PowerFill né l'agente trasferitore di catena hanno indotto mutazioni genetiche mediante variazioni delle coppie di basi o mutazioni frame-shift del genoma dei ceppi utilizzati. Pertanto, gli estratti di Tetric PowerFill⁵⁰ e l'agente trasferitore di catena⁴⁹ sono considerati non mutageni.

Sensibilizzazione/Irritazione

Come quasi tutti i materiali compositi dentali, Tetric PowerFill contiene (di)metacrilati. Tali materiali possono causare sensibilizzazione ai metacrilati. Questo può causare una dermatite allergica da contatto. Tali reazioni possono essere ridotte al minimo mantenendo condizioni igieniche adeguate nella postazione di lavoro ed evitando il contatto del materiale non polimerizzato con la pelle.^{46, 47} Il contatto del materiale non polimerizzato con la pelle, le mucose o gli occhi deve essere evitato. Poiché l'estratto non diluito di Tetric PowerFill polimerizzato non possiede un potenziale citotossico, si può presumere che il rischio di reazioni irritative provocate da Tetric PowerFill sia molto basso. Sulla base dei dati di citotossicità e dell'esperienza con prodotti simili, si può concludere che, secondo le attuali conoscenze, Tetric PowerFill non provoca irritazione delle mucose se utilizzato secondo le istruzioni per l'uso.

Conclusioni

Sulla base della valutazione tossicologica dei prodotti e dell'uso clinico di lunga data a livello mondiale di materiali simili come Tetric EvoCeram Bulk Fill, si può concludere che i benefici forniti dal prodotto finale supereranno i potenziali rischi prodotti dai materiali del dispositivo. Ad eccezione delle reazioni allergiche in rari casi, i possibili effetti collaterali sono trascurabili rispetto al beneficio clinico per il paziente.

9.3 Tetric Power Flow

Sono stati analizzati provini di Tetric PowerFlow che erano stati polimerizzati per 3 secondi utilizzando Bluephase PowerCure in modalità 3s Cure (3050 mW/cm² +/-10%). Il materiale Tetric PowerFlow è identico a quello di Tetric EvoFlow Bulk Fill; solo la modalità di polimerizzazione potenziale (3s PowerCure) differisce nelle istruzioni per l'uso.

Citotossicità

Estratti di campioni sono stati testati *in vitro* mediante saggi di citotossicità (test XTT utilizzando la linea cellulare murina L929). Inoltre, il fotoiniziatore K69 (Ivocerin®) è stato testato *in vitro* in un saggio di citotossicità. Per Tetric PowerFlow polimerizzato con il programma 3s Cure i risultati sono stati i seguenti:

Non sono stati osservati effetti citotossici dopo l'incubazione con diverse concentrazioni dell'estratto di Tetric PowerFlow fino alla massima concentrazione testata (ovvero 100% = estratto non diluito). A causa della mancanza di citotossicità, non è stato possibile calcolare un valore XTT₅₀. In conclusione, si può affermare che nell'ambito di questo studio e nelle condizioni sperimentali descritte, l'estratto della sostanza in esame non possiede un potenziale citotossico⁵². Anche il potenziale citotossico di Ivocerin (a varie concentrazioni) è stato determinato con il test XTT, ma utilizzando la linea cellulare murina L929. Ivocerin non possedeva alcun potenziale citotossico.⁵³

Genotossicità

Il test di mutagenicità è stato effettuato come per Tetric PowerFill utilizzando il test di mutazione inversa con ceppi di *Salmonella typhimurium* (test di Ames). Quando polimerizzati in modo standard, gli estratti di Tetric EvoFlow Bulk Fill (Tetric PowerFlow), non hanno indotto mutazioni genetiche mediante modifiche delle coppie di basi o mutazioni frame-shift nel genoma dei ceppi utilizzati. Pertanto, gli estratti di Tetric PowerFlow sono considerati non mutageni nei saggi di *Salmonella typhimurium* ed *Escherichia coli*.^{54,55}

Quando polimerizzati secondo il programma 3s Cure, gli estratti di Tetric PowerFlow non hanno indotto mutazioni genetiche mediante modifiche delle coppie di basi o mutazioni frame-shift nel genoma dei ceppi utilizzati. Pertanto, gli estratti di Tetric PowerFlow sono considerati non mutageni in questo saggio di mutazione inversa per *Salmonella typhimurium* ed *Escherichia coli*.⁵⁶

Ivocerin è stato precedentemente testato mediante Comet Assay⁵⁷, test di Ames⁵⁸ e saggio del micronucleo in cellule di midollo osseo⁵⁹ ed è risultato non mutageno.

