

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Usura dei tessuti dentali indotta
da ciclo masticatorio simulato *in vitro*:
risultati dei lavori in corso**

Rossella Bedini (a), Pietro Ioppolo (a), Raffaella Pecci (a),
Salvatore Persico (a), Gianluca Notarangelo (a), Francesca Zuppante (a),
Fabio Di Carlo (b), Manlio Quaranta (b)

(a) Dipartimento Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma
(b) Facoltà di Medicina e Chirurgia, "Sapienza" Università di Roma

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

08/14

Istituto Superiore di Sanità

Usura dei tessuti dentali indotta da ciclo masticatorio simulato *in vitro*: risultati dei lavori in corso.

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Raffaella Pecci, Salvatore Persico, Gianluca Notarangelo, Francesca Zuppante, Fabio Di Carlo, Manlio Quaranta
2008, 24 p. Rapporti ISTISAN 08/14

L'obiettivo di questo lavoro è stato quello di proseguire ed ampliare lo studio iniziato nel Rapporto ISTISAN 06/2, aumentando il numero di campioni esaminati ed i materiali utilizzati insieme ad una migliore metodica di visualizzazione delle superfici usurate tramite il software della strumentazione tomografica utilizzata. Il manufatto protesico, nel cavo orale, è costantemente sollecitato da fattori biomeccanici non solo durante la masticazione, ma anche a riposo ed è in questo momento che può manifestarsi la patologia parafunzionale. Obiettivo di questo studio è stato quello di proseguire la sperimentazione sull'usura dentale confrontando tre tipi di materiali compositi policeramici. Con questi materiali si sono realizzati dei campioni di elementi dentari, molari, messi in occlusione con denti, molari, naturali estratti per motivi parodontali e sottoposti, previa analisi microtomografica tridimensionale, a test di fatica attraverso una strumentazione servoidraulica. Dopo aver effettuato tale test tutti i campioni, naturali e realizzati in composito, sono stati sottoposti, nuovamente, ad analisi microtomografica tridimensionale per evidenziare le aree di usura.

Parole chiave: Materiali compositi ceramici, Usura dentale, Microtomografia tridimensionale, Patologia parafunzionale

Istituto Superiore di Sanità

Dental tissue wear induced by *in vitro* simulated chewing cycle: results of working in progress.

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Raffaella Pecci, Salvatore Persico, Gianluca Notarangelo, Francesca Zuppante, Fabio Di Carlo, Manlio Quaranta
2008, 24 p. Rapporti ISTISAN 08/14 (in Italian)

In oral cavity prosthetic dental elements are always subjected to biomechanical stresses, not only during chewing cycle but also in resting time when it's possible to show parafunctional pathology. Aim of this study has been to go on about experimental dental wear tests comparing three different ceramic composite materials. With these materials have been manufactured dental element samples like molars that have been placed in opposite of human molars, extracted by parodontology diseases and after microtomography analysis samples have been subjected to fatigue test by servo-hydraulic mechanical testing machine. After fatigue test each samples have been subjected again to microtomography analysis, to obtain by means of 3D reconstruction and CT Analyser software processing the dental wear surfaces.

Key words: Ceramic composite materials, Dental wear, 3D microtomography, Parafunctional pathology

Per informazioni su questo documento rivolgersi a: rossella.bedini@iss.it.

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: www.iss.it.

Citare questo documento come segue:

Bedini R, Ioppolo P, Pecci R, Persico S, Notarangelo G, Zuppante F, Di Carlo F, Quaranta M. *Usura dei tessuti dentali indotta da ciclo masticatorio simulato in vitro: risultati dei lavori in corso*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2008. (Rapporti ISTISAN 08/14).

Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità e Direttore responsabile: *Enrico Garaci*
Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Redazione: *Paola De Castro, Sara Modigliani e Sandra Salinetti*
La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori.

© Istituto Superiore di Sanità 2008

INDICE

Introduzione	1
1. Patologia parafunzionale	2
1.1. Disturbi funzionali del sistema stomatognatico	2
1.2. Bruxismo.....	2
2. Materiali compositi	4
2.1. Generalità.....	4
2.1.1. Matrice resinosa	4
2.1.2. Agente legante.....	4
2.1.3. Riempitivo o fase dispersa o rinforzante	5
2.1.4. Proprietà meccaniche	5
3. Indagini sperimentali	8
3.1. Materiali e metodi.....	8
3.1.1. Compositi policeramici	8
3.1.2. Preparazione dei manufatti protesici	9
3.1.3. Strumentazione per l'acquisizione ed elaborazione microtomografica	11
3.1.4. Strumentazione servoidraulica per prove a fatica.....	13
3.1.5. Protocollo di prova a fatica	16
3.2. Risultati.....	17
3.3. Discussione	21
3.4. Conclusioni	22
Bibliografia	24

INTRODUZIONE

Nel cavo orale agiscono continuamente fattori biomeccanici e fisici per cui il manufatto protesico oltre a questi fattori è costantemente soggetto a forze di tipo compressivo e torsionale non solo durante la masticazione, ma anche a riposo, momento in cui può manifestarsi la patologia parafunzionale.

Il bruxismo, ad esempio, ha conseguenze sull'apparato dentale e su quello muscolo-scheletrico tali da determinare il fallimento terapeutico.

