



Università degli Studi “G. d’Annunzio”

Chieti – Pescara

Scuola di Medicina e Scienze della Salute

Direttore: Prof.ssa Patrizia Di Iorio

Dipartimento di Scienze Mediche, Orali e Biotecnologiche

Direttore: Prof. Camillo D’Arcangelo

Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria

Presidente: Prof. Maurizio Piattelli

Cattedra di Odontoiatria Restaurativa

Titolare: Prof. Camillo D’Arcangelo

Tesi di Laurea Sperimentale

“Influenza dell’adesione sulla resistenza alla frattura del disilicato di litio”

Laureanda:

Alessia Bassetti

Matricola:

3160374

Relatore:

Prof. Camillo D’Arcangelo

Correlatore:

Prof. Francesco De Angelis

ANNO ACCADEMICO 2019/2020

*Ai miei nonni,
a mio padre Nazzeno e a mia madre Rosanna,
ai miei fratelli Jacopo e Maria Vittoria.*

INDICE

<u>PARTE I: SEZIONE GENERALE</u>	4
<u>1 INTRODUZIONE</u>	5
<u>2 I TESSUTI DURI DEL DENTE</u>	7
2.1 LO SMALTO	7
2.2 LA DENTINA	11
<u>3 ODONTOIATRIA ADESIVA</u>	13
3.1 I CEMENTI	16
3.2 GLI ADESIVI SMALTO-DENTINALI	17
3.2.1 COMPOSIZIONE DEGLI ADESIVI SMALTO-DENTINALI	17
3.2.2 CLASSIFICAZIONE DEGLI ADESIVI SMALTO-DENTINALI	19
3.2.3 ADESIONE SULLO SMALTO	21
3.2.4 ADESIONE SULLA DENTINA	22
<u>4 MATERIALI DA RESTAURO ADESIVI</u>	24
4.1 RESINE COMPOSITE	24
4.1.1 COMPOSIZIONE DELLE RESINE COMPOSITE	24
4.1.2 CLASSIFICAZIONE DELLE RESINE COMPOSITE	26
4.2 MATERIALI CERAMICI	28
4.2.1 CLASSIFICAZIONE DEI MATERIALI CERAMICI	29
4.2.2 DISILICATO DI LITIO	32
4.2.3 ZIRCONIA	36
<u>5 PROBLEMATICHE LEGATE ALLA RIABILITAZIONE DEI PAZIENTI CON DENTATURA EROSA E/O ABRASA</u>	38
<u>6 RESTAURI ADESIVI DIRETTI E INDIRETTI</u>	50
6.1 RESTAURI DIRETTI	52
6.2 RESTAURI INDIRETTI	53
6.2.1 VARIE TIPOLOGIE DI RESTAURI INDIRETTI	54
6.2.2 ULTRATHIN OCCLUSAL VENEERS (TABLETOPS)	55
6.2.3 STUDIO DEL CASO	57
6.2.4 PIANO DI TRATTAMENTO	58

6.2.5 STEPS CLINICI	58
<u>PARTE II: SEZIONE SPERIMENTALE</u>	66
<u>7 INTRODUZIONE</u>	67
<u>8 MATERIALI E METODI</u>	69
<u>9 RISULTATI</u>	81
<u>10 CONCLUSIONI</u>	89
<u>BIBLIOGRAFIA</u>	90
<u>RINGRAZIAMENTI</u>	97

Parte I: sezione Generale

1 Introduzione

L'odontoiatria conservativa è la branca dell'odontoiatria restaurativa che si occupa della prevenzione e/o cura delle lesioni dentali di origine acquisita (carie e/o traumi) al fine di eliminare il tessuto dentale patologico e garantire il ripristino morfo-funzionale ed estetico del dente.

L'odontoiatra deve considerare l'elemento dentario come parte integrante di un sistema; pertanto deve essere esperto non solo delle tecniche di ricostruzione dei singoli elementi dentari affetti da patologia cariosa o danneggiati da traumi di varia natura, ma anche di quelle branche collaterali che si occupano di preservare la salute dell'endodonto e del parodonto, strutture strettamente connesse al dente e che possono a loro volta essere interessate dall'estensione di una lesione cariosa e/o traumatica.

Il dentista dovrà altresì conoscere quali sono i fattori eziologici e i fattori predisponenti o aggravanti delle malattie che possono presentarsi nella bocca, nonché avere chiare idee sulla possibilità di prevenire la patologia dentale e parodontale con misure appropriate.

Endodonzia, Parodontologia, Occlusione, Ortodonzia e Prevenzione Stomatologica sono l'indispensabile corollario alla pratica della Conservativa. [1]

Nel passato la Conservativa si occupava del trattamento degli elementi dentari ricorrendo all'utilizzo, come materiali da restauro, di metalli quali l'oro o l'amalgama d'argento. Questi restauri metallici erano sicuramente poco estetici per via del loro colore e non erano in grado di legarsi chimicamente allo smalto e/o alla dentina. Ciò comportava la necessità di creare una cavità ritentiva, caratterizzata dalla presenza di sottosquadri che potessero garantire la stabilità del restauro stesso. Inoltre, bisognava estendere i margini della preparazione fino a coinvolgere tutti i solchi e le fossette occlusali, in maniera tale da portare i margini stessi su zone del dente più facilmente detergibili da parte del paziente (concetto di "extension for prevention" espresso da G. V. Black nel 1917).

Si cercava così di limitare il rischio di insorgenza di carie secondarie, dovute ad infiltrazione batterica a livello del gap, sempre presente all'interfaccia tra restauro metallico e smalto e/o dentina.

Evidentemente questo modus operandi comportava la perdita di una certa quantità di tessuto dentale sano e quindi un approccio poco conservativo.

A partire dagli anni '50, con l'avvento di materiali da restauro a base resinosa e degli adesivi smalto-dentinali, le cose sono decisamente cambiate.

Nel 1955 Buonocore introdusse l'innovativo concetto di “legare” il materiale da restauro ai tessuti duri del dente proponendo l'applicazione in odontoiatria restaurativa del concetto di mordenzatura acida, già noto in campo industriale, al fine di rendere il substrato più suscettibile all'adesione.

Grazie a questa tecnica, i metodi tradizionali per ottenere la ritenzione del restauro furono sostituiti da tecniche estremamente conservative, riducendo in maniera drastica il sacrificio di tessuto sano e modificando il concetto di “extension for prevention” in “prevention of extension”.

Quindi, se inizialmente le tecniche adesive e le resine composite erano impiegate per riabilitare solo elementi cariati o fratturati, oggi il loro campo di applicazione si è ampliato notevolmente, e con esso le frontiere dell'Odontoiatria Conservativa.

Gli adesivi possono infatti essere utilizzati per molteplici applicazioni che includono:

- la ricostruzione di aree di erosione o abrasione cervicale;
- la cementazione adesiva di inlay, onlay, overlay e corone;
- la ritenzione di manufatti metallici;
- l'applicazione di brackets ortodontici;
- la realizzazione di splintaggi parodontali o ortodontici;
- il trattamento dell'ipersensibilità dentinale;
- la riparazione di fratture nel contesto di protesi fisse ceramiche.

Anche i sigillanti per solchi e fossette, utilizzati in odontoiatria preventiva, vengono applicati seguendo i principi dell'adesione. [2]

A fronte di quanto sopra esposto è evidente che l'attuale orientamento del dentista che si occupi di Conservativa sia quello di preservare al massimo i tessuti dentari sani residui, eseguendo un trattamento minimamente invasivo. L'impiego di materiali adesivi preserva, nella maggior parte dei casi, la vitalità pulpare dei denti da riabilitare, consente di lavorare lontano dai tessuti molli e, da un punto di vista tecnico, comporta disegni di preparazione e tecniche di cementazione più semplici e più rapidi rispetto a quelli previsti nella protesi ritentiva. [3]

In alcuni casi è addirittura possibile bypassare le procedure di preparazione dell'elemento dentario (no prep) rendendo il trattamento del tutto incruento in termini di asportazione dei tessuti duri dentali sani.

2 I tessuti duri del dente

I tessuti duri del dente sono strutturati ed organizzati in maniera tale da conferire al dente stesso una certa morfologia, la quale serve ad espletare una determinata funzione: tale funzione è quella di distribuire e scaricare le forze che dal lato oclusale della corona passano alla radice e che sono trasmesse alle ossa mascellari tramite il legamento parodontale. [1]

I tessuti duri dentari che interessano principalmente l'odontoiatria conservativa sono lo smalto e la dentina.

2.1 Lo smalto

Lo smalto dentario copre quella parte del dente che in condizioni fisiologiche è esposta all'ambiente orale. Esso è mineralizzato al massimo grado e costituisce perciò il tessuto più duro del corpo umano. Circa l'86% del volume dello smalto maturo è occupato da materiale inorganico, il 12% da acqua e circa il 2% da materiale organico.

Il minerale dello smalto è l'idrossiapatite, che si presenta sotto forma di cristalli organizzati in lunghe e ben distinte strutture lineari, prismi, separate da altri cristalli, assemblati a formare lo smalto interprismatico.

La sostanza organica è composta da proteine (amelogenina, secreta nella matrice dello smalto, ed enamulina, proteina dello smalto maturo) e peptidi, presenti all'incirca in uguale quantità.

Lo smalto varia considerevolmente di spessore nelle differenti parti del dente e nei differenti tipi di denti. Esso è più spesso in corrispondenza dei margini incisali e delle cuspidi, mentre si assottiglia fino a ridursi ad uno straterello molto esile in corrispondenza del colletto. Nella dentizione permanente, lo smalto di maggiore spessore si trova, ovviamente, sulla superficie oclusale dei molari, mentre lo strato più sottile si trova sulla superficie linguale degli incisivi inferiori e, per una certa estensione, anche di quelli superiori.

La densità dello smalto diminuisce a partire dalla superficie verso la giunzione tra smalto e dentina e dai margini incisali verso il colletto. Inoltre, lo smalto è durissimo al margine incisale, ma la sua durezza diminuisce verso il colletto. Tale comportamento della densità e della durezza è correlato alla distribuzione delle proteine dello smalto ed alle modalità

di diffusione della sua deposizione e mineralizzazione durante il lungo periodo di formazione del dente.

Il colore dello smalto varia considerevolmente a seconda del suo spessore, in combinazione col grado di traslucenza del tessuto. Quanto più lo smalto è mineralizzato, tanto più è traslucido. Il dente può apparire di colorazione tendente al giallo nelle zone in cui lo smalto è più sottile e lascia trasparire la sottostante dentina; sui margini incisali, a livello dei quali lo spessore dello smalto aumenta, la colorazione del dente può presentarsi bianco-bluastro. Persino una variazione insignificante nel grado di mineralizzazione, che determini un'accresciuta porosità dello smalto, sia locale che generale, può portare a cambiamenti di colore. Così, per esempio, i difetti circoscritti di ipomineralizzazione determinano un aspetto più opaco dello smalto (white spot), in contrasto con un suo prevalente colore traslucido. Se la porosità dello smalto è estesa, come accade in alcuni stati di carenza di fluoro, l'intero dente può apparire perlaceo ed opaco.

I denti decidui appaiono più bianchi dei denti permanenti perché il loro smalto è leggermente meno mineralizzato e ciò li fa apparire più opachi rispetto ai loro successori permanenti.

Il processo che porta alla formazione dello smalto prende il nome di amelogenesi e vede come protagonisti gli ameloblasti, cellule di origine ectodermica di forma cilindrica, caratterizzate da un'estensione citoplasmatica che prende il nome di processo di Tomes.

Il suddetto processo di amelogenesi può essere diviso in due diversi stadi:

- il primo è quello secretivo, in cui viene secreta la matrice proteica dello smalto ad opera degli ameloblasti;
- il secondo è quello maturativo, che va dal periodo in cui l'intero spessore dello smalto è stato deposto per tutta l'estensione della corona, fino all'eruzione del dente nella cavità orale. [4]

Stadio Secretivo

Lo smalto compare poco dopo la mineralizzazione della dentina di prima formazione (dentina mantellare). In questa fase, i cristalli di prima formazione sono disposti parallelamente tra loro e perpendicolarmente agli apici appiattiti degli ameloblasti ed alla

superficie della dentina, gli ameloblasti mancano della porzione distale del processo di Tomes.

I processi di Tomes, una volta formati definitivamente, resteranno inclusi nello smalto interprismatico, che forma una struttura a nido d'ape caratterizzata da tante fossette, ognuna delle quali ospita un processo di Tomes.

Da ciascun processo di Tomes avrà poi origine un prisma dello smalto (si ritiene che i processi di Tomes si ritirino dallo smalto, quando la formazione del prisma è avviata, sospinti via man mano che esso si deposita). I prismi si estendono attraverso tutto lo spessore dello smalto, decorrendo dalla giunzione tra smalto e dentina fino alla superficie libera.

L'unica eccezione riguarda lo strato più superficiale costituito da smalto a-prismatico con cristalli disposti in maniera più disordinata. [2]

Nonostante le diverse tempistiche di formazione, gli elementi fondamentali e la composizione dello smalto nelle differenti aree (interprismatico e prismatico) sono identici, la sola differenza tra i due è il diverso orientamento dei cristalli di idrossiapatite (lo smalto interprismatico consiste di cristalli di apatite che presentano una inclinazione fino a 40-65° rispetto all'asse lungo dei prismi).

Stadio Maturativo

Quando viene raggiunto lo spessore definitivo dello smalto in ogni parte della corona del dente, il tessuto è ancora lontano dall'essere completamente mineralizzato. Per arrivare a completa maturazione devono essere rimosse grandi quantità di acqua e di proteine solubili e si deve verificare un ulteriore afflusso di sali minerali.

La deposizione dello smalto avviene inizialmente sulla sommità delle cuspidi e a livello dei margini incisali e da qui la differenziazione dell'organo dello smalto si propaga in direzione del colletto.

Analogamente, la diffusione della mineralizzazione durante lo stadio maturativo avviene in senso centrifugo e si propaga verso la superficie dello smalto, partendo dai margini incisali o dalle punte delle cuspidi e dirigendosi in senso periferico verso il colletto.

La rimozione di una considerevole quantità di acqua e proteine durante questo processo di maturazione è il risultato di una complessa attività cellulare dell'organo dello smalto:

per prima cosa si verifica la scomparsa della matrice, per cui si formano spazi pieni di liquido in attesa della successiva acquisizione di minerali.

Il meccanismo cellulare responsabile della maturazione dello smalto umano è ancora sconosciuto.

Le seguenti informazioni, riguardanti le modificazioni cellulari che avvengono durante la maturazione dello smalto, sono state ricavate da studi effettuati su roditori. [4]

Cessata la secrezione della matrice, gli ameloblasti si riducono in altezza, pur essendo ancora cellule cilindriche piuttosto alte, con una disposizione degli organelli altamente specializzata.

Durante la maturazione, l'organo dello smalto è formato da due distinte popolazioni di ameloblasti, che differiscono tra loro per le caratteristiche ultrastrutturali della membrana cellulare nella porzione distale, per la distribuzione dei mitocondri e delle vescicole citoplasmatiche e per le relazioni intercellulari. I due tipi cellulari sono stati designati come ameloblasti ad estremità villosa e ameloblasti ad estremità liscia.

Gli ameloblasti villosi presentano un bordo apicale increspato, con profonde invaginazioni canaliformi extracellulari che formano un labirinto verso la superficie dello smalto. In tal modo viene esposta verso lo smalto una enorme superficie cellulare.

Queste cellule sono separate tra loro da spazi intercellulari laterali molto ristretti, che sono chiusi verso lo smalto, ma comunicano liberamente verso le cellule dello strato intermedio.

Gli ameloblasti lisci presentano verso lo smalto una membrana plasmatica appiattita e il loro citoplasma apicale contiene numerose vescicole. Gli spazi intercellulari laterali sono dilatati e aperti verso lo smalto, ma chiusi verso le cellule dello strato intermedio.

Si ritiene che tali differenze nella morfologia delle cellule siano l'espressione di graduali modificazioni delle funzioni cellulari che si verificano ciclicamente, e che determinerebbero la trasformazione degli ameloblasti villosi in ameloblasti lisci, e poi di nuovo villosi, e così via.

Il contenuto in organelli citoplasmatici è indicativo di un tipo cellulare in attività di sintesi.

Inoltre, la villosità della membrana plasmatica negli ameloblasti villosi è simile a quella che si osserva di solito nelle cellule e nei tessuti che producono enzimi. Se gli ameloblasti villosi producono un enzima per la dissoluzione delle proteine della matrice dello smalto,

questo enzima può venire immagazzinato e quindi liberato dalle piccole vescicole che occupano il citoplasma del bordo villosi.

Poiché gli spazi intercellulari laterali tra gli ameloblasti sono chiusi verso lo smalto, ciò potrebbe facilitare un aumento della concentrazione dell'enzima che dissolve la matrice. Nello stesso tempo, gli spazi intercellulari laterali sono aperti all'altra estremità verso le cellule dello strato intermedio e l'acqua e i materiali precedentemente dispersi nello smalto possono allontanarsi verso l'esterno, nel tessuto circostante.

Quando le cellule si trasformano da ameloblasti villosi in ameloblasti lisci, gli spazi intercellulari laterali si aprono immediatamente verso lo smalto, e questo può facilitare la rimozione dell'acqua e della matrice disciolta nello stadio precedente. [4]

Prima dell'eruzione del dente, gli ameloblasti si riducono in altezza, e l'epitelio adamantino risulta formato da uno strato di cellule cubiche strettamente addossate a rivestire lo smalto. [4]

Allo stadio dell'eruzione, questo epitelio adamantino ridotto si fonde con l'epitelio della cavità orale e questo processo fa sì che l'eruzione degli elementi dentari sia esangue.

Alla luce di ciò possiamo affermare che lo smalto maturo sia un derivato tissutale acellulare.

2.2 La dentina

La dentina è un tessuto connettivo mineralizzato e privo di vasi. La dentina della corona è ricoperta dallo smalto e la dentina della radice è ricoperta dal cemento.

Valutata in peso di tessuto fresco, la dentina risulta composta per circa il 70% di materiale inorganico, per il 18% di materiale organico e per il 12 % di acqua. Dopo che il dente si è completamente formato, tale composizione varia in relazione all'età del dente stesso, a causa della normale e progressiva mineralizzazione della dentina.

Se si considera il volume occupato dalle sostanze che compongono la dentina, si può rilevare che la proporzione maggiore è costituita da materiale organico e da acqua e non da materiale inorganico.

La componente inorganica della dentina, come in tutti gli altri tessuti mineralizzati, è principalmente costituita da cristalli di idrossiapatite, molto simili ai cristalli del cemento e dell'osso, ma più piccoli di quelli dello smalto.

La componente organica consiste principalmente di collagene, che ammonta a circa il 17% del tessuto complessivo, vale a dire al 93% dell'intera quota di materiale organico. Appare chiaro come la dentina sia meno mineralizzata dello smalto e questo la rende più suscettibile alla carie rispetto allo smalto; infatti la progressione della carie a livello dentinale è molto più rapida rispetto alla sua progressione nello smalto.

Il processo che porta alla formazione della dentina prende il nome di dentinogenesi ed avviene ad opera degli odontoblasti, cellule che originano dalla papilla dentaria (si tratta quindi di cellule mesenchimali) e che si localizzano lungo il perimetro della camera pulpare. Queste cellule sono dotate di lunghi processi citoplasmatici, i processi odontoblastici.

Man mano che la dentina viene deposta dagli odontoblasti, i loro corpi cellulari si spostano progressivamente in direzione centripeta, verso la polpa dentaria. Nel frattempo, i processi citoplasmatici, che rimangono incarcerati nella matrice dentinale si allungano progressivamente. Vengono così a costituirsi i tubuli dentinali, che si estendono per tutto lo spessore della dentina.

Questi tubuli non sono paralleli tra loro ma hanno un decorso radiale (dalla polpa alla periferia), pertanto passando dalla dentina superficiale a quella profonda il diametro e il numero dei tubuli aumentano. [2]

E' possibile distinguere tre diversi tipi di dentina:

1. dentina primaria, che si forma prima dell'eruzione in arcata dell'elemento dentario;
2. dentina secondaria, che continua a formarsi per tutta la durata della vita del dente, dall'eruzione in poi (questa è la responsabile del progressivo restringimento della camera pulpare, dato che la sua deposizione avviene in senso centripeto);
3. dentina terziaria, anche detta di reazione, che si forma in risposta a stimoli irritativi di varia natura (come ad esempio la patologia cariosa).

3 Odontoiatria adesiva

Il termine “adesione” è definito come “lo stato in cui due superfici sono trattenute insieme da forze di interfaccia, le quali possono consistere in forze meccaniche, chimiche o entrambe”: in altre parole, è il meccanismo che lega due substrati in intimo contatto tra loro attraverso un’interfaccia. [5]

L’adesivo o “bonding agent” è il materiale in grado di unire due o più superfici, di resistere alla loro separazione e di trasmettere i carichi attraverso l’interfaccia di adesione. [5]

La superficie o substrato sul quale si fa aderire una sostanza è detto “aderendo”.

In generale esistono quattro teorie che regolano i meccanismi adesivi [2] :

1. *Teoria meccanica*, secondo la quale, dopo aver infiltrato le porosità ed irregolarità di superficie dell’aderendo, l’adesivo è in grado di interagire meccanicamente con lo stesso;
2. *Teoria dell’assorbimento*, la quale include ogni tipo di legame chimico tra adesivo e substrato, tra cui legami ionici, covalenti, legami a idrogeno, interazioni fra dipoli, ecc. ;
3. *Teoria della diffusione*, secondo la quale l’adesione è il risultato del legame tra differenti monomeri che creano polimeri;
4. *Teoria elettrostatica*, secondo la quale all’interfaccia tra metallo e polimero si forma un doppio gradiente elettrico che contribuisce, secondo una modalità ancora non del tutto chiara, a incrementare la forza di adesione.

La teoria meccanica e quella dell’assorbimento regolano l’adesione dell’adesivo al substrato dentale (smalto o dentina). La teoria della diffusione regola l’adesione tra il sistema adesivo ed il materiale da restauro o l’adesione tra uno strato di composito ed il successivo durante la stratificazione dello stesso. [5]

Qualunque sia la forma di adesione, il prerequisito essenziale perché questa avvenga è che i due materiali siano quanto più possibile vicini tra loro e privi di contaminazione di superficie.

Per ottenere un buon legame adesivo bisogna preparare il substrato sul quale si andrà a ricercare l’adesione, aumentandone l’energia libera di superficie per favorire la bagnabilità.

L'energia libera di superficie si può definire come la forza di "attrazione" di una superficie dovuta alla mobilità degli atomi superficiali, mentre la bagnabilità è quella condizione in cui una superficie liquida e una solida entrano in contatto tra di loro dando stabilità alla struttura creata e ciò si verifica quando l'adesivo scivola spontaneamente sul substrato ed è in grado di bagnarlo adeguatamente, ottenendo un buon contatto tra liquido e tessuto dentale. [2]

L'introduzione delle procedure adesive in ambito odontoiatrico ha permesso di ottenere il raggiungimento di un'unione molto intima tra tessuti dentari e materiale da restauro: grazie all'applicazione di queste metodiche potranno essere uniti tra loro da legami micromeccanici e chimico-fisici.

Come sopra scritto, prima dell'avvento dell'Odontoiatria adesiva l'unione tra struttura dentale residua e restauro (soprattutto per i restauri diretti in metallo) era esclusivamente di tipo macromeccanico.

Per quanto riguarda invece la ritenzione di manufatti protesici (es. corone), fino a 20-30 anni fa essa era garantita da una corretta preparazione del moncone e dalla successiva cementazione (con cementi convenzionali) del manufatto stesso.

La preparazione del moncone, oggi come in passato, deve garantire alla corona protesica ritenzione, resistenza e stabilità.

Bisogna innanzitutto conferire alle sue pareti un adeguato parallelismo, una precisa altezza ed un'area di superficie abbastanza estesa.

Elementi secondari possono modificare il disegno di preparazione standard: solchi, boxes e pozzetti contribuiscono ad aumentare la ritenzione e la stabilità del manufatto protesico. Questi parametri valgono sia per la protesi tradizionale/ritentiva che per quella adesiva, anche se la protesi adesiva permette di avere un approccio più conservativo e quindi di risparmiare una maggior quantità di tessuto dentale sano.

In merito alla cementazione (con cementi convenzionali) va sottolineato che essa rappresenta un procedimento che porta a risultati completamente diversi rispetto all'adesione, in termini funzionali ed estetici.

La cementazione consente l'unione di due materiali (dente e restauro) tramite l'interposizione tra questi di un terzo elemento, il cemento.

Di fatto, non solo non si ha una reale unione tra dente e restauro, ma si va ad inserire nel sistema un altro materiale con caratteristiche meccanico-fisiche differenti rispetto ai primi due. La differenza tra cementazione ed adesione è sostanziale in termini funzionali. Durante il carico oclusale di un elemento restaurato con protesi ritentiva, infatti, il tessuto dentale residuo e il restauro avranno reazioni differenti poiché non intimamente connessi tra loro dal legame adesivo; le due strutture, quindi, si comporteranno in maniera dissimile in quanto ognuna presenta caratteristiche meccanico-fisiche diverse.

Parte degli stress funzionali saranno assorbiti dal cemento che, grazie all'elevata forza ritentiva offerta, consente alla protesi di non decementarsi.

Quando invece gli stimoli funzionali agiscono su un restauro cementato con tecnica adesiva, il comportamento dal punto di vista biomeccanico sarà completamente diverso poiché in questo caso tessuto dentale e restauro saranno costretti a reagire insieme grazie ai legami chimico-fisici che li uniscono intimamente.

Questa condizione fa sì che le caratteristiche meccaniche e fisiche delle due parti si influenzino a vicenda. [3]

Per quanto riguarda l'aspetto estetico c'è da dire che i restauri cementati con tecnica ritentiva, essendo opachi e riflettenti, non sono in grado di interagire con la luce così come fanno i denti naturali, che sono corpi traslucidi.

Questa caratteristica fa sì che il punto di passaggio tra dente e restauro ritentivo sia sempre visibile, per questo molto spesso i clinici sono portati a collocare il margine protesico nel contesto del solco gengivale, per nascondere.

Solo i materiali cementati adesivamente sono in grado di interagire con la luce in maniera simile ai tessuti naturali del dente. [3]

In questo modo risulteranno più performanti in termini di mimetismo, consentendo anche al clinico di lavorare lontano dai tessuti molli riducendo l'incidenza di problematiche correlate alla recessione del margine gengivale.

3.1 I cementi

Il termine “cemento” fu originariamente utilizzato in odontoiatria per indicare quel materiale da restauro e/o da cementazione costituito da una polvere e da un liquido; solo anni più tardi vennero introdotti sistemi per la miscelazione di composti pasta-pasta.

La polvere, solitamente costituita da ossidi metallici, viene utilizzata come riempitivo per rinforzare il cemento stesso; il liquido funge da base che durante la reazione di presa forma una matrice che incorpora le particelle di polvere. [6]

Le proprietà ideali che dovrebbe avere un cemento per uso odontoiatrico sono:

- bassa solubilità nei fluidi orali;
- elevata resistenza meccanica a compressione e trazione;
- ridotto spessore del film;
- buona adesione ai tessuti mineralizzati del dente e al restauro protesico;
- basso assorbimento di acqua;
- atossicità e capacità isolante per l'organo pulpare;
- carioresistenza;
- tempo di presa adeguato;
- stabilità cromatica;
- radioopacità.

Dal punto di vista chimico è possibile classificare i cementi sulla base del tipo di reazione di presa/indurimento:

- cementi che sfruttano una reazione acido-base;
- cementi che sfruttano la polimerizzazione di macromolecole organiche.

Tutti i cementi, ad eccezione delle resine composite e dei compomeri, ricadono nella prima categoria, che corrisponde a quella dei cosiddetti cementi tradizionali o convenzionali.

Un altro metodo utilizzato per classificare i cementi è quello che tiene conto della loro capacità di legarsi ai tessuti duri dentali. Avremo quindi:

- cementi non adesivi (ossifosfato di zinco, polycarbossilato di zinco, ZOE);

- cementi adesivi (vetroionomerici, vetroionomerici modificati con resina, cementi compositi resinosi).

I cementi appartenenti a quest' ultima categoria possono legarsi allo smalto e/o alla dentina tramite uno scambio ionico (adesione chimica tipica dei CVI), oppure sfruttando un'interconnessione micromeccanica basata sul condizionamento del substrato.

3.2 Gli adesivi smalto-dentinali

Lo sviluppo degli adesivi smalto-dentinali è dipeso dall'introduzione sul mercato di materiali da restauro estetici su base resinosa (i compositi). Questi ultimi, per via della loro composizione, sono materiali idrofobi e quindi del tutto incompatibili col substrato dentale idrofilo. Il sistema adesivo, contenendo sia un gruppo idrofilo che uno idrofobo, permette di unire i tessuti dentali con i materiali da restauro resinosi.

Il ruolo dei sistemi adesivi è quello di:

- unire, garantire quindi il sigillo marginale del restauro;
- resistere alla separazione, garantire quindi un'adeguata forza di adesione quando il sistema dente-restauro è sottoposto a un carico;
- trasmettere gli stress all'interfaccia adesiva, garantire cioè un adeguato ripristino biomeccanico del complesso dente-restauro.

Il conseguimento dei suddetti obiettivi e il successo dell'adesione (che tra l'altro influenza la stabilità a lungo termine del restauro) dipendono fortemente da una precisa e scrupolosa esecuzione dei vari steps clinici, primo tra tutti il corretto isolamento del campo operatorio con la diga di gomma.

La diga di gomma è stata inventata a New York nel 1864 da S. C. Barnum. [7]

Da allora rappresenta il mezzo più semplice ed efficace per migliorare la visibilità e l'accesso al campo operatorio, per consentire all'operatore di lavorare in maniera più confortevole, per garantire una maggior sicurezza del paziente e per evitare che saliva o sangue vadano a contaminare il campo operatorio mantenendolo perfettamente asciutto. L'uso della diga di gomma è fondamentale nell' Odontoiatria adesiva poiché solo in assenza di umidità è possibile non avere alterazioni e fallimenti del sistema adesivo.

3.2.1 Composizione degli adesivi smalto-dentinali

Nel corso degli ultimi decenni sono state introdotte sul mercato diverse generazioni di adesivi smalto-dentinali, ma le loro componenti principali rimangono sostanzialmente sempre le stesse: etching, primer e bonding.

Etching

L'etching è l'agente mordenzante che produce una parziale demineralizzazione dei tessuti duri del dente nonché una superficie irregolare e porosa di uno spessore compreso tra i 5 ed i 50 μm , caratterizzata da un'elevata energia libera di superficie.

Il bonding sarà poi in grado di penetrare a livello di queste microporosità superficiali e, una volta indurito, garantirà la ritenzione micromeccanica al substrato dentale.

L'etching ha anche la funzione di eliminare lo smear-layer e gli smear-plugs, garantendo la formazione di un legame adesivo più stabile.

Più precisamente lo smear-layer o fango dentinale è uno strato amorfo di 3-10 μm di spessore costituito da detriti organici ed inorganici e da batteri: esso si sviluppa durante la strumentazione meccanica o manuale della dentina; invece gli smear-plugs si formano a seguito dell'occlusione dei tubuli dentinali da parte dello smear-layer e, se non venissero rimossi ostacolerebbero la penetrazione dei tubuli stessi da parte del bonding.

Come mordenzante viene utilizzato un acido forte ($\text{pH}\approx 0,4$), in genere acido ortofosforico in concentrazione variabile dal 35% al 37%, lasciato agire per un tempo variabile a seconda del tipo e della qualità del substrato.

Primer

Il primer è una sostanza costituita da molecole anfotere in grado di legare da un lato un substrato idrofilo (la dentina) e dall'altro uno idrofobo (la resina dell'adesivo).

La molecola maggiormente usata è l'HEMA (2-idrossietilmetacrilato), monomero resinoso idrofilo in soluzione acquosa o in soluzione con solventi organici come acetone o etanolo. Proprio per le loro caratteristiche di volatilità, questi solventi sono in grado di sostituire l'acqua sulla superficie dentinale e nella rete di fibre collagene, permettendo l'infiltrazione dei monomeri resinosi attraverso gli spazi del collagene esposto con la mordenzatura. In questo modo concorre ad aumentare la bagnabilità dell'adesivo stesso.

Bonding

Il bonding rappresenta l'adesivo vero e proprio. Le resine adesive sono costituite da monomeri idrofobici, come ad esempio il bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) e l'UDMA (uretan dimetacrilato), oltre che da monomeri più idrofilici come il TEGDMA (trietilen glicole dimetacrilato, regolatore di viscosità) e l'HEMA.

Esse agiscono come sigillanti e impregnanti, chiudendo le porosità prodotte dal processo di demineralizzazione acida durante la mordenzatura.

Tramite un processo di fotopolimerizzazione con apposite lampade, questi monomeri si legano tra loro a formare dei polimeri e così avviene il fissaggio dell'adesivo.

3.2.2 Classificazione degli adesivi smalto-dentinali

La classificazione degli adesivi smalto-dentinali più utilizzata si basa sul numero di passaggi clinici necessari per l'applicazione degli stessi. Questa suddivide i moderni adesivi in quattro gruppi, riuniti a loro volta in due grandi categorie: etch-and-rinse e self-etch (anche detti etch-and-dry).

I sistemi adesivi etch-and-rinse (mordenza e sciacqua) prevedono la mordenzatura contemporanea dello smalto e della dentina (per questo sono anche chiamati "total etching") con acido ortofosforico al 35-37 % che verrà lavato via con un getto d'acqua dopo l'applicazione.

Questi adesivi sono in grado di rimuovere completamente lo smear-layer e gli smear-plugs dai tubuli dentinali.

Si dividono a loro volta in:

- etch-and-rinse 3-step, prevedono l'applicazione di etching, primer e bonding in tre fasi distinte e sequenziali;
- etch-and-rinse 2 step, prevedono una prima fase di etching seguita dall'applicazione di un'unica soluzione che contiene al suo interno sia il primer che il bonding

I sistemi adesivi etch-and-dry (mordenza e asciuga), o auto-mordenzanti, non necessitano di un preliminare step di mordenzatura con acido forte in quanto contengono al loro

interno monomeri acidi che sono in grado di dissolvere parzialmente la componente inorganica e allo stesso tempo di infiltrarla.

In questo modo si riduce il rischio di over-etching e inoltre, dato che i tubuli dentinali rimangono oblitterati dagli smear-plugs, si ottiene anche un miglior controllo della sensibilità post-operatoria (che può diminuire anche ricorrendo ad una tecnica adesiva “multistrato”, cioè applicando due strati di adesivo).

Gli adesivi etch-and-dry possono essere distinti, sulla base del loro pH, in forti ($\text{pH} < 1$), mediamente forti ($\text{pH} \approx 1,5$), deboli ($\text{pH} \approx 2$) e ultra deboli ($\text{pH} \approx 2,5$). [8]

Al variare del loro pH varia l'entità dell'effetto automordenzante e quindi la profondità di infiltrazione dell'adesivo stesso.

In ogni caso diversi studi hanno dimostrato che i sistemi self-etch non siano in grado di mordenzare adeguatamente lo smalto.

Pertanto si consiglia una pre- mordenzatura selettiva dello smalto con acido ortofosforico al fine di migliorare l'adesione e la stabilità nel tempo del margine del restauro.

La “selective enamel etching” prevede la mordenzatura selettiva di questo tessuto per 20 secondi con il mordenzante impiegato nelle tecniche etch-and-rinse, per creare una superficie con micro-cavità che sia maggiormente ritentiva e che quindi possa garantire un legame più stabile nel tempo.

Gli adesivi self-etch si dividono a loro volta in:

- self-etch 2-step, caratterizzati dall'applicazione di etching e primer in un'unica soluzione e dalla successiva applicazione del bonding;
- self-etch 1-step, in cui etching, primer e bonding sono uniti in un unico composto e di conseguenza applicati simultaneamente

Recentemente sono stati introdotti sul mercato i così detti “adesivi universali”, che rappresentano l'ultima generazione (VIII) di adesivi.

Si tratta di soluzioni single bottle e vengono chiamati in questo modo dal momento che possono essere utilizzati sia con tecnica etch-and-rinse sia etch-and-dry, e anche con la tecnica di mordenzatura selettiva dello smalto.

Ciò consente al clinico di non essere vincolato alla scelta di un'unica strategia adesiva ma può scegliere tra le due in base alla situazione clinica che si presenta e che si mostra

più opportuna all'una o all'altra procedura: su un substrato prevalentemente smalteo si preferirà una modalità etch-and-rinse, mentre su una cavità costituita prevalentemente da dentina, potrebbe trovare maggiore indicazione la modalità self-etch.

Gli adesivi universali inoltre sembrerebbero in grado di promuovere l'adesione, oltre che su smalto e dentina, anche su leghe metalliche, zirconia e su alcuni tipi di ceramiche.

3.2.3 Adesione sullo smalto

L'adesione a livello dello smalto dipende per lo più dalla ritenzione micro-meccanica: l'adesivo penetra nelle micro-porosità createsi sulla superficie dopo il processo di mordenzatura.

I legami chimici tra bonding e fibre collagene sono secondari in quanto queste scarseggiano a livello dello smalto, che ricordiamo essere un tessuto altamente mineralizzato.

In merito alla mordenzatura dello smalto con acido ortofosforico al 35-37% (quindi nella tecnica etch-and-rinse), generalmente i tempi consigliati variano dai 15 ai 20 secondi.

La fase di etching deve essere sempre seguita da un abbondante lavaggio con acqua, per la stessa durata. Dopo aver asciugato la superficie si provvede all'applicazione degli altri componenti del sistema adesivo.

In questa sede è opportuno precisare che, nei casi di restauri no prep in cui sullo smalto non saranno passate né frese né dischetti, saranno richieste delle particolari accortezze. Infatti in questi casi il clinico si trova davanti a due problematiche che potrebbero compromettere l'adesione: la pellicola salivare e lo smalto aprismatico.

Per la rimozione della pellicola salivare sarà sufficiente trattare la superficie del dente con delle polveri (ad esempio la polvere di glicina).

Per quanto riguarda lo smalto aprismatico c'è da dire che esso è molto disomogeneo rispetto a quello prismatico, per cui l'adesione su di esso potrebbe non risultare idonea in tutti i punti.

Per superare questo limite il clinico deve considerare che i tempi di applicazione del mordenzante acido in questo caso devono essere decisamente aumentati (almeno 60 secondi), al fine di rimuovere chimicamente lo strato di smalto aprismatico ed esporre/mordenzare i prismi sottostanti, che invece ben si prestano alle procedure adesive.

C'è anche chi suggerisce di sabbare lo smalto aprismatico con particelle di allumina prima di procedere alla mordenzatura.

3.2.4 Adesione sulla dentina

Ottenere una buona adesione sulla dentina è molto più difficile e poco predicibile rispetto allo smalto. La dentina è infatti un tessuto molto eterogeneo nel suo spessore, nel quale è possibile riconoscere:

- diverse caratteristiche istologiche a seconda che si consideri la dentina peritubulare (ricca di acqua e povera di fibre collagene) piuttosto che quella intertubulare (ricca di collagene);
- diverso orientamento nonché diverse densità e dimensioni dei tubuli dentinali.

L'adesione al substrato dentinale avviene su più livelli:

ci sarà un'adesione fisica dovuta all'adesivo che penetra all'interno dei tubuli dentinali a formare i resin tags/ zaffi di resina;

un'adesione micro-meccanica simile a quella dello smalto;

un'adesione chimica dovuta al legame tra fibre collagene e adesivo.

Quest' ultima tipologia di adesione desta particolare interesse poiché è la responsabile della formazione del così detto strato ibrido ("hybrid layer"), zona di interdiffusione collagene-resina in cui le fibre collagene dentinali e l'adesivo si fondono tra loro diventando indiscernibili.

Lo strato ibrido rappresenta quindi la zona di passaggio, generalmente con spessore inferiore ai 10 μm , che racchiude le caratteristiche di materiali di natura diversa: la resistenza alla compressione dei monomeri resinosi e la resistenza alla trazione delle fibre collagene. Questo strato, cruciale per la ritenzione del restauro, è acido-resistente e quindi cario-resistente, ma soprattutto presenta un modulo di elasticità intermedio tra quello della dentina e quello dei materiali compositi facendo così da ammortizzatore per le tensioni da contrazione che si sviluppano durante la fase di polimerizzazione. [2]

Lo strato ibrido tende a degradarsi nel tempo a causa della degradazione delle fibre collagene da parte delle metalloproteinasi (MMP). Questo determina la permeabilizzazione dell'interfaccia e quindi il fallimento dell'adesione. Per inibire questi enzimi e quindi evitare problematiche è consigliabile, dopo i 15 secondi di mordenzatura

indicati per il condizionamento della dentina, lavare la cavità con una soluzione al 2% di clorexidina (in alternativa tale sostanza può essere inclusa nel mordenzante stesso). [9-11]

Affinché le fibre collagene siano adeguatamente inglobate dalla resina, è necessario che essa possa penetrare agevolmente tra esse.

Dopo l'etching ed il successivo risciacquo con acqua, l'impalcatura di fibre collagene è mantenuta soltanto dall'umidità, che concorre a mantenerle espanse.

Al fine di evitare il collasso delle fibre stesse è importante evitare un'eccessiva asciugatura della dentina (wet bonding technique).

Verrà poi applicato il primer per aumentare la bagnabilità della dentina stessa da parte dell'adesivo ed infine il bonding.

4 Materiali da restauro adesivi

Visti i vantaggi dell'Odontoiatria adesiva è ovvio che, quando possibile, la scelta dell'odontoiatra debba cadere su materiali da restauro suscettibili all'adesione.

Questi sono rappresentati sostanzialmente dalle resine composite e dai materiali ceramici.

4.1 Resine composite

Per composito, in generale, si intende un materiale ottenuto dalla combinazione di più materiali di natura chimica differente e che presenta proprietà meccaniche superiori rispetto ai singoli materiali che lo compongono.

I compositi odontoiatrici sostanzialmente sono costituiti da una resina fluida e da un riempitivo solido e possono presentare formulazioni diverse a seconda dell'uso a cui sono destinati (restauri, cementi, sigillanti, ecc.). Tranne che per queste differenze saranno però sempre presenti almeno quattro componenti fondamentali che li accomunano.

4.1.1 Composizione delle resine composite

Ogni resina composita è costituita da:

- matrice polimerica organica;
- sostanze che promuovono e modulano la reazione di polimerizzazione;
- riempitivo inorganico;
- agente accoppiante.

Matrice polimerica organica

La matrice polimerica è formata da dimetacrilati ed il monomero più utilizzato è il bis-GMA, monomero liquido altamente viscoso che nasce dalla reazione tra una molecola di Bisfenolo A con due molecole di glicidilmetacrilato. Il bis-GMA costituisce il principale componente della matrice resinosa dei compositi, insieme all'UDMA.

Può entrare a far parte della composizione anche il TEGDMA, utilizzato come diluente che rende il composito stesso più lavorabile.

Il composito viene commercializzato in forma pastosa ed indurisce in seguito ad un processo di polimerizzazione.

Iniziatori e modulatori della polimerizzazione

La polimerizzazione di un materiale composito è il risultato di una reazione chimica tra i monomeri dimetacrilati che produce un polimero rigido e reticolato che circonda le particelle di riempitivo.

La quantità di monomeri che prendono parte alla reazione, e che quindi vengono convertiti in polimeri, definiscono il “grado di conversione” della reazione stessa. Questo parametro influenza fortemente le proprietà fisiche e meccaniche del composito, quindi la durata nel tempo del restauro.

La reazione di polimerizzazione inoltre determina una contrazione volumetrica del materiale a causa della formazione di legami covalenti tra i monomeri.

Le resine composite possono essere distinte in autopolimerizzabili o fotopolimerizzabili a seconda della modalità di attivazione della reazione da polimerizzazione. [5]

Nelle resine autopolimerizzabili la reazione viene innescata tramite la miscelazione di due paste, una contenente un attivatore chimico (un'ammina terziaria) e l'altra un iniziatore chimico (perossido di benzoile).

Nel caso delle resine composite fotopolimerizzabili, che sono le più diffuse, l'iniziatore (o meglio il fotoiniziatore) è il canforochinone, molecola sensibile alla luce blu dello spettro elettromagnetico ($\approx 470-480$ nm). [5]

Il problema del canforochinone è che, essendo di colore giallo, influenza negativamente il colore del composito e per questo motivo sono stati introdotti iniziatori alternativi (es. PPD, TPO).

Riempitivo inorganico

Il riempitivo solido, o filler, è costituito da particelle di vetro, quarzo, silicio che possono avere dimensioni variabili.

Il filler è in grado di influenzare le proprietà del composito, infatti le sue funzioni sono:

- ridurre la contrazione da polimerizzazione;
- ridurre il coefficiente di espansione termica;
- migliorare le caratteristiche meccaniche (resistenza, durezza, usura, modulo elastico, ecc.);

- conferire radioopacità;
- controllare l'estetica (colore, traslucenza).

Agente accoppiante

L'agente accoppiante solitamente utilizzato per i compositi dentali è il silano, molecola costituita da gruppi silano (Si-OH) ad un'estremità e gruppi di metacrilato (che contengono C=C) all'estremità opposta, che riveste le particelle di riempitivo.

La sua funzione è quella di creare un legame forte tra le particelle di filler inorganico e la matrice resinosa.

4.1.2 Classificazione delle resine composite

Una prima distinzione fra le varie tipologie di compositi odontoiatrici può essere fatta sulla base della loro consistenza.

In ordine crescente di consistenza ci sono:

- compositi flowable;
- compositi dalla consistenza intermedia;
- compositi packable.

I flowable sono caratterizzati da una bassa viscosità, ottenuta riducendo la quota di riempitivo al loro interno. Questo ne riduce le proprietà meccaniche e ne aumenta la contrazione da polimerizzazione. [12]

Essendo abbastanza fluidi possono essere iniettati negli spazi più angusti delle cavità tramite apposite siringhe.

I compositi dalla consistenza intermedia consentono una buona modellazione senza scorrimento del materiale stesso; inoltre nel caso in cui sia necessaria una maggiore fluidità di questi compositi, è possibile ottenerla previo riscaldamento degli stessi in appositi fornelli.

I packable sono pensati per offrire resistenza alle forze di compattazione e ridurre lo scorrimento del materiale durante la sua stratificazione. [12]

La classificazione delle resine composite utilizzate in Odontoiatria più diffusa è quella che utilizza come metro di valutazione la granulometria del filler, ovvero le dimensioni

delle particelle di riempitivo. Questa ci permette di distinguere diverse generazioni di materiali compositi. [12]

Dai compositi di prima a quelli di ultima generazione, ci sono in ordine:

- compositi macroriempiti/macrofill;
- compositi microriempiti/microfill;
- compositi microriempiti rinforzati con PPRF (pre-polymerized resin fillers);
- compositi ibridi;
- compositi mediorimpiti/midfill;
- compositi microibridi;
- compositi nanoriempiti/nanofills;
- compositi nanoibridi.

Compositi macrofill

Prima generazione di resine composite, contenevano particelle di dimensioni comprese tra 10-50 μm (anche al di sopra dei 50 μm); presentavano proprietà meccaniche adeguate ma risultavano difficili da lucidare e inoltre non mantenevano una superficie levigata nel tempo.

Compositi microfill

Introdotti intorno agli anni '70, contenevano particelle di circa 40 nm di diametro; erano caratterizzati da uno scarso contenuto di silice e quindi insufficienti proprietà meccaniche.

Compositi microfill rinforzati con PPRF

Creati con l'intento di superare i limiti della generazione precedente, incorporando nella resina particelle di composito pre-polimerizzate; ben lucidabili ma ancora una volta mostravano insufficienti proprietà meccaniche

Compositi ibridi

Risalenti agli anni 80', caratterizzati da un mix di particelle di riempitivo di dimensioni paragonabili sia a quelle dei macrofill che a quelle dei microfill; avevano buone proprietà meccaniche ma scarse proprietà estetiche.

Compositi midfill

Introdotti nella seconda metà degli anni '80, caratterizzati da particelle di dimensioni media tra 1-10 μm .

Compositi microibridi

Contengono particelle di riempitivo di dimensioni tra 0,6-1 μm .

Compositi nanofills

Contengono solo particelle nanometriche, tra 5-100 nm.

Compositi nanoibridi

Sono nati apportando modificazioni ai compositi microibridi, tra cui l'aumento della concentrazione delle nanoparticelle, incorporando PPRF simili a quelle dei microfill.

4.2 Materiali ceramici

I materiali ceramici sono materiali inorganici formati da elementi metallici e non metallici uniti tra loro per mezzo di legami chimici, ionici e/o covalenti.

Le ceramiche dentali vengono considerate i migliori materiali da restauro per la loro estetica e traslucenza, che le rendono molto simili allo smalto naturale. Oltre a ciò non subiscono alterazioni all'interno del cavo orale, sono biocompatibili, sono buoni isolanti elettrici e termici per l'assenza di elettroni di conduzione, non sono suscettibili a corrosione.

La maggior parte di esse possiede un'elevata durezza e resistenza sia all'abrasione che alla compressione.

Di contro c'è però da dire che sono materiali molto fragili e con bassa resistenza alla trazione. [13, 14]

Le ceramiche per uso odontoiatrico sono costituite da:

- feldspati (65%), conferiscono l'aspetto vetroso e fungono da matrice per gli altri componenti;
- quarzo (25%), formato da silice cristallina, serve ad aumentarne la durezza;
- ossidi di boro (7%);
- altri ossidi e pigmenti (per la restante parte)

Ciò che distingue la ceramica dentale dalla porcellana utilizzata nell'industria ceramica è l'assenza di caolino. Questo in passato veniva aggiunto prima della cottura della ceramica poichè, mescolato con acqua, permetteva di aumentarne la lavorabilità; allo stesso tempo però conferiva opacità al materiale e compromettendone il risultato estetico.

Fino a qualche ventennio fa le ceramiche venivano utilizzate in odontoiatria per rivestire sottostrutture in lega metallica (manufatti in metallo-ceramica); in questo modo si combinava l'estetica della ceramica, anche se era influenzata negativamente dalla sottostruttura metallica, con la resistenza alla frattura della lega in metallo. [15, 16]

Nel corso degli anni sono state poi sviluppate nuove ceramiche dentali, che hanno proprietà meccaniche elevate, per cui non è più necessaria la sottostruttura metallica per conferire loro resistenza ma possono essere utilizzate per creare restauri costituiti esclusivamente da ceramica (ceramica integrale).

L'interposizione di un cemento resinoso tra i tessuti dentali e il manufatto in ceramica, entrambi trattati con procedure adesive, rende possibile un legame tenace del manufatto alle superfici dentali rendendo trascurabile il rischio di distacco nel tempo. [17]

Questo risultato può essere raggiunto grazie all'adesione del cemento resinoso ai tessuti dentali ma anche grazie alla scoperta di procedure che garantiscono un legame adesivo al manufatto in ceramica.

4.2.1 Classificazione dei materiali ceramici

I vari tipi di ceramica integrale per uso dentale possono essere distinti sulla base della tecnica di lavorazione o sulla base della loro composizione.

Tecnica di lavorazione

Le tecniche di laboratorio disponibili comprendono:

- tecnica tradizionale per condensazione della polvere
- pressofusione
- fresatura di blocchetti CAD/CAM
- slip-casting (specifica per ceramiche vetroinfiltrate)

Composizione

Sulla base del rapporto tra fase vetrosa e cristallina vengono distinte:

- ceramiche prevalentemente vetrose;
- ceramiche riempite con particelle cristalline, a contenuto vetroso variabile;
- ceramiche policristalline, prive di contenuto vetroso.

La presenza di una fase vetrosa a base di ossido di silicio nelle prime due classi di ceramiche rende ragione del fatto che esse vengano anche chiamate “silica-based ceramics”, materiali adesivi a tutti gli effetti.

Al variare della composizione delle ceramiche, maggiore/minore presenza di fase vetrosa e/o cristallina, variano le loro proprietà estetiche e meccaniche.

Più nello specifico l'estetica, essendo correlata alla traslucenza del materiale, è appannaggio delle ceramiche in cui prevale la fase vetrosa e tale proprietà decresce all'aumentare della quota di riempitivo cristallino e della flexural strenght del materiale stesso.

Al contrario, le ceramiche più resistenti saranno quelle nella cui composizione c'è una prevalenza della fase cristallina sulla fase vetrosa, per cui di conseguenza risulteranno anche meno estetiche.

Ceramiche prevalentemente vetrose

I vetri sono considerati materiali solidi a struttura non cristallina. [18]

Il vetro delle ceramiche dentali si chiama vetro alluminosilicato, anche detto vetro feldspatico in quanto origina dal feldspato.

Questa classe di ceramiche contiene prevalentemente biossido di silicio e quantità variabili di ossido di alluminio, oltre a sodio e potassio.

Il fatto che contengano un'abbondante fase vetrosa e un quantitativo molto ridotto di fase cristallina rende queste ceramiche in grado di mimare efficacemente le proprietà ottiche di smalto e dentina, ma d'altra parte mostrano proprietà meccaniche molto limitate (flexural strength tra 60-70 MPa). [13]

Ceramiche riempite con particelle cristalline e a contenuto vetroso variabile

Rientrano in questa categoria le ceramiche caratterizzate da un contenuto variabile di cristalli di diverso tipo, che possono essere aggiunti o originare ed accrescersi direttamente nella matrice vetrosa. [19]

La quantità di particelle di riempitivo influisce sulle proprietà meccaniche e ottiche del materiale. [13]

Data la variabilità dei rapporti tra fase cristallina e fase vetrosa e la variabilità delle diverse tipologie di cristalli, è possibile individuare in questa classe di ceramiche quattro sottoclassi [18]:

1. ceramiche feldspatiche a medio-basso contenuto di leucite: presentano un contenuto di riempitivo pari al 17-25% del volume totale, si trovano in commercio sotto forma di polveri da utilizzare con la tecnica tradizionale per condensazione e vengono utilizzate sia per il rivestimento estetico di sottostrutture protesiche sia per la realizzazione di restauri integrali (faccette, inlay, onlay) [13, 18];
2. vetro-ceramiche con alto contenuto di leucite: garantiscono valori di flexural strength fino a 130 MPa (indicate quindi anche per la realizzazione di corone singole oltre che di faccette, inlay, onlay), si trovano sul mercato in diverse formulazioni in maniera tale da poter essere lavorate sia con tecnica tradizionale per condensazione, sia tramite pressufusione sia tramite fresatura di appositi blocchetti CAD/CAM ;
3. vetro-ceramiche rinforzate al disilicato di litio: avendo un contenuto cristallino fino al 70% del loro volume sono caratterizzate da un'elevata resistenza meccanica (flexural strength 380-400 MPa quindi hanno un'ampia gamma di applicazioni cliniche) ma garantiscono anche una buona estetica, in termini di traslucenza, essendo formate da cristalli dalle dimensioni più raffinate;

4. ceramiche vetroinfiltrate: sono costituite da un'infrastruttura cristallina che viene successivamente infiltrata ed immersa in una fase vetrosa. A seconda della natura della struttura cristallina (che può essere in zirconia, allumina, ecc.) presenteranno valori di flexural strength variabili dai 350 MPa fino ai 650 MPa. Venivano tradizionalmente lavorate con l'indaginoso tecnica dello slip casting ma attualmente possono essere anche lavorate tramite fresatura CAD/CAM. Non essendo ceramiche silica-based risultano resistenti alla mordenzatura e quindi alle tecniche di adesione.

Ceramiche policristalline prive di fase vetrosa

Sono ceramiche realizzate sinterizzando direttamente insieme i cristalli, senza alcuna matrice vetrosa interposta fra questi.

Sono molto resistenti infatti rappresentano le ceramiche con i più alti valori di flexural strength.

Rientrano in questa categoria la zirconia (900-1200 MPa), l'allumina (900 MPa), la zirconia cubica (550-750 MPa).

Il fatto che siano prive di fase vetrosa rende le ceramiche policristalline refrattarie ai trattamenti di superficie che in genere vengono utilizzati per promuovere l'adesione delle ceramiche silica-based ai cementi resinosi.

4.2.2 Disilicato di litio

Il disilicato di litio è una ceramica metal free di recente introduzione sul mercato.

Si tratta di una vetroceramica pressofusa che presenta una fase cristallina composta da cristalli di disilicato di litio e ortofosfato di litio per circa il 70% del volume; questa composizione consente di ottenere un notevole aumento della resistenza senza influire negativamente sulla trasparenza: infatti la resistenza a flessione raggiunge i 380-450 MPa e la resistenza alla frattura è tre volte più grande della leucite. [20]

La tecnica di realizzazione è quella delle tradizionali vetroceramiche. Viene realizzata dapprima una massa vetrosa che in seguito viene trattata termicamente a temperature superiori a quella di vetrificazione. Si esegue questo trattamento termico una o più volte in modo da ottenere una cristallizzazione controllata.

In questa fase, inoltre, possono essere aggiunti agenti nucleanti o di rinforzo.

Un altro metodo per ottenere la vetroceramica è quello della sinter-cristallizzazione, nella quale gli stessi cristalli presenti nella matrice vetrosa fungono da nuclei di cristallizzazione senza l'aggiunta di agenti nucleanti.

Le porosità residue vengono eliminate tramite la pressatura a caldo; con questo metodo la matrice vetrosa viene iniettata a pressione in uno stampo dove viene sinterizzata. Rispetto alla leucite, della quale il disilicato rappresenta una evoluzione relativamente alle caratteristiche meccaniche, con la pressatura a caldo si riescono ad eliminare quasi totalmente le porosità, con un residuo medio del 3% (contro l'8-10% della leucite).

Il brevetto del disilicato di litio utilizzato in odontoiatria appartiene a W. Hoeland della Ivoclar; il disilicato è disponibile in due forme:

come metasilicato di litio (Li_2SiO_3), più malleabile e quindi lavorabile tramite fresatura ed in seguito da trattarsi termicamente per essere trasformato in disilicato ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$); oppure disilicato commercializzato come massa da termo-pressatura.

Ambedue le formule possono essere utilizzate per ottenere manufatti monolitici o core sui quali stratificare ceramica da rivestimento estetico.

Il disilicato è nato per ampliare il campo di applicazione delle ceramiche integrali anche ai settori posteriori e per riuscire a realizzare piccoli ponti. Oltre alla progressiva sostituzione della leucite il disilicato, soprattutto nella forma monolitica, sta riscuotendo sempre maggior interesse per il minor numero di inconvenienti meccanici dimostrato rispetto alla zirconia stratificata, della quale è un valido sostituto per le corone singole ed i piccoli ponti in zone anteriori-premolari. [21]

Un altro non trascurabile vantaggio di questo materiale è che presenta valori di usura simili a quelli dello smalto. [22]

Il disilicato di litio si trova in commercio in diverse forme [23]:

- *e.max Press*, una vetroceramica a base di disilicato di litio che pressata (cioè fusa a 920°C e iniettata a pressione in uno stampo) dà origine ad una struttura con una resistenza alla frattura decisamente superiore a quella ottenibile a partire dalla leucite. Quest'augmentata resistenza alla frattura è il risultato di un particolare allineamento dei cristalli della ceramica stessa a seguito della pressatura ed è la

ragione dell'ampio campo di applicazione di tale prodotto (tutti gli elementi singoli e ponti fino a tre elementi nei settori anteriori).

- *e.max CAD*, un disilicato fornito in una fase pre-cristallina (metasilicato, Li_2SiO_3) più morbida e pertanto fresabile senza eccessivo dispendio di strumenti e di tempo; è portato alla forma definitiva (disilicato di litio, $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) in una successiva cottura di cristallizzazione, esente da contrazione. Il pezzo fresato è soggetto ad una cristallizzazione in due fasi. Nella prima fase i cristalli di metasilicato precipitano e la vetroceramica che ne risulta ha una taglia media dei cristalli (0,2-1 mm) per circa il 40% di volume ed una resistenza alla flessione di 130-150 MPa, che semplifica la lavorazione ed i ritocchi occlusali extra- ed intra-orali. La fase finale di cristallizzazione avviene a rifinitura completata, in forno sottovuoto a 850°C, il metasilicato dissolve completamente ed il disilicato cristallizza.

Il disilicato contiene alcune piccole porosità residue, così come difetti e stress meccanici residui dovuti alla fresatura. Il trattamento termico per il passaggio dal "blue stage" alla forma completamente cristallizzata riduce (anche se non elimina completamente) i difetti e gli stress residui, assicurando la formazione di una microstruttura compatta, composta da cristalli strettamente collegati.

- *e.max Ceram*, materiale a base di fluoroapatite adatto per la sovra-stratificazione sinterizzabile di tutti i prodotti *e.max*; sul core in disilicato possono essere sinterizzate anche ceramiche non dedicate, purchè il loro coefficiente di espansione termica sia compatibile.

Il prodotto è fornito in grezzi dotati di vari gradi di opacità/traslucenza:

- l'alta opacità è indicata per monconi naturali altamente discromici o ricostruiti con perni metallici;
- la media opacità per casi di modesta discromia;
- la bassa traslucenza è ideale per una vasta gamma di restauri, a volume pieno oppure rivestiti (dopo cut-back) con la vetroceramica per stratificazione calibrata con il sistema.

Nei restauri monolitici, interamente in disilicato, le caratterizzazioni cromatiche si ottengono per colorazione di superficie, mentre dove si opti per una soluzione stratificata,

che può essere praticata anche in faccette ove lo spessore lo consenta, viene utilizzata la tecnica di sinterizzazione tradizionale.

Lo spettro di indicazioni del disilicato nelle sue varie formulazioni spazia da faccette anche molto sottili (0,3mm), ad inlay ed onlay mininvasivi, da corone parziali a corone complete fino a ponti di tre elementi in zone anteriori-premolari.

Il disilicato presenta il grande vantaggio di poter essere cementato adesivamente, previa sabbiatura delicata della superficie, mordenzatura con acido fluoridrico al 5% per 30 secondi, lavaggio in ultrasuoni e successiva silanizzazione. A seconda della situazione clinica si potrà poi scegliere se utilizzare un composito foto-indurente o uno di tipo duale. Uno dei fattori importanti dei quali tenere conto nella pianificazione di un restauro, e nella esecuzione delle preparazioni, è che le caratteristiche biomeccaniche del disilicato vengono esaltate dalla cementazione adesiva, particolarmente nei restauri parziali (faccette, inlays, onlays), e quando la preparazione dentale è completamente nello smalto. Infatti è stato dimostrato che, pur essendo la resistenza alla flessione del disilicato il 40% circa rispetto quella della zirconia, le capacità di carico superano il 75% dei valori della zirconia se il disilicato viene “incollato” allo smalto dentale, indipendentemente dallo spessore del materiale. [24]

Da alcuni studi è emerso anche che il disilicato, se cementato adesivamente, incrementa il valore di resistenza. [25]

Uno dei fattori importanti per ottenere il massimo risultato dal connubio ceramica mordenzabile/cementazione adesiva è la corretta gestione delle manovre di cementazione: ad esempio è stato dimostrato come all'aumentare dello spessore del materiale da restauro si determini una significativa diminuzione dell'intensità luminosa, e quindi della conversione del cemento. Per questo motivo i tempi di fotopolimerizzazione vanno calibrati in base allo spessore della ceramica. [26]

La cementazione adesiva sembra avere un impatto decisivo nel disilicato usato per restauri a ricopertura parziale. Al contrario, stando a ciò che è emerso da un lavoro comparativo con nove anni di follow-up, non sono state evidenziate differenze significative in corone a ricopertura completa cementate adesivamente o meno. Probabilmente la preparazione coronale, dovendo sottostare agli spessori minimi richiesti dalle preparazioni coronali complete, scopre estese zone di dentina, vanificando così i vantaggi della cementazione adesiva su smalto. [27]

I valori di follow up, nel lavoro citato, sono comunque elevati e paragonabili alle metallo-ceramiche.

4.2.3 Zirconia

Il Biossido di zirconio (ZrO_2), anche detto zirconia, chimicamente è un ossido e dal punto di vista della scienza dei materiali è un materiale ceramico.

Viene utilizzato in odontotecnica da ormai 10-15 anni per la realizzazione di corone, ponti, abutment, ecc.

La zirconia è biocompatibile, non citotossica, non favorisce l'adesione batterica, non è solubile in acqua, resiste alla corrosione, è radiopaca e presenta delle ottime proprietà meccaniche.

Per queste sue caratteristiche viene sempre più frequentemente impiegata anche in medicina (realizzazione di protesi auricolari, dell'anca, ecc.) oltre che in odontotecnica.

Il colore di base della zirconia è il bianco ma può essere cambiato, attraverso procedimenti particolari, nei vari colori della scala Vita, oltre che nel colore rosa gengiva. Questa possibilità, insieme alle caratteristiche biotecniche del materiale, permette di fabbricare restauri di alta qualità oltre che estetici.

La zirconia, a seconda della temperatura, può presentarsi in tre diverse forme cristallografiche:

- cubica (da $2680^{\circ}C$, che è il punto di fusione, a $2370^{\circ}C$)
- tetragonale (da $2370^{\circ}C$ a $1170^{\circ}C$)
- monoclina (da $1170^{\circ}C$ a temperatura ambiente)

Nella fase di raffreddamento, dopo i vari processi di lavorazione industriale, la zirconia va incontro ad una trasformazione spontanea dalla fase tetragonale alla più stabile fase monoclina. Questo processo è associato ad un aumento del volume dei cristalli di circa il 4-5% ed alla generazione di stress compressivi all'interno del materiale stesso.

Quando però è legata ad altri ossidi "cubici" che fungono da veri e propri stabilizzatori (ad esempio MgO , CaO , Y_2O_3), la trasformazione di fase della zirconia può essere impedita, mantenendo così i suoi cristalli nella forma tetragonale o cubica anche a temperatura ambiente.

Il comportamento della zirconia appena descritto è il motivo per cui la ricerca biomedica, negli ultimi anni, sta prestando molta attenzione a questo materiale: infatti tali proprietà possono incrementare la resistenza alla frattura del materiale ritardando la propagazione di eventuali microcrack, e quindi tornare molto utili dal punto di vista clinico.

All'apice di una cricca, infatti, gli stress tensili determinano la suddetta variazione di fase del materiale, dalla fase stabilizzata alla fase monoclina; il conseguente aumento di volume dei cristalli nella zona della microfrattura determina un favorevole stress compressivo interno al materiale che agisce come limitatore della microfrattura stessa.

Questo meccanismo è detto "phase transformation toughening" e spiega il motivo per cui la zirconia abbia i più elevati valori di resistenza alla flessione e alla frattura tra tutte le ceramiche per uso dentale.

Nello specifico il biossido di zirconio mostra valori di resistenza alla flessione di 900-1200 MPa, valori di resistenza alla compressione di 2000 MPa ed una notevole resistenza alla frattura. [5]

I manufatti protesici in zirconia vengono realizzati con tecnologia CAD/CAM e sono possibili due diverse tecniche:

- fresatura di blocchetti di zirconia pre-sinterizzata (soft machining);
- fresatura di blocchetti di zirconia completamente sinterizzata (hard machining)

In entrambi i casi si possono realizzare strutture in zirconia monolitica o core in zirconia che verranno successivamente rivestiti con altri tipi di ceramiche.

Il processo di lavorazione softmachining è il più diffuso e prevede una prima fase di progettazione con software CAD del manufatto protesico. Successivamente tramite fresatura CAM viene realizzata la struttura fisica del materiale grezzo che sarà volutamente sovradimensionata, in maniera tale da poter compensare la successiva contrazione da sinterizzazione della zirconia.

Infine viene ultimata la sinterizzazione del pezzo così ottenuto che a questo punto raggiunge le dimensioni finali (subisce una contrazione volumetrica lineare del 25%) e acquisisce le sue proprietà meccaniche.

Nel processo di lavorazione hardmachining invece, utilizzando sistemi di fresatura molto più potenti, a partire da blocchi di zirconia completamente sinterizzata si ottengono manufatti già delle dimensioni finali.

5 Problematiche legate alla riabilitazione dei pazienti con dentatura erosa e/o abrasa

Il fatto che l'Odontoiatria adesiva permetta di salvaguardare i tessuti duri dentari residui, richiedendo delle preparazioni minimamente invasive o non richiedendone affatto, la rende particolarmente indicata per il trattamento restaurativo/protesico di elementi dentari usurati.

L'usura dentale consiste nella perdita di una certa quantità di smalto e/o di dentina, che può essere dovuta a cause chimiche e/o fisiche.

Quando essa è determinata da cause chimiche, in particolare dall'esposizione del dente a sostanze acide, si parla di erosione dentale. Questa può a sua volta essere indotta da agenti esogeni (eccessivo consumo di bevande o cibi acidi) o endogeni (reflusso gastro-esofageo o vomito, quest'ultimo tipico di alcuni disturbi alimentari quali bulimia o anoressia).

Se invece l'usura è da imputare a cause fisiche si parla di frizione o di abrasione dentale. La frizione consiste nella perdita di sostanza dentale dovuta ad un errato o eccessivo contatto fra le superfici occlusali dei denti (ad esempio può sopraggiungere a causa di una parafunzione come il bruxismo), mentre l'abrasione è causata dal contatto tra il dente ed un agente esterno (ad esempio lo scorretto utilizzo dello spazzolino). [28-30]

Il professor R. Slavicek definisce le parafunzioni (bruxismo e serramento) come normali funzioni dell'organo masticatorio, al pari di masticazione, deglutizione, fonazione, postura, linguaggio: esse fungono da valvola di sfogo dello stress psichico. [31]

Negli ultimi anni, statisticamente, è stato rilevato a livello internazionale un aumento dei pazienti affetti da erosione dentale; in questi soggetti l'usura degli elementi dentari procede 10 volte più rapidamente che nei soggetti sani, specialmente sul versante palatale degli incisivi e canini superiori e margini degli incisivi inferiori. [32-35]

Il rischio di perdere gli elementi dentari è maggiore e l'intervento terapeutico risulta più complicato man mano che l'usura dentale progredisce. [36-38]

Per questo è necessaria una diagnosi precoce ed un altrettanto precoce intervento da parte dell'odontoiatra.

L'esposizione dentinale dovuta dalla perdita dello smalto può causare, come è noto, ipersensibilità o dolore. [39]

Dato che l'usura comporta la perdita della morfologia occlusale e dentale in generale, i pazienti che ne sono affetti presentano una riduzione dell'efficienza masticatoria e anche

una compromissione dell'estetica del sorriso, soprattutto quando vengono alterati i margini incisali del gruppo frontale superiore.

In passato per trattare questi pazienti erano inevitabili preparazioni molto aggressive degli elementi dentari, oltre ad allungamenti di corona clinica e terapie canalari, il tutto per aumentare la ritenzione delle protesi. [40]

Questi trattamenti, indaginosi e complessi, erano associati ad alto rischio di fallimento e perdita degli elementi dentari.

Tutte queste problematiche tipiche della protesi tradizionale sono state eliminate grazie allo sviluppo degli adesivi smalto-dentinali e di nuovi materiali dentari.

Riuscire a preservare una maggior quantità di tessuto dentale offre vantaggi in termini di prognosi del trattamento e rappresenta un beneficio anche per il paziente che, se mai dovesse aver bisogno di trattamenti odontoiatrici futuri, avrà a disposizione una gamma più ampia di possibilità terapeutiche.

Per questo scopo sono nati i restauri indiretti minimamente invasivi (MIIR), che permettono una maggiore conservazione di struttura dentale residua, e che risultano particolarmente indicati per restaurare denti abrasivi.

I MIIR di solito sono realizzati in ceramica al disilicato di litio ed hanno uno spessore molto ridotto. La ragione dell'utilizzo della ceramica in queste particolari situazioni cliniche è la restituzione della resistenza e dell'estetica del dente.

Pure se questo materiale è ridotto a spessori minimali, resta comunque in grado di garantire ottime proprietà meccaniche e di resistere ai carichi occlusali e all'usura nel tempo. [41]

Va considerato che una riabilitazione full-mouth con restauri adesivi indiretti in ceramica è molto costosa, pertanto non tutti i pazienti potrebbero accettare un siffatto piano di trattamento.

In questo contesto, grazie alle loro proprietà meccaniche ed estetiche, hanno acquisito popolarità crescente i materiali a base resinosa che hanno un impatto economico minore sul paziente. [42]

Questi materiali, come verrà spiegato più avanti, possono essere utilizzati sia per protocolli di restauro diretti, sia per quelli indiretti.

Diversi autori (Ammannato, Ferraris) hanno proposto per il trattamento della dentatura usurata, riabilitazioni full-mouth con tecnica diretta.

Queste hanno portato a risultati soddisfacenti sia in termini di estetica sia di integrazione biomimetica, ma il dubbio più grande rimane la loro stabilità oclusale nel lungo termine, dal momento che le resine composite vanno più facilmente incontro ad usura rispetto alla ceramica. [43-45]

Bisogna considerare che pure i restauri in ceramica non sono esenti da rischi di frattura, chipping, ecc., ma sicuramente l'incidenza di tali problematiche può essere ridotta notevolmente se si crea un'occlusione corretta.

Nelle discipline restaurative/protesiche è essenziale garantire ai pazienti un'occlusione stabile e funzionale, oltre che mantenere la salute parodontale, ottenere un risultato estetico, migliorare l'armonia e le proporzioni facciali, preoccuparsi della salute delle articolazioni temporo-mandibolari, soddisfare insomma le attese del paziente. [42]

Per raggiungere gli obiettivi di cui sopra in certi casi può essere indicata l'integrazione tra diverse strategie e materiali da restauro.

A tal fine il trattamento dovrebbe basarsi sull'identificazione dei denti principalmente coinvolti nelle funzioni orali, associate a carichi statici e dinamici

In questo contesto, il canino, il primo premolare e il primo molare sono considerati i denti più importanti per la guida laterotrusionale, il controllo retrusivo e la stabilizzazione oclusale e articolare, rispettivamente. [31]

Questi denti vanno considerati come i pilastri della riabilitazione full-mouth, in quanto rappresentano le unità di resistenza ai carichi statici e dinamici associati alle funzioni masticatorie. Di conseguenza, possono essere necessari diversi approcci restaurativi per il loro trattamento, ad esempio il ricorso a restauri indiretti ad alta resistenza e di lunga durata per i pilastri sopra menzionati, e restauri diretti in composito dalla resistenza minore e dal basso costo per ripristinare i denti rimanenti. [42]

Il punto di partenza di una terapia riabilitativa deve essere una corretta diagnosi, in maniera tale da poter restituire al paziente un equilibrio ed uno schema oclusale adeguati, che riducano o, addirittura, eliminino complicanze e fallimenti, sia che nel caso in cui si decida di ricorrere all'utilizzo di restauri in composito sia nel caso in cui si opti per restauri in ceramica.

A tal proposito risulta molto utile l'utilizzo del "Brux Checker" (figure 1 e 2), introdotto da S. Sato nel 2005, che rappresenta un ottimo mezzo per indagare eventuali parafunzioni diurne e notturne (bruxismo e serramento) in fase diagnostica, ma anche per controllare

gli schemi occlusali costruiti sui manufatti protesici senza creare interferenze occlusali e condizionamenti del sistema.

Si tratta di un foglio di colore rosso, di materiale plastico, termoformabile, dello spessore di 0,1 mm che, dopo la pressatura sul modello in gesso, diventa di 0,08-0,09 mm.

Studi elettromiografici condotti dal dottor K. Onodera hanno dimostrato che lo spessore del Brux Checker non causa alterazioni elettromiografiche dei muscoli masticatori che possano condizionare l'esito dell'esame. [46, 47]

Questo dispositivo deve essere portato dal paziente di notte e/o di giorno così da poter osservare la parafunzione diurna e notturna, individuare contatti occlusali non rilevabili in bocca o sull'articolatore con l'utilizzo delle carte da articolazione eseguendo movimenti standard.

La valutazione dei contatti sul Brux Checker consente di individuare le zone dell'arcata interessate dalla parafunzione che riescono, ad esempio, a spiegare l'insorgere di recessioni gengivali, di denti dolenti, il chipping dei manufatti ceramici e problematiche disfunzionali di natura occlusale diversamente non individuabili. [48]



Figura 1: stampaggio del Brux Checker



Figura 2: Brux Checker dopo essere stato indossato dal paziente per una notte (post-terapia ortodontico-protesica)

L'usura dentale determina, soprattutto quando è molto avanzata, il collasso del morso del paziente e quindi la perdita della dimensione verticale di occlusione (DVO); questa alterazione è tanto più rilevante nei pazienti che, per costituzione, hanno una ridotta DVO, non riconducibile all'usura.

La DVO, definita clinicamente come la distanza tra l'area sub-nasale ed il mento, è determinata dalla posizione della mandibola, dal numero, dalla posizione e dall'altezza dei denti nelle arcate.

Alcuni autori (P. E. Dawson, Crothers & Sandham) sostengono che la DVO sia indipendente dall'altezza dei denti e che non venga mai persa, nemmeno in presenza di usura dentale, poiché verrebbe compensata dalla progressiva estrusione degli elementi dentari e crescita dei processi alveolari in maniera proporzionale alla perdita determinata dall'usura. [3]

In questo modo i denti possono tornare in occlusione con i corrispettivi antagonisti.

Questi stessi autori ritengono che non ci sia correlazione tra la perdita di DVO e l'insorgenza di disordini articolari a carico dell'ATM; però l'evidenza clinica dimostra il contrario. [3]

Secondo R. Slavicek la DVO è l'angolo che si forma tra le due rette passanti per i punti cefalometrici Xi-SNA e Xi-PM (figura 3), dove [31, 48] :

- Xi è un punto di costruzione geometrica che sta ad indicare il centro della branca mandibolare;
- SNA indica la spina nasale anteriore;

- PM è un punto che si trova sul profilo anteriore della sinfisi mentoniera, a livello del quale si nota la variazione del profilo della sinfisi stessa, da concavo a convesso.

Di fatto questo angolo (DVO), insieme alla tipologia di classe scheletrica, definisce l'aspetto del terzo inferiore del viso, spazio compreso tra la spina nasale anteriore ed il punto più basso del mento.

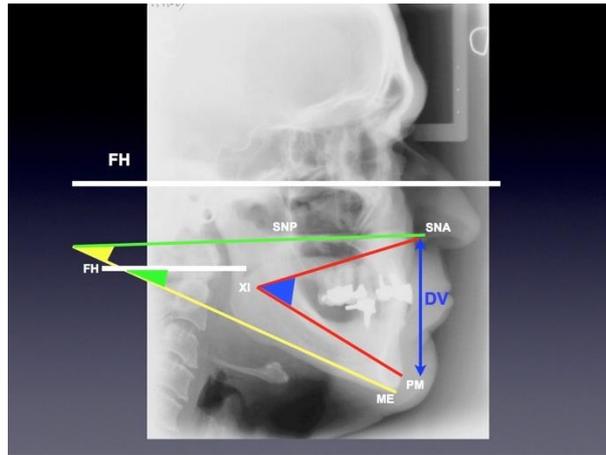


Figura 3: in blu l'angolo tra le rette Xi-SNA e Xi-PM che identifica l'altezza facciale inferiore (DVO) secondo Slavicek

Il terzo inferiore del viso rappresenta il campo d'azione dell'odontoiatra; se necessario il clinico può modificarlo con un adeguato trattamento terapeutico (progettato e condotto nel rispetto della funzione) che preveda la modificazione della DVO e della posizione della mandibola sul piano sagittale (classe scheletrica).

Pur agendo su un'area limitata, il miglioramento coinvolgerà l'intera estetica del volto dato che, anche se indirettamente, sarà possibile ottenere giovamento anche a livello degli altri due terzi del viso (superiore e medio), i quali si riarmonizzeranno col resto della muscolatura mimica. [48]

Il dover riabilitare dal punto di vista restaurativo-protetico un paziente con dentatura abrasa, mette l'odontoiatra nella condizione di dover gestire e ripristinare la corretta DVO per ricreare lo spazio per il materiale da restauro altrimenti perso per il collasso del morso ma, soprattutto, perché variando la DVO sarà possibile gestire e risolvere le problematiche parafunzionali che hanno determinato l'usura stessa (spesso correlate a morso profondo, guide anteriori ripide, ecc.).

Prima di andare ad eseguire questo tipo di modificazioni il clinico dovrà valutare attentamente la salute delle articolazioni temporo-mandibolari del paziente, per rilevare eventuali problematiche che dovranno essere trattate preventivamente.

Infatti la posizione mandibolare è strettamente correlata alla posizione degli elementi dentari (piano oclusale) e delle articolazioni e qualsiasi variazione della DVO va a modificare questi rapporti.

Il quesito principale che si pongono i clinici riguarda l'entità della variazione della DVO possibile ed accettabile dal paziente.

Il professor J. Abduo suggerisce di effettuare variazioni della DVO utilizzando valori medi che rientrano in un range di massimo 5mm e che risulterebbero ben tollerate dai pazienti. [49, 50]

L'entità dell'aumento della DVO è spesso determinata in maniera arbitraria sulla base della ceratura creata dall'odontotecnico sui modelli in gesso, montati su un articolatore a valori medi, ed è condizionata dalla necessità di avere spessori minimi per il materiale da restauro. [3]

La necessità di non oltrepassare il range dei 5mm deriva anche dal fatto che l'apertura del morso provoca la postero-rotazione della mandibola e, di conseguenza, la formazione di un open-bite anteriore, difficile da risolvere sia dal punto di vista funzionale che estetico, se si andasse oltre i 5 mm. (figura 4).

L'open-bite così creato dovrebbe poi essere trattato in maniera ortodontica o protesica: nel primo caso con estrusione degli incisivi superiori ed inferiori; nel secondo con allungamento degli incisivi inferiori e aumento della superficie palatale degli incisivi superiori (figura 4).

L'aumento della DVO ricorrendo a valori medi non consente una adeguata individualizzazione della terapia. L'effetto della suddetta postero-rotazione, infatti, non farebbe altro che:

- andare ad aggravare una pre-esistente seconda classe, aumentando la compressione a livello articolare;
- avvicinare una prima classe scheletrica ad una seconda classe scheletrica;
- provocare la tendenza, in questo caso vantaggiosa, da una terza a una prima classe scheletrica.

Per evitare tutti gli effetti controproducenti della postero-rotazione mandibolare conseguente all'apertura del morso, non bisogna intervenire solo sul piano verticale ma bisogna mirare all'ottenimento di un riposizionamento della mandibola nelle tre diverse dimensioni dello spazio. In particolare, solo tramite una sua traslazione associata ad

antero-rotazione sarà possibile incrementare la DVO (anche sforando il limite dei 5mm), senza ottenere i suddetti effetti collaterali (figura 8).

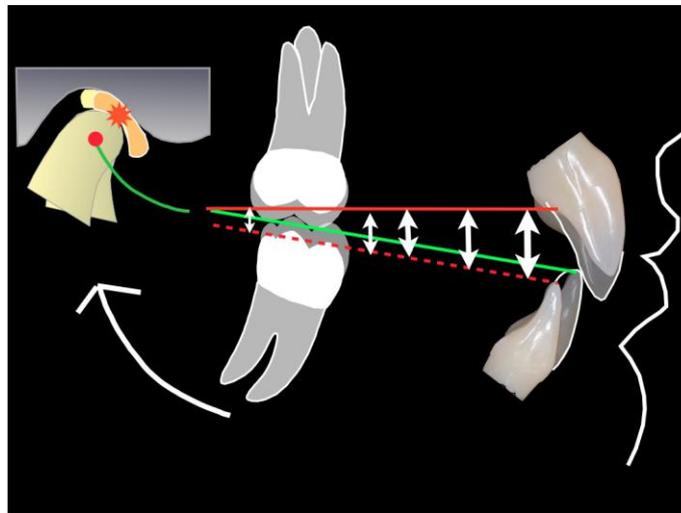


Figura 4: variazione della DVO in rotazione e schema di chiusura dell'open bite che ne deriva. Notare l'apertura del morso con effetto "a forbice", il notevole spazio a livello incisivo e l'esiguo spazio posteriore, la mancata gestione del P.O. (linea verde) secondo parametri individuali. Da notare inoltre gli effetti negativi a carico dell'ATM, con compressione e possibile dislocazione anteriore del menisco.

Secondo il professor R. Slavicek l'ampiezza dell'angolo che definisce la DVO (SNA-Xi-PM) non è standard ma strettamente individuale e correlata alla tipologia scheletrica di ciascun paziente.

Un programma di analisi cefalometrica digitale ideato dal professore negli anni '80 (Cadias®) permette di correlare il valore angolare della DVO ottenuto all'altezza dell'asta incisale dell'articolatore, in maniera tale da avere una tabella di riferimento (figura 5) sulla quale, a ogni variazione della DVO sull'asta incisale in più o in meno, si può ricollegare il valore della corrispondente variazione angolare dell'altezza facciale inferiore.

Tabella Asta Incisale

Altezza Asta Incisale	0.0	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	8.0	10.0	12.0	14.0	16.0	20.0
Altezza Facciale Inferiore	43.8	44.3	44.8	45.3	45.7	46.2	46.6	47.5	48.3	49.1	49.9	50.6	52.0
AFI. (Norma)	45.2	45.3	45.4	45.5	45.6	45.7	45.9	46.1	46.3	46.5	46.7	46.9	47.3
AFI. (Variazione)	-0.0	0.5	1.0	1.4	1.9	2.3	2.8	3.6	4.5	5.3	6.0	6.8	8.2
Menton Verticale	0.0	0.5	0.9	1.4	1.8	2.2	2.6	3.4	4.2	4.9	5.6	6.3	7.6
Pogonion Sagittale	0.0	-0.8	-1.5	-2.3	-3.1	-3.8	-4.6	-6.2	-7.8	-9.4	-11.0	-12.6	-15.8
Incision Inf. Verticale	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	4.0	4.9	5.7	6.6	7.4	9.0
Incision Inf. Sagittale	0.0	-0.5	-1.1	-1.6	-2.2	-2.7	-3.3	-4.4	-5.6	-6.7	-7.9	-9.2	-11.6

Figura 5: tabella di conversione tra gradi e millimetri dell'asta incisale. Nella prima riga si presentano i valori in mm dell'asta incisale; nella seconda riga si presentano i valori in gradi della DV da ICP e il suo valore al variare del valore della DV sull'asta incisale. Nella terza riga sono riportati i valori della DV ideale al punto zero (ICP) e la sua variazione al variare del valore della DV sull'asta incisale. Nelle righe sottostanti sono espresse le variazioni di altri parametri al variare della DV.

Per poter ottenere questo riscontro il punto “zero” deve coincidere con la posizione di massima intercuspidação, sia per i modelli montati in articolatore sia per l’esecuzione delle teleradiografie.

Il valore ottenuto può essere visualizzato su un diagramma con curva gaussiana, che mostra diversi valori numerici, distinguendoli in adeguati (zona verde) o inadeguati per le varie tipologie scheletriche.

In questo modo, qualora per motivi funzionali ed estetici il piano di trattamento richieda di variare la DVO, sarà possibile farlo rimanendo in un range di normalità per quello specifico paziente e, quindi, per quella determinata classe scheletrica.

Questa variazione può essere fatta, se necessaria a fini terapeutici, anche se la DVO iniziale del paziente mostra valori normali (al centro della curva); infatti ci si può orientare verso un aumento o una diminuzione della DVO, a seconda dei casi, rimanendo nell’ambito della zona di sicurezza (figure 6 e 7).

Statisticamente, 2 mm di variazione sull’asta incisale producono una variazione angolare di 1°.

Se il valore della DVO è nella norma e si ha la necessità di aumentarlo per motivi funzionali, o per ottenere spazio per la riabilitazione restaurativo-protetica (figura 9), sarà opportuno approfondire l’analisi e valutare anche altri angoli che permettono di valutare più dettagliatamente la DVO. [48]

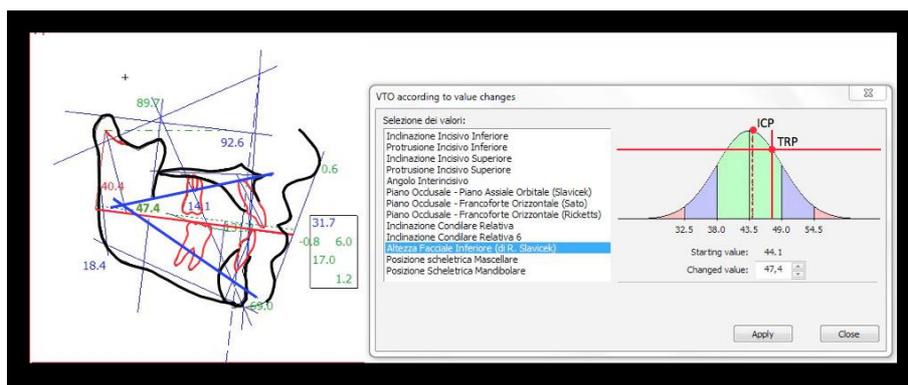


Figura 6: Nel tracciato di sinistra è possibile vedere la variazione della DV e l’apertura di uno spazio tra le due arcate. Nella figura di destra si dimostra come, nonostante in ICP il valore della DV (44,1) sia nella norma, essa si possa aumentare per una data tipologia scheletrica rimanendo sempre nella norma (zona verde). Il valore 47,4 corrisponderà (circa +3°) a una variazione sull’asta incisale di circa 6 mm.

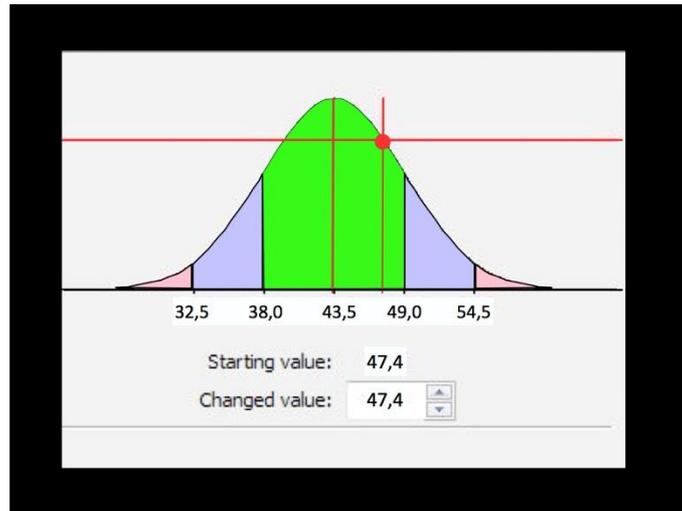


Figura 7: Diagramma con curva gaussiana che mostra la possibilità di variazione della DVO aumentandola o diminuendola rispetto al valore ideale, rimanendo nella zona verde di sicurezza. Per il caso di specie, dal valore minimo al valore massimo della zona verde ci sono 11° di differenza, che corrispondono a circa 22mm sull'asta incisale

Un approccio del genere consente di “customizzare” al massimo il piano di trattamento a seconda delle diverse tipologie scheletriche e anche di eseguire notevoli aumenti della DVO, in termini millimetrici, rimanendo sempre entro margini di sicurezza per quello specifico paziente. Inoltre, come detto sopra, il riposizionamento tridimensionale della mandibola in una nuova posizione terapeutica (figura 8) consente di ottenere l’apertura di uno spazio inter-arcata quasi identico nei vari settori (e non un’apertura a forbice caratterizzata da un ampio morso aperto anteriore e da ridotto spazio posteriore, tipica dell’aumento di DVO con postero-rotazione della mandibola). Tutto questo contribuisce a scaricare l’ATM e in più, a seconda dell’inclinazione del piano oclusale (P.O.) richiesta per quel paziente, sarà possibile modulare la percentuale di incremento del materiale tra le due arcate. Così si avrà la massima individualizzazione e, di conseguenza, la mini-invasività del trattamento nonché benefici funzionali a carico dell’ATM.

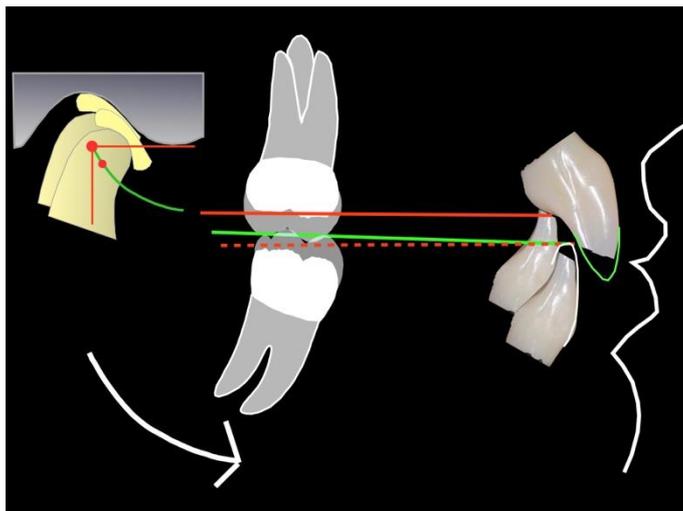


Figura 8: variazione della DV in rototraslazione. Si può notare l'apertura di uno spazio interarcata quasi identico nei vari settori. L'open anteriore è minimo o inesistente. Il movimento mandibolare in avanti scarica l'ATM. È evidente la possibilità di gestire l'inclinazione del nuovo P.O. (linea verde) ripartendo in modo asimmetrico lo spazio tra le due arcate.

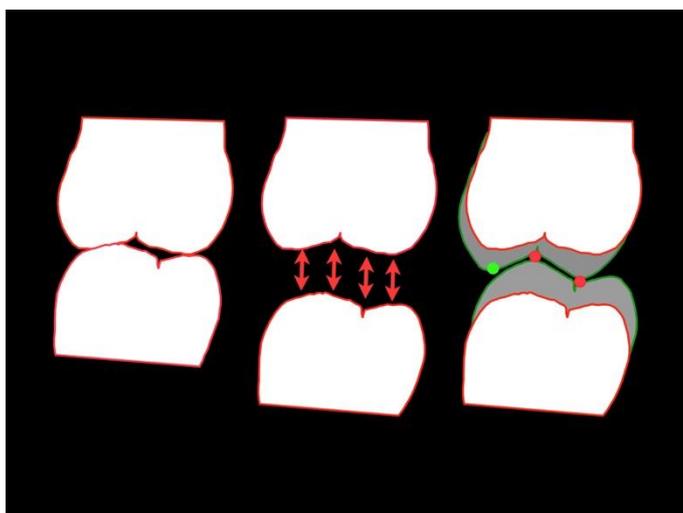


Figura 9: Visione vestibolo-orale dell'aumento della DV. L'immagine a sinistra mostra la situazione iniziale; quella al centro mostra lo spazio interarcata che si ottiene dopo la variazione della DV; l'immagine di destra mostra il ripristino delle caratteristiche funzionali con tecniche minimamente invasive o, addirittura, senza preparazione (zona grigia).

Secondo i professori L. Vanini e C. D'Arcangelo la DVO utile alla riabilitazione restaurativa può essere controllata tramite una Risonanza Magnetica delle articolazioni temporo-mandibolari.

La R.M. è l'esame diagnostico gold-standard per lo studio dell'ATM, perché consente di visualizzare nel dettaglio il rapporto tra condilo e cavità articolare, nonché di visualizzare l'aspetto e la posizione del disco articolare. In particolare, l'approccio dei professori Vanini e D'Arcangelo prevede che, prima di inviare il paziente dal radiologo,

l'odontotecnico costruisca, sulla base della ceratura diagnostica, dei rialzi occlusali diagnostici (mock-up occlusali) i quali vengono adattati e bilanciati in bocca al paziente eseguendo dei test kinesiologici. [3]

Il paziente, dopo essere stato istruito su come posizionare correttamente i rialzi occlusali diagnostici, verrà inviato dal radiologo per eseguire la R.M., esame che viene eseguito in due successive modalità: prima senza i rialzi, in posizione abituale di intercuspide, poi con i rialzi posizionati in bocca.

Così sarà possibile osservare direttamente i rapporti condilo-disco-fossa articolare e stabilire se la posizione e la DVO date dal rialzo siano congrue dal punto di vista articolare.

Tutto questo è fondamentale per evitare errori di sovra- o sotto-dimensionamento della placca (e delle riabilitazioni restaurative che ne derivano) che potrebbero compromettere o complicare la terapia. [3]

Anche in questo modo è possibile individualizzare il piano di trattamento, ottenere benefici in termini di funzionalità dell'ATM e, di conseguenza, agire in maniera minimamente invasiva.

6 Restauri adesivi diretti e indiretti

L'odontoiatra che si occupa di Restaurativa può ricorrere a due diverse tecniche per ripristinare l'aspetto morfologico, estetico e funzionale degli elementi dentari danneggiati: tecnica di restauro diretta e tecnica di restauro indiretta.

Entrambe si basano sui principi dell'adesione.

La differenza tra i due tipi di approccio sta nel fatto che nella tecnica diretta l'elemento dentario viene restaurato in maniera definitiva dal dentista in un'unica seduta operatoria; la tecnica indiretta richiede invece diverse sedute poiché la costruzione del restauro definitivo viene fatta dall'odontotecnico.

Sarà necessario in questo caso un primo appuntamento nel quale l'odontoiatra provvederà alla preparazione cavitaria (rimozione dei tessuti danneggiati dalla carie) ed alla successiva rilevazione di impronte di precisione delle due arcate, con registrazione dell'arco facciale.

La cavità così preparata verrà temporaneamente colmata con del materiale da restauro provvisorio e nel frattempo l'arco facciale e le impronte verranno inviate al laboratorio odontotecnico, dove verranno colate per ottenere dei modelli in gesso.

Sulla base dei modelli in gesso così ottenuti, correttamente montati in articolatore grazie all'ausilio dell'arco facciale, l'odontotecnico sarà in grado di realizzare un restauro che calzi alla perfezione la cavità preparata dal dentista.

Questo restauro, una volta pronto, verrà inviato allo studio dentistico così che, in una seconda seduta operatoria, l'odontoiatra possa provvedere alla sua cementazione definitiva, previa rimozione del restauro provvisorio ed adeguato pre-trattamento delle superfici dentali e del restauro definitivo.

L'odontoiatra orienterà la sua scelta verso un restauro di tipo diretto o indiretto, a seconda dello specifico caso clinico che è chiamato a trattare.

Infatti le due tecniche non sono alternative tra loro, ma ognuna ha delle indicazioni specifiche.

Le indicazioni per la tecnica indiretta coincidono infatti con le indicazioni protesiche.

Ogni qualvolta è possibile utilizzare un approccio diretto questo è da preferire perché più conservativo; quando questo non è consentito e si è costretti a ricorrere a soluzioni protesiche, la scelta potrà ricadere su soluzioni protesiche adesive o ritentive.

Quindi la scelta non è tra restauro diretto o indiretto ma tra restauro conservativo o protesico.

Le indicazioni per il restauro diretto degli elementi latero-posteriori sono rappresentate da tutte le cavità semplici e poco estese: cavità occlusali, mesio-occlusali (MO), disto-occlusali (DO), mesio-occluso-distali (MOD), vestibolari, linguali/palatali purché siano poco estese.

Il restauro diretto degli elementi anteriori è indicato in giovani pazienti (a prescindere dall'estensione della ricostruzione), nei soggetti adulti per ricostruzioni di piccole e medie dimensioni, per il trattamento di pazienti con modesta disponibilità economica (dato che rappresenta una soluzione meno dispendiosa, dal punto di vista pecuniario, rispetto al restauro indiretto).

Nelle cavità più complesse (MOD estese) o che richiedono una ricopertura cuspidale, l'approccio diretto è sempre possibile ma presenta dei limiti rispetto all'approccio indiretto.

Tali limiti sono rappresentati soprattutto dal ridotto grado di conversione del materiale e dalla maggiore difficoltà nel controllare la contrazione da polimerizzazione del materiale da restauro.

Tra le principali indicazioni ai restauri indiretti ci sono invece fratture coronali complete, coinvolgimento esteso di più elementi, necessità di modificare la forma dei denti da trattare, discromie e displasie non risolvibili con tecnica diretta, erosioni dentali da patologie legate all'alimentazione, abrasioni dentali da usura, ecc.

In questa sede è opportuno ricordare anche che, per quanto sia opportuno e conveniente scegliere soluzioni protesiche adesive, esistono casi in cui queste non possono essere applicate.

Si rende allora necessario il ricorso a soluzioni ritentive, se in presenza di monconi discromici, di margini di preparazione subgingivali e impossibilità di eseguire un allungamento di corono clinica, in presenza di perni in metallo, quando bisogna sostituire ponti incongrui. [3]

6.1 Restauri diretti

Il materiale da restauro adesivo diretto per eccellenza è rappresentato dalle resine composite.

Come già anticipato il restauro diretto in composito permette un approccio molto conservativo poiché la preparazione cavitaria richiesta per l'utilizzo di questo materiale coincide con la rimozione del precedente restauro (se presente) e del tessuto dentale infetto. L'unica accortezza sarà quella di andare a creare angoli arrotondati, interni alla cavità, e di rifinire perfettamente le pareti e i margini della cavità stessa.

A seconda dell'estensione della cavità (se confinata nello spessore dello smalto o se coinvolgente anche la dentina) si opterà per l'utilizzo del protocollo di adesione più adatto (rispettivamente total-etch o self-etch con mordenzatura selettiva dello smalto, vedi Capitolo 3), nonché per l'utilizzo di diverse tipologie di composito (masse smalto e masse dentina).

In particolare, al fine di ottenere una resa estetica ottimale dal restauro diretto, è stata messa a punto dal dottor L. Vanini la così detta "tecnica di stratificazione anatomica".

Tale tecnica consiste nell'imitare l'anatomia del dente naturale, ripristinando lo smalto e la dentina nelle sedi anatomiche e negli spessori originali così da poter ottenere un rapporto luce-composito-colore simile a quello dei tessuti naturali. [51]

Gli scopi della stratificazione anatomica sono:

- riuscire ad ottenere una desaturazione graduale della tinta da cervicale ad incisale/occlusale e da palatale a vestibolare;
- creare un contrasto, a livello incisale, tra corpo dentinale e smalto;
- permettere la diffusione della luce all'interno del dente per dare tridimensionalità al restauro.

Un ulteriore vantaggio della stratificazione è la riduzione dello stress da contrazione che, come è già stato spiegato, si genera a seguito della fotopolimerizzazione della resina composita.

Questo stress all'interfaccia adesiva si riduce poiché per ogni incremento, diminuisce la superficie di adesione e aumenta la superficie libera di resina composita (riduzione del Cavity-Factor totale).

Durante le fasi di compattazione e modellazione il composito, in attesa dello strato successivo, risulta esposto all'aria e all'ossigeno.

Ciò determina la formazione del così detto “strato d’inibizione ossidativa” (OIL) a livello dell’ultimo strato di resina composita. [52]

L’ossigeno è infatti in grado di ritardare o addirittura di inibire la reazione di polimerizzazione della resina composita per cui sulla sua superficie, anche dopo la fotopolimerizzazione, saranno sempre presenti dei monomeri organici liberi. Questi saranno disponibili per il legame con l’incremento di composito successivo.

Il fatto che l’ossigeno sia in grado di ostacolare la completa polimerizzazione della resina composita può allo stesso tempo rappresentare un problema in termini di grado di conversione e resistenza del materiale stesso. Per questo, al fine di eliminare l’OIL, è indicata la polimerizzazione del composito per 40 secondi sotto gel di glicerina.

6.2 Restauri indiretti

Il ricorso ad una tecnica di restauro indiretta offre numerosi vantaggi, tra cui:

- migliore controllo dell’anatomia;
- migliore gestione dei punti di contatto e dei profili di emergenza;
- eliminazione di problematiche associate alla gestione della contrazione da polimerizzazione e del cavity-factor;
- migliore grado di rifinitura e lucidatura;
- migliori proprietà meccanico-fisiche del restauro.

I restauri adesivi indiretti possono essere realizzati in materiale ceramico o in composito; di questi si occupa l’odontotecnico che, per confezionarli, può scegliere se ricorrere a procedure tradizionali/analogiche o digitali (fresatura CAD-CAM).

La tecnica tradizionale prevede che l’odontotecnico costruisca manualmente il restauro sul modello in gesso, in composito o in ceramica.

Il composito utilizzato per i restauri indiretti analogici è identico a quello impiegato nella restaurativa diretta. L’unica differenza sta nel fatto che l’odontotecnico, dopo aver confezionato il restauro indiretto in composito, lo sottopone a cicli di polimerizzazione aggiuntivi (post-polimerizzazione) in appositi fornelli che irradiano luce e calore a circa 80°-95°C. Questo contribuisce all’aumento del grado di conversione dei monomeri organici e, di conseguenza, all’incremento delle proprietà meccaniche del restauro indiretto rispetto al composito diretto che raggiunge solo il 45-70% di conversione dei monomeri dopo la fotopolimerizzazione iniziale. [53, 54]

L'approccio digitale prevede invece la progettazione del restauro (Computer-Aided Design, CAD) assistita da computer attraverso la scansione digitale del modello analogico o di un'impronta digitale delle arcate, e la successiva fabbricazione, sempre assistita dal computer (Computer-Aided Manufacturing, CAM), del progetto digitale, attraverso fresatori che modellano il restauro stesso a partire da appositi blocchetti in ceramica o composito.

Generalmente la ceramica, grazie alle sue spiccate proprietà estetiche, viene impiegata per il restauro indiretto dei denti frontali, a differenza del composito che è più utilizzato per il ripristino degli elementi dentari latero-posteriori.

C'è da dire che rispetto ai restauri indiretti in ceramica, quelli in composito tendono ad un maggiore invecchiamento nel tempo per cui richiederanno una maggiore manutenzione.

Anche per i restauri indiretti la preparazione cavitaria prevede la rimozione del precedente restauro (se presente) e del tessuto dentale infetto.

Inoltre, il disegno della cavità, nei settori latero-posteriori, dovrà presentare:

- pareti cavitarie divergenti verso il tavolo occlusale (per facilitare la rilevazione dell'impronta e consentire l'inserimento del manufatto protesico);
- angoli interni arrotondati ed angoli cavo-superficiali netti e privi di bisellature;
- spessore verticale e degli istmi di almeno 1,5-2mm (per garantire un adeguato spessore dei restauri indiretti tradizionali).

6.2.1 Varie tipologie di restauri indiretti

Nei settori anteriori, sulla base della quota di struttura dentale che viene rimpiazzata dal restauro, le opzioni terapeutiche includono [55] :

- intarsio, che prevede la sola ricostruzione del frammento mancante della corona e richiede quindi una preparazione minima;
- intarsio a ricopertura, che prevede la sostituzione della parte coronale mancante e la ricopertura della superficie vestibolare residua del dente;
- faccetta, che prevede la ricopertura completa della superficie vestibolare del dente con una minima preparazione;

- corona/ full-crown adesiva, che è un tipo di restauro indiretto totale a completa ricopertura dell'elemento.

L'estetica del sorriso è strettamente correlata all'aspetto delle superfici vestibolari degli elementi dentari anteriori superiori per cui le faccette sono molto indicate per la risoluzione di problematiche di natura estetica quali la correzione di piccole anomalie di posizione e/o forma degli elementi dentari o il mascheramento di lievi discromie.

In tutti questi casi esse rappresentano una soluzione più conservativa rispetto a delle full-crown adesive.

Quando però bisogna agire su problematiche funzionali, oltre che estetiche, le faccette vestibolari non bastano poiché andranno modificate anche le superfici palatali del gruppo frontale anteriore che influenzano la dinamica mandibolare.

La superficie palatale dell'incisivo superiore dovrebbe avere un'inclinazione correlata a quella dell'eminanza articolare (circa 10° in più rispetto all'eminanza) per far sì che la mandibola possa muoversi liberamente senza interferenze (regola che vale anche in ortodonzia). L'inclinazione dell'eminanza articolare può essere indagata tramite un esame condilografico. [31, 48, 56]

In tutti questi casi bisognerà optare per una full-crown adesiva o, in alternativa, per l'associazione di una faccetta vestibolare e di una palatale. [57]

Nei settori posteriori, sempre sulla base della quota di struttura dentale che viene rimpiazzata dal restauro, il ventaglio delle opzioni terapeutiche adesive indirette prevede:

- intarsio inlay, restauro indiretto parziale che non include nessuna cuspidè;
- intarsio onlay, restauro indiretto parziale che include almeno una cuspidè;
- intarsio overlay, restauro indiretto parziale che include tutte le cuspidi;
- corona/ full-crown adesiva, restauro indiretto totale a completa ricopertura dell'elemento.

Quindi la scelta tra i vari tipi di restauro indiretto, sia esso in composito o in ceramica, dipende dall'estensione del danno/della cavità.

6.2.2 Ultrathin Occlusal Veneers (Tabletops)

Come è stato anticipato nel paragrafo 6.2 (Restauri indiretti) il disegno della cavità che accoglierà il restauro indiretto deve rispettare particolari requisiti.

In particolare, gli spessori orizzontali, verticali e sagittali nelle zone sottoposte a carico oclusale non devono essere inferiori a 1,5mm. Al di sotto di tale dimensione, infatti, i compositi e la maggior parte delle ceramiche risultano fragili.

Solo nelle zone in cui i carichi oclusali e funzionali sono ridotti si potranno avere spessori inferiori (fino a 1 mm per il composito e anche >1mm per le ceramiche più resistenti).

Tutto ciò vale per i restauri indiretti, così detti “tradizionali”.

E' stato poi fatto riferimento ad un'altra categoria di restauri indiretti, i MIIR (ribadiamo generalmente realizzati in disilicato di litio), molto resistenti nonostante lo spessore notevolmente ridotto.

Tale spessore è compreso tra 0,5 e 0,6 mm quando vengono creati con disilicato di litio in forma monolitica, ma può essere ulteriormente ridotto quando c'è la necessità di implementare le proprietà estetiche/ottiche del materiale stesso; in questo caso verrà realizzata una cappetta di spessore inferiore a 0,5 mm per permettere poi l'aggiunta di ceramica di rivestimento. [58, 59]

Fanno parte della famiglia dei MIIR le “Ultrathin Occlusal Veneers” (o Tabletops), soluzioni protesiche minimamente invasive per il trattamento/restauro di difetti oclusali a livello di premolari e molari.

La minima invasività è data dal fatto che la preparazione necessaria per i restauri Tabletops comporta una perdita di sostanza dentale pari al 32,5% del volume totale, contro il 68,8% di perdita di sostanza associato alla preparazione di una corona tradizionale. [60]

Le Ultrathin Occlusal Veneers, con le loro caratteristiche di mini-invasività e resistenza, rappresentano un'alternativa conservativa agli onlay tradizionali ed alle full-crown per il trattamento della dentatura abrasa; le fasi restaurative del trattamento non dovrebbero infatti apportare ulteriore danno alle rimanenti strutture dentali sane. [61]

Ovviamente la scelta di questo tipo di restauro va ponderata andando ad analizzare una serie di fattori prima di pianificare il trattamento, tra i quali rientrano sicuramente quelle che sono le aspettative del paziente.

Innanzitutto va considerata la quantità di smalto residuo, poiché da quella dipende il potenziale adesivo del restauro. Perciò sarà necessario valutare l'estensione della

patologia e di eventuali restauri preesistenti per determinare il quantitativo di smalto che sarà poi a disposizione per il legame adesivo.

Bisogna inoltre valutare se è possibile ottenere un adeguato isolamento del campo operatorio, fattore critico per il successo dell'adesione. [62]

Molto importante è anche la valutazione del contesto funzionale, l'intercettamento di eventuali parafunzioni e l'esame delle forze occlusali [63, 64].

E' importante valutare la posizione in arcata degli elementi dentari da trattare poiché le forze occlusali sono maggiori a livello dei settori posteriori. [65]

6.2.3 Studio del caso

L'usura dentale, sia essa dovuta ad erosione chimica o ad abrasione meccanica, se non intercettata e trattata precocemente può portare a serie problematiche biologiche (sensibilità e danni pulpari), estetiche e funzionali (complicazioni dovute ai cambiamenti occlusali, perdita di DVO, ecc.) [61]

Quando l'odontoiatra visita per la prima volta il paziente, l'esame obiettivo intraorale rileverà la presenza di usura generalizzata (nei casi più gravi fino all'esposizione dentinale), le cui cause possono essere indagate anche tramite una corretta anamnesi patologica del paziente, che potrà infatti riferire al clinico se è affetto da reflusso gastroesofageo, disturbi dell'alimentazione, se ha abitudini viziate (es. onicofagia), se digrigna i denti durante la notte, ecc.: tutto questo può indirizzare il clinico verso l'identificazione delle possibili cause che hanno determinato il deterioramento degli elementi dentari.

In questa prima fase diagnostica (e anche nelle successive fasi del trattamento), può tornare molto utile l'utilizzo del Brux Checker, come è già stato detto nel capitolo 5.

Va poi raccolta la documentazione fotografica (inta- ed extra-orale) e vanno anche prescritti esami radiografici che permettano di avere una visione d'insieme sullo stato di salute orale del paziente.

E' molto importante anche lo studio dei modelli preliminari, che possono essere realizzati in maniera tradizionale a partire dalla rilevazione di impronte analogiche delle due arcate dentali del paziente o, in alternativa, attraverso un work-flow digitale.

Anche per quanto riguarda la registrazione dell'arco facciale e il conseguente montaggio dei modelli in articolatore si può seguire un approccio analogico o digitale.

Bisogna eseguire anche un'accurata analisi della funzionalità delle ATM.

Sulla base di tutte le informazioni così raccolte l'odontoiatra sarà in grado di formulare una diagnosi e progettare un piano di trattamento adeguato per il paziente in questione.

6.2.4 Piano di trattamento

Se l'usura dentale è generalizzata il piano di trattamento prevederà necessariamente il ripristino di tutti gli elementi dentari.

La prima cosa da fare è stabilire l'entità dell'aumento della DVO indicata per il paziente. Come è già stato detto nel capitolo 5 c'è la possibilità di stabilirlo non in maniera arbitraria ma secondo regole ben precise che permetteranno di individualizzare il trattamento a seconda della tipologia scheletrica del paziente.

Ovviamente, nei casi in cui dovesse risultare indicato un rialzo minimo della DVO e quindi non c'è spazio sufficiente per i restauri tradizionali (caratterizzati da spessori maggiori), troveranno indicazione le ultrathin occlusal veneers.

Esse servono per ripristinare gli elementi dei settori latero-posteriori (premolari e molari), mentre per il gruppo frontale si possono utilizzare faccette vestibolari e palatali, così da poter controllare/gestire in maniera minimamente invasiva sia l'aspetto estetico che funzionale.

6.2.5 Steps clinici

Verranno ora descritti i vari passaggi clinici necessari alla realizzazione di restauri Table Tops.

6.2.5.1 Ceratura diagnostica

La ceratura diagnostica consiste nella modellazione in cera delle arcate dentali sui modelli in gesso, eseguita dall'odontotecnico (o dal dentista) tenendo conto di tutte le modificazioni estetiche e funzionali previste dal piano di trattamento.

Nel work flow digitale questa modellazione può essere fatta sui modelli digitali tramite un software CAD.

Ad ogni modo la ceratura dovrebbe essere fatta sulla base della nuova posizione terapeutica, quindi tenendo conto dell'aumento della DVO e di quello che sarà il nuovo rapporto tra mascella e mandibola. Infatti sulla base della ceratura diagnostica verranno realizzati i restauri provvisori e i definitivi.

Se non si facesse in questo modo si andrebbe a ricreare la problematica iniziale: ad esempio, in un paziente con usura dentale e morso profondo (che può essere la causa dell'usura stessa), la ricostruzione dei margini incisali realizzata senza tener conto di queste modificazioni, ricreerebbe il morso profondo.

6.2.5.2 Mock-up

Il mock-up è una procedura clinica che permette al clinico ed al paziente la pre-visualizzazione del risultato estetico e funzionale della riabilitazione restaurativa.

Si esegue andando a rilevare un'impronta in silicone della ceratura diagnostica, così da ottenere un'immagine in negativo della ceratura stessa.

L'impronta in silicone così ottenuta verrà poi zeppata con resina autopolimerizzante e posizionata in bocca al paziente. Nell'attesa del completo indurimento della resina, il dentista provvederà alla rimozione dell'eccesso di materiale che nel frattempo sarà debordato dalla mascherina in silicone riposizionata in arcata.

Una volta indurita la resina, sarà possibile sfilare la mascherina ed il paziente si ritroverà col mock-up in bocca. La sua ritenzione si ottiene grazie all'infiltrazione della resina nelle aree di sottosquadro presenti tra gli elementi dentari o tramite la "spot etching technique" (pag. 59).

Il mock-up, se abbastanza resistente, può essere lasciato in bocca al paziente per farlo abituare alla nuova estetica e, soprattutto, alla nuova DVO; in alternativa, per gli stessi scopi, verrà realizzato un provvisorio pre-limatura.

6.2.5.3 Preparazione/non preparazione degli elementi dentari

La fase successiva del trattamento prevede la preparazione degli elementi dentari, la cui funzione è quella di creare lo spazio necessario al materiale da restauro.

Le preparazioni per la ceramica richiedono contorni perfettamente arrotondati.

Il centro della superficie oclusale deve avere una forma concava mentre l'area in corrispondenza delle cuspidi deve essere convessa, per poter supportare al meglio le faccette oclusali.

Generalmente la preparazione oclusale media corrisponde a 0,4-0,6 mm a livello delle fosse centrali, a 1,0-1,3 mm a livello delle zone maggiormente sottoposte a carichi (ad esempio le cuspidi di stampo). [61]

In realtà, quando si è chiamati a trattare elementi usurati, e a maggior ragione se è stato effettuato un riposizionamento della mandibola e un aumento della DVO, non è necessario alcun tipo di preparazione dei denti poiché ci sarà già abbastanza spazio per il materiale da restauro. E' il caso dei restauri "no prep" (vedi anche capitolo 3, paragrafo 3.2.3), la cui realizzazione richiederà l'accortezza di posizionare i margini dei restauri stessi a livello del punto di maggior convessità del dente (D'Arcangelo C.), al fine di evitare la formazione di aree di sovracontorno. [66]

Prima di procedere alla successiva fase di rilevazione delle impronte, nel caso in cui la preparazione abbia determinato l'esposizione della dentina, sarà necessario eseguire l' "Immediate dentin sealing" (IDS). [67]

L'IDS consiste nell'ibridizzazione della dentina esposta in fase di preparazione ricorrendo alle procedure adesive tradizionali (mordenzatura, primer, bonding, fotopolimerizzazione). In questo modo i tubuli dentinali vengono immediatamente sigillati e così viene impedita la penetrazione al loro interno del materiale da impronta e/o di agenti contaminanti quali saliva e batteri.

Inoltre, mentre secondo alcuni autori (Magne, P.) l'IDS sarebbe in grado di migliorare la performance del legame adesivo, altri (van den Breemer, Breschi) sembrerebbero non avvalorare questa tesi. [68, 69]

6.2.5.4 Impronte

La rilevazione dell'impronta per la successiva realizzazione dei restauri adesivi indiretti è abbastanza semplice, infatti i margini della preparazione per i restauri Table Tops (e di tutti i restauri adesivi in generale) sono sempre sopragengivali o iuxtagengivali, per cui generalmente non c'è bisogno di condizionamento gengivale e utilizzo del filo retrattore. Come materiali da impronta possono essere utilizzati polieteri o polivinilsilossani. [70]

La tecnica di impronta più utilizzata è una monofasica (1-step) bi-pasta, che prevede il posizionamento sulle preparazioni di un materiale da impronta a bassa viscosità (light-body) al fine di rilevarne i dettagli e il posizionamento all'interno del portaimpronte di

un materiale con elevata viscosità (putty o regular-body) che possa sostenere il light-body.

6.2.5.5 Restauro provvisorio

Rilevata l'impronta, è necessaria una fase di provvisionalizzazione, la cui durata corrisponde al tempo necessario all'odontotecnico per realizzare i restauri definitivi.

Il restauro provvisorio protegge le preparazioni, agevola il paziente nella masticazione e gli consente di abituarsi alla nuova DVO (favorendo anche il rilassamento della muscolatura peri-orale), infatti viene costruito sulla base della ceratura diagnostica, seguendo le indicazioni del restauro finale.

Se la terapia richiede un notevole aumento della DVO è consigliabile aumentare questo periodo di temporizzazione, al fine di raggiungere gradualmente la DVO finale tramite progressive modifiche del provvisorio.

La resina acrilica, grazie alla sua adeguata resistenza alla frattura, è il materiale d'elezione per realizzare ultrathin occlusal veneers provvisorie.

Diverse sono le tecniche per realizzare i restauri provvisori e la scelta tra queste dipende dalle esigenze estetiche del paziente, dal numero di denti preparati e dal tipo di preparazione, da quella che si prospetta essere la durata del loro utilizzo ecc. [71]

Ecco qui di seguito riportate:

- tecnica diretta, con modellazione manuale del provvisorio da parte dell'odontoiatra con del composito da restauro che verrà poi fotoattivato;
- tecnica indiretta/diretta con mascherina trasparente ottenuta dal modello in gesso e composito flowable fotoattivato;
- tecnica indiretta/diretta con mascherina in silicone ottenuta dal modello in gesso e composito microriempito autopolimerizzante;
- tecnica indiretta/diretta con ribasatura in resina acrilica di restauri Table Tops provvisori realizzati dall'odontotecnico;
- tecnica indiretta/diretta con l'utilizzo di una mascherina in silicone ottenuta dalla ceratura diagnostica per lo stampaggio in resina acrilica delle medesime forme usate per il mock-up di pre-visualizzazione del risultato finale;
- tecnica indiretta, con rilevazione di impronte dei denti preparati e la realizzazione dei provvisori sulla base dei modelli così ottenuti.

La cementazione delle ultrathin occlusal veneers provvisorie può essere fatta con “spot etching technique”: questa tecnica prevede una mordenzatura localizzata e puntiforme della superficie occlusale preparata degli elementi da restaurare così da poter eseguire la cementazione adesiva dei provvisori.

Successivamente, in fase di prova e cementazione dei restauri definitivi, bisognerà provvedere alla rimozione dei residui di composito che restano sulla superficie dei denti a seguito della “spot etching technique” per far sì che non venga alterato l’adattamento dei restauri finali. [72]

6.2.5.6 Fasi di laboratorio necessarie alla realizzazione del restauro definitivo

Le ultrathin occlusal veneers in disilicato di litio possono essere realizzate tramite (vedi pag. 33):

1. pressatura della ceramica (tecnica analogica)
2. fresatura CAD-CAM di blocchetti di disilicato di litio pre-cristallizzati (tecnica digitale)

Pressatura del disilicato di litio

Una volta che le impronte delle arcate dentarie preparate vengono inviate al laboratorio, l’odontotecnico le cola per ottenere i modelli master su cui costruire i restauri definitivi.

La realizzazione delle faccette occlusali, in particolare, avviene con la tecnica di pittura cioè andando a modellare (previo trattamento del modello master con lacca distanziatrice) l’intera forma anatomica delle superfici occlusali in maniera tale che dopo la pressatura sia necessaria solo la caratterizzazione e la glasatura. In questa fase di modellazione l’odontotecnico deve rispettare gli spessori minimi previsti per i restauri Table Tops.

Una volta ultimata la modellazione in cera si procede all’imperniatura e messa in rivestimento. A questo punto si passa alla fase di pressatura, cioè fusione a 920°C della ceramica e sua iniezione a pressione nel cilindro. Ultimata la pressatura, dopo il raffreddamento del cilindro, si passa alla fase di smuffolatura per recuperare il restauro che potrà essere sottoposto a cottura dei supercolori e glasatura.

Fresatura CAD-CAM del disilicato di litio

La tecnica digitale prevede che la modellazione dei restauri definitivi venga fatta tramite software CAD su un modello digitale. Quest'ultimo può essere ottenuto tramite scansione del modello master analogico o direttamente tramite l'utilizzo di scanner intraorali.

Una volta terminata la modellazione digitale il progetto viene realizzato con tecnologia CAM tramite fresatura di appositi blocchetti (per ulteriori informazioni si rimanda a pag. 33).

6.2.5.7 Cementazione del restauro definitivo

La cementazione dei restauri Table Tops definitivi in disilicato di litio viene fatta in maniera adesiva.

Dopo aver rimosso i restauri provvisori le superfici dei denti vengono pulite con una coppetta in silicone morbido o con uno spazzolino sintetico. Se sono presenti residui di resina adesiva della "spot etching technique" vanno rimossi con uno scaler o con il bisturi. Successivamente i restauri vanno provati (prima singolarmente e poi tutti insieme) per verificarne il corretto adattamento, la precisione marginale, la forma, il colore e l'integrazione generale nel contesto della bocca. Questa prima prova viene fatta senza che sia stata montata la diga di gomma.

A questo punto viene isolato il campo operatorio e si fa una seconda prova dei restauri per assicurarsi che la diga non ne ostacoli l'inserimento.

Sono necessari specifici pre-trattamenti sia del dente da restaurare sia del manufatto protesico che hanno lo scopo di aumentare la forza di legame tra restauro e cemento e di diminuire il fenomeno del micro-leakage periferico. [73-75]

Il pre-trattamento dei restauri in vetro-ceramica arricchita con disilicato di litio prevede una prima fase di mordenzatura con acido fluoridrico al 5% per 20 secondi, seguita da abbondante risciacquo del restauro stesso per 1 minuto e successiva detersione tramite immersione in acqua distillata o in alcol puro in una vasca ad ultrasuoni, per 4-5 minuti.

A questo punto vengono applicati uno o più strati di silano che viene poi asciugato con un getto d'aria.

Dopo questo specifico pre-trattamento va posizionato sul restauro il bonding, senza fotopolimerizzarlo.

Il pretrattamento superficiale della preparazione dentale prevede, quando presente solo smalto, la mordenzatura con acido ortofosforico al 37-38% per 20-30 secondi, seguita da risciaquo, asciugatura e applicazione dell'adesivo (che in questa fase non dovrà essere fotopolimerizzato).

Se la superficie della preparazione è costituita anche da dentina ibridizzata con IDS, oltre che da smalto, prima della mordenzatura verrà eseguita una procedura di sabbiatura delicata della superficie. Questo passaggio serve a irruvidire meccanicamente la superficie e quindi a migliorare il legame adesivo.

La sabbiatura delicata intraorale (soft sandblasting procedure) viene eseguita con una sabbiatrice intraorale, strumento che lavora con una pressione di 2 bar, sparando particelle di ossido di alluminio da 50 µm. La sabbiatura va eseguita ad una distanza di 5 cm dal dente per 10 secondi.

Il motivo per cui, sia nel pre-trattamento del restauro sia in quello del dente, viene applicato l'adesivo senza fotopolimerizzarlo è che facendo diversamente si verrebbe a creare uno spessore di adesivo che ostacolerebbe il successivo posizionamento del restauro sulla preparazione.

A questo punto si passa alla cementazione vera e propria.

Un tradizionale composito da restauro grazie al riscaldamento fino a 37-39°C in appositi fornelli può raggiungere una fluidità ottimale ed essere utilizzato come cemento resinoso. Il composito così trattato viene posizionato sul restauro e a questo punto il restauro stesso può essere alloggiato sul dente appositamente preparato.

Il completo alloggiamento del restauro si ottiene alternando a ogni fase di pressione una fase di rimozione degli eccessi di cemento. Viene poi eseguita una breve fotopolimerizzazione (di 5-6 secondi) a cui fa seguito un'ulteriore e accurata rimozione del cemento in eccesso. La fotopolimerizzazione finale prevede l'irradiazione di ciascuna superficie del restauro per 120 secondi.

Dopo la completa polimerizzazione verranno scrupolosamente esaminati i margini del restauro per provvedere alla rimozione, con la lama di un bisturi, di eventuali eccessi di adesivo e/o di composito.

Una volta rimossa la diga di gomma verrà eseguita un'ulteriore valutazione dei contatti occlusali già testati durante la prova iniziale, per cui in genere la necessità di ulteriori

ritocchi è molto limitata, così come lo è l'ulteriore rifinitura e lucidatura del restauro che è già stata fatta in laboratorio.

Parte II: sezione sperimentale

7 Introduzione

Nella prima parte di questa tesi sono state descritte le caratteristiche e i vantaggi dell'odontoiatria adesiva, mettendoli a confronto con le tradizionali metodiche di cementazione. Si è detto che l'adesione consente di salvaguardare quanto più tessuto duro dentale sano possibile nonché di migliorare il comportamento biomeccanico dell'unità dente-restauro; sono state evidenziate altresì l'utilità e l'indicazione della metodica sopra menzionata per il trattamento di denti erosi e/o abrasivi, introducendo il discorso dei restauri indiretti minimamente invasivi (MIIR), generalmente realizzati in ceramica al disilicato di litio.

Nonostante i numerosi studi clinici che trattano di MIIR (siano essi faccette vestibolari o occlusali/tabletops), sembrano esserci ancora delle controversie riguardo lo spessore effettivo che dovrebbero avere questi restauri adesivi indiretti. [76-78]

La raccomandazione delle case produttrici di vetroceramiche rinforzate con disilicato di litio è quella di utilizzare, a livello occlusale, uno spessore di materiale di almeno 1,5 mm per le corone complete monolitiche cementate in maniera convenzionale e uno spessore di 1,0 mm per corone complete minimamente invasive e per restauri posteriori parziali/tabletops. In quest'ultimo caso deve essere garantita un'efficace cementazione adesiva, poiché i produttori non consigliano l'utilizzo di cementi convenzionali (come ad esempio vetroionomerici o vetroionomerici modificati con resina, RMGI) per la cementazione dei restauri ultrasottili.

Tuttavia nella pratica clinica si utilizzano molto spesso spessori di disilicato pari a 0,4-0,5 mm in corrispondenza dei solchi e delle fosse occlusali e pari a 1,0 mm in corrispondenza della sommità delle cuspidi, il tutto per ridurre l'invasività dell'intervento a livello dentale. [61, 79, 80]

Partendo dalla premessa che la cementazione adesiva ai tessuti duri dentali possa influenzare positivamente la resistenza del disilicato di litio [81, 82], sarebbe interessante indagare fino a che punto sia possibile ridurre lo spessore di questo materiale da restauro senza alterarne le proprietà meccaniche, in particolare mettendole a confronto con le proprietà di uno strato di disilicato di spessore maggiore, cementato in maniera convenzionale.

Lo scopo del presente studio in vitro è stato quello di valutare, tramite Three Point Bending Test, il carico a rottura (N) e la flexural strength (MPa) di campioni di disilicato di litio di diversi spessori (1.5 mm, 1.3 mm, 1.0 mm, 0.8 mm, 0.6 mm) cementati adesivamente su slices dentina bovina; i risultati così ottenuti sono stati confrontati con i valori ottenuti testando analogamente uno strato di disilicato di litio di 1.5 mm, cementato con RMGI a dentina bovina.

L'ipotesi nulla da testare era che, mantenendo costante lo spessore della dentina, lo spessore del disilicato di litio e la tipologia di cementazione non potessero influenzare in maniera significativa i valori medi di carico a rottura e di flexural strength.

Le indagini statistiche hanno riguardato anche:

- la possibile dipendenza della flexural strength dei campioni testati dal rapporto tra lo spessore di dentina e lo spessore di disilicato di litio;
- lo studio della correlazione tra flexural strength e strategia di cementazione (adesiva Vs convenzionale).

8 Materiali e metodi

Per realizzare i campioni di dentina sono stati utilizzati incisivi di bovino adulto (figura 10), preventivamente ripuliti da qualsiasi residuo di tessuto molle per mezzo di scaler ultrasonico e conservati in una soluzione di Cloramina allo 0,5 % a 4-7°C fino all'inizio delle procedure sperimentali.



Figura 10: incisivo di bovino adulto

Successivamente ciascun dente è stato inglobato in resina acrilica auto-polimerizzante, così da ottenere una struttura di forma prismatica a base rettangolare che potesse essere più facilmente incollata ad un vetrino. Il vetrino così ottenuto è stato poi fissato sul braccio di una troncatrice metallografica manuale a bassa velocità (Micromet M; Remet S.p.A.). In questo modo i denti bovini, sotto un getto d'acqua di raffreddamento, sono stati sezionati lungo il loro asse maggiore, in maniera tale da ottenere sezioni di dentina (che non includessero lo spazio endodontico) spesse $2,0 \pm 0,1$ mm e lunghe almeno 15 mm (figura 11). Lo spessore dei campioni di dentina è stato verificato con un calibro digitale (series 500 Caliper; Mitutoyo America Corp, Aurora, IL) con un'accuratezza di 0,01 mm.

Con la metodica appena descritta sono state realizzate in totale 96 sezioni di dentina bovina.

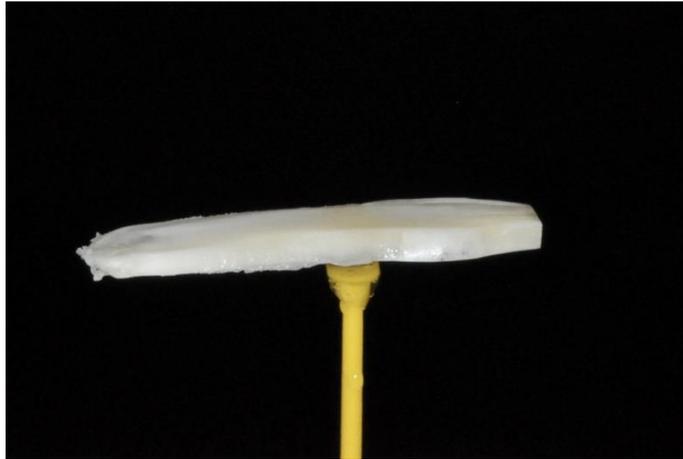


Figura 11: sezione di dentina bovina spessa 2mm

I campioni di disilicato di litio sono stati invece ottenuti tagliando, con le stesse metodiche descritte per la dentina, blocchetti di disilicato di litio per la lavorazione CAD/CAM (IPS e.max CAD - C16; Ivoclar Vivadent, figura 12).



Figura 12: blocchetti di disilicato di litio per la lavorazione CAD/CAM

In particolare sono state realizzate:

- 32 sezioni di disilicato di litio di 1,5 mm di spessore
- 16 sezioni di disilicato di litio di 1,3 mm di spessore
- 16 sezioni di disilicato di litio di 1,0 mm di spessore
- 16 sezioni di disilicato di litio di 0,8 mm di spessore
- 16 sezioni di disilicato di litio di 0,6 mm di spessore

Queste 96 sezioni di disilicato di litio sono state lucidate con carta abrasiva (carburo di silicio grana 400) sotto getto d'acqua corrente ed hanno poi subito un processo di cristallizzazione in un forno Programat EP 5000 Ivoclar Vivadent, impostando il programma di cristallizzazione/glasatura, secondo le indicazioni del produttore (figura 13).

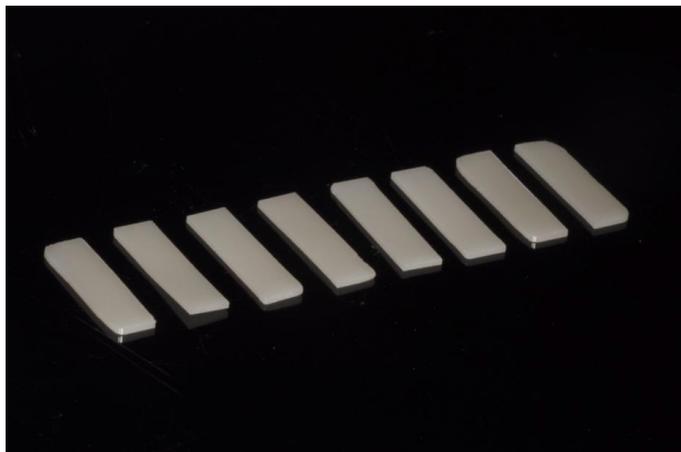


Figura 13: sezioni di disilicato a cristallizzazione ultimata

I campioni di disilicato sono stati divisi, sulla base del loro spessore, in 6 gruppi da 16, e ad ogni gruppo sono state assegnate in maniera del tutto casuale 16 sezioni di dentina bovina.

Sono stati così definiti, ai fini dello studio, 5 gruppi sperimentali ed un gruppo controllo:

- 1) Gruppo 1, disilicato di litio (spessore 1,5 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm) cementato adesivamente a dentina bovina (spessore 2,0 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm);
- 2) Gruppo 2, disilicato di litio (spessore 1,3 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm) cementato adesivamente a dentina bovina (spessore 2,0 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm);
- 3) Gruppo 3, disilicato di litio (spessore 1,0 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm) cementato adesivamente a dentina bovina (spessore 2,0 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm);
- 4) Gruppo 4, disilicato di litio (spessore 0,8 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm) cementato adesivamente a dentina bovina (spessore 2,0 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm);

- 5) Gruppo 5, disilicato di litio (spessore 0,6 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm) cementato adesivamente a dentina bovina (spessore 2,0 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm);
- 6) Gruppo controllo, disilicato di litio (spessore 1,5 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm) cementato con cemento vetroionomerico rinforzato con resina (RMGI) a dentina bovina (spessore 2,0 mm; larghezza 1,0 mm; lunghezza 15 mm).

Gruppo 1 (disilicato 1,5 mm cementato adesivamente)

Ognuna delle 16 sezioni di dentina selezionate per questo gruppo è stata levigata per 30 secondi su di un disco abrasivo (carburo di silicio grana 180) sotto acqua corrente, per simulare la formazione dello smear layer; mordenzata con un gel di acido ortofosforico al 35% (EnaEtch; Micerium S.p.A.) per 15 secondi e successivamente risciacquata con un getto d'acqua per altri 15 secondi. Con un delicato getto d'aria si è poi provveduto all'asciugatura della dentina, senza essicarla eccessivamente.

E' stata poi applicata sulla dentina una generosa quantità di adesivo di quinta generazione, strofinato con un microbrush per 20 secondi (figura 14) e asciugato delicatamente con un getto d'aria per farne evaporare le componenti volatili.

Poi si è evitato di toccare il campione per almeno 15 secondi.



Figura 14: applicazione dell'adesivo su sezione di dentina bovina

A questo punto sono state selezionate in maniera del tutto casuale 16 delle 32 sezioni di disilicato dallo spessore di 1,5 mm. La superficie di tali sezioni destinata all'adesione è stata mordenzata per 20 secondi con acido fluoridrico al 5% (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent, figura 15) e risciacquata con un getto d'acqua per 60 secondi. Le 16 sezioni di disilicato sono state poi sottoposte a lavaggio in vasca ad ultrasuoni con acqua distillata per 5 minuti.

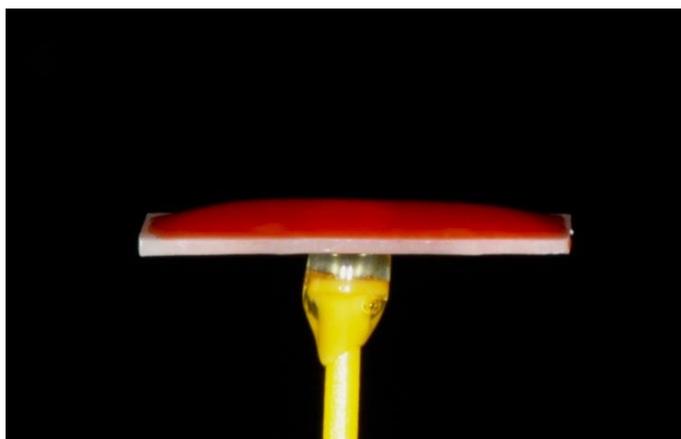


Figura 15: mordenzatura di una sezione di disilicato

Dopo l'asciugatura sulla superficie aderente del disilicato è stato applicato un agente accoppiante a base di silano (Monobond Plus; Ivoclar Vivadent), lasciato agire in maniera indisturbata per 60 secondi e fatto poi evaporare con cura tramite un delicato getto d'aria. Infine è stato applicato lo stesso adesivo utilizzato sulla dentina (EnaBond light curing, figura 16).



Figura 16: applicazione dell'adesivo su sezione di disilicato

Nel frattempo del composito fotopolimerizzabile (Enamel Plus HRi; Micerium S.p.A.) è stato riscaldato fino a 39°C per poter essere utilizzato come cemento, applicandone uno strato uniforme sulla dentina trattata adesivamente.

Per riprodurre le condizioni cliniche della cementazione dei restauri indiretti, la sezione di disilicato di litio è stata pressata sullo strato di cemento composito con un carico assiale di 5 N applicato per 15 secondi (figura 17), prima di rimuovere gli eccessi di composito con uno specchio.

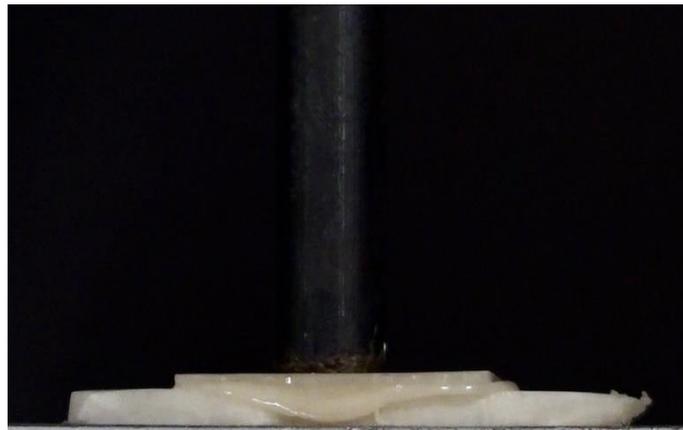


Figura 17

Mantenendo costante la pressione di 5 N sono stati eseguiti, da una direzione laterale, cicli consecutivi di polimerizzazione da 40 secondi lungo tutto il perimetro dell'interfaccia dentina-disilicato (lampada Celalux 3; Voco GmbH; output: 1300 mW/cm², figura 18).

Dopo aver rimosso il carico assiale di 5 N sono stati eseguiti ulteriori cicli di polimerizzazione da 40 secondi lungo tutta la superficie superiore ed inferiore del complesso dentina-disilicato.

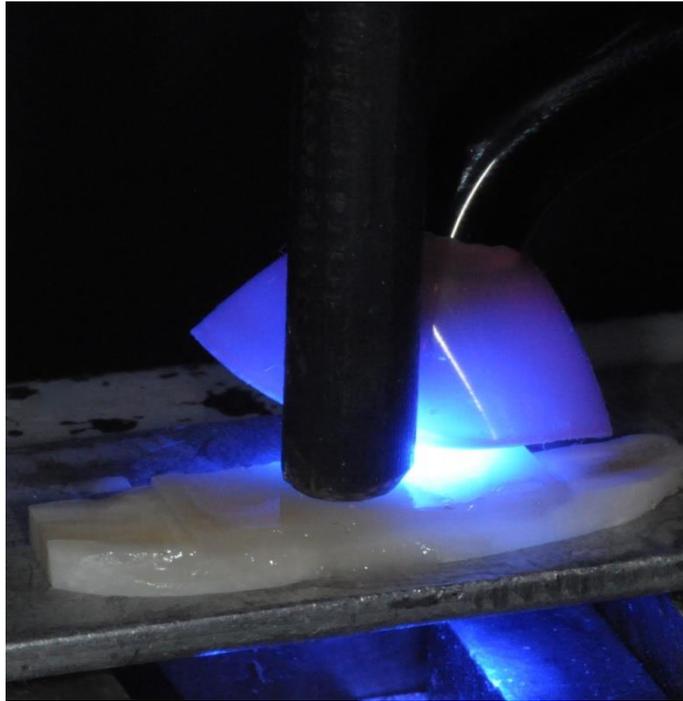


Figura 18

I campioni così formati sono stati poi inglobati in resina acrilica auto-polimerizzante, fissati su di un vetrino e tagliati con una troncatrice metallografica manuale (figure 19 e 20). Il taglio è stato eseguito perpendicolarmente all'interfaccia di adesione dentina-disilicato in maniera da ottenere degli stick a doppio strato larghi 1 mm, spessi 3,5 mm (2 mm dentina + 1,5 mm disilicato) e lunghi 15 mm.



Figura 19



Figura 20



Figura 20: verifica della giusta larghezza del campione

Il rapporto tra lo spessore della dentina e quello del disilicato dei 16 campioni così realizzati era pari a 1,3.

Gruppo 2 (disilicato 1,3 mm cementato adesivamente)

Per questo gruppo sono stati preparati altri 16 stick eseguendo esattamente le stesse procedure descritte per il gruppo precedente. L'unica differenza è che in questo caso sono state utilizzate sezioni di disilicato spesse 1,3 mm.

Il rapporto tra lo spessore della dentina e quello del disilicato era in questo caso pari a 1,5.

Gruppo 3 (disilicato 1,0 mm cementato adesivamente)

I campioni sono stati realizzati come sopra descritto ma con sezioni di disilicato spesse 1,0 mm.

Il rapporto tra lo spessore della dentina e quello del disilicato era pari a 2.

Gruppo 4 (disilicato 0,8 mm cementato adesivamente)

I campioni sono stati realizzati come sopra descritto ma con sezioni di disilicato spesse 0,8 mm.

Il rapporto tra lo spessore della dentina e quello del disilicato era pari a 2,5 mm.

Gruppo 5 (disilicato 0,6 mm cementato adesivamente)

I campioni sono stati realizzati come sopra descritto ma con sezioni di disilicato spesse 0,6 mm.

Il rapporto tra lo spessore della dentina e quello del disilicato era pari a 3,3 mm.

Gruppo controllo (cementazione con RMGI)

Le 16 sezioni di disilicato rimanenti spesse 1,5 mm sono state cementate alla dentina utilizzando un cemento vetroionomerico modificato con resina (RMGI).

In questo caso il disilicato ha semplicemente subito un lavaggio in vasca a ultrasuoni con acqua distillata per 5 minuti per poi essere asciugato con un getto d'aria.

16 sezioni di dentina sono state levigate, sotto acqua corrente, su di un disco abrasivo (carburo di silicio grana 180) per 30 secondi, sciacquate con un getto aria-acqua per 15 secondi, infine asciugate.

Un cemento RMGI di seconda generazione (FujiCEM 2; GC Corporation) è stato applicato direttamente sulla superficie dentinale tramite il sistema di erogazione automiscelante fornito dal produttore.

Le sezioni di disilicato sono state posizionate e spinte contro lo strato di cemento con un carico costante di 5 N per 5 minuti, prima di rimuovere qualsiasi eccesso.

Gli assemblaggi così formati sono stati tagliati, come descritto nei gruppi precedenti, per ottenere un totale di 16 stick a doppio strato cementati convenzionalmente delle seguenti

dimensioni: larghezza 1,0 mm; spessore 3,5 mm (2 mm dentina + 1,5 mm disilicato); lunghezza 15 mm.

Anche in questo caso, come per il gruppo 1, il rapporto tra lo spessore della dentina e quello del disilicato era pari a 1,3.

Three Point Bending Test

Tutti gli stick così preparati sono stati poi sottoposti a Three Point Bending Test utilizzando una macchina di prova universale dotata di una cella di carico da 500 N (LR30K; Lloyd Instruments). I campioni sono stati posizionati sull'apposito supporto, avente una campata di 14 mm, con la superficie dentinale rivolta verso il basso. L'incudine di taratura del macchinario è stata spostata verso la superficie libera in disilicato degli stick ad una velocità di 0,5 mm/min. Il carico è stato applicato sul disilicato, simulando in questo modo le condizioni tipiche in cui si trovano clinicamente i restauri tabletops ultrasottili, cioè sottoposti a carichi occlusali.

La curva di carico-deformazione è stata registrata da un software (Nexygen-Ondio Version 4.0, Lloyd Instruments) fino ad osservare la frattura della dentina o del disilicato o di entrambi. In questo modo è stato registrato il carico di frattura (N) e di conseguenza, con la seguente formula, è stata calcolata la flexural strength (MPa):

$$\delta = \frac{3FL}{2bd^2}$$

dove F sta per carico a rottura (N), L sta per lunghezza (mm) della campata del supporto del macchinario e *b* e *d* sono rispettivamente la larghezza (mm) e lo spessore (mm) del campione testato.

In ciascun gruppo sperimentale sono state calcolate medie e deviazioni standard per il carico a rottura (N) e per la flexural strength (MPa).

Dopo aver appurato che non c'era una distribuzione normale dei dati raccolti (Kolmogorov-Smirnov test) è stata valutata la presenza di differenze statisticamente significative tra i gruppi, ricorrendo al test one-way ANOVA on ranks e al metodo di Dunn per confronti multipli. Valori di $p < 0,05$ sono stati considerati statisticamente significativi in ogni test.

La rilevanza della correlazione tra il tipo di cementazione (variabile qualitativa) e la resistenza alla flessione (variabile quantitativa) è stata valutata tramite il calcolo di eta-

quadro ($\eta^2 = \text{varianza spiegata}/\text{varianza marginale}$). Esso rappresenta l'indice più opportuno per lo studio della relazione tra una variabile qualitativa ed una quantitativa, dove la variabile quantitativa dipende da quella qualitativa.

Inoltre, la possibile correlazione tra la resistenza alla flessione dei campioni cementati adesivamente e il rapporto spessore dentina/disilicato è stata studiata attraverso il metodo del coefficiente di correlazione per ranghi di Spearman.

Analisi frattografica

Dopo il Three Point Bending Test tutti i frammenti dei campioni analizzati sono stati osservati al microscopio ottico (MDG17; Wild Heerbrugg) con ingrandimento di 25X (o maggiore) al fine di valutarne le modalità di frattura/cedimento.

Le modalità di frattura sono state classificate in sei diverse tipologie (figura 21), descritte come segue:

- tipo 1: frattura simultanea della dentina e del disilicato senza decementazione all'interfaccia dentina-disilicato;
- tipo 2: frattura simultanea della dentina e del disilicato con parziale decementazione all'interfaccia dentina-disilicato, verificatasi solo da un lato del campione fratturato;
- tipo 3: frattura simultanea della dentina e del disilicato, con completa decementazione all'interfaccia dentina-disilicato, verificatasi su entrambi i lati del campione fratturato;
- tipo 4: frattura limitata al disilicato, senza decementazione all'interfaccia dentina-disilicato;
- tipo 5: frattura limitata al disilicato con parziale decementazione all'interfaccia dentina-disilicato, verificatasi solo da un lato del campione fratturato;
- tipo 6: frattura limitata al disilicato con completa decementazione all'interfaccia dentina-disilicato, che si verifica su entrambi i lati del campione fratturato.

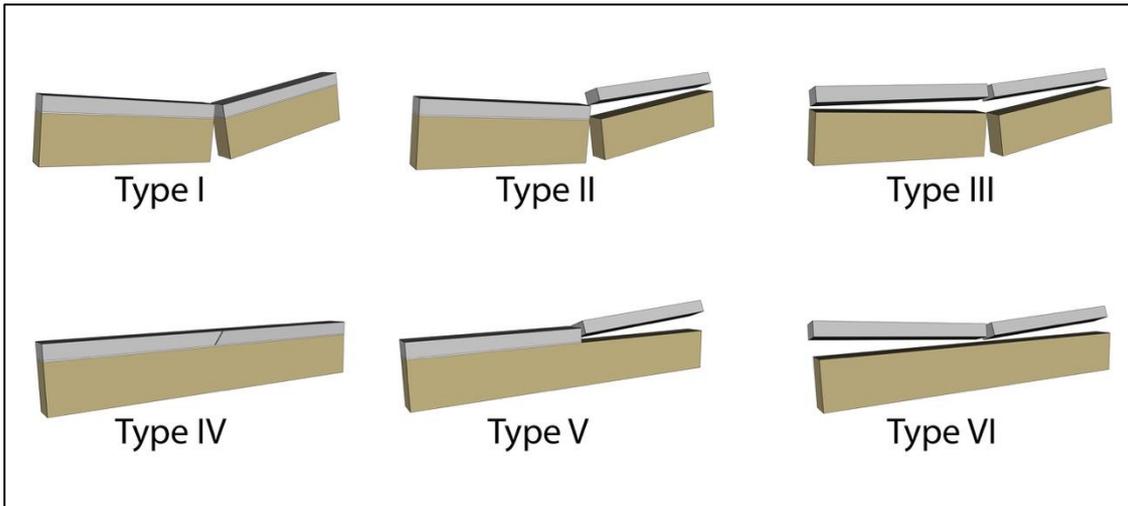


Figura 21

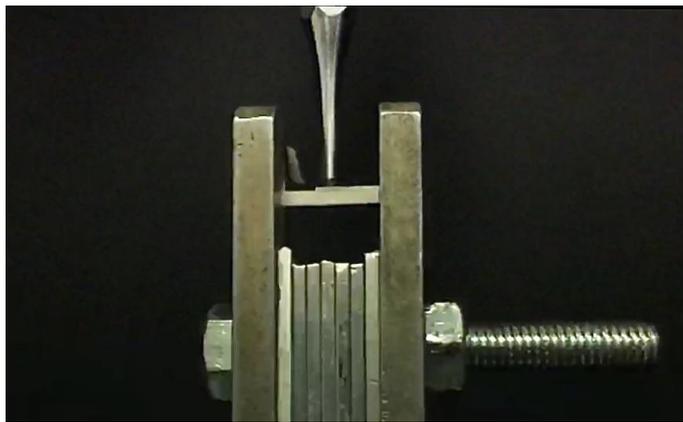


Figura 22: particolare della modalità di frattura di uno dei campioni testati

9 Risultati

Le medie e le deviazioni standard di carico a rottura (N) e resistenza alla flessione (MPa) raccolte nei gruppi sperimentali sono riassunte qui di seguito (**TABELLA 1**, le stesse lettere in sovraimpressione stanno ad indicare l'assenza di differenze statisticamente significative, $p > 0.05$):

Tabella 1

<i>Group</i>	<i>Fracture Load (N)</i>	<i>Flexural Strength (MPa)</i>
Bond-1.5	54.03 ^a (17.84)	92.63 ^a (30.59)
Bond-1.3	51.63 ^{a,b} (19.59)	99.56 ^a (37.77)
Bond-1.0	39.42 ^{a,b} (21.30)	91.97 ^{a,b} (49.69)
Bond-0.8	33.85 ^b (17.35)	90.66 ^{a,b} (46.48)
Bond-0.6	28.97 ^b (10.11)	90.01 ^{a,b} (31.41)
RMGI-1.5	35.26 ^b (15.85)	60.44 ^b (27.17)

Sulla base del test one-way ANOVA on ranks sono state rilevate differenze statisticamente significative tra i sei gruppi sperimentali rispetto alle variabili prese in esame.

Il valore medio più basso per il carico a rottura è stato registrato nel gruppo 5 (28,97 N), senza differenze statisticamente significative rispetto al gruppo controllo (35,26 N). Carichi di frattura leggermente maggiori sono stati osservati nel gruppo 4 (33,85 N), nel gruppo 3 (39,42 N) e nel gruppo 2 (51.63 N) ma anche in questi casi senza differenze statisticamente significative rispetto al gruppo controllo.

Il valore medio più elevato per il carico a rottura è stato registrato nel gruppo 1 (54,03 N), risultando significativamente più resistente alla frattura rispetto ai campioni dei gruppi 4 e 5 e del gruppo controllo.

Per quanto riguarda invece la resistenza alla flessione, tutti i gruppi trattati con cementazione adesiva hanno mostrato valori medi più alti rispetto al gruppo controllo trattato con cementazione convenzionale (non adesiva), anche se le differenze sono risultate statisticamente significative solo per i gruppi 1 e 2.

I risultati della flexural strength sono stati riassunti graficamente in un boxplot (figura 23), in cui sono stati riuniti insieme i dati di tutti i gruppi e il tipo di agente legante (RMGI Vs cemento adesivo) è stato posizionato sull'asse della categoria.

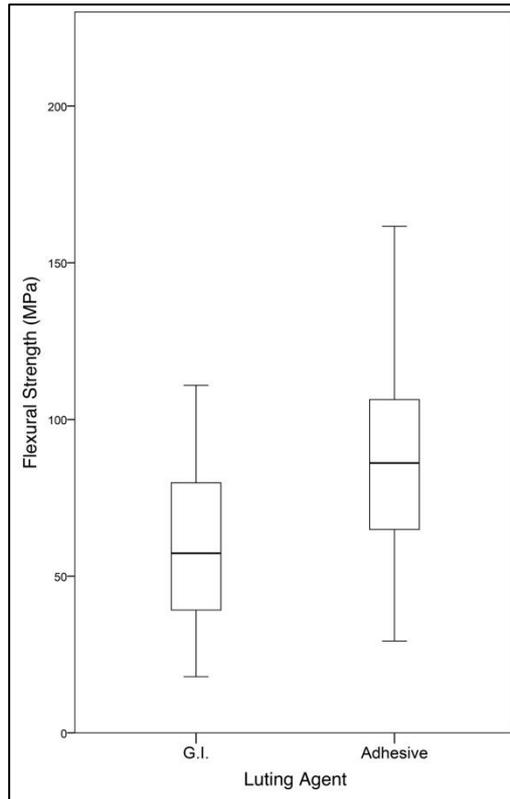


Figura 23

Il valore di η^2 , calcolato per stimare la forza di associazione tra la flexural strength e il tipo di agente legante, era 0,097: secondo la regola empirica di Cohen (0,01 = piccolo, 0,06 = medio, 0,13 = grande), un tale valore di η^2 può rappresentare una correlazione di effetto medio / grande. [83, 84]

D'altra parte, stando all'analisi di Spearman, il coefficiente di correlazione osservato è piuttosto basso (-0,103), indicando solo una correlazione negativa molto debole tra il rapporto spessore dentina/disilicato e la flexural strength degli stick realizzati con tecniche adesive. I dati sulla flexural strength, limitati a quelli provenienti dai campioni adesivi, sono stati rappresentati in un secondo diagramma boxplot (figura 24), disponendoli sulla base dei rapporti di spessore dentina/disilicato di ciascun gruppo sperimentale.

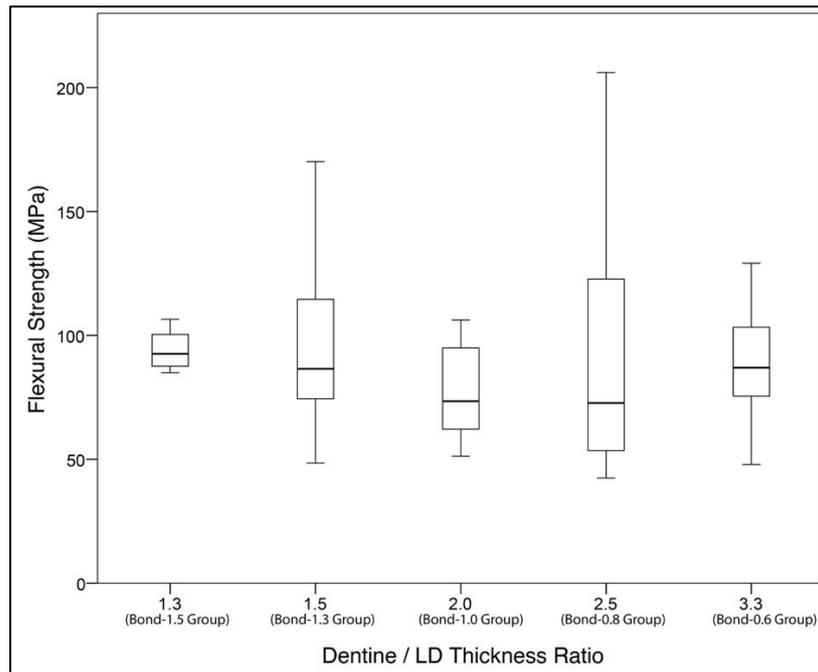


Figura 24

La modalità di frattura osservata con maggior frequenza tra i campioni cementati in maniera convenzionale (gruppo controllo) è stata quella di tipo 6 (frattura limitata al disilicato con completa decementazione all'interfaccia dentina-disilicato che si verifica su entrambi i lati del campione fratturato).

I campioni realizzati con cementazione adesiva (gruppi 1, 2, 3, 4, 5) in generale hanno mostrato frattura di entrambi i substrati (dentina e disilicato) senza alcun segno di decementazione all'interfaccia dentina-disilicato (frattura di tipo 1).

Nessuno dei campioni testati ha mostrato segni di frattura che coinvolgessero esclusivamente il substrato dentinale lasciando intatto il disilicato.

Tabella 2: modalità di cedimento dei campioni osservate nei diversi gruppi sperimentali a seguito del Three Point Bending Test.

Failure mode	Group					
	Bond-1.5	Bond-1.3	Bond-1.0	Bond-0.8	Bond-0.6	RMGI-1.5
Type 1	15	14	13	12	11	-
Type 2	-	1	1	2	1	-
Type 3	-	-	-	-	-	2
Type 4	1	1	2	2	4	-
Type 5	-	-	-	-	-	1
Type 6	-	-	-	-	-	13

Discussione

L'ipotesi nulla testata in questo studio è stata respinta. Sono state registrate differenze statisticamente significative, in termini di carico a rottura, mettendo a confronto campioni di disilicato di diverso spessore cementati adesivamente con i campioni del gruppo controllo cementati in maniera convenzionale.

In particolare i campioni del gruppo 1 e quelli del gruppo controllo, nonostante il loro spessore complessivo fosse identico (2 mm dentina + 1,5 mm disilicato), hanno mostrato un comportamento molto diverso quando sottoposti a stress flessori.

I campioni cementati adesivamente si sono infatti mostrati in grado di sopportare un carico massimo pari al 153% rispetto a quello registrato per i campioni cementati in maniera convenzionale.

Questi due gruppi hanno mostrato differenze notevoli anche per quanto riguarda la modalità di cedimento.

Nessuno dei campioni cementati adesivamente del gruppo 1 ha mostrato segni di decementazione all'interfaccia dentina-disilicato e, la maggior parte di essi (15 campioni su 16) ha mostrato una frattura di tipo 1 (frattura simultanea della dentina e del disilicato). Questo fatto suggerisce che, attraverso l'interfaccia adesiva, le sollecitazioni siano state distribuite uniformemente tra i due diversi substrati e, di conseguenza, l'intero sistema si sia comportato quanto più possibile come una singola unità.

Al contrario, la concomitante frattura sia della dentina che del disilicato si è verificata solo in 2 dei 16 campioni del gruppo controllo, mentre nei restanti 14 campioni la frattura non ha coinvolto lo strato di dentina.

A causa dello scarso legame tra cemento vetroionomerico modificato con resina e disilicato (confermato dal fatto che tutti i campioni nel gruppo controllo hanno mostrato un debonding parziale/completo all'interfaccia dentina-disilicato), quest'ultimo ha ricevuto maggiori sollecitazioni di trazione nella sua parte inferiore, che ne hanno determinato la rottura.

Gli stessi carichi di flessione che hanno causato la rottura del disilicato, a livello della dentina hanno determinato solo una deformazione elastica.

I risultati del presente studio confermano che il ricorso alla cementazione adesiva, oltre ad ottimizzare l'estetica ed aumentare la ritenzione, è anche in grado di migliorare la

resistenza alla frattura della ceramica, in particolare per quanto riguarda la flexural strength. [81, 85-87]

In uno studio Ma et al. hanno dimostrato che, quando cementato adesivamente ai tessuti dentali, il disilicato di litio aumenta notevolmente le proprie capacità di resistenza al carico. Il loro disegno sperimentale prendeva in esame onlays occlusali in ceramica di vari spessori cementati adesivamente a smalto e/o dentina e sottoposti a carichi occlusali crescenti, fino a registrare una tensione all' interfaccia adesiva tale da determinare la frattura del restauro.

La capacità (studiata da Ma et al.) della cementazione adesiva di rinforzare il restauro, è stata osservata per restauri ceramici di spessore compreso tra 0,2 mm e 2,0 mm ed è risultata particolarmente evidente per spessori da 0,6 mm a 1,4 mm.

Questi ultimi sono gli spessori più indicati per la realizzazione di restauri tabletops e corrispondono al range di spessore di disilicato testato nel presente studio in vitro. Gli stessi autori hanno anche mostrato come la capacità di tollerare il carico del disilicato venga ulteriormente migliorata in seguito all' adesione su smalto sostenuto da dentina (rispetto al disilicato adesivo esclusivamente a dentina), probabilmente a causa della somiglianza tra il modulo elastico dello smalto e quello del disilicato.[24]

Sulla base dei risultati sopra esposti si può dunque ipotizzare che anche i valori di questo studio sarebbero stati più alti se fosse stato incluso lo smalto nella preparazione dei campioni.

Dopo aver appurato che il disilicato di 1,5 mm di spessore cementato adesivamente presenta una capacità di carico decisamente elevata, nel presente studio sono state fatte aderire alla dentina e poi sottoposte a prove di flessione sezioni di disilicato più sottili (da 1,3 a 0,6 mm). Questo è stato fatto con l'obiettivo di stabilire fino a quanto lo spessore del disilicato adesivo alla dentina potesse essere ridotto, prima di registrare una riduzione statisticamente significativa del carico a rottura rispetto ai campioni disilicato spessi 1,5 mm e cementati in maniera convenzionale (usati come controlli negativi).

Sebbene sia stato possibile osservare una prevedibile diminuzione della resistenza, in qualche modo correlata alla riduzione dimensionale, anche la sezione più sottile di disilicato testata (0,6 mm) ha dimostrato di riuscire a garantire un carico a rottura statisticamente simile ed una flexural strength leggermente superiore (anche se non

significativamente) rispetto ai campioni cementati con RMGI del gruppo di controllo, il cui strato di disilicato era spesso almeno il doppio.

Questi risultati supportano parzialmente quelli precedentemente ottenuti da Magne et al., i quali avevano concluso che le faccette occlusali in disilicato di 0,6 mm di spessore cementate adesivamente alla dentina rappresentano una soluzione restaurativa fattibile [88]; sembrerebbe che gli stress occlusali si distribuiscano adeguatamente sui restauri tabletops ultrasottili in disilicato cementati adesivamente, con un margine di sicurezza accettabile e oltrepassando difficilmente il limite di resistenza del materiale. [88]

Analogamente, sulla base dei risultati da noi ottenuti, uno strato occlusale di disilicato di 0,6 mm cementato adesivamente può essere potenzialmente considerato sicuro, anche se il 40% più sottile rispetto alle raccomandazioni del produttore (1,0 mm): questo perché, una volta legato adesivamente al substrato dentale, è in grado di sopportare lo stesso carico di flessione di una controparte dello spessore di 1,5 mm cementata in maniera convenzionale.

Sasse et al. hanno sottoposto faccette occlusali ultrasottili (da 0,3 a 0,7 mm a livello di solchi e fosse e da 0,6 a 1,0 mm a livello delle cuspidi) a 600.000 cicli meccanici e termici in un simulatore di masticazione a doppio asse ed hanno osservato che solo i campioni più spessi (0,7 mm a livello di solchi e fosse e 1,0 mm a livello cuspidale) non avevano riportato danni al termine dei suddetti cicli. [89]

In una prova di carico statico, Andrade et al. hanno scoperto che le faccette occlusali con spessori di 0,6 mm e 1,5 mm potrebbero mostrare una resistenza alla frattura simile a quella dei denti sani. [90]

Tutti gli studi in vitro sopramenzionati hanno certamente fornito importanti contributi alle conoscenze attuali in materia, ma non si deve trascurare il fatto che i loro risultati erano fortemente influenzati dalla specifica preparazione dentale e dal design del restauro [91, 92], che sono parametri difficilmente standardizzabili e quindi non possono mai essere gli stessi nei diversi studi, per quanto si cerchi di riprodurre gli stessi spessori a livello di solchi e cuspidi.

Nel presente studio sono stati prodotti campioni prismatici standard a doppio strato (dentina-disilicato) il che migliora decisamente la ripetibilità e la riproducibilità dell'esperimento.

Dato che la resistenza alla frattura di un restauro dipende strettamente dalla sua resistenza alla flessione, per indagarla i campioni sono stati sottoposti a three point bending test.

In tutti i gruppi sperimentali realizzati con cementazione adesiva la resistenza alla flessione sembra migliorare costantemente rispetto al gruppo controllo con cementazione convenzionale, con valori medi di resistenza alla flessione compresi tra il 165% e il 150% di quelli osservati nel gruppo di controllo.

La quantità complessiva di disilicato presente nel sistema non ne influenza la resistenza alla flessione: quest'ultima è una proprietà intrinseca del materiale e di solito viene testata su campioni omogenei.

Nel presente studio sono invece stati testati stick ibridi di disilicato e dentina (e quindi intrinsecamente non omogenei) cementati con un cemento adesivo o con un cemento RMGI (gruppo di controllo) e i rapporti di spessore dentina/disilicato dei campioni variavano da 1,3 (nei gruppi 1 e controllo) a 1,5 (nel gruppo 2), 2,0 (nel gruppo 3), 2,5 (nel gruppo 4) e 3,3 (nel gruppo 5).

A fronte di quanto riscontrato si potrebbe argomentare che la resistenza alla flessione qui misurata non rappresenti una caratteristica esclusiva del disilicato o della dentina ma sia il risultato di un'influenza combinata delle proprietà della dentina, del cemento e del disilicato.

Considerando che i crack si propagano a partire dal substrato in disilicato è auspicabile utilizzare i dati raccolti per descrivere una specifica proprietà del disilicato di litio.

I risultati ottenuti per η^2 e per il coefficiente di correlazione di Spearman indicano chiaramente che la variabile che influenza maggiormente la resistenza alla flessione dell'intero sistema dentina-disilicato è la strategia di cementazione.

Allo stesso modo, per il disilicato cementato adesivamente, Ma et al. nel loro studio hanno trovato una debole dipendenza del carico di frattura dallo spessore del restauro, e una dipendenza ancor più debole si aveva quando il disilicato era cementato a smalto sostenuto da dentina, rispetto ai campioni cementati solo su dentina. [24]

Tutti gli stick prismatici testati hanno sopportato carichi di frattura più elevati e, per quanto riguarda le modalità di fallimento, hanno generalmente subito una frattura simultanea sia della dentina che del disilicato, spesso senza alcun debonding o con un debonding parziale all'interfaccia dentina-disilicato, verificatosi solo su un lato del campione fratturato.

Questo potrebbe confermare che quando le ceramiche sono cementate adesivamente ai tessuti duri dentali, l'intero sistema è in grado di comportarsi biomeccanicamente come una singola unità.

Nel gruppo controllo, invece, si è rilevato più frequentemente il debonding completo tra i substrati di dentina e di disilicato su entrambi i lati del campione e la frattura era per lo più limitata al substrato di disilicato. Questa conclusione può essere giustificata considerando il minimo legame tra disilicato ed RMGI.

10 Conclusioni

I risultati ottenuti confermano che, una volta adeso alla dentina, il disilicato vede migliorate le sue proprietà meccaniche.

Inoltre, in base alle modalità di frattura osservate, se il disilicato e la dentina sono legati adesivamente tra loro e sono sottoposti a uno stress critico di flessione, questi due substrati estremamente diversi sembrano comportarsi, dal punto di vista biomeccanico, come un'unica unità. Ciò può consentire di diminuire lo spessore del materiale fino a 0,6 mm, conservando comunque la stessa resistenza alla flessione del disilicato di litio di spessore 1,5 mm cementato convenzionalmente.

La strategia di cementazione può quindi migliorare le proprietà meccaniche della vetroceramica, rendendo il materiale da restauro e il tessuto dentale sottostante un'unica unità.

Ove possibile, l'uso di restauri ultrasottili adesivi realizzati con disilicato di litio deve essere visto come una soluzione clinica efficace, poiché può ridurre l'invasività del trattamento e può portare a risultati estetici eccellenti.

In conclusione va detto che qualsivoglia restauro dentale impone all'odontoiatra la necessità di valutare sempre l'estetica e la funzione, aspetti intimamente correlati e che, quando sono sottovalutati, compromettono nel medio e/o lungo termine la stabilità dell'organo masticatorio, la resistenza e il risultato estetico degli stessi restauri, nel settore anteriore così come in quello posteriore.

Bibliografia

1. Toffenetti, F., *La Conservativa - Manuale Atlante (II Edizione)*. 1985, Milano Istituto per la Comunicazione Audiovisiva (I. C. A.).
2. Breschi, L., et al., *I principi dell'adesione e le loro implicazioni cliniche*. Il dentista moderno 2012: p. 32-43.
3. Vanini, L. and C. D'Arcangelo, *Estetica Funzione Postura* 2018, Viterbo ACME.
4. Mjor, I.A. and O. Fejerskov, *Human oral embriology and histology*. 1986, Copenhagen: Munksgaard.
5. Spoto, G., *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*. 2013, Milano: Ariesdue srl.
6. Tranchida, F., et al., *Le tecniche e i materiali per la cementazione*. Il dentista moderno, 2014: p. 30-45.
7. Scolavino, S. and G. Paolone, *Restauri diretti nei settori posteriori*. 2019, Rho (MI): Quintessence Publishing Italia.
8. Van Meerbeek, B., et al., *State of the art of self-etch adhesives*. Dent Mater, 2011. **27**(1): p. 17-28.
9. Carrilho, M.R., et al., *In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine*. J Dent Res, 2007. **86**(6): p. 529-33.
10. Carrilho, M.R., et al., *Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro*. J Dent Res, 2007. **86**(1): p. 90-4.
11. Breschi, L., et al., *Influence of chlorhexidine concentration on the durability of etch-and-rinse dentin bonds: a 12-month in vitro study*. J Adhes Dent, 2009. **11**(3): p. 191-8.
12. Bayne, S.C., et al., *A characterization of first-generation flowable composites*. J Am Dent Assoc, 1998. **129**(5): p. 567-77.
13. Rosenblum, M.A. and A. Schulman, *A review of all-ceramic restorations*. J Am Dent Assoc, 1997. **128**(3): p. 297-307.
14. Kelly, J.R. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice*. Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 84-96.
15. Hoffman, E.J., *Porcelain fused to gold*. Certif Dent Tech, 1965. **1**(8): p. 3-7 passim.

16. Silva, L.H.D., et al., *Dental ceramics: a review of new materials and processing methods*. Braz Oral Res, 2017. **31**(suppl 1): p. e58.
17. Daniele, S. *Diverse tipologie di ceramica per il restauro parziale e adesivo "metal free" nei settori frontali. Indicazioni cliniche*. 2015; Available from: <http://www.odontoiatria33.it/protesi/9444/diverse-tipologie-di-ceramica-per-il-restauro-parziale-e-adesivo-metal-free-nei-settori-frontali-indicazioni-cliniche.html>.
18. Giordano, R. and E.A. McLaren, *Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods*. Compend Contin Educ Dent, 2010. **31**(9): p. 682-4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
19. Cheung, K.C. and B.W. Darvell, *Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity*. Dent Mater, 2002. **18**(2): p. 163-73.
20. Albakry, M., M. Guazzato, and M.V. Swain, *Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials*. J Dent, 2003. **31**(3): p. 181-8.
21. Guess, P.C., et al., *Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(5): p. 434-42.
22. Rosentritt, M., et al., *Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics*. Clin Oral Investig, 2012. **16**(3): p. 935-43.
23. Micarelli, C., et al. *Aggiornamento sulle ceramiche metal-free*. 2014; Available from: <http://www.cicweb.it/wp-content/uploads/2014/10/05-AIOP-Modulo-Form.pdf>.
24. Ma, L., P.C. Guess, and Y. Zhang, *Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses*. Dent Mater, 2013. **29**(7): p. 742-51.
25. Bindl, A., H. Luthy, and W.H. Mormann, *Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns*. Dent Mater, 2006. **22**(1): p. 29-36.
26. Liu, B., et al., *The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns*. J Prosthodont, 2011. **20**(1): p. 35-44.

27. Gehrt, M., et al., *Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(1): p. 275-84.
28. Bartlett, D.W., *The role of erosion in tooth wear: aetiology, prevention and management*. Int Dent J, 2005. **55**(4 Suppl 1): p. 277-84.
29. Addy, M., *Tooth brushing, tooth wear and dentine hypersensitivity--are they associated?* J Ir Dent Assoc, 2006. **51**(5): p. 226-31.
30. Grippo, J.O., M. Simring, and S. Schreiner, *Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions*. J Am Dent Assoc, 2004. **135**(8): p. 1109-18; quiz 1163-5.
31. Slavicek, R., *The Masticatory Organ*. 2002, Klosterneuburg, Austria: GAMMA Medizinisch-wissenschaftliche Fortbildungen.
32. Bardsley, P.F., *The evolution of tooth wear indices*. Clin Oral Investig, 2008. **12 Suppl 1**: p. S15-9.
33. Lussi, A. and T. Jaeggi, *Erosion--diagnosis and risk factors*. Clin Oral Investig, 2008. **12 Suppl 1**: p. S5-13.
34. Van't Spijker, A., et al., *Prevalence of tooth wear in adults*. Int J Prosthodont, 2009. **22**(1): p. 35-42.
35. Bartlett, D.W., L. Blunt, and B.G. Smith, *Measurement of tooth wear in patients with palatal erosion*. Br Dent J, 1997. **182**(5): p. 179-84.
36. Lavigne, G.J., et al., *Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians*. J Oral Rehabil, 2008. **35**(7): p. 476-94.
37. Vailati, F. and U.C. Belser, *Classification and treatment of the anterior maxillary dentition affected by dental erosion: the ACE classification*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2010. **30**(6): p. 559-71.
38. Dietschi, D. and A. Argente, *A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion. Part I: concepts and clinical rationale for early intervention using adhesive techniques*. Eur J Esthet Dent, 2011. **6**(1): p. 20-33.
39. Wazani, B.E., M.N. Dodd, and A. Milosevic, *The signs and symptoms of tooth wear in a referred group of patients*. Br Dent J, 2012. **213**(6): p. E10.
40. Azzopardi, A., et al., *The measurement and prevention of erosion and abrasion*. J Dent, 2001. **29**(6): p. 395-400.

41. Silva, N.R., et al., *Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns*. J Dent Res, 2012. **91**(3): p. 305-10.
42. Allegri, M.A., C. Marchini, and A. Comba, *The pillars of full-mouth rehabilitation: a minimally invasive, low-cost approach to prosthetic treatment*. Quintessence Dent Technol, 2020. **43**: p. 71-97.
43. Ammannato, R., F. Ferraris, and G. Marchesi, *The "index technique" in worn dentition: a new and conservative approach*. Int J Esthet Dent, 2015. **10**(1): p. 68-99.
44. Attin, T., et al., *Composite vertical bite reconstructions in eroded dentitions after 5.5 years: a case series*. J Oral Rehabil, 2012. **39**(1): p. 73-9.
45. Bartlett, D., *A personal perspective and update on erosive tooth wear - 10 years on: Part 1 - Diagnosis and prevention*. Br Dent J, 2016. **221**(3): p. 115-9.
46. Onodera, K.e.a., *Assessment of parafunctional pattern with Brux Checker*. J Craniomand Pract, 2006.
47. Onodera, K.e.a., *Classification of bruxism pattern with the Brux Checker*. J Craniomand Pract, 2006.
48. Bassetti, N., *La dimensione verticale in protesi e ortognatodonzia: integrazione tra funzione ed estetica*. 2016, Milano: Edra.
49. Abduo, J. and K. Lyons, *Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review*. Aust Dent J, 2012. **57**(1): p. 2-10.
50. Abduo, J., *Safety of increasing vertical dimension of occlusion: a systematic review*. Quintessence Int, 2012. **43**(5): p. 369-80.
51. Vanini, L. *Restauri in composito: Intervista con L. Vanini*. 2011; Available from: <http://www.studiovaniniodontoiatria.it/wp-content/uploads/2018/03/intervista2011.pdf>.
52. Shawkat, E.S., et al., *Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites*. Dent Mater, 2009. **25**(11): p. 1338-46.
53. Trujillo, M., S.M. Newman, and J.W. Stansbury, *Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization*. Dent Mater, 2004. **20**(8): p. 766-77.
54. Ferracane, J.L. and J.R. Condon, *Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography*. Dent Mater, 1992. **8**(5): p. 290-5.

55. Vanini, L., F. Mangani, and O. Klimovskaia, *Il restauro conservativo dei denti anteriori*. 2003, Viterbo: ACME.
56. McHarris, W., *Focus on Anterior Guidance*. J Gnathology, 1989(8): p. 3-13.
57. Vailati, F. and U.C. Belser, *Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1*. Eur J Esthet Dent, 2008. **3**(1): p. 30-44.
58. Scopin de Andrade, O., J. Romanini, and R. Hirata, *Ultimate ceramic veneers: a laboratory guided ultraconservative preparation concept for maximum enamel preservation*. Quintessence Dent Technol, 2012. **35**: p. 27-40.
59. Vailati, F., A. Bruguera, and U.C. Belser, *Minimally invasive treatment of initial dental erosion using pressed lithium disilicate glass-ceramic restorations: A case report*. Quintessence Dent Technol, 2012. **35**: p. 63-76.
60. Edelhoff, D. and J.A. Sorensen, *Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2002. **22**(3): p. 241-9.
61. Resende, T.H., et al., *Ultrathin CAD-CAM Ceramic Occlusal Veneers and Anterior Bilaminar Veneers for the Treatment of Moderate Dental Biocorrosion: A 1.5-Year Follow-Up*. Oper Dent, 2018. **43**(4): p. 337-346.
62. Trushkowsky, R.D. and J.O. Burgess, *Complex single-tooth restorations*. Dent Clin North Am, 2002. **46**(2): p. 341-65.
63. Heintze, S.D., et al., *Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro*. Dent Mater, 2008. **24**(4): p. 433-49.
64. Kramer, N., et al., *Antagonist enamel wears more than ceramic inlays*. J Dent Res, 2006. **85**(12): p. 1097-100.
65. Koc, D., A. Dogan, and B. Bek, *Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review*. Eur J Dent, 2010. **4**(2): p. 223-32.
66. D'Arcangelo, C., et al., *Protocol for a new concept of no-prep ultrathin ceramic veneers*. J Esthet Restor Dent, 2018. **30**(3): p. 173-179.
67. Magne, P., *Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations*. J Esthet Restor Dent, 2005. **17**(3): p. 144-54; discussion 155.
68. Magne, P., et al., *Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations*. J Prosthet Dent, 2005. **94**(6): p. 511-9.

69. van den Breemer, C.R.G., et al., *Randomized clinical trial on the survival of lithium disilicate posterior partial restorations bonded using immediate or delayed dentin sealing after 3 years of function.* J Dent, 2019. **85**: p. 1-10.
70. D'Arcangelo, C., et al., *Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth.* Clin Oral Investig, 2014. **18**(2): p. 615-24.
71. Fichera, G., et al., *Restauri estetico-adesivi indiretti nei settori anteriori Il dentista moderno*, 2007: p. 30-56.
72. Vinod Kumar, G., et al., *A study on provisional cements, cementation techniques, and their effects on bonding of porcelain laminate veneers.* J Indian Prosthodont Soc, 2014. **14**(1): p. 42-9.
73. Kramer, N., U. Lohbauer, and R. Frankenberger, *Adhesive luting of indirect restorations.* Am J Dent, 2000. **13**(Spec No): p. 60D-76D.
74. Soares, C.J., et al., *Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review.* J Esthet Restor Dent, 2005. **17**(4): p. 224-35.
75. D'Arcangelo, C., et al., *Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review.* Compend Contin Educ Dent, 2015. **36**(8): p. 570-7; quiz 578.
76. Frankenberger, R., et al., *Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years.* J Adhes Dent, 2008. **10**(5): p. 393-8.
77. Guess, P.C., et al., *Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations.* J Prosthet Dent, 2013. **110**(4): p. 264-73.
78. Malament, K.A. and S.S. Socransky, *Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age.* J Prosthet Dent, 1999. **81**(1): p. 23-32.
79. Koubi, S., et al., *A Simplified Approach for Restoration of Worn Dentition Using the Full Mock-up Concept: Clinical Case Reports.* Int J Periodontics Restorative Dent, 2018. **38**(2): p. 189-197.

80. Schlichting, L.H., et al., *Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(4): p. 474-482.
81. Pagniano, R.P., et al., *The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems*. J Prosthet Dent, 2005. **93**(5): p. 459-66.
82. Xiaoping, L., R. Dongfeng, and N. Silikas, *Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic*. Dent Mater, 2014. **30**(12): p. e330-6.
83. Cohen, J., *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 1988, New York: Routledge.
84. Lakens, D., *Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs*. Front Psychol, 2013. **4**: p. 863.
85. Addison, O., P.M. Marquis, and G.J. Fleming, *Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic*. J Dent Res, 2008. **87**(6): p. 542-7.
86. Jensen, M.E., J.J. Sheth, and D. Tolliver, *Etched-porcelain resin-bonded full-veneer crowns: in vitro fracture resistance*. Compendium, 1989. **10**(6): p. 336-8, 340-1, 344-7.
87. Tian, T., et al., *Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials*. Dent Mater, 2014. **30**(7): p. e147-62.
88. Magne, P., K. Stanley, and L.H. Schlichting, *Modeling of ultrathin occlusal veneers*. Dent Mater, 2012. **28**(7): p. 777-82.
89. Sasse, M., et al., *Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic*. Dent Mater, 2015. **31**(8): p. 907-15.
90. Andrade, J.P., et al., *Effect of Different Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Materials and Thicknesses on the Fracture Resistance of Occlusal Veneers*. Oper Dent, 2018. **43**(5): p. 539-548.
91. Ahlers, M.O., et al., *Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns*. Int J Comput Dent, 2009. **12**(4): p. 309-25.
92. Arnetzl, G.V. and G. Arnetzl, *Design of preparations for all-ceramic inlay materials*. Int J Comput Dent, 2006. **9**(4): p. 289-98.

Ringraziamenti

Ringrazio il professor D'Arcangelo per avermi permesso di elaborare la tesi nella sua disciplina di studio e per avermi dato l'opportunità di portare avanti un lavoro sperimentale che spero possa contribuire ad ampliare le conoscenze sul tema dei restauri indiretti minimamente invasivi.

Lo ringrazio altresì per le parole di apprezzamento che ha speso per il mio lavoro.

Il mio ringraziamento va anche al professor De Angelis che ha supportato ogni fase del lavoro sperimentale che ho condotto con i miei colleghi e che è stato esposto in questa tesi.

Ringrazio Marco, Luca, Roberta, Matteo, Luigi, Gianluca, Virginia, il professor Vadini e tutti gli altri membri del reparto di Conservativa, nel quale ho trascorso l'ultimo anno del mio percorso di studi.

Ringrazio tutti i miei colleghi e amici, in particolare Alessandra, Rachele, Lorenza, Fabiola, Flavia, Liliana, Giulia e Federica, con le quali ho condiviso momenti di gioia e di tensione nel corso di questi sei anni di università.

Ringrazio infine tutta la mia famiglia, in particolare papà e mamma per avermi trasmesso i loro valori e per avermi sempre supportata.

Questo è un traguardo molto importante ma so che la strada per diventare una brava dentista è ancora lunga... intanto ho fatto il primo passo; del resto, come mi avete insegnato, lo studio e la conoscenza non hanno mai carattere definitivo.

So che ho la fortuna di avere al mio fianco il miglior maestro che si possa desiderare, papà... spero di non farti spazientire troppo (e di riuscire a sopportarti...scherzo...o forse no) e spero che un giorno anch'io possa diventare brava quanto te, conservare sempre la tua stessa passione e dedizione per il lavoro e chissà... magari raggiungere traguardi importanti come hai fatto tu.

Spero che siate orgogliosi di me.

Con profondo affetto,

Alessia.