Sensibilizzazione/Irritazione

Come quasi tutti i materiali compositi dentali, Tetric PowerFlow contiene (di)metacrilati, che possono causare sensibilizzazione ai metacrilati. Questo può causare dermatite allergica da contatto. Tali reazioni possono essere ridotte al minimo mantenendo condizioni igieniche adeguate nella postazione di lavoro ed evitando il contatto del materiale non polimerizzato con la pelle.^{46, 47} Poiché l'estratto non diluito di Tetric PowerFlow polimerizzato non possiede un potenziale citotossico, si può presumere che il rischio di reazioni irritative causate da Tetric PowerFlow sia molto basso.

Conclusioni

Sulla base della valutazione tossicologica del prodotto, dell'esperienza clinica già accumulata con Tetric EvoFlow Bulk Fill e dell'uso clinico di lunga durata a livello mondiale di materiali simili, si può concludere che i benefici forniti dal prodotto supereranno i potenziali rischi prodotti dai materiali del dispositivo. Ad eccezione di rari casi di reazioni allergiche, i possibili effetti collaterali sono trascurabili rispetto al beneficio clinico per il paziente.

10. Bibliografia

1. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc 2000 No. 131 Suppl: 20S-25S
2. Todd J-C, Brazilius E. Adhese Universal. The universal adhesive. Scientific Documentation. Feb 2014. See online <http://www.ivoclarvivadent.com>
3. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; Patent No. 3,066,112
4. Buonocore M. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. J Am Dent Assoc 1970;80:324-330
5. Bassiouny M, Grant A. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. Br Dent J 1978;145:327-330
6. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. J Dent 1999; 27:235-259
7. Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. J Dent 1992; 20: 183-8
8. Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. Clin Oral Invest. 2008; 12:45-51
9. ADA American Dental Association. ACE Panel Report. Posterior Composite Restorations. March 2018. <https://www.ada.org/en/publications/ada-news/2018-archive/march/ace-panel-report-offers-insight-into-dental-techniques-products>
10. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. Comp Cont Educ Dent. 1999; 20: (Suppl 25) S4-15
11. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. Dental Materials 2013; 29: 605-617
12. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring – A review. Dental Materials 2011; 27:39-52
13. Eisenmann D R (1998). Enamel structure. In: Oral Histology Development, Structure and Function. A R Ten Cate editor. St. Louis: Mosby, pp. 218-235.
14. Schroeder H E. Oral Structural Biology. Thieme; New York 1991
15. Schenck L, Burtscher P, Vogel K, Weinhold H-C. Major breakthrough in the field of direct posterior composite resins - thanks to the combined use of Tetric EvoCeram Bulk Fill and Bluephase Style. Special Feature DZW. 2011 38/11 3-15
16. Gorsche C, Griesser M, Gescheidt G, Moszner N, Liska R. β -Allyl Sulfones as addition-fragmentation chain transfer reagents: A tool for adjusting thermal and mechanical properties of dimethacrylate networks. Macromolecules. Oct 2014: pubs.acs.org/macromolecules
17. Gorsche C, Koch, T, Moszner N, Liska R. Exploring the benefits of β -allyl sulfones for more homogeneous dimethacrylate photopolymer networks. Poly. Chem. 2015, 6: 2038-2047
18. R&D Report Tetric EvoCeram Bulk Fill, Tetric EvoFlow Bulk Fill, No.20 March 2015. Ivoclar Vivadent AG. See online <http://www.ivoclarvivadent.com>
19. Price RB, Murphy DG, Dérand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. Quintessence Int 2000; 31: 659 – 667
20. Martin F E. A survey of the efficiency of visible curing lights. J Dent 1998;26 (3) 239-43
21. Moharam L M, Botros S A, El-Askary F S, Özcan M. Effect of polymerization on the degree of conversion of photo- and dual-polymerized self-etch adhesives. J of Adhesion Science and Technology 2016 30(3): 262-274.
22. Brännström M, Linden LÅ, Åstrom A: The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. Caries Res. 1967; 1: 310-317
23. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. Dent Mater. 2013 Jan; 29 (1):59-84.
24. Blunck. U. *In vitro*-Prüfung der Wirksamkeit des Adhäsivsystems Adhese Universal in Kombination mit dem Kompositmaterial Tetric PowerFill unter Verwendung des Lichtgerätes Bluephase PowerCure an Klasse V Kavitäten. November 2018. Study for Ivoclar Vivadent. Data on file.
25. Burtscher P. Visible light curing of composite resin. In: Ivoclar Vivadent Report No. 18 (2007) August:29-39
26. Watts D, Amer O, Combe E. Characteristics of visible light-activated composite systems. Br Dent J. (1984)209-215
27. Marovic D, Taubock TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk-fill resin composites. Acta Odontol Scand. 2014: 1-7
28. Czasch P, Ilie N. *In vitro* comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Investig 2013; 17 (1) 227-235
29. Tarle Z, Attin T, Marovic D. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk fill resin composites. Clin Oral Investig 2014

30. Palin W, Hadis M. High irradiance polymerization of "flash-cured" resin composites. October 2018. Presentation of data for Ivoclar Vivadent. Data on file.
31. Ilie N, Characteristics of composite and curing unit. Presentation. November 2018. Study for Ivoclar Vivadent. Data on file.
32. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. J Contemp Dent Pract. 2006;7: 79–88. [PubMed]
33. Price R. Lamp characteristics and light absorption. Presentation: November 2018. Study for Ivoclar Vivadent. Data on file
34. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. *In vitro* pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. Int J Paediatr Dent 2009; 19: 48-54
35. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Endodontics 1965, Vol 19 Nr. 4 515-530
36. Arrais C. Analysis of pulp temperature and inflammatory response to radiant exposure from an experimental polywave LED light curing unit. October 2018. Presentation for Ivoclar Vivadent. Data on file
37. Enggist L, Peschke A. 6-Monats-Recall der Studie "Klinische Untersuchung des F-Composite 2 Systems in der direkten Füllungstherapie. September 2018. Internal Report. Data on file
38. Lawson N, Burgess J. Clinical evaluation of two resin composites; 6 month report. December 2018. Study for Ivoclar Vivadent. Data on file
39. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay *in vitro* (XTT-Test). Harlan Report No. 1543002. 2013.
40. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Harlan CCR Report No. 1543001. 2013.
41. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. Crit Rev Oral Biol Med 2000; 11: 333-335.
42. Munksgaard EC, Hansen EK, Engen T, Holm U. Self-reported occupational dermatological reactions among Danish dentists. Eur J Oral Sci 1996; 104: 396-402.
43. Sasseville D. Acrylates in contact dermatitis. Dermatitis 2012;23:6-16.
44. Geukens S, Goosens A. Occupational contact allergy to (meth)acrylates. Contact Dermatitis 2001;44:153-159.
45. Kiec-Swierczynska M. Occupational allergic contact dermatitis due to acrylates in Lodz. Contact Dermatitis 1996; 34:419-422.
46. Aalto-Korte K, Alanko K, Kuuliala O, Jolanki R. Methacrylate and acrylate allergy in dental personnel. Contact Dermatitis 2007; 57:324-330.
47. Kallus T, Mjor IA. Incidence of adverse effects of dental materials. Scand Journal of Dental Research 1991;99:236-240.
48. Naumann S. Cytotoxicity assay *in vitro* (XTT-Test). Envigo Report No. 1920001. 2018.
49. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1718201. 2015.
50. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1920002. 2018.
51. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. Crit Rev Oral Biol Med 2000;11:333-335.
52. Roth M. Cytotoxicity assay *in vitro* (XTT-Test). Envigo Report No. 1798501. 2016.
53. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay *in vitro*: Evaluation of test items in the XTT-Test. RCC-CCR Report No. 1191102. 2008.
54. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Harlan Report No. 1632602. 2014.
55. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1729301. 2015.
56. Chang S. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1798503. 2016.
57. Meurer K. Single cell gel electrophoresis (Comet assay) in Chinese hamster V79 cells. RCC-CCR Report No. 1120103. 2007.
58. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. RCC-CCR Report No. 1120104. 2007.
59. Honarvar N. Micronucleus assay in bone marrow cells of the mouse. RCC-CCR Report No. 1191101. 2008.
60. Arrais C, Rueggeberg F, Runnacles P. Analysis of pulp temperature and inflammatory response to radiant exposure from an experimental polywave LED light curing unit. Final Report – In vivo analysis of pulp temperature. January 2019. Report for Ivoclar Vivadent. Data on file
61. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze S. FDI World Dental Federation – clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. Journal of Adhesive Dentistry 2010, Vol 12,4: 259-72

Ivoclar declina qualsiasi responsabilità per l'accuratezza, la validità o l'affidabilità delle informazioni fornite da terzi; declina inoltre qualsiasi responsabilità rispetto all'uso delle informazioni, anche in caso di informazioni controverse. L'uso delle informazioni è interamente a rischio e pericolo dell'utente. Le informazioni sono fornite "come ricevute" senza alcuna garanzia esplicita o implicita, compresa (senza limitazioni) la commerciabilità o l'idoneità per uno scopo particolare, o per quanto riguarda (senza limitazioni) l'utilizzabilità o l'idoneità per uno scopo particolare. Le informazioni sono fornite gratuitamente. Né Ivoclar, né le parti ad essa associate possono essere ritenute responsabili per danni incidentali, diretti, indiretti, specifici, speciali o punitivi (inclusi ma non limitati alla perdita di dati, perdita di utilizzo o qualsiasi costo per procurarsi informazioni sostitutive) derivanti dall'utilizzo o dal mancato utilizzo delle informazioni da parte del cliente o di altri soggetti, anche se Ivoclar o i suoi rappresentanti sono stati informati della possibilità di tali danni.

Ivoclar Vivadent AG
Research and Development
Scientific Services
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Contenuti: Joanna-C. Todd
Edition: marzo 2019