Il continuo sfregamento delle superfici occlusali causa il logoramento dello smalto, a volte anche a fratture, con la formazione delle faccette di usura.

Questi danni, nel tempo possono comportare delle modificazioni dei rapporti dentali, come la perdita della dimensione verticale fino ad arrivare ad uno squilibrio dell'apparato stomatognatico.

Una delle cause di fallimento dei materiali da restauro estetico, soprattutto dopo diversi cicli di masticazione, è l'usura a fatica.

Le prove meccaniche a fatica rappresentano un valido ausilio per valutare la resistenza dei materiali a delle condizioni proibitive come quelle che sono presenti nell'ambiente orale.

Attualmente i materiali compositi con cui vengono realizzati gli elementi dentali protesici presentano una resistenza all'usura a fatica superficiale che equivale o addirittura risulta inferiore a quella di elementi dentali naturali.

Un fattore molto importante e altrettanto critico è il processo di realizzazione dei manufatti protesici che se non eseguito correttamente può portare alla frattura e alla perdita dell'elemento dentale.

Un altro aspetto molto importante affrontato in questo studio è stato quello di valutare l'azione di usura superficiale che i manufatti protesici possano procurare sui tessuti dentali naturali, che potrebbero provocare la grave alterazione o addirittura la perdita dell'elemento dentale naturale, con spiacevoli conseguenze per la salute orale del paziente.

Lo scopo di questo lavoro, prima di tutto, è stato quello di proseguire lo studio dell'usura a fatica, effettuato precedentemente (1), mostrando i risultati delle sperimentazioni effettuate su un numero maggiore di campioni, quindi introducendo un terzo tipo di materiale composito e valutando l'usura attraverso nuove elaborazioni e ricostruzioni effettuate tramite la microtomografia tridimensionale.

I test meccanici di resistenza a fatica sono stati effettuati per una serie di cicli pari a circa 5 anni di masticazione, in vivo, valutando l'usura attraverso una visione tridimensionale dei campioni testati. Tali test sono stati eseguiti comparando sia elementi dentali naturali tra loro sia elementi dentali naturali in opposizione con manufatti protesici realizzati con tre tipi materiali compositi definiti policeramici.

Obiettivo di questo studio che proseguirà negli anni seguenti/futuri, sarà quello di trovare il materiale ideale per l'ambiente orale, quindi in grado di resistere alla sua influenza e anche all'usura del ciclo masticatorio senza fare azione distruttiva nei confronti dei tessuti dentali.

1. PATOLOGIA PARAFUNZIONALE

1.1. Disturbi funzionali del sistema stomatognatico

Un sistema stomatognatico con capacità funzionali ottimali è caratterizzato da una funzionalità armonica dei suoi singoli componenti. Questi ultimi vengono protetti da eventuali traumi tramite l'attività del sistema neuro-muscolare.

La stretta interdipendenza delle singole parti di questo sistema comporta che un danno a una delle componenti coinvolga, più o meno estesamente, anche le altre. Esiste sicuramente la possibilità che un disturbo specifico venga mitigato o, in caso ottimale, addirittura neutralizzato, dall'instaurarsi di meccanismi adattativi strutturali o funzionali. In mancanza di questa capacità di adattamento, un disturbo di minore entità può dar luogo ad una patologia rilevante.

Un tono muscolare bilanciato è basilare per una funzionalità armonica. Ogni disturbo funzionale si esprime come una limitazione, un'alterazione o un eccesso funzionale e, mentre i tessuti, in un primo tempo, sono solitamente reversibili nella loro alterazione, perdono questa capacità qualora il danno sia di una certa intensità e continuità.

Un esempio di alterazione funzionale, molto frequente, è la presenza di un'interferenza occlusale che stimola un cambiamento della programmazione neuromuscolare riflessa tramite propriocettori parodontali; si modificano di conseguenza le caratteristiche del quadro funzionale in modo da evitare l'interferenza e la traumatizzazione dell'apparato parodontale di sostegno dei denti in causa. Il cambiamento della funzione muscolare può portare ad una iper o ipofunzione di muscoli singoli, con conseguenti danni muscolari alle componenti del sistema stomatognatico. Questi processi sono paragonabili ai meccanismi protettivi che subentrano a difesa di una estremità compromessa attraverso una iper o ipofunzione della controlaterale.

Una manifestazione di iperfunzionalità muscolare è il bruxismo, posizione mandibolare parafunzionale (compressione) o movimento mandibolare (bruxismo digrignamento) con denti a contatto in associazione a contrazioni muscolari essenzialmente isometriche.

È probabile che fattori eziologici a livello del sistema nervoso centrale, quali la tensione psichica, l'eccitamento, la paura, ecc., debbano preesistere perché i fattori scatenanti periferici, quali disturbi occlusali, irregolarità dei tessuti molli delle labbra, delle guance, della lingua, dolori muscolari o articolari possano indurre bruxismo.

Esistono molti tipi di parafunzioni e solo un'attenta analisi del paziente può evidenziarne l'importanza (1, 2).

1.2. Bruxismo

Il termine bruxismo si riferisce allo sfregamento disfunzionale dei denti inferiori contro i superiori. Se incontrollato, generalmente porta ad una grave usura delle superfici occlusali o ad una ipermobilità dei denti, può inoltre contribuire a modifiche adattative nelle articolazioni temporo-mandibolari, risultanti in appiattