



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria

Presidente: Prof. Angelo Putignano

ANALISI COMPARATIVA MULTIDISCIPLINARE DI DIVERSI SISTEMI DI LUCIDATURA

Relatore: **Chiar.mo**

Prof. Angelo Putignano

Correlatore:

Dott. Vincenzo Tosco

Dott. Riccardo Monterubbianesi

Candidato:

Jordi Perez Casas

SOMMARIO

INTRODUZIONE	1
1. RESINE COMPOSITE.....	3
1.1 STORIA DELLE RESINE COMPOSITE	3
1.1.1 Metà anni '60 – fine anni '70: Modifiche della polimerizzazione	4
1.1.2 Fine anni '70 – metà anni 2000: Modifiche del Riempitivo.....	5
1.1.3 Metà anni 2000- metà anni 2010: Modifiche della resina	7
1.2 COMPOSIZIONE	8
1.2.1 Matrice Polimerica	8
1.2.2 Modulatori di polimerizzazione	9
1.2.3 Riempitivo.....	12
1.2.4 Agenti accoppianti.....	14
1.3 CLASSIFICAZIONE	15
1.3.1 Classificazione in base alle dimensioni del riempitivo.....	15
1.3.2 Classificazione in base alla formulazione del riempitivo	17
1.4 PROPRIETÀ.....	19
1.4.1 Proprietà meccaniche.....	19
1.4.2 Proprietà fisiche.....	21
1.4.3 Proprietà cliniche.....	22
1.4.4 Gloss.....	23
1.4.5 Durezza.....	24
1.4.6 Morfologia di superficie	28
2. RIFINITURA E LUCIDATURA DEI RESTAURI IN COMPOSITO.....	30
2.1 RIFINITURA	31
2.2 LUCIDATURA	32

2.3	TIPI DI ABRASIVI.....	32
2.4	DISPOSITIVI ABRASIVI.....	35
2.4.1	Frese diamantate.....	35
2.4.2	Frese al Carburo	36
2.4.3	Pietre.....	36
2.4.4	Dischi e strisce abrasivi rivestiti.....	36
2.4.5	Dischi, coppette e punte in gomma	37
2.4.6	Paste abrasive da lucidatura.....	38
2.4.7	Dispositivi rotanti per l'applicazione delle paste	39
2.5	OBIETTIVI DELLE PROCEDURE DI RIFINITURA E LUCIDATURA.....	40
3.	<i>PARTE SPERIMENTALE</i>.....	41
3.1	MATERIALI E METODI	42
3.1.1	Materiali utilizzati	42
3.1.2	Misurazione del Gloss	47
3.1.3	Misurazione della Durezza	48
3.1.4	Morfologia di superficie	49
3.1.5	Analisi statistica	50
3.2	RISULTATI	50
4.	<i>DISCUSSIONE</i>.....	55
4.1	DUREZZA.....	55
4.2	GLOSS.....	57
4.3	MORFOLOGIA DI SUPERFICIE.....	59
5.	<i>CONCLUSIONI</i>.....	60
6.	<i>BIBLIOGRAFIA</i>.....	61
7.	<i>MATERIALE SUPPLEMENTARE</i>.....	69

INTRODUZIONE

I restauri diretti rappresentano ancora oggi una sfida per i clinici, a causa delle elevate esigenze estetiche dei pazienti per quanto riguarda sia le aree anteriori che quelle posteriori. I compositi a base di resina (RC) sono considerati il gold standard per i restauri dentali e, negli ultimi anni, grazie alla nanotecnologia, i RC sono stati migliorati con nanoriempitivi, introducendo così sul mercato i cosiddetti nanocompositi (Demarco et al., 2015). Diminuendo la dimensione del riempitivo, il nanocomposito risultante ha migliorato le sue proprietà fisiche ed estetiche (Cavalcante, Masouras, Watts, Pimenta e Silikas, 2009; Heintze, Forjanic, Ohmiti e Rousson, 2010; Moszner & Klapdohr, 2004). I risultati estetici di questi materiali sono fortemente influenzati dai trattamenti superficiali finali (Magdy et al., 2017). Infatti, anche procedure accurate di finitura e lucidatura (F/P) sono cruciali per migliorare la longevità dei restauri in composito e per ottenere una ruvidità e una lucentezza superficiale soddisfacenti (Babina et al., 2020). La brillantezza gioca un ruolo importante nei restauri dentali estetici poiché le differenze di brillantezza tra il restauro e lo smalto circostante sono facilmente rilevabili dall'occhio umano, anche quando esiste una corrispondenza cromatica tra il restauro e la struttura del dente (Rodrigues-Junior, Chemin, Piaia e Ferracane, 2015). La ritenzione della brillantezza è la capacità della superficie di riflettere la luce ed è correlata alla quantità di luce riflessa dalle particelle della superficie del materiale (Kaizer, de Oliveira-Ogliari, Cenci, Opdam e Moraes, 2014). Alcuni autori hanno correlato la lucentezza con la ruvidità dei restauri e hanno concluso che una superficie lucida corrisponde a una superficie liscia, che presenta durabilità clinica e aspetto estetico soddisfacente (Heintze et al., 2010; Lainović et al., 2014). D'altra parte, una superficie del restauro ruvida e irregolare può essere facilmente interessata da macchie superficiali e accumulo di placca (Takahashi et al., 2013), che spesso portano a infiammazioni gengivali

(Park, Song, Jung, Ahn e Ferracane, 2012) e carie secondaria (Aytac et al., 2016; Dutra, Pereira, Kantorski, Valandro e Zanatta, 2018). Dopo aver posizionato e polimerizzato le RC, i clinici dovrebbero rifinire e lucidare la loro superficie per emulare l'anatomia dentale, per perfezionare la corrispondenza dell'occlusione, la forma e i margini del restauro (Antonson, Yazici, Kilinc, Antonson e Hardigan, 2011; da Costa, Goncalves e Ferracane, 2011). La rifinitura è definita come la modellazione grossolana o la riduzione di un restauro per ottenere un'anatomia ideale, mentre la lucidatura si riferisce alla riduzione della ruvidità e dei graffi generati dagli strumenti di rifinitura (Erdemir, Sancakli e Yildiz, 2012; Yap, Sau, & Lye, 1998). Sul mercato è attualmente disponibile una varietà di sistemi F/P, tra cui dischi multistep, frese diamantate fini e superfini, dischi abrasivi e coppe in gomma morbida impregnate di diamante, silicio o ossido di alluminio (Daud et al., 2020; Erdemir et al., 2012; Magdy et al., 2017; Inoltre, i protocolli F/P possono includere l'uso sequenziale di strumenti e paste con una progressiva diminuzione dell'abrasione (Ehrmann, Medioni e Brulat-Bouchard, 2018). Poiché i prodotti disponibili in commercio sono numerosi, i dentisti dovrebbero combinare diversi strumenti per ottenere i migliori risultati in una specifica regione della bocca (Bansal et al., 2019; Marghalani, 2010). In effetti, la forma di tali strumenti è dannosa per l'applicabilità clinica (Silva et al., 2021). Tuttavia, le discrepanze nella letteratura scientifica su questi temi e l'introduzione di un nuovo materiale in resina e di nuovi sistemi di lucidatura hanno rivelato la necessità di nuove ricerche su questo argomento. Pertanto, lo scopo di questo studio in vitro era di indagare, mediante microscopia elettronica a scansione (SEM) e glossmetro, l'effetto di diverse sequenze F/P di un nuovo nanocomposito sulla ritenzione della brillantezza e sulla morfologia superficiale.

L'obiettivo di questa Tesi di Laurea è quello di valutare l'effetto di diversi sistemi di finitura e lucidatura (F/P) sulla brillantezza e sulla morfologia superficiale di un nuovo nanocomposito.

1. RESINE COMPOSITE

In scienza dei materiali, un materiale composito è un materiale eterogeneo, cioè costituito da due o più fasi con proprietà fisiche differenti, le cui proprietà sono migliori di quelle delle fasi che lo costituiscono (Callister, 2007). Le resine composite in odontoiatria sono utilizzate per svariati impieghi e il loro utilizzo non si limita ai materiali da restauro, ma comprende liner, sigillanti di solchi e cavità, materiali per ricostruzioni di monconi, inlay, onlay, corone, restauri provvisori, cementi per protesi e dispositivi ortodontici, cementi e perni endodontici. Grazie alla loro versatilità è probabile che il loro uso continuerà a crescere sia in termini di frequenza che di varietà di applicazioni (Spoto, 2013).

1.1 STORIA DELLE RESINE COMPOSITE

Il termine “materiale composito” si riferisce a un materiale con almeno due componenti distinte: sono insolubili l’una nell’altra ma producono un materiale con differenti, a volte migliori, proprietà e caratteristiche rispetto alle singole componenti. Le tre componenti generiche dei materiali resinosi dentali sono: una (1) matrice organica resinosa nella quale (2) particelle di riempitivo inorganico sono disperse, e un (3) agente accoppiante, un silano, che unisce chimicamente le particelle di riempitivo alla matrice resinosa. Inoltre, nei materiali resinosi, sono presenti componenti secondarie come iniziatori per iniziare la reazione di polimerizzazione; inibitori che prevengono che la reazione avvenga spontaneamente e pigmenti per il controllo del colore.

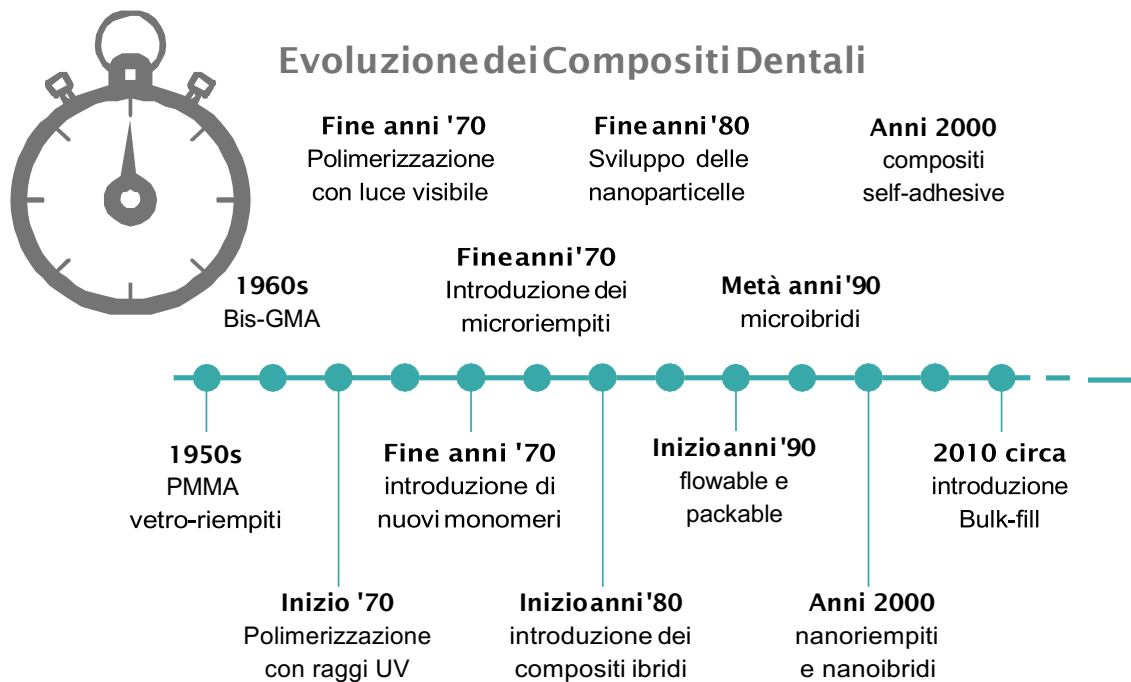


Figura 1 Linea temporale che mostra l'evoluzione delle resine composite

Il primo materiale dentale a base resinosa è stato il Polimetilmetacrilato (PMMA) vetro-riempito; poi, la svolta maggiore per l'arrivo ai materiali compositi che utilizziamo oggi è stato lo sviluppo del Bis-GMA. La prima componente, usata fino ad oggi come componente della matrice organica, è il Bis-GMA. Fu sintetizzato nel 1956 e il suo utilizzo fu esteso ai compositi dentali verso la metà degli anni '60 per il restauro dei denti anteriori; si trattava di materiali autopolimerizzabili.

Vesna Militec ha suddiviso i cinque decenni successivi in tre periodi principali nei quali possiamo apprezzare enormi innovazioni nello sviluppo delle resine composite (Figura 2).



Figura 2 Innovazioni nello sviluppo delle resine composite

1.1.1 Metà anni '60 – fine anni '70: Modifiche della polimerizzazione

I primi materiali compositi erano confezionati in due paste che iniziavano il processo di polimerizzazione dopo il loro mescolamento. Questi compositi erano definiti *autopolimerizzabili* o a *polimerizzazione chimica* (Lutz and Phillips, 1983). L'indicazione all'uso di questi materiali era maggiormente il restauro dei denti anteriori data la buona resistenza all'usura (Ferracane, 1995). Un problema dei compositi autopolimerizzabili era il mescolamento a mano che poteva portare a concentrazioni errate delle due paste e/o inglobare bolle d'aria nel composito (Phillips et al., 1973).

Nella metà degli anni '70 una pietra miliare dell'uso dei compositi è cambiata: l'introduzione dei compositi *fotopolimerizzabili*, i precursori dei materiali che conosciamo oggi. Con ciò, potevano essere prodotti compositi in una sola pasta con una precisa e definita composizione. Il primo composito utilizzava fonti di luce UV tra i 360 e 400 nm, poi, alla fine degli anni '70, furono introdotti i compositi polimerizzabili con luce visibile (Santini et al., 2013). Il nuovo sistema di fotoiniziazione basato sul canforochinone in tandem con una amina terziaria (che funge da co-iniziatore) ha permesso la polimerizzazione maggiore rispetto ai compositi autopolimerizzabili e a quelli attivati con la luce UV (Lutz and Phillips, 1983).

1.1.2 Fine anni '70 – metà anni 2000: Modifiche del Riempitivo

Il primo composito degli anni precedenti conteneva particelle di riempitivo nel range di 10-50 micron anche fino a 100 micron: erano definiti *compositi macroriempiti*. Alla fine degli anni '70 un'altra pietra miliare giunse per lo sviluppo dei compositi dentali: l'introduzione dei *compositi microriempiti*. Furono impiegate nuove tecnologie per ottenere microparticelle di silice della misura di 0.04 micron al posto del quarzo, vetro o ceramica macinati. I compositi microriempiti portarono ad una maggiore lucidabilità e ad una stabilità cromatica migliore rispetto i macroriempiti (Powers et al., 1980). D'altra parte, le microparticelle espongono una superficie maggiore alla matrice e quindi necessitano una grande quantità di matrice. Concentrazioni minori di riempitivo risultano in proprietà meccaniche inferiori e ad un superiore coefficiente di espansione termica rispetto i compositi macroriempiti (Chung, 1990). A questo punto *complessi di microparticelle* furono aggiunti ai compositi microriempiti per aumentare il contenuto di riempitivo e migliorare le proprietà meccaniche. La dimensione di questi complessi inorganici poteva andare da 1 a 200 micron oppure da 20 a 30 micron, dipendeva dal processo di fabbricazione. Negli anni '80 ci fu una combinazione di compositi macroriempiti e microriempiti, così furono introdotti i compositi ibridi. Contenevano particelle di riempitivo a base di quarzo, vetro o Ba/Sr/Al/Zr-silicati (1-50 micron) con microparticelle di silice amorfa (0.04 micron). La tendenza dopo il 1980 fu quella di ridurre ancora di più le dimensioni delle particelle fino ad una media di 1-5 μm (*compositi mediorimpiti*) o 0.6-1 μm (*compositi miniriempiti*). I compositi ibridi erano considerati una ottima combinazione tra macro- e microriempiti grazie alle favorevoli proprietà meccaniche e proprietà ottiche (Lutz and Phillips, 1983). Inoltre, i materiali cambiarono: il quarzo fu rimpiazzato da un altro tipo di riempitivo, a causa della sua alta abrasività e la sua non-radiopacità, da materiali come il vetro di Bario e trifluoride di Itterbio

o Ittrio. È necessario sottolineare che c'era una differenza tra compositi per denti anteriori e compositi per denti posteriori prima che i compositi ibridi venissero introdotti. All'inizio degli anni '90 un nuovo tipo di composito venne consigliato sia per i restauri dei denti anteriori sia per i posteriori: i compositi universali furono così introdotti sul mercato. Resistenza all'usura, proprietà meccaniche in generale, lucidabilità e proprietà estetiche furono aumentate diminuendo la distanza inter-particellare tramite piccole particelle di riempitivo nei compositi ibridi.

Verso la fine degli anni '90 furono sviluppate due classi differenti di compositi, in base alla loro consistenza: *flowable* (compositi fluidi) e *packable* (compositi compattabili). I

compositi flowable furono concepiti per le parti profonde delle cavità mentre i packable furono concepiti per i denti posteriori, come possibili sostituti delle amalgame dentali. Le proprietà dei flowable erano significativamente peggiori degli altri, per questo motivo il loro utilizzo si limitava ai fondi cavitari, piccoli restauri, aree load-free (ovvero in assenza di carico masticatorio, per esempio V classi) o per riparazione di restauri (Attar et al., 2003).

Verso l'anno 2000, la nanotecnologia ha permesso ulteriore sviluppo dei compositi, così furono introdotti i *compositi nanoriempiti* e i *compositi nanoibridi*. I compositi nanoriempiti contengono sicile e/o particelle di zirconia (5-20 nm) in corpuscoli distinti/non-aggregati e particelle fuse/agglomerate (dimensione media di 0.6-1 micron). I compositi nanoibridi contengono nanoparticelle e particelle più grandi di vetro/zirconia/silice. I compositi nanoibridi inoltre contengono particelle di riempitivo pre-polimerizzato e nanoclusters. In questi compositi la percentuale di filler raggiunge anche l'80% in peso (80 wt%) (Ilie and Hickel, 2009). Ma, come i precedenti compositi, anche in questa ultima generazione di compositi non è stata ridotta la contrazione volumetrica che è un problema comune di tutti i

compositi; quest'ultima varia dal 1.5 al 2.5% del volume totale della massa (Sideridou et al., 2009).

1.1.3 Metà anni 2000- metà anni 2010: Modifiche della resina

Per la maggior parte del tempo il focus dello sviluppo dei compositi è stato il riempitivo mentre la matrice resinosa è cambiata ben poco.

Fino alla metà degli anni '90, l'80-90% di tutti i compositi conteneva Bis-GMA. C'erano altri monomeri come il TEGDMA, l'UDMA, il triciclodecano o il poliuretano lineare che venivano di rado utilizzati nella produzione dei compositi dentali [2]. Studi hanno mostrato come i compositi a base metacrilata sono caratterizzati da polimerizzazione incompleta, a volte lasciando circa il 10% dei monomeri liberi (Peutzfeldt, 1997). Uno degli svantaggi più noti dei compositi metacrilati è la riduzione volumetrica da polimerizzazione, e questo è uno degli sforzi di ricerca maggiori. Questa accade a causa della diminuzione della distanza tra i monomeri durante il processo di polimerizzazione, sensibilmente minore rispetto alle molecole di monomero non legate (Peutzfeldt, 1997). Durante gli anni '90 e 2000 ci sono stati considerevoli sforzi per modificare le resine al fine di ridurre la contrazione volumetrica da polimerizzazione e lo stress associato.

Inoltre, in questi anni, la domanda per la semplificazione delle procedure cliniche ha portato allo sviluppo dei cosiddetti *self-adhesive composites*, ovvero compositi autoleganti, che vengono applicati direttamente sul dente senza le manovre adesive (Pinna et al., 2015).

Verso il 2010, il bisogno di una rapida e facile procedura per i restauri nelle regioni posteriori ha portato allo sviluppo di un nuovo tipo di composito, il *composito Bulk-fill*. Questo composito può essere utilizzato in strati da 4-5 mm per riempire la cavità, superando la tecnica di stratificazione. Come i compositi precedenti, i compositi Bulk-fill possono essere

suddivisi in: Bulk-fill a bassa viscosità e Bulk-fill ad alta viscosità (Monterubbianesi et al., 2016).

Sebbene lo stress da contrazione e la contrazione stessa dei materiali Bulk-fill si siano dimostrate simili, le proprietà meccaniche di questi compositi dovrebbero essere state migliorate.

1.2 COMPOSIZIONE

Sebbene i compositi odontoiatrici presentino formulazioni diverse a seconda dell'uso a cui sono destinati si possono riconoscere delle componenti comuni quali (Spoto, 2013):

1. Matrice polimerica
2. Modulatori di polimerizzazione
3. Riempitivo
4. Agenti accoppianti

1.2.1 Matrice Polimerica

La matrice polimerica rappresenta circa il 40-50% del volume della massa composito (Craig, 1981). Nel 1957 il Dr. Rafael Bowen facendo reagire una molecola di Bisfenolo A e due di Glicidil-metacrilato (GMA) ottenne la sintesi di un monomero dimetacrilato liquido, viscoso e non volatile; fu denominato Bis-GMA (bisfenol-glicidil metacrilato), visibile in Figura 2 (Anderlini, 1993).

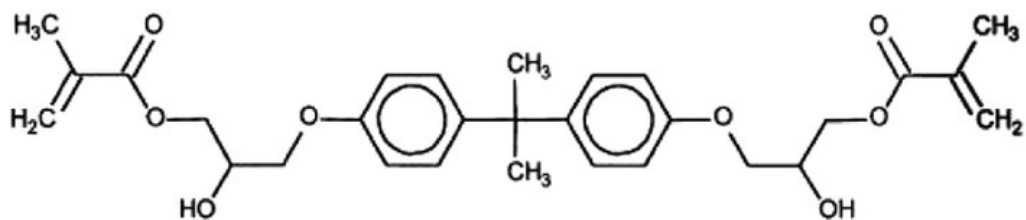


Figura 3 Schematizzazione della molecola del Bis-GMA

Ad oggi le resine più utilizzate sono il BIS-GMA e l'UDMA (uretan dimetacrilato). Essendo il BIS-GMA un monomero liquido altamente viscoso a causa delle interazioni di legami idrogeno, risulta poco lavorabile a temperatura ambiente, perciò deve essere diluito con una resina più fluida al fine di risultare utilizzabile per i compositi dentali (Negri et al., 1992). Il BIS-GMA viene quindi diluito con una varietà di altri monomeri a basso peso molecolare (Anderlini, 1993):

- BIS-MA: dimetacrilato di bisfenolo A
- TEGDMA: trietilen-glicol dimetacrilato
- EGDMA: etilen-glicol dimetacrilato
- MMA: metilmetacrilato

La formulazione più comune contiene BIS-GMA e Tegdma in varie proporzioni (Anderlini, 1993).

1.2.2 Modulatori di polimerizzazione

La polimerizzazione di un materiale composito è il risultato di una reazione chimica (reticolazione) tra i monomeri dimetacrilati che produce un polimero rigido e fortemente reticolato che circonda le particelle di riempitivo inerti (Spoto, 2013). La reazione viene innescata da radicali liberi che reagiscono con il monomero (Anderlini, 1993).

I modulatori della polimerizzazione sono catalizzatori (che quindi promuovono la reazione) e inibitori (che quindi la contrastano).

In base alla modalità di attivazione di tali molecole si distinguono:

- *Resine autopolimerizzanti* (da stimolo chimico o calore)
- *Resine fotopolimerizzanti*.

Le resine autopolimerizzanti vengono confezionate in due parti distinte; una delle parti contiene l'iniziatore (come per esempio il *perossido di benzoile*) e l'altra contiene l'acceleratore (solitamente una *ammina terziaria*).

Quando queste due componenti si miscelano ha inizio la formazione di radicali liberi (Anderlini, 1993) e quindi ha inizio la polimerizzazione (Figura 4).

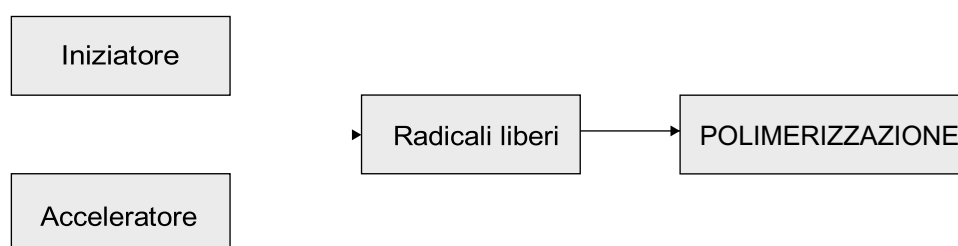


Figura 4 Schema che mostra il processo di auto-polimerizzazione

I compositi autopolimerizzanti sono relativamente facili da usare e non richiedono ulteriori strumenti di polimerizzazione. È stato dimostrato come questi materiali presentino miglior adattamento e minore infiltrazione marginale (Kinomoto et al., 1999). Ad oggi questi compositi vengono usati in combinazione con i fotopolimerizzanti per la cementazione di restauri indiretti in composito o di perni adesivi, situazioni nelle quali la luce può non garantire una totale copertura al materiale di cementazione.

Le resine fotopolimerizzanti vengono confezionate in una unica pasta in quanto l'iniziatore è già presente all'interno della resina; l'iniziatore è fotochimico, ciò vuol dire che inizia a produrre radicali liberi quando viene stimolato da determinate lunghezze d'onda. Il fotoiniziatore più utilizzato è il *Canforochinone (CQ)* che viene attivato da una lunghezza d'onda compresa tra i 400 e i 490 nm, con picco di assorbimento intorno ai 470 nm (luce blu) (Cattaruzza and Spizzo, 2012).

Numerosi fotoiniziatori sono stati considerati come alternative al CQ nei compositi dentali, sia per migliorare l'estetica riducendo il colore giallognolo che il CQ conferisce alla resina sia per migliorare significativamente l'efficienza della polimerizzazione. Tra i nuovi fotoiniziatori ricordiamo il Fenilpropanedione (PPD), l'ossido di Monoacilfosfina (MAPO), l'ossido di Bisacilfosfina (BAPO) e il Benzoil-trimetil-germano (BTG). Alcuni di questi sono già ritrovabili nei compositi in commercio (Leprince et al., 2013).

I compositi fotopolimerizzabili presentano i seguenti vantaggi: tempo di lavoro più lungo, breve tempo di polimerizzazione, lunga durata di stoccaggio, bassissima probabilità di inglobare bolle d'aria (in quanto confezionati in pasta singola e quindi non necessitano di mescolamenti) (Kinomoto et al., 1999).

Durante le fasi di modellazione e compattazione il composito risulta esposto all'aria; la presenza di ossigeno durante la polimerizzazione determina la formazione di uno strato di inibizione ossidativa (OIL) a livello dell'ultimo strato (Shawkat et al., 2009). È stato mostrato come lo spessore dell'OIL si aggiri intorno ai 15 micron. Ciò vuol dire che l'ultimo strato di composito presenta 15 micron di monomeri non polimerizzati i quali consentono

l'applicazione di più strati sottili di materiale (tecnica della stratificazione) che permette il controllo dello stress da contrazione.

Gli inibitori alla polimerizzazione sono delle sostanze necessarie a prevenire la polimerizzazione spontanea o accidentale del composito. Se un radicale libero viene formato, per esempio, dall'esposizione alla luce ambientale del composito, gli inibitori reagiscono con il radicale libero più velocemente di quanto possa farlo il radicale con il monomero. Solo quando l'inibitore si consuma inizia la reazione a catena dei monomeri. Un inibitore classico è l'*idrossitoluene butilato (BHT)*. La concentrazione dell'inibitore nel composito è di circa 0.01 wt%. (Anusavice et al., 2012)

1.2.3 Riempitivo

Il riempitivo (o "filler" in inglese) è rappresentato da varie sostanze, solitamente sotto forma di particelle, aggiunte alla matrice per ovviarne le carenze di resistenza (Anderlini, 1993).

Una delle classificazioni più importanti delle resine composite si basa proprio sul riempitivo, in particolare, sulle dimensioni delle particelle di filler. L'argomento verrà trattato più avanti.

Le particelle solide di riempitivo sono disperse nella matrice della resina con funzione di rinforzo. Le prime particelle di riempitivo erano realizzate in quarzo; erano forti, dure e chimicamente stabili. Oggigiorno i riempitivi sono fatti principalmente di materiali vetrosi o materiali ceramici; altri possono essere derivati da minerali naturali. I filler sono prodotti o dal processo di *macinazione*, che comporta il passaggio da particelle più grandi a più fini, o dalla tecnica di *precipitazione sol-gel*, che trasforma i filler da molecole a particelle. Il vetro ha le stesse ottime proprietà del quarzo, in più le caratteristiche ottiche sono migliorate.

Generalmente, i filler possono migliorare diverse proprietà del materiale come maggiore rigidità, resistenza all'abrasione, durezza e modulo elastico, ridotto cambiamento dimensionale, polimerizzazione da contrazione, regolazione della contrazione, assorbimento di acqua ed espansione termica, estetica, gloss, radiopacità e caratteristiche di manipolazione.

Di solito, le proprietà fisiche e meccaniche del composito sono migliorate in relazione diretta alla quantità di riempitivo aggiunto, noto come “*carico di riempitivo*”. Il carico di riempitivo può essere misurato in percentuale in peso (wt%) o in volume (vol%). C'è una differenza tra queste due misurazioni; la percentuale di volume è inferiore del 10-15% rispetto alla percentuale in peso. Sebbene il produttore di solito riferisca la percentuale in peso perché esprime l'alto contenuto di riempitivo, la percentuale di volume è più accurata, ed è preferita dai ricercatori.

All'aumentare del contenuto del riempitivo, la quantità di matrice di resina diminuisce, quindi diminuisce anche la contrazione da polimerizzazione. Inoltre, le dimensioni, la forma e la distribuzione delle particelle di filler svolgono un ruolo importante nella classificazione e nelle proprietà del composito. Le particelle a forma sferica hanno un'area superficiale più piccola e un minore attrito tra loro rispetto a quelle delle particelle di forma irregolare. I filler dalla forma irregolare possono ottenere una buona ritenzione meccanica all'interno della matrice di resina. Un'altra forma può esistere nei compositi dentali come particelle sferiche porose (Marghalani, 2016).

Inizialmente il filler era costituito da particelle di quarzo; oggi i riempitivi più utilizzati sono composti a base di silice, litio, boro e itterbio. Il principale materiale di riempimento per i compositi dentali è la silice e/o il silicato, come il diossido di silicio (SiO_2) (Marghalani, 2016).

1.2.4 Agenti accoppianti

Le qualità fisico-meccaniche dei compositi si realizzano in buona parte per il trasferimento degli stress dalla matrice polimerica alla fase dispersa di elevata resistenza, il riempitivo. Quando il composito è sollecitato, la fase organica più duttile trasmette le tensioni al riempitivo che, essendo rigido si oppone alle deformazioni. Questa proprietà si manifesta efficacemente se esiste un buon legame tra matrice e riempitivo (Anderlini, 1993).

Possiamo ottenere due tipi di legame tra fase resinosa e dispersa: un legame di tipo micromeccanico e un legame di tipo chimico.

Il *legame micromeccanico* si realizza creando porosità sulla superficie delle particelle oppure sintetizzandole. Il monomero fluisce all'interno delle irregolarità delle particelle ed in seguito alla polimerizzazione, le particelle vengono inglobate e legate meccanicamente alla matrice (Anderlini, 1993).

Il *legame chimico* è il più comune; l'unione tra le due fasi si viene a creare mediante la ricopertura delle particelle del filler con un agente accoppiante che ha caratteristiche di affinità sia con il filler sia con la matrice resinosa. Il *silano* è l'agente accoppiante solitamente utilizzato per compositi dentali. È una molecola caratterizzata dai *gruppi silanolo* (*Si-OH*) ad una estremità e gruppi di metacrilato all'altra estremità. Queste molecole formano legami covalenti sia con i gruppi Si-O dei riempitivi a base di silice sia con i gruppi metacrilati della matrice resinosa (Spoto, 2013)

1.3 CLASSIFICAZIONE

Nel corso degli anni sono state proposte diversi tipi di classificazioni per le resine composite dentali; essenzialmente le più importanti si basano su:

- Tipo di polimerizzazione (già trattata precedentemente)
- Dimensione del riempitivo
- Formulazione del riempitivo

1.3.1 Classificazione in base alle dimensioni del riempitivo

Questa è senza ombra di dubbio la classificazione più utilizzata in ambito clinico e scientifico; la prima in assoluto, valida ancora oggi, è quella di Lutz e Phillips. Si dividevano le particelle in macroparticelle, microparticelle e complessi a base di microparticelle (Lutz and Phillips, 1983).

- Le *macroparticelle* sono preparate con processi di frantumazione e/o macinazione di grossi frammenti di materiale. Le particelle sono puramente inorganiche di quarzo, vetro, borosilicato o ceramica. All'inizio le dimensioni delle particelle variavano in un range da 0.1 a 100 μm ; dimensioni inferiori a 0.1 μm non erano disponibili. La dimensione media delle era di 5-30 μm .
- Le *microparticelle* vengono prodotte chimicamente per idrolisi o precipitazione; la dimensione media è di 0.04-0.1 μm . Il carico era limitato in quanto un volume eccessivo di microparticelle comportava una viscosità molto elevata.
- I *complessi a base di microparticelle* sono aggregati di microparticelle appunto, creati per ottenere il massimo carico inorganico possibile.

Negli anni a venire questa classificazione è stata adattata e modificata date le numerose innovazioni sorte in questo campo. Come già precedentemente detto, rispettivamente negli anni '90 e 2000, furono introdotti sul mercato compositi *microibridi*, *nanoriempiti* e *nanoibridi* che esulavano da questa classificazione.

Nel 2017, Randolph e coll., nel voler proporre un innovativo sistema di classificazione, compiono una ricapitolazione riguardo alle resine composite e i riempitivi (Figure 5.a-h)

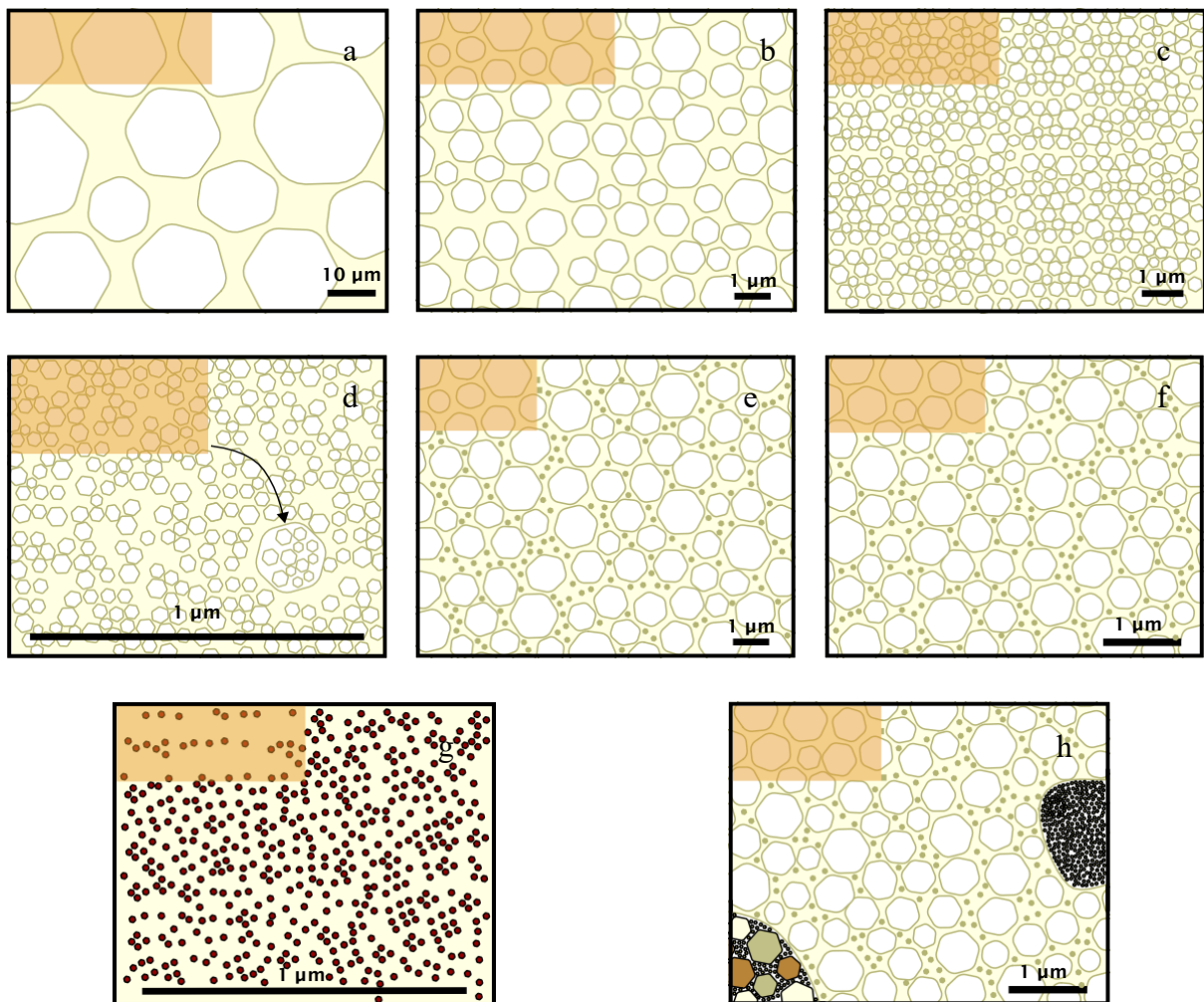


Figura 5 a-h Classificazione dei compositi in base alle dimensioni del riempitivo

La differenza tra “micro-” e “nanoibridi” non è chiara; questi ultimi possono contenere quantità maggiori di nanoparticelle e riempitivi pre-polimerizzati (Randolph et al., 2018).

1.3.2 Classificazione in base alla formulazione del riempitivo

Questa rimane una classificazione molto meno aggiornata rispetto alla precedente, ma data la valenza storica, è obbligatorio citarla.

Nel 1983 Lutz e Phillips, con la classificazione in base alle dimensioni delle particelle del riempitivo, hanno proposto una classificazione in base alla formulazione del riempitivo, cioè in base alle combinazioni dei vari riempitivi con la matrice (Anderlini, 1993). I compositi venivano suddivisi in quattro gruppi (Lutz and Phillips, 1983):

- *Compositi tradizionali (T.C.):* per resine tradizionali si intendono essenzialmente i macroriempiti. La differenza di durezza delle due fasi voluminose rende difficile la lucidatura e rifinitura di questi compositi, pertanto i restauri diventano presto ruvidi, con possibilità di accumulare placca e macchiarsi.
- *Compositi ibridi (H.C.):* rinforzare i compositi tradizionali con microparticelle è ormai pratica comune; in questo modo si è riuscito a migliorare le caratteristiche di viscosità e resistenza all'usura. I compositi tradizionali sono diventati sempre più rari. I compositi ibridi non sono tuttavia ancora ideali per il restauro degli anteriori date le loro caratteristiche di superficie.
- *Compositi omogenei microriempiti (H.M.C.):* sono il risultato della miscelazione di matrice resinosa e microparticelle (0.04-0.2 μm). Questi compositi presentano due caratteristiche principali: (1) anche se le microparticelle vengono spostate o rimosse dall'usura (in vivo) la superficie mantiene la sua lucentezza in quanto le irregolarità superficiali non possono essere rilevate dall'occhio umano, inoltre, (2) l'omogeneità

e la dimensione ridotta delle particelle offre all'usura una superficie per agire davvero molto ridotta, ciò aumenta la resistenza all'usura. Tuttavia, il carico formato da particelle così piccole comporta una resina molto viscosa.

- *Compositi microriempiti non-omogenei (I.M.C.):* sono la combinazione di una matrice organica, microparticelle e complessi a base di microparticelle. Se ne riconoscono tre tipi
 - IMC con particelle granulari pre-polimerizzate
 - IMC con particelle sferoidali
 - IMC con agglomerati di particelle

1.4 PROPRIETÀ

Andremo ora ad analizzare alcune delle proprietà delle resine composite con particolare riguardo a quelle di maggiore interesse per il nostro studio.

1.4.1 Proprietà meccaniche

Le principali proprietà meccaniche dei compositi, oltre la durezza, che verrà trattata in seguito, sono:

- *Fatica*: la fatica può essere la proprietà più importante per i materiali dentali esposti a periodi di carico ciclico durante la masticazione del cibo. È probabile che fratture o rotture si verifichino nel tempo a causa dell'accumulo di danni prodotti da forze cicliche che non superano la resistenza alla frattura. L'affaticamento è un fenomeno complesso. È probabile che le crepe si propaghino da difetti esistenti a causa dell'estensione del crack e della formazione di altri danni localizzati, fino a quando il materiale non può più supportare le condizioni di carico. È più probabile che l'affaticamento sia iniziato da siti soggetti a concentrazioni elevate di stress, come spigoli vivi, scanalature, difetti superficiali e interni e altre imperfezioni. Il test di fatica è generalmente abbastanza laborioso e costoso in quanto richiede molto tempo e materiale per caratterizzarlo completamente. Per questo motivo, non è così comune come misurare la forza o la resistenza dei materiali compositi (Ilie et al., 2017).
- *Usura*: l'usura (*wear*) si verifica quando vi è un distacco di grandi porzioni di tessuto duro dentale o materiala da restauro per effetto di una azione meccanica; si manifesta con diversi meccanismi. Quando i denti entrano in contatto senza un bolo alimentare o qualsiasi altro intermediario, questo si chiama *usura a due corpi* o

attrito (attrition wear). Quando una persona mastica gli alimenti o si lava i denti con uno spazzolino da denti e dentifricio, si ottengono risultati di usura a *tre corpi o abrasiva (abrasive wear)*. Le superfici dei denti buccali e linguali sono principalmente esposte a procedure di igiene orale meccanica che causano usura abrasiva, mentre le superfici occlusali sono soggette sia all'attrito sia all'usura abrasiva, che si verificano quasi simultaneamente o in breve episodi successivi. Un altro fenomeno è descritto come *usura da adesione (adhesion wear)*. L'*usura da fatica (fatigue wear)* si manifesta quando gran parte dei tessuti duri dentali o del materiale da restauro si scheggia. Se questo si verifica sulla parte cervicale del dente, viene utilizzato il termine "abfraction" (Ilie et al., 2017).

- *Modulo di elasticità*: è una proprietà che assume particolare interesse nella valutazione dei compositi da impiegare nelle aree di forte stress; infatti il modulo E rappresenta la rigidità relativa del materiale nell'ambito del campo elastico. Il modulo di elasticità si calcola:

$$E = \frac{\text{forza (stress)}}{\text{deformazione}}$$

Le qualità elastiche sono di fondamentale importanza per un materiale e sono determinate dalle forze intermolecolari. Più forte è l'attrazione tra le molecole e maggiore è il valore E . I materiali con basso valore E si deformano maggiormente alle forze occlusali; queste deformazioni oltre alle ripercussioni negative sul restauro e sulle strutture dentali possono aumentare il rischio di infiltrazione (Anderlini, 1993).

1.4.2 Proprietà fisiche

Le proprietà fisiche di maggiore interesse sono:

- *Contrazione e stress da polimerizzazione*: durante la reazione di polimerizzazione la formazione di una rete polimerica è accompagnata dalla formazione di legami covalenti tra i monomeri di resina che prima erano legati con forze deboli (forze di van der Waals); i legami covalenti comportano l'avvicinamento delle molecole e conseguentemente un restringimento volumetrico di range variabile (1.5-5%). Clinicamente, questa variazione dimensionale è impedita dal legame del materiale alle pareti della cavità e, di conseguenza, il restringimento si manifesta come stress (Tauböck et al., 2014). Lo stress da contrazione da polimerizzazione dei compositi può influire sull'integrità marginale e portare a infiltrazioni marginali, carie secondarie, sensibilità post-operatoria, sviluppo di linee bianche peri-marginali e fallimento dell'adesione (Goracci et al., 2014).
- *Espansione termica*: vi è una relazione lineare tra il contenuto in volume di filler e il coefficiente di espansione termica; i compositi con basso contenuto di riempitivo mostrano frequentemente un alto coefficiente di espansione termica. Questa instabilità termica potrebbe comportare percolazione, formazione di fessure e carie secondarie. L'espansione termica combinata all'insorgenza di stress e degradazione elettrolitica del filler porta ad un rapido cedimento del legame matrice-riempitivo che determina il peggioramento delle proprietà fisiche del composito e un aumento del coefficiente di espansione termica del materiale in una sorta di circolo vizioso verso il deterioramento del composito (Anderlini, 1993).
- *Viscosità*: la viscosità costituisce la grandezza fisica atta a misurare l'attrito interno di un liquido ed è un parametro che ha una ripercussione clinica diretta sulla

manipolazione. Uno dei limiti dell'aggiunta di riempitivo è determinato dall'aumento esponenziale della viscosità del prodotto che pone dei limiti importanti di manipolazione all'operatore (Anderlini, 1993).

1.4.3 Proprietà cliniche

Le precedenti proprietà sono da tenere in considerazione soprattutto durante la scelta del prodotto che più si addice all'operatore; le proprietà che vanno tenute in considerazione durante le operazioni cliniche sono:

- *Radiopacità*: l'esame radiografico è spesso il migliore e talvolta l'unico modo per valutare adeguatamente vari aspetti della qualità clinica di un restauro, compresa la sua integrità, la presenza di carie secondarie, vuoti, strapiombi o margini aperti, nonché il suo contorno e l'adattamento alla parete della cavità e il suo contatto con altri denti o restauri. Per raggiungere questi obiettivi, il composito deve avere un certo livello di radiopacità. L'attuale norma ISO 4049 richiede che il composito sia radiopaco almeno quanto uno strato di uguale spessore di alluminio purissimo (Al). Questo ha dimostrato di corrispondere allo stesso livello di radiopacità della dentina. Tuttavia, la letteratura non è univoca sul fatto che questo sia il livello di radiopacità che è più efficace nel distinguere la carie secondaria dalla normale struttura del dente adiacente o dal restauro (Ferracane et al., 2017).
- *Biocompatibilità*: alcuni componenti delle resine composite sono irritanti per la polpa dentaria. Il metilmetacrilato diffonde più rapidamente rispetto il Bis-GMA nei tubuli dentinali, ma si ritiene che anche questo possa penetrare attraverso di essi e irritare la polpa. Tale irritazione in ogni caso determina solo una blanda reazione infiammatoria reversibile (Anderlini, 1993).

- *C-factor*: il fattore di configurazione cavitaria o c-factor rappresenta il quoziente tra le superfici di adesione totali e quelle libere;

$$\text{Fattore di configurazione cavitaria} = \frac{\text{superfici adese}}{\text{superfici libere}}$$

clinicamente è comune confrontarsi con le preparazioni cavitarie complesse, in cui i valori di c-factor sono spesso elevati. In tali condizioni l'operatore deve adottare strategie adeguate per contrastare e minimizzare le forze di contrazione da polimerizzazione, sfruttando al massimo i legami prodotti dai sistemi adesivi (Cerutti et al., 2007). Minore è il c-factor minori saranno gli stress da contrazione.

1.4.4 Gloss

Il *Gloss* (lucentezza) è la capacità di una superficie di riflettere la luce. Generalmente, in un restauro, ad un elevato valore di gloss superficiale è associata una superficie liscia (Pala et al., 2016). Nelle resine composite, la lucentezza è influenzata dall'angolo di misurazione, dalla rugosità superficiale, dalle dimensioni delle particelle, dall'eterogeneità chimica, dai difetti superficiali e dalla presenza di altre irregolarità superficiali (Jung et al., 2007; Watanabe et al., 2005). Il valore massimo di gloss lo ha una superficie "specchio".

Il gloss gioca un ruolo piuttosto importante nei restauri estetici poiché le differenze di lucentezza tra il restauro e lo smalto circostante sono facilmente rilevabili dall'occhio umano, anche quando c'è una corrispondenza cromatica tra il restauro e la struttura del dente (Lefever et al., 2012). Inoltre, la lucentezza della superficie dello smalto viene mantenuta quando sottoposta ad usura meccanica, mentre quella dei materiali compositi, nel tempo, tende a diminuire sotto le stesse sollecitazioni (Lefever et al., 2012).

La misurazione del gloss viene effettuata mediante un apparecchio chiamato *glossmetro* mediante la riflessione della luce su una superficie. Questo strumento misura la quantità della luce riflessa con un angolo di riflessione in un'area di dimensioni ridotte. L'unità di misura della brillantezza è il Gloss-Unit (GU); questa unità di misura è basata sull'indice di rifrazione di un vetro nero con una rifrazione speculare di 100 GU rispetto ad uno specifico angolo; infatti, di norma, i glossmetri possono impostare il raggio di luce incidente su tre diversi angoli (di solito 20°, 60° e 85°).

Il gloss non può essere misurato *in vivo* in quanto lo strumento non può essere utilizzato intra-oralmente. Tuttavia, questo è un parametro facilmente percepito sia dal paziente sia dal dentista. Secondo l'American Dental Association (ADA) i valori di gloss accettabili per le resine compositi variano da 40 a 60 Gloss-units (Kamonkhantikul et al., 2014).

1.4.5 Durezza

La resistenza di un solido alla deformazione locale definisce il concetto generale di *durezza*. La durezza non è una proprietà intrinseca del materiale ma è il risultato di una procedura di misurazione definita. Fondamentalmente, un induttore di una forma specificata viene premuto sulla superficie del materiale da testare con un carico specifico per un intervallo di tempo definito, e viene effettuata una misurazione della dimensione o profondità della rientranza fatta sulla superficie dopo che la forza è stata rimossa (Ilie et al., 2017).

Nel nostro campo, la *durezza superficiale* di una resina composita è una proprietà meccanica importante per mantenere la stabilità di forma dei restauri (Pala et al., 2016).

La facilità con cui è possibile eseguire il test di durezza li ha resi i metodi di caratterizzazione più comuni per i compositi. Il metodo tradizionale per testare la durezza - Brinell, Knoop, Rockwell o Vickers - comporta il caricamento di un induttore duro contro il materiale. Con

materiali che si comportano in modo elastico / plastico, il penetratore lascia una rientranza dopo che è stato ritirato. La durezza è definita come una misura quantitativa della resistenza alla deformazione ed è calcolata come il carico massimo applicato diviso per l'area di contatto proiettata (Ilie et al., 2017).

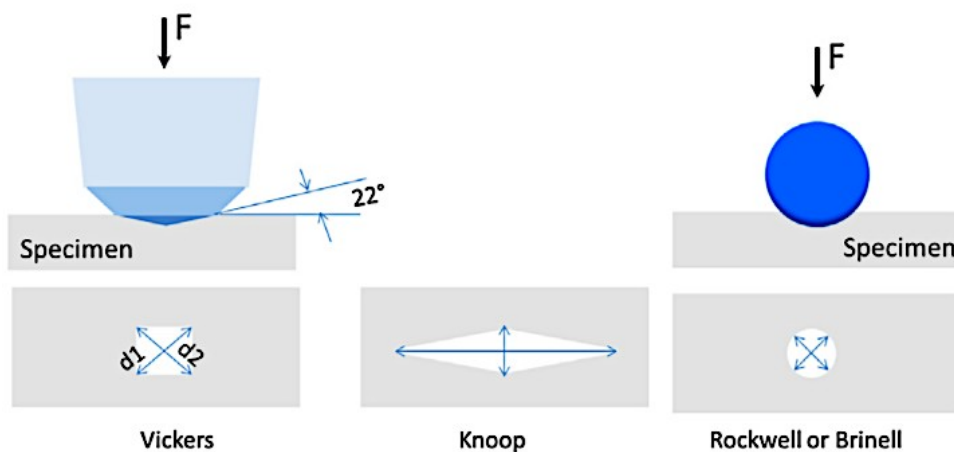


Figura 6 Schematizzazione dei test per la misurazione della durezza

I test più comuni per la misurazione della durezza sono raffigurati in Fig. 6 (Ilie et al., 2017): Vickers, Knoop, Rockwell e Brinell.

Essi differiscono per il tipo di penetratore usato, per il tempo di permanenza del puntale all'interno, per l'entità della forza utilizzata e per il sistema di rilevamento dell'impronta del penetratore nel materiale.

Il test di Vickers (HV) (Figura 6) consiste nel penetrare il materiale di prova con una punta diamantata; questa punta ha la forma di piramide a base quadrata e angolo di 136° tra facce opposte. La forza applicata è compresa tra 1 gf e 100 kgf. Il carico viene normalmente applicato per 10-15 secondi. Le due diagonali della rientranza che rimangono nella superficie del materiale dopo la rimozione del carico sono misurate con un microscopio; viene calcolata la media della lunghezza delle due diagonali. La durezza Vickers è il

quoziente ottenuto dividendo il carico per l'area dell'impronta. Il numero di durezza Vickers deve essere riportato insieme alla forza di prova e al tempo di sosta. È necessario prendere in considerazione una preparazione del campione adeguata e una prossimità ravvicinata. Le rientranze dovrebbero essere il più ampie possibile per massimizzare la risoluzione della misurazione. La procedura di prova è quindi soggetta a problemi di influenza dell'operatore sulla lettura ottica delle diagonali. I dispositivi moderni consentono la misurazione automatica delle indentazioni (ISO/CD6507-1, 2006). Tanto più è duro il materiale tanto più è piccolo il segno lasciato dalla punta diamantata sulla sua superficie.

Il *test di Knoop (HK)* (Figura 6) prevede l'applicazione di una forza di prova impressa con un induttore diamantato a forma piramidale a base romboidale (con angoli di $172,5^\circ$ e 130° tra i bordi opposti sul vertice). Il tempo per l'applicazione iniziale della forza non deve superare i 10 s e la forza di prova viene mantenuta per 10 s-15 s. Il valore di durezza Knoop è proporzionale alla forza di prova divisa per l'area proiettata della penetrazione. Rispetto a un induttore Vickers, il penetratore utilizzato su un test Knoop ha una forma più allungata; in questo caso si misura solo l'asse lungo della rientranza. Questa misura viene quindi convertita in un numero di durezza Knoop utilizzando un grafico (ISO4545-1, 2005).

Il *test di Rockwell (HR)* (Figura 6) misura la profondità permanente indotta da una forza (con un cono di diamante da 120° con una punta sferica del raggio di 0,2 mm o un penetratore a sfera di un diametro specificato). È richiesta un'applicazione di forza in due fasi: in primo luogo, una forza di prova preliminare (comunemente indicata come precarico o carico minore) viene applicata a un campione, mantenuta per una durata che non supera i 3 s per poi registrare la profondità dell'impronta. Questo punto rappresenta lo zero o la posizione di

riferimento che attraversa la superficie per ridurre gli effetti della finitura superficiale. Dopo il precarico, viene applicato un ulteriore carico (carico maggiore) per raggiungere il carico di prova totale richiesto. Questa forza viene mantenuta per un periodo di tempo predeterminato (tempo di sosta) per consentire il recupero elastico. Questo carico maggiore viene quindi rilasciato e la posizione finale viene misurata rispetto alla posizione derivata dal precarico, ossia la variazione della profondità di indentazione tra il valore di precarico e il valore di carico maggiore. Questa distanza viene convertita in un numero di durezza (ISO2039-1, 2010).

Il *test di Brinell (HB)* (Figura 6) applica una forza predeterminata (da 500 a 3000 kgf) ad una sfera di carburo di tungsteno di diametro fisso (da 2,5 a 10 mm) che viene mantenuta per un periodo di tempo predeterminato (da 10 a 30 s) e poi rimossa. La larghezza permanente dell'indentazione viene quindi misurata su almeno due diametri, solitamente ad angoli retti l'uno rispetto all'altro; si considera la media di questi due risultati. Il valore di durezza Brinell è proporzionale alla forza di prova divisa per l'area della rientranza. La più grande fonte di errore nel test di Brinell è, come per gli altri metodi di indentazione, la misura della rientranza; il metodo è quindi in qualche modo soggettivo e dipendente dall'operatore. L'uso dei test di durezza Brinell nei test sui compositi resinosi è poco frequente (ISO6506-1, 2014).

Per effettuare queste misurazioni ci si avvale di un *durometro*, ovvero di un macchinario capace di imprimere una forza predeterminata per intervalli di tempo scelti dall'operatore su diversi materiali. È possibile anche cambiare la punta con la quale si imprime la forza per poter effettuare i differenti test di durezza.

1.4.6 Morfologia di superficie

I concetti estetici sono stati particolarmente importanti nel guidare lo sviluppo di materiali da restauro negli ultimi anni. Una superficie lucida e perfettamente liscia è un requisito per l'aspetto estetico desiderabile. Deve anche rimanere così per un lungo periodo all'interno dell'ambiente orale. La superficie liscia, oltre a migliorare il risultato estetico, impedisce la formazione di macchie e ritenzione della placca dovuta all'assenza di micro-ruvidità. Inoltre, la levigatezza della superficie diminuisce il coefficiente di attrito e può ridurre il tasso di usura. La qualità della superficie influisce anche sulla resistenza alla frattura in materiali fragili come i compositi (Kakaboura et al., 2007).

La rugosità superficiale (o *roughness*) ha un impatto importante sull'aspetto estetico, sull'accumulo di placca, sulla carie secondaria e sull'irritazione gengivale e sull'usura dei denti opposti e adiacenti. Inoltre, una superficie liscia assicura il comfort del paziente e facilita l'igiene orale. Il trattamento superficiale del composito è sistematico, in seguito al posizionamento e alla polimerizzazione della massa finale, per rimuovere il materiale in eccesso, per regolare la forma anatomica e l'occlusione e, infine, per ottenere una superficie liscia. A tale scopo è disponibile un'ampia gamma di strumenti di finitura e lucidatura. (Janus et al., 2010).

Per la misurazione della rugosità di superficie (*Ra*) si utilizza il profilometro; questo macchinario presenta una punta di diamante che percorre la superficie dell'oggetto e riesce a registrare le piccole variazioni in senso verticale. In genere la *Ra* si misura in micrometri (μm).

È stato riportato che una rugosità superficiale maggiore di $0.2 \mu\text{m}$ determina un aumento nell'accumulo di placca e un maggiore rischio di carie e infiammazione parodontale, compromettendo l'estetica e la longevità del restauro (Ereifej et al., 2013).

Negli ultimi anni la nuova tecnica della microscopia a forza atomica (AFM) è stata impiegata nel campo della ricerca sui materiali dentali. Il microscopio a forza atomica è in grado di fornire immagini topografiche dettagliate tridimensionali di rugosità superficiale a una risoluzione nanometrica. Sebbene queste caratteristiche facciano dell'AFM una tecnica promettente per la valutazione della qualità della superficie dei materiali dentali le sue applicazioni sono ad oggi ridotte (Kakaboura et al., 2007)

Per compiere una analisi qualitativa della superficie si utilizza spesso il *SEM (Scanning Electron Microscope)* ovvero il microscopio elettronico a scansione. Al contrario del microscopio ottico, il microscopio elettronico non si basa un fascio di luce per la visualizzazione dell'oggetto, ma sfrutta un fascio di elettroni che attraversa il corpo. Il fascio elettronico viene poi scansionato e trasformato in segnale televisivo; il risultato è quello di una immagine in bianco e nero ad elevata risoluzione e grande profondità di campo (quasi 300 volte superiore a quella di un microscopio ottico) (Leonard et al., 2012).

Il microscopio elettronico a scansione (SEM) viene utilizzato per valutare la forma e la dimensione delle particelle di filler. Il termine "ultrastruttura" è usato per descrivere il livello di organizzazione che può essere visto solo con un microscopio elettronico (Scougall-Vilchis et al., 2009).

2. RIFINITURA E LUCIDATURA DEI RESTAURI IN COMPOSITO

La rifinitura (o finitura) di un restauro è la definizione grossolana dei contorni e della superficie al fine di ottenere l'anatomia desiderata, mentre la lucidatura si riferisce alla riduzione della ruvidità superficiale e alla rimozione dei graffi creati dagli strumenti di rifinitura (Yadav et al., 2016).

La rifinitura e la lucidatura dei restauri non solo determinano un'estetica ottimale, ma garantiscono anche una salute orale dei tessuti molli e l'integrità marginale dell'interfaccia restauro-dente (Jefferies, 2007).

Vari strumenti sono comunemente usati per rifinire e lucidare materiali da restauro compresi frese multilama, frese diamantate, coppe e punte in gomma impregnate di pasta abrasiva, ossido di alluminio, dischi abrasivi rivestiti, strisce abrasive e paste lucidanti. Ognuno di questi strumenti o dispositivi lascia sulla superficie dei vari materiali da restauro vari gradi di rugosità superficiale. Negli ultimi anni sono stati fatti sforzi per analizzare l'idoneità di numerosi sistemi disponibili per la finitura e la lucidatura di vari materiali compositi. È stato segnalato che l'effetto dei sistemi di lucidatura sulla finitura superficiale dipende dal materiale e l'efficacia di questi sistemi era in gran parte dipendente dal prodotto (Yadav et al., 2016).

La rifinitura e la lucidatura ottenibili su resine composite sono in una certa misura una funzione della loro composizione (Ferracane, 2011).

2.1 RIFINITURA

La rifinitura è il processo che comporta la rimozione delle irregolarità marginali, la definizione dei contorni anatomici e la levigatura della rugosità superficiale di un restauro. La finitura include il processo di marginazione (*margination*). La marginazione è la fase specifica di rifinitura che prevede la rimozione di materiale dal margine dell'interfaccia restauro-substrato al fine di ottenere un margine liscio, uniforme e ben adattato (Jefferies, 2007).

La qualità della rifinitura della superficie di un restauro in composito influenza l'estetica e la durata di vita dei restauri stessi in quanto la presenza di irregolarità sulla superficie dei materiali può influenzare l'aspetto, la colorazione, la ritenzione della placca, il rischio secondario di carie e l'irritazione gengivale (Yap et al., 2004).

La maggior parte dei medici ammette che l'elevato valore di gloss iniziale può essere importante per il paziente, specialmente per i denti anteriori, ma la preoccupazione principale del dentista è la qualità della superficie dopo mesi o anni di servizio (Ferracane, 2011).

Esistono molti tipi diversi di tecniche e strumenti di finitura e, se non vengono utilizzati con attenzione, possono portare a fessure o formazione di crepe e scarso adattamento marginale (Delgado et al., 2015).

Procedure di rifinitura efficaci ed efficienti hanno come obiettivo di riprodurre sui restauri la tessitura superficiale delle strutture dentali naturali. Sfortunatamente, non ci sono molti studi che riportano informazioni quantitative su gap marginali. Ad oggi, non esiste un approccio prevedibile per la finitura di restauri adesivi che mantenga l'integrità marginale e riduca la formazione di fessure (Delgado et al., 2015).

2.2 LUCIDATURA

La lucidatura è il processo che viene eseguito dopo le fasi di rifinitura per rimuovere i graffi dalla superficie di un restauro e renderla liscia, riflettente e lucida. Il processo di lucidatura è anche inteso a produrre una superficie omogenea con la minore possibile presenza di graffi (Jefferies, 2007).

L'efficacia di un sistema di lucidatura è comunemente valutata sulla base di rugosità superficiale, gloss e immagini al microscopio elettronico a scansione (SEM) (Kamonkhantikul et al., 2014).

2.3 TIPI DI ABRASIVI

I tipi più comuni di abrasivi sono stati elencati e descritti da Jefferies nella sua Review degli studi del 2007 (Jefferies, 2007); eccoli di seguito:

OSSIDO DI ALLUMINIO

L'ossido di alluminio è un composto chimico di alluminio e ossigeno con la formula chimica Al_2O_3 . La sua durezza lo rende adatto all'uso come abrasivo e come componente degli utensili da taglio. L'ossido di alluminio viene tipicamente prodotto come particelle legate a dischi, strisce di carta e polimeri o impregnate su dischi e punte in gomma. L'ossido di alluminio ha una durezza sufficiente (9 sulla scala di durezza di Mohs) per lucidare porcellana, ceramica e resina composita. Le particelle fini di ossido di alluminio possono essere miscelate in una pasta lucidante per produrre superfici lisce e levigate su molti tipi di restauri, inclusi acrilici e materiali compositi.

COMPOSTI DEL CARBURO

Gli abrasivi sotto forma di composti del carburo comprendono carburo di silicio, carburo di rame e carburo di tungsteno. La parte abrasiva e di taglio delle frese multilama per la rifinitura è prodotta con punte in carburo di tungsteno. Il silicio e il boro per gli strumenti di finitura vengono generalmente forniti come particelle pressate con un legante in dischi, coppette, punte o dischi per l'uso su manipoli a bassi giri. Il carburo di silicio può anche essere rivestito su carta o dischi con supporto polimerico, che sono particolarmente efficaci per i restauri in resina composita microriempita.

ABRASIVI DIAMANTATI

Il diamante, una delle tante forme allotropiche del carbonio, è la sostanza più dura conosciuta. Il diamante è un abrasivo altamente efficiente grazie alla sua durezza, tale da resistere all'usura e mantenere la nitidezza. Polvere di diamante o particelle di varie dimensioni possono essere rivestite su una matrice rigida, impregnate all'interno di una matrice elastomerica legata, o utilizzate come pasta lucidante.

BIOSSIDO DI SILICIO

Il biossido di silicio viene utilizzato principalmente come agente lucidante in gomma abrasiva o dispositivi di finitura e lucidatura elastomerici. Nei dispositivi dentali, è utilizzato principalmente in coppette di gomma e punte per la finitura e la lucidatura.

OSSIDO DI ZIRCONIO

Come il biossido di silicio, l'ossido di zirconio nei dispositivi abrasivi dentali viene utilizzato principalmente nei dispositivi rotanti di finitura elastica o gommosa (dischi e coppette).

SILICATO DI ZIRCONIO

Il silicato di zirconio è un minerale naturale spesso usato come agente lucidante in strisce, dischi e paste.

Nella Tabella 1 (Jefferies, 2007) è visibile il confronto tra i vari valori di durezza degli abrasivi, delle strutture dentali e dei comuni materiali da restauro.

Tabella 1 Durezza di vari materiali di uso odontoiatrico

MATERIALE	DUREZZA (Scala Mohs)	ESEMPI
Diamante	10	Frese, paste lucidanti abrasive, device in gomma
Carburo di silicio	9-10	Dischi abrasivi
Carburo di tungsteno	9	Frese da rifinitura
Ossido di alluminio	9	Dischi abrasivi, paste lucidanti abrasive, device in gomma
Silicato di zirconio	7-7.5	Paste abrasive da profilassi
Smalto dentale	5	Struttura naturale
Dentina	3-4	Struttura naturale
Porcellana	6-7	Materiale da restauro
Oro e leghe di oro	2.5-4	Materiale da restauro
Resina composita	5-7	Materiale da restauro
Amalgama	4-5	Materiale da restauro

2.4 DISPOSITIVI ABRASIVI

Per i clinici sono disponibili numerosi metodi e strumenti per la rifinitura e la lucidatura; questi includono frese in metallo multilama, frese diamantate, pietre, dischi e strisce abrasive rivestite, paste lucidanti e tazze, punti e ruote morbidi o rigidi in gomma impregnati con grane abrasive varie (Jefferies, 2007).

2.4.1 Frese diamantate

Le frese diamantate per la rifinitura sono utilizzate per contornare, regolare e levigare i materiali restaurativi, come i compositi e la porcellana. A differenza delle frese al carburo (vedi sotto), le frese diamantate per finitura si basano prevalentemente sull'abrasione piuttosto che sul taglio. Queste frese hanno particelle di diamante incorporate nelle loro superfici di lavoro. Gli strumenti diamantati sono costituiti da tre parti: un gambo metallico, l'abrasivo diamantato in polvere o particolato e un materiale adesivo metallico che legghi la polvere diamantata al gambo (Heymann et al., 2002). Questi dispositivi sono realizzati in una varietà di forme e dimensioni e sono disponibili in diverse granulometrie, da 7 a 50 μm , a seconda del produttore. Nella maggior parte dei casi, vengono applicati in sequenza, iniziando con una grana più grossa e avanzando verso una grana più fine. Le frese diamantate devono sempre essere usate con getto d'acqua per dissipare il calore generato dall'alta velocità della turbina. Le prestazioni cliniche degli strumenti abrasivi diamantati dipendono da variabili quali la dimensione, la spaziatura, l'uniformità, l'esposizione e l'adesione delle particelle al gambo. Le frese diamantate sono molto efficienti per quanto riguarda la velocità di rimozione dei materiali, ma lasciano una superficie significativamente ruvida che richiede ulteriore finitura e lucidatura (Jung, 1997).

2.4.2 Frese al Carburo

Le frese in carburo sono disponibili in una varietà di forme per la rifinitura. Le frese più comunemente utilizzate hanno da 8 a 40 lame scanalate e possono essere diritte o attorcigliate. Le frese in metallo duro scanalate più comuni hanno 12, 20 o 40 lame per il modellamento e la levigatura di vari materiali da restauro e strutture dentali (O'Brien, 2002). Le frese in metallo, a causa della loro azione meno abrasiva, possono essere più gentili con i tessuti molli a livello del margine gengivale rispetto alla frese diamantate o agli strumenti di abrasivi (Jefferies, 2007).

2.4.3 Pietre

Le pietre dentali sono composte da particelle abrasive che sono state sinterizzate insieme o legate con una resina organica per formare una massa coesiva (O'Brien, 2002). Il colore delle pietre è un'indicazione del particolare abrasivo utilizzato: le pietre contenenti *carburo di silicio* sono verdi, mentre le pietre bianche contengono *ossido di alluminio*. La pietra è fissata all'estremità di un gambo metallico rotante. Le pietre vengono utilizzate per la modellatura e la finitura dei restauri e hanno un'efficienza di taglio o abrasione inferiore a quella delle frese diamantate. A seconda delle dimensioni della grana abrasiva utilizzata è possibile fornire pietre abrasive con gradi di abrasività grossolani, medi e fini (Jefferies, 2007).

2.4.4 Dischi e strisce abrasive rivestiti

I dischi e le strisce abrasive rivestite sono realizzati incollando particelle abrasive su un polimero sottile o un supporto di plastica (O'Brien, 2002).

I dischi di finitura e lucidatura vengono utilizzati per riduzione dei restauri, contornatura, rifinitura e lucidatura. Il sottile strato di abrasivo presente su questi dischi rimane efficace per un periodo limitato di uso clinico, rendendo questi dischi monouso. La maggior parte è rivestita con un abrasivo all'ossido di alluminio, ma vengono utilizzati anche abrasivi al carburo di silicio, smeriglio e quarzo. Sono utilizzati con una sequenza discendente di grane, a partire da un disco di grana più grossa e finendo con una grana superfina. Dischi e strisce abrasive rivestite sono particolarmente utili su superfici piane o convesse. Funzionano particolarmente bene sui restauri anteriori, come quelli che coinvolgono spigoli incisali e embrasures, e, in misura limitata, su compositi posteriori, in particolare su aree interprossimali e alcune aree linguali-buccali. I dischi rivestiti hanno un'utilità limitata sulle aree posteriori oclusali e concave anteriori. Queste aree sono meglio indirizzate con punte e coppe abrasive, che verranno discusse più avanti (Jefferies, 2007).

2.4.5 Dischi, coppette e punte in gomma

Gli strumenti di lucidatura in gomma sono utilizzati per rifinire, levigare o lucidare i compositi. Questi strumenti di finitura e lucidatura sono strumenti abrasivi basati su particelle fini o ultrafini, abrasive disperse e tenute in una matrice elastica più morbida. Le varie configurazioni di questi dispositivi completano i limiti di accesso dei dischi abrasivi rivestiti per aree come le superfici oclusali posteriori e linguali anteriori. Le forme, con dimensioni e dimensioni diverse, includono dischi, coppette e punte.

La matrice elastomerica può essere una gomma sintetica o naturale, silicone o un altro polimero elastico sintetico.

Nella Figura 7 può essere osservata una parte della vasta gamma di dispositivi per la lucidatura o rifinitura.



Figura 7 Dispositivi di rifinitura o lucidatura elastomerici o gommati (da Jefferies, 2007)

Questi dispositivi sono disponibili in una varietà di grane, dimensioni, forme e gradi di stabilità. Questi abrasivi elastomerici legati sono solitamente stampati su un mandrino "tipo latch" per manipoli lenti. I mandrini sono fatti di acciaio inossidabile o plastica ad alta resistenza. Alcuni di questi prodotti sono fabbricati per essere riutilizzabili dopo la sterilizzazione. Gli abrasivi utilizzati all'interno di questi strumenti sono solitamente composti da carburo di silicio, ossido di alluminio, diamante, biossido di silicio (Jefferies, 2007) e ossido di zirconio.

2.4.6 Paste abrasive da lucidatura

Nel processo di lucidatura abrasiva, l'usura abrasiva libera induce il taglio e l'aratura su scala micro- e nano-metrica. Seguendo l'esempio di altre discipline industriali e scientifiche, i dentisti hanno utilizzato composti per la rifinitura abrasiva e lucidatura per diversi decenni.

Le paste di lucidatura abrasiva sono prevalentemente a base di ossidi di alluminio ultrafine, dispersi e sospesi, o particelle di diamante (Jefferies, 1998). Le paste per lucidatura all'ossido di alluminio sono generalmente a base di glicerina con una dimensione media delle particelle di 1 μm o meno. Le paste diamantate per lucidatura utilizzano anche una pasta a base di glicerina ma con una dimensione media delle particelle maggiore, dell'ordine di 10 μm a meno di 1 μm (Ashe et al., 1996).

2.4.7 Dispositivi rotanti per l'applicazione delle paste

Sebbene il metodo comunemente utilizzato per applicare la pasta di lucidatura sia la coppetta in gomma, i dati riguardo la rugosità superficiale risultante da tali procedure suggeriscono che una tale modalità di applicazione comporta una maggiore ruvidità della superficie o, nel migliore dei casi, nessun miglioramento della levigatezza della superficie. D'altra parte, l'uso di feltrini morbidi può migliorare significativamente l'efficacia della pasta abrasiva per la lucidatura, specialmente quelle paste che utilizzano l'ossido di alluminio come abrasivo (Jefferies, 2007).

2.5 OBIETTIVI DELLE PROCEDURE DI RIFINITURA E LUCIDATURA

Le ragioni cliniche e scientifiche che spingono il professionista ad effettuare tali procedure nel modo più preciso possibile sono (Jefferies, 2007):

- Rimuovere materiale in eccesso e rifinire i margini del restauro;
- Ridurre il rischio di frattura dato che una superficie ruvida è più incline alla frattura;
- Ridurre le imperfezioni di superficie;
- Produrre una superficie liscia che ritenga meno placca;
- Migliorare la masticazione dato che il cibo scivola meglio su superfici lisce;
- Produrre superfici lisce che facilitino le procedure di igiene orale;
- Creare contatti interprossimali regolari che si oppongano alla ritenzione di cibo e alla usura tra denti adiacenti;
- Produrre un restauro più estetico e riflettente (light-reflectant) per il paziente.

3. PARTE SPERIMENTALE

In questo capitolo verrà trattata la parte sperimentale dello studio che ha come obiettivo quello di valutare i cambiamenti in termini di gloss, durezza e morfologia di superficie di cinque differenti resine composite a seguito di un determinato processo di lucidatura. Sarà necessario inoltre valutare una eventuale correlazione tra queste proprietà.

Comprendere il comportamento di tali resine è di fondamentale importanza al fine di facilitare il clinico durante le fasi operative e garantire una prognosi positiva e duratura a lungo termine dei restauri.

Questo capitolo è articolato in materiali, metodi e risultati, seguiranno la discussione dei risultati e le conclusioni che possiamo trarre da ciò che è stato trattato.

3.1 MATERIALI E METODI

3.1.1 Materiali utilizzati

Sono state studiate 5 diverse resine composite: *Harmonize*® (H), *TPH Spectra*® ST (TPH), *Estelite Σ Quick*® (EQ), *Gradia Direct*® Posterior (GP) e *Filtek Universal*® Restorative (FR). Nella Tabella 2 sono riportate le caratteristiche della resina composita utilizzata in questo studio.

Tabella 2 Composizione della resina composita utilizzata nello studio

NOME	TIPO	PRODUTTORE	MATRICE ORGANICA	FILLER
Filtek Universal Restorative (FR)	Nanoriempito	3M ESPE	AUDMA AFM	Silice, Zirconia 76.5 wt%

Bis-GMA: bisfenol-A-glicidil metacrilato; **Bis-EMA:** bisfenol-A-diglicidil metacrilato etossilato; **TEGDMA:** trietilen-glicol dimetacrilato; **UEDMA:** uretan dimetacrilato; **AUDMA:** uretan dimetacrilato aromatico; **AFM:** addiction-fragmentation monomer

3.1.2 Preparazione dei campioni

Sono stati preparati 9 dischi in composito per ogni materiale, con un totale di 45 campioni; i dischi sono stati realizzati grazie ad anelli di supporto in metallo con diametro interno di 2 cm e spessore di 2 mm (Figura 8). Il materiale composito è stato inserito all'interno dei supporti grazie a spatole tipo Heidemann e Microbrush. I dischi sono stati preparati su lastre di vetro per permettere la polimerizzazione anche sulla porzione inferiore del campione.



Figura 8 Anello in metallo con all'interno un campione di composito

Tutti i campioni di composito sono stati suddivisi casualmente in 4 gruppi (n = 15): un gruppo di controllo (Gruppo C), un gruppo in cui i campioni non sono stati sottoposti al processo di lucidatura (Gruppo NL) e gli altri gruppi in cui i campioni sono stati sottoposti a diversi sistemi di lucidatura (Gruppo 1-2-3-4).

I dischi di composito sono stati poi polimerizzati per 20 sec sia superiormente che inferiormente con lampada fotopolimerizzante a LED (Light Emitting Diode) *3M ESPE Elipar™ S10* (Figura 9).



Figura 9 Lampada 3M ESPE Elipar™ S10

I campioni del gruppo C, dopo il posizionamento del materiale composito, sono stati ricoperti con un foglio di Mylar® (foglio trasparente di polietilene tereftalato) in modo da poter garantire sia la polimerizzazione in assenza di ossigeno (Lee and Lee, 2015) sia l'ottenimento di una perfetta superficie liscia della porzione superiore del campione.

I campioni del Gruppo NL sono stati polimerizzati in assenza di foglio di Mylar® e non sono stati sottoposti a lucidatura.

Gli altri gruppi sono stati divisi in base alle diverse sistematiche di lucidatura testate, come segue:

Gruppo 1: EVE Twist medium + EVE Twist fine

Gruppo 2: EVE Twist medium + EVE Twist fine+ Lucida

Gruppo 3: EVE Twist medium + Lucida

Gruppo 4: 3M Spiral wheels medium + Lucida

Tutti i campioni sono stati preparati e lucidati da un medesimo operatore (N.R.).

3.1.2 Misurazione del Gloss

Per determinare il valore di Gloss di ognuno dei campioni è stato utilizzato il Glossmetro *NOVO-CURVE™* – *Rhopoint Instruments* (Figura 14) presso il dipartimento di Biotecnologie Mediche dell'Università di Siena, per gentile concessione del Prof. Grandini. Il glossmetro è stato calibrato con un *reference value* di 95 *Gloss-units* (GU).

Ciascun campione è stato inserito in uno stampo in silicone in modo da eliminare le interferenze della luce per poi essere posto al centro del glossmetro. Per ogni campione sono state effettuate quattro misurazioni con un angolo di incidenza della luce di 60 gradi rispetto all'asse verticale, ruotando il campione ogni volta di 45 gradi. Dei risultati ottenuti è stata fatta una media.



Figura 13 Glossmetro *NOVO-CURVE™*

3.1.3 Misurazione della Durezza

La determinazione della durezza dei campioni è stata effettuata tramite il *Leitz Micro-Hardness Tester* (Wetzlar - GMBH, Wetzlar, Germania) presso il Dipartimento SIMAU della Facoltà di Ingegneria dell'Università Politecnica delle Marche (UNIVPM). Lo strumento effettua una scanalatura sulla superficie del materiale da testare tramite una punta piramidale in diamante applicata con una forza di 50 g per 15 secondi. Dopo la rimozione del peso, attraverso l'uso di un microscopio ottico, vengono osservate e poi misurate le diagonali dell'impronta (Figura 15a-b). Anche in questo caso sono state effettuate quattro misurazioni per ogni campione, ruotando lo stesso di 45 gradi ogni volta. I risultati sono espressi in *Vickers Hardness Number (VHN)*.



Figura 14a Micro-Hardness Tester

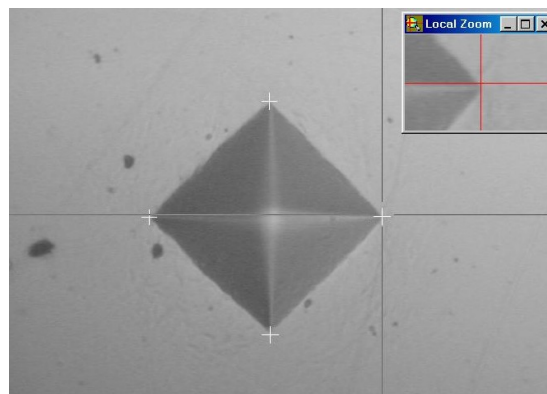


Figura 15b Misura delle diagonali della marcatura sulla superficie del materiale

3.1.4 Morfologia di superficie

La morfologia di superficie, come precedentemente detto, è un aspetto qualitativo che viene osservato tramite analisi dei campioni per mezzo di un microscopio a scansione elettronica (S.E.M.). Per questo studio è stato utilizzato un microscopio elettronico *Carl Zeiss SUPRA™ 40* (gentile concessione del Dipartimento SIMAU, Facoltà di Ingegneria, UNIVPM) (Figura 16a-b). I campioni sono stati lavati in vasca ultrasonica per cinque minuti per rimuovere le impurità del materiale dopodiché sono stati rivestiti da uno strato di particelle d'oro per renderli elettroconduttivi. Sono state catturate immagini a diverso ingrandimento per ogni campione in modo da poter esaminare la morfologia delle resine composite prima e dopo il processo di lucidatura.

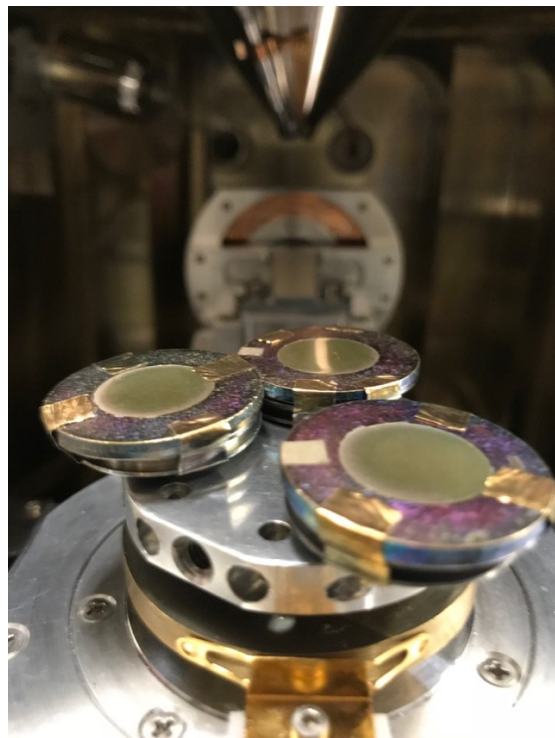
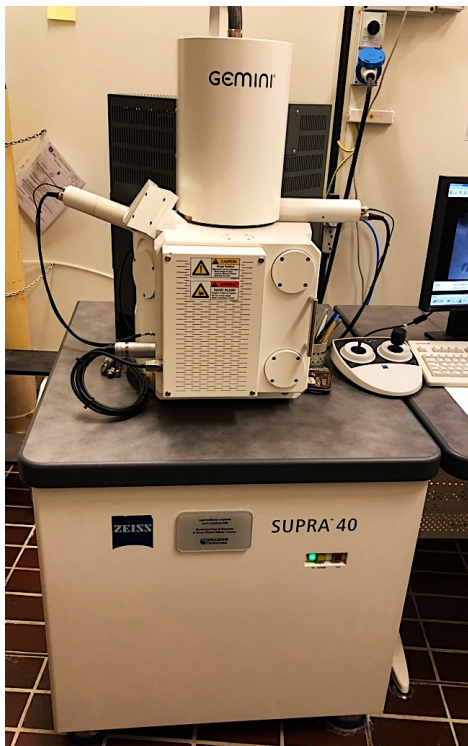


Figura 16.

A sinistra: microscopio elettronico Zeiss SUPRA™ 40.

A destra: campioni prima di essere analizzati

3.1.5 Analisi statistica

Gli effetti delle procedure di lucidatura su durezza e gloss sono stati analizzati statisticamente utilizzando ANOVA e il Test di Tukey, con un livello di significatività di $p < 0.05$.

3.2 RISULTATI

In Figura 17 sono rappresentati i risultati delle misurazioni della durezza delle resine composite analizzate. I valori assoluti più elevati, sia del gruppo C sia nei gruppi NL e L sono dati dal composito FR (Filtek Universal Restorative).

L'ordine decrescente dei valori di durezza per tutti e tre i Gruppi sono: $3 > 4 > 2 > 1$.

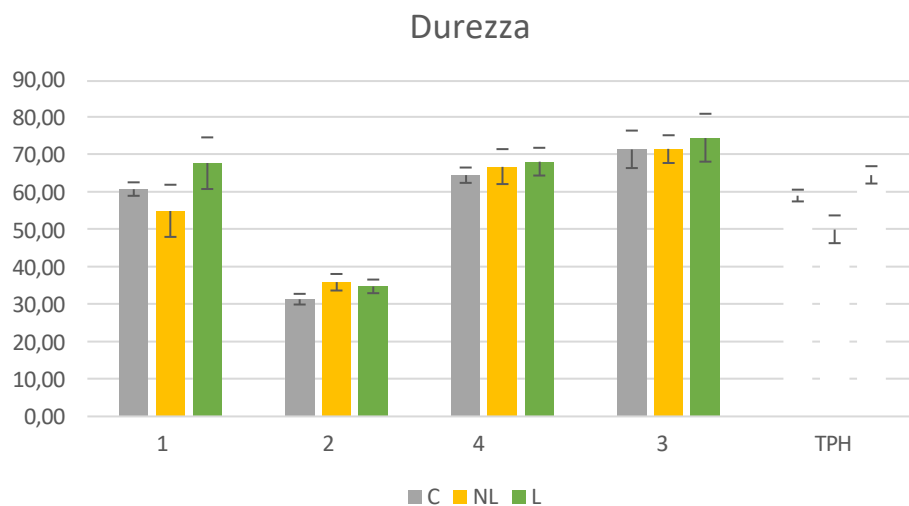


Figura 17 Riassunto dei risultati delle misurazioni della durezza

In Figura 19 sono rappresentati i risultati delle misurazioni riguardanti il gloss delle resine composite analizzate. I valori medi tra il gruppo C e i gruppi L e NL mostrano differenze statisticamente significative. I compositi del gruppo C sono, in ordine decrescente: TPH > FR > H > GP > EQ.

I compositi del gruppo NL registra valori più bassi rispetto i gruppi C e L, con questa disposizione: TPH > GP > FR > H > EQ

I compositi del gruppo L in ordine decrescente sono: TPH > H > EQ > GP > FR

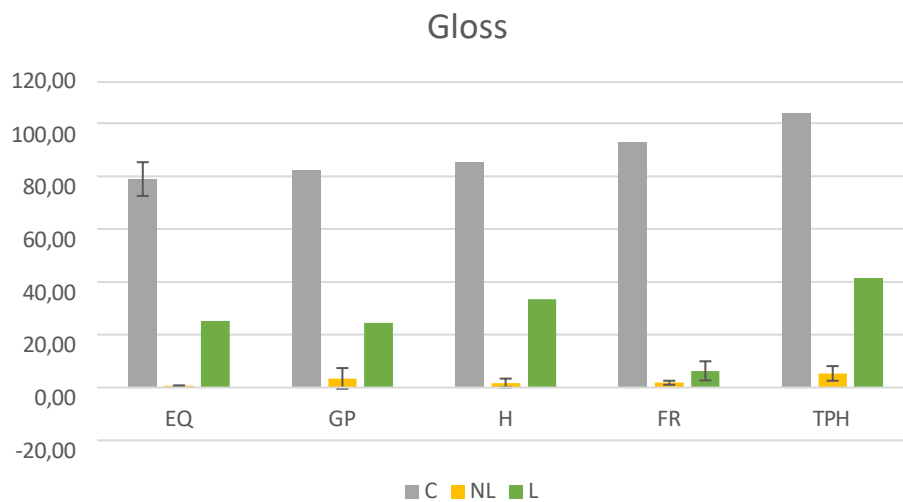
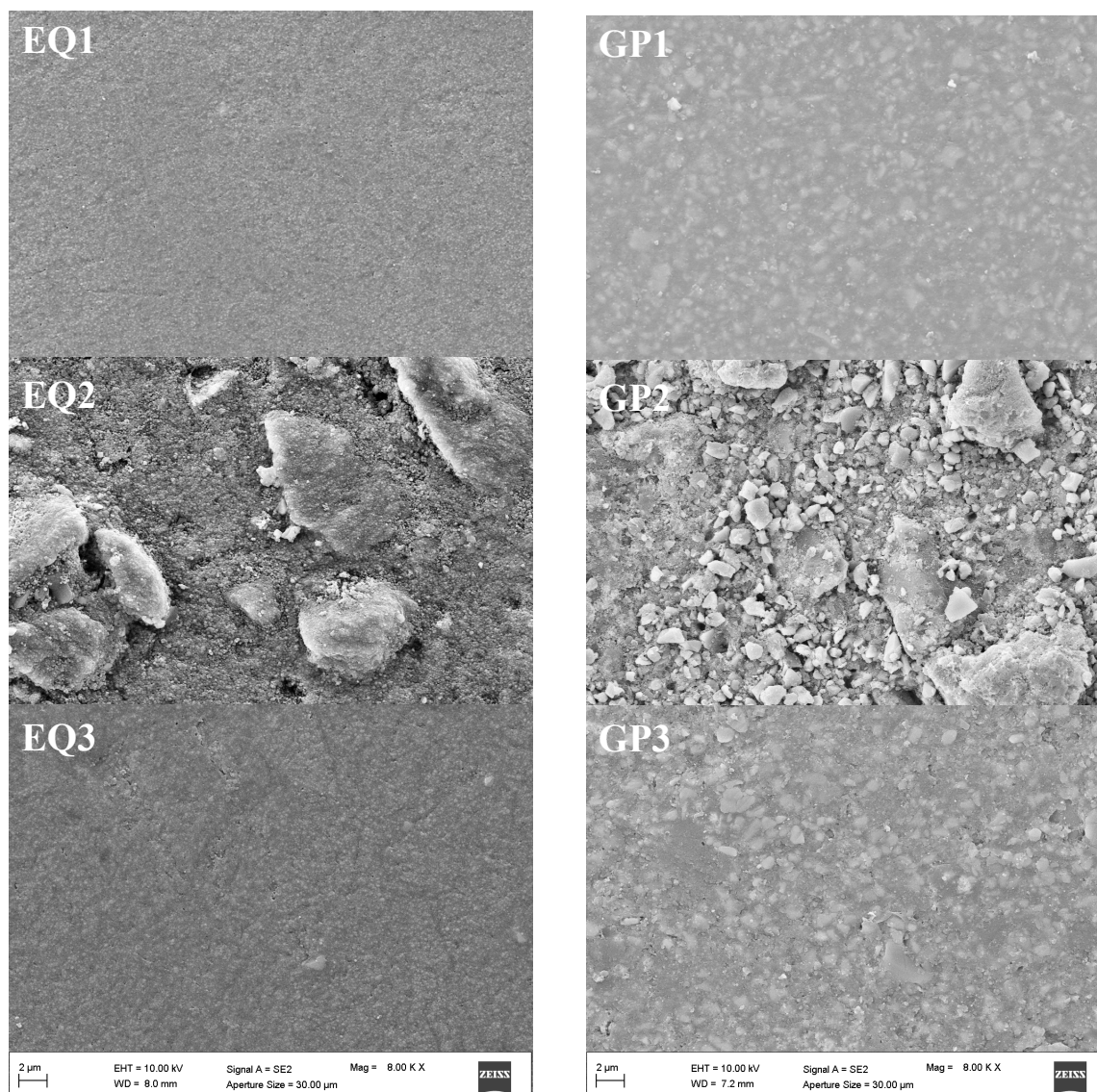


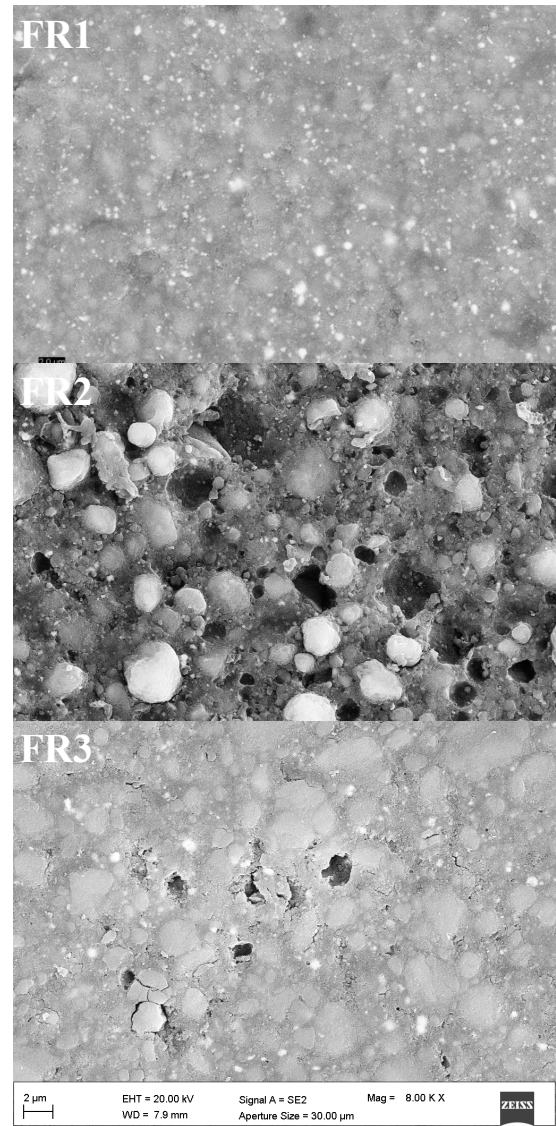
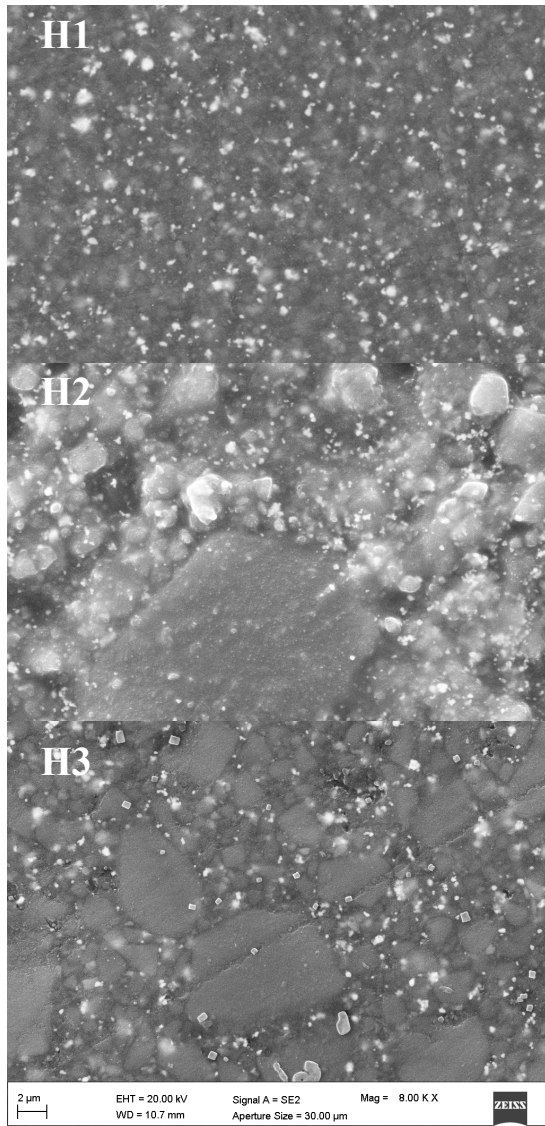
Figura 18 Riassunto dei risultati delle misurazioni del gloss

Nelle Figure 19-23 sono visibili le foto scattate al S.E.M. delle varie resine composite a 8000 ingrandimenti. Per ogni immagine in alto a sinistra è disponibile una legenda che indica la sigla del composito e il gruppo di appartenenza: il Gruppo C è indicato dal numero 1, il Gruppo NL è indicato dal numero 2 e il Gruppo L è indicato dal numero 3.



A sinistra: Figura 19 Immagini al S.E.M. del composito EQ

A destra: Figura 20 Immagini al S.E.M. del composito GP



A sinistra: Figura 21 Immagini al S.E.M. del composito H

A destra: Figura 22 Immagini al S.E.M. del composito FR

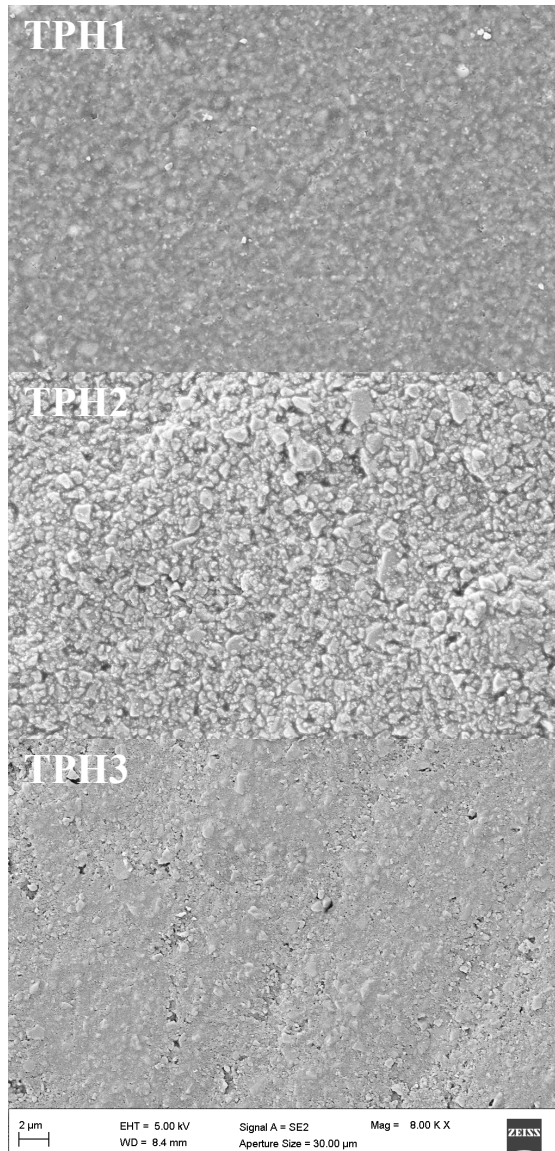


Figura 23 Immagini al S.E.M. del composito TPH

4. DISCUSSIONE

Lo studio condotto in questa tesi interessava l'analisi di diverse resine composite sottoposte ad un preciso protocollo di lucidatura per osservare i cambiamenti in termini di gloss, durezza e morfologia di superficie che questa determinava.

Il successo dei restauri in RC è correlato a diversi fattori, come l'estetica, le proprietà biologiche e la qualità della superficie (Shimane, Endo, Zheng, Yanagi e Ohno, 2010). L'irregolarità della superficie del restauro potrebbe portare a macchie, deterioramento e una ridotta efficienza delle procedure di igiene orale, favorendo quindi un aumento dell'accumulo di placca e l'insorgenza di carie secondarie (Sparabombe et al., 2018). In effetti, le procedure F/P sono passaggi clinici cruciali per ripristinare la corretta forma anatomica e morfologica del dente e per fornire migliori proprietà ottiche (Antonson et al., 2011; Babina et al., 2020; da Costa et al., 2011). Sia nei denti anteriori che posteriori sono disponibili sul mercato diversi sistemi F/P e gli effetti di questi sistemi dipendono dai materiali con cui sono stati realizzati e dal tipo di resina composita da lucidare (Monterubbianesi et al., 2020). In sostanza, Cook e Thomas hanno riportato come accettabili valori di brillantezza compresi tra 60 e 80 GU (Cook & Thomas, 1990), mentre secondo l'American Dental Association (ADA) una superficie lucida tipicamente desiderata corrisponde a 40-60 GU (ADA Recensione del prodotto professionale, 2010).

Il nostro studio ha valutato l'impatto di diversi protocolli F/P su un nanocomposito di nuova concezione, analizzandone semplicemente i risultati in termini di valori di brillantezza e aspetto morfologico. L'innovazione portata da un nanocomposito risiede nel fatto che possiede particelle di riempitivo più piccole che proteggono la fase resinosa più morbida dall'usura e riducono le alterazioni superficiali, derivanti dalla perdita di tali particelle (Mitra, Wu, & Holmes, 2003). Queste caratteristiche vantaggiose forniscono un materiale con caratteristiche meccaniche adatte

per restauri ad alta resistenza con proprietà estetiche superiori (Heintze, Forjanic e Rousson, 2006; Mitra et al., 2003; Watanabe, Miyazaki e Moore, 2006). Il nanocomposito testato può essere utilizzato sia nei restauri anteriori che posteriori; pertanto, la conoscenza del suo comportamento dopo diverse procedure F/P diventa dannosa per ottenere risultati migliori e affidabili da parte dei medici.

In sintesi, l'ipotesi nulla può essere rifiutata. Infatti, in accordo con altri studi, il Gruppo E ha fornito la superficie più lucida e liscia (Figura 3) (Bansal et al., 2019; Can Say, Yurdagüven, Yaman e Özer, 2014; Ereifej, Oweis, & Eliades, 2013). Sebbene il Gruppo E abbia raggiunto il valore di brillantezza più elevato, lo strato superficiale di resina composita a contatto con la striscia di Mylar è più suscettibile all'usura, inoltre la superficie simile al Gruppo E può essere ottenuta solo nell'area interprossimale, né nella superficie oclusale né buccale del restauro. Secondo la letteratura scientifica, i gruppi lucidati sono stati solitamente confrontati solo con un gruppo di controllo realizzato utilizzando una striscia di Mylar (Lopes, Monteiro, Mendes, Gonçalves, & Caldeira, 2018; Roeder & Powers, 2004), tuttavia, questo studio in vitro presenta come innovazione che i Gruppi testati sono stati confrontati anche con la superficie ottenuta dopo l'utilizzo degli strumenti manuali (Gruppo F), senza eseguire F/P, che, anzi, mostrava la morfologia più irregolare (Figura 3).

In generale, le procedure F/P sono sempre necessarie per ottenere buoni risultati sia dal punto di vista clinico che estetico (Endo, Finger, Kanehira, Utterodt e Komatsu, 2010; Nasoohi, Hoorizad e Tabatabaei, 2017). Tra i gruppi rifiniti e lucidati per restauri anteriori, il Gruppo B fornisce i migliori risultati, con un valore di brillantezza accettabile ($68,54 \pm 7,54$ GU). Il Gruppo B unisce alle prestazioni ottimali dei dischi Sof-Lex una progressiva diminuzione della dimensione delle particelle di una pasta diamantata (Jefferies, 2007). Molti autori hanno dimostrato che questi dischi flessibili di ossido di alluminio sono i migliori strumenti di lucidatura per rimuovere le irregolarità

superficiali sui denti anteriori, avendo la capacità di tagliare equamente le particelle di riempitivo e la matrice (Bansal et al., 2019; Rodrigues-Junior et al., 2015). Il nanocomposito testato, rifinito e lucidato con il protocollo del Gruppo B, ha raggiunto un valore di gloss superiore a quello riportato dallo studio di Lopes et al. (2018): hanno valutato la brillantezza di un altro nanocomposito con diversi protocolli F/P, raggiungendo un valore massimo di 42 GU. Inoltre, in un altro articolo, i valori di brillantezza di diversi compositi di resina nanoibridi e micro ibridi, con diversi protocolli F/P, hanno raggiunto valori di brillantezza compresi tra 19 e 35 GU (Pala, Tekçe, Tuncer, Serim e Demirci, 2016). Pertanto, il nanocomposito testato, con i protocolli proposti, può raggiungere valori GU più elevati rispetto ad alcuni compositi a base di resina ibrida. Contrariamente ai denti anteriori, i denti posteriori presentano un'anatomia occlusale complessa, pertanto la forma piatta di alcuni strumenti F/P rischia di appiattire la superficie del restauro. In generale, i dischi sono più adatti per la procedura F/P sui restauri anteriori che su quelli posteriori. Tuttavia, nonostante la forma a disco delle Sof-Lex Spiral Wheel, il loro design flessibile a forma di spirale gommata può adattarsi a quasi tutte le superfici di un restauro. Diversi studi hanno concluso che queste spirali elastomeriche, impregnate con particelle di ossido di alluminio, rappresentano un valido sistema F/P (Lopes et al., 2018; Moda et al., 2018). Tuttavia, la replica delle cuspidi e dei solchi dell'anatomia posteriore rappresenta ancora una sfida, quindi, il medico richiede strumenti più piccoli per replicare le cuspidi e i solchi dell'anatomia posteriore, come piccole frese diamantate o in carburo, al fine di rimuovere l'eccesso di RC nei restauri posteriori. (Beltrami et al., 2018). Per questi motivi, nel protocollo dei gruppi C e D sono state incluse frese a punta diamantate e in carburo, impostate per restauri posteriori. Tra questi gruppi, il Gruppo D ha ottenuto un mantenimento della brillantezza accettabile ($53,76 \pm 2,65$ GU): l'associazione finale di spazzole in pelo di capra e un disco in feltro, insieme a una pasta lucidante, ha mostrato un risultato adeguato (Lopes et al., 2018). Infatti, l'utilizzo di spazzole e feltro in pelo di capra distribuisce uniformemente la pasta diamantata, consentendo una riduzione omogenea sia della matrice resinosa che delle particelle di riempitivo (Kurt, Cilingir, Bilmenoglu, Topcuoglu, &

Kulekci, 2019; Marghalani, 2010; Moda et al., 2018; Tosco et al., 2019). Oltre alla valutazione della ritenzione della brillantezza, è stata effettuata l'analisi SEM per indagare la morfologia delle superfici del campione che potrebbe non essere visibile dai profilometri (Fuzzi, Zaccheroni, & Vallania, 1996; Moravej-Salehi, Moravej-Salehi, & Valian, 2016). Nelle micrografie elettroniche a scansione, tra i protocolli F/P per restauri anteriori, il Gruppo B ha mostrato una superficie più regolare e uniforme rispetto al Gruppo A, confermando i risultati di brillantezza ottenuti (Figura 3, 2). I gruppi C e D hanno invece evidenziato alcuni graffi che rendevano la superficie irregolare (figure 2 e 3): i vuoti e i graffi rilevati dalle micrografie elettroniche possono aumentare la ruvidità superficiale, influenzando la lucentezza e il mantenimento della superficie. Tuttavia, l'uso di frese appuntite in tali protocolli potrebbe provocare tali irregolarità. Il Gruppo F, pur non presentando vuoti e graffi, presentava la morfologia più irregolare (Figura 3): il posizionamento strumentale e la fase di polimerizzazione sequenziale creano una superficie con particelle sferiche agglomerate sulla superficie senza matrice resinosa attorno, garantendo assenza di omogeneità e irregolarità superficiale. Dal punto di vista clinico il Gruppo F può rappresentare una superficie prima delle procedure F/P, o anche una superficie non trattata. Questi risultati suggeriscono che i restauri in composito dovrebbero essere rifiniti e lucidati il più possibile per evitare una superficie simile al Gruppo F. Clinicamente, altre variabili potrebbero influenzare il mantenimento della brillantezza finale della superficie come l'operatore, il tipo di movimenti e la pressione applicata agli strumenti (Lins et al., 2016; Nair et al., 2016). Pertanto, le procedure F/P sono state eseguite da un unico operatore per controllare queste variabili. Poiché è stato valutato un solo nanocomposito, è necessaria cautela nell'interpretazione dei risultati e la conclusione di questo studio dovrebbe essere limitata al materiale testato. Tuttavia, per quanto a conoscenza degli autori, nessuna letteratura scientifica ha descritto la lucentezza e la morfologia della superficie del nanocomposito testato prima e dopo le procedure F/P. Saranno pianificati ulteriori studi per valutare altri nanocompositi e diversi sistemi F/P, cercando di semplificare i protocolli e velocizzare le procedure.

5. CONCLUSIONI

Entro i limiti di questo studio in vitro, si possono trarre le seguenti conclusioni:

La migliore superficie lucida si ottiene quando il materiale testato viene polimerizzato sotto la striscia di Mylar. Dopo il posizionamento del nanocomposito testato, i clinici devono rifinire e lucidare la superficie in modo che non si ottenga una superficie simile al Gruppo NL, piena di irregolarità. I restauri anteriori devono essere rifiniti e lucidati seguendo il protocollo del Gruppo 3. I restauri posteriori devono essere rifiniti e lucidati seguendo il protocollo del Gruppo 4.

6. BIBLIOGRAFIA

1. Alzraikat, H., Burrow, M., Maghaireh, G., and Taha, N. (2018). Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Operative Dentistry* 43, E173–E190. doi:10.2341/17-208-T.
2. Anderlini, G. (1993). *Manuale per Compositi e Tecniche Adesive*. Bologna: Edizioni Martina.
3. Anusavice, K., Shen, C., and Rawls, H. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. 12th ed. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier.
4. Ashe, M. J., Tripp, G. A., Eichmiller, F. C., George, L. A., and Meiers, J. C. (1996). Surface roughness of glass-ceramic insert-composite restorations: assessing several polishing techniques. *J Am Dent Assoc* 127, 1495–1500.
5. Attar, N., Tam, L. E., and McComb, D. (2003). Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc* 69, 516–521.
6. Callister, W. J. (2007). *Materials science and engineering: an introduction*. New York: John Wiley & Sons.
7. Cattaruzza, M., and Spizzo, F. (2012). Lampade MultiWave - Osservazioni sullo spettro di emissione luminosa.
8. Cazzaniga, G., Ottobelli, M., Ionescu, A. C., Paolone, G., Gherlone, E., Ferracane, J. L., et al. (2017). In vitro biofilm formation on resin-based composites after different finishing and polishing procedures. *Journal of Dentistry* 67, 43–52. doi:10.1016/j.jdent.2017.07.012.
9. Cerutti, A., Mangani, F., and Putignano, A. (2007). *Odontoiatria Estetica Adesiva*. I. Rho (MI): Quintessenza Edizioni s.r.l.
10. Chung, K. (1990). The Relationship between Composition and Properties of Posterior

Resin Composites - K.H. Chung, 1990. *Journal of Dental Research* 69.

11. Consani, R. L. X., Folli, B. L., Nogueira, M. C. F., Correr, A. B., and Mesquita, M. F. (2016). Effect of Polymerization Cycles on Gloss, Roughness, Hardness and Impact Strength of Acrylic Resins. *Brazilian Dental Journal* 27, 176–180. doi:10.1590/0103-6440201600733.
12. Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent. Clin. North Am.* 25, 219–239.
13. Delgado, A. J., Ritter, A. V., Donovan, T. E., Ziemiecki, T., and Heymann, H. O. (2015). Effect of Finishing Techniques on the Marginal Integrity of Resin-Based Composite and Resin-Modified Glass Ionomer Restoration: Margin integrity of RBC and RMGI restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27, 184–193. doi:10.1111/jerd.12140.
14. Ereifej, N., Oweis, Y., and Eliades, G. (2013). The Effect of Polishing Technique on 3-D Surface Roughness and Gloss of Dental Restorative Resin Composites. *Operative Dentistry* 38, E9–E20. doi:10.2341/12-122-L.
15. Ergücü, Z., and Türkün, L. S. (2007). Surface Roughness of Novel Resin Composites Polished with One-step Systems. *Operative Dentistry* 32, 185–192. doi:10.2341/06-56.
16. Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* 6, 302–318.
17. Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials* 27, 29–38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020.
18. Ferracane, J. L., Hilton, T. J., Stansbury, J. W., Watts, D. C., Silikas, N., Ilie, N., et al. (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part II—

Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dental Materials* 33, 1171–1191. doi:10.1016/j.dental.2017.08.188.

19. Germscheid, W., de Gorre, L. G., Sullivan, B., O’Neill, C., Price, R. B., and Labrie, D. (2018). Post-curing in dental resin-based composites. *Dental Materials* 34, 1367–1377. doi:10.1016/j.dental.2018.06.021.
20. Goracci, C., Cadenaro, M., Fontanive, L., Giangrosso, G., Juloski, J., Vichi, A., et al. (2014). Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dental Materials* 30, 688–694. doi:10.1016/j.dental.2014.03.006.
21. Heymann, H. O., Swift, E. J., and Ritter, A. V. (2002). *Sturdevant’s Art and Science of Operative Dentistry*. 6th ed. St. Louis: Mosby.
22. Ilie, N., and Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 13, 427–438. doi:10.1007/s00784-009-0258-4.
23. Ilie, N., Hilton, T. J., Heintze, S. D., Hickel, R., Watts, D. C., Silikas, N., et al. (2017). Academy of Dental Materials guidance - Resin composites: Part I - Mechanical properties. *Dental Materials* 33, 880–894. doi:10.1016/j.dental.2017.04.013.
24. ISO2039-1 (2010). ISO2039-1. Plastics - determination of hardness - part 2: Rockwell hardness.
25. ISO4545-1 (2005). ISO4545-1. Metallic materials - Knoop hardness test - part 1: test method.
26. ISO6506-1 (2014). ISO6506-1. Metallic materials - Brinell hardness test - part 1: test method.
27. ISO/CD6507-1 (2006). ISO/CD6507-1. Metallic materials - Vickers hardness test - part 1: test method.
28. Janus, J., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Pelletier, H., and Etienne, O. (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials* 26, 416–425.

doi:10.1016/j.dental.2009.09.014.

29. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent. Clin. North Am.* 42, 613–627.
30. Jefferies, S. R. (2007). Abrasive Finishing and Polishing in Restorative Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Dental Clinics of North America* 51, 379–397. doi:10.1016/j.cden.2006.12.002.
31. Jung, M. (1997). Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent* 22, 98–104.
32. Jung, M., Eichelberger, K., and Klimek, J. (2007). Surface Geometry of Four Nanofiller and One Hybrid Composite After One-step and Multiple-step Polishing. *Operative Dentistry* 32, 347–355. doi:10.2341/06-101.
33. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 18, 155–163. doi:10.1007/s10856-006-0675-8.
34. Kamonkhantikul, K., Arksornnukit, M., Takahashi, H., Kanehira, M., and Finger, W. J. (2014). Polishing and toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resins. *Dental Materials Journal* 33, 599–606. doi:10.4012/dmj.2014- 111.
35. Kinomoto, Y., Torii, M., Takeshige, F., and Ebisu, S. (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *Journal of Dentistry* 27, 383–389. doi:10.1016/S0300-5712(98)00065-7.

36. Lai, G., Zhao, L., Wang, J., and Kunzelmann, K.-H. (2018). Surface properties and color stability of dental flowable composites influenced by simulated toothbrushing. *Dental Materials Journal* 37, 717–724. doi:10.4012/dmj.2017-233.
37. Lee, J., and Lee, S. (2015). Evaluation of add-on methods for bis-acryl composite resin interim restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114, 594–601. doi:10.1016/j.prosdent.2015.02.020.
38. Lefever, D., Perakis, N., Roig, M., Krejci, I., and Ardu, S. (2012). The effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *American Journal of Dentistry* 25, 54–58.
39. Leonard, D. N., Chandler, G. W., and Seraphin, S. (2012). *Characterization of Materials*. John Wiley & Sons Inc.
40. Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., and Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials* 29, 139–156. doi:10.1016/j.dental.2012.11.005.
41. Lins, F. C. R., Ferreira, R. C., Silveira, R. R., Pereira, C. N. B., Moreira, A. N., and Magalhães, C. S. (2016). Surface Roughness, Microhardness, and Microleakage of a Silorane-Based Composite Resin after Immediate or Delayed Finishing/Polishing. *International Journal of Dentistry* 2016, 1–8. doi:10.1155/2016/8346782.
42. Lutz, F., and Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 50, 480–488.
43. Marghalani, H. Y. (2016). “Resin-Based Dental Composite Materials,” in *Handbook of Bioceramics and Biocomposites*, ed. I. V. Antoniac (Cham: Springer International Publishing), 357–405. doi:10.1007/978-3-319-12460-5_22.
44. Monterubbianesi, R., Orsini, G., Tosi, G., Conti, C., Librando, V., Procaccini, M., et al.

(2016). Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites.

Front Physiol 7. doi:10.3389/fphys.2016.00652.

45. Negri, P., Della Ventura, A., and Eramo, S. (1992). *Materiali Dentari*. Firenze: Edizioni Scientifiche Firenze.
46. O'Brien, W. J. ed. (2002). *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co.
47. Pala, K., Tekçe, N., Tuncer, S., Serim, M. E., and Demirci, M. (2016). Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach. *Dental Materials Journal* 35, 278–289. doi:10.4012/dmj.2015-260.
48. Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences* 105, 97–116. doi:10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x.
49. Phillips, R. W., Avery, D. R., Mehra, R., Swartz, M. L., and McCune, R. J. (1973). Observations on a composite resin for Class II restorations: three-year report. *J Prosthet Dent* 30, 891–897.
50. Pinna, R., Bortone, A., Sotgiu, G., Dore, S., Usai, P., and Milia, E. (2015). Clinical evaluation of the efficacy of one self-adhesive composite in dental hypersensitivity. *Clin Oral Investig* 19, 1663–1672. doi:10.1007/s00784-014-1390-3.
51. Powers, J., Fan, P., and Raptis, C. (1980). Color Stability of New Composite Restorative Materials Under Accelerated Aging. Available at: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345800590120801> [Accessed March 14, 2019].
52. Randolph, L. D., Palin, W. M., and Leprince, J. G. (2018). “Developing a More Appropriate Classification System for Modern Resin-Based Composite Technologies,” in *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, ed. V. Miletic (Cham: Springer International Publishing), 89–96. doi:10.1007/978-

3-319- 60961-4_6.

53. Robertson, L., Phaneuf, M., Haimeur, A., Pesun, I., and França, R. (2016). Degree of Conversion and Oxygen-Inhibited Layer Effect of Three Dental Adhesives. *Dentistry Journal* 4, 37. doi:10.3390/dj4040037.
54. Santini, A., Gallegos, I. T., and Felix, C. M. (2013). Photoinitiators in Dentistry: A Review. *Primary Dental Journal* 2, 30–33. doi:10.1308/205016814809859563.
55. Scougall-Vilchis, R. J., Hotta, Y., Hotta, M., Idono, T., and Yamamoto, K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dental Materials Journal* 28, 102–112. doi:10.4012/dmj.28.102.
56. Shawkat, E. S., Shortall, A. C., Addison, O., and Palin, W. M. (2009). Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dental Materials* 25, 1338–1346. doi:10.1016/j.dental.2009.06.003.
57. Sideridou, I. D., Karabela, M. M., Micheliou, C. N., Karagiannidis, P. G., and Logothetidis, S. (2009). Physical properties of a hybrid and a nanohybrid dental light-cured resin composite. *J Biomater Sci Polym Ed* 20, 1831–1844. doi:10.1163/156856208X386435.
58. Spoto, G. (2013). *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*. II. Carimate (CO): Ariesdue s.r.l.
59. Tauböck, T. T., Feilzer, A. J., Buchalla, W., Kleverlaan, C. J., Krejci, I., and Attin, T. (2014). Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *European Journal of Oral Sciences* 122,

293–302. doi:10.1111/eos.12139.

60. Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., and Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science* 47, 21–25. doi:10.2334/josnurd.47.21.
61. Yadav, R. D., Raisingani, D., Jindal, D., and Mathur, R. (2016). A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on Nanofilled, Microfilled and Hybrid Composite: A Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 9, 201–208.
62. Yap, A., Yap, S., Teo, C., and Ng, J. (2004). Comparison of Surface Finish of New Aesthetic Restorative Materials. *Operative Dentistry* 29, 100–104.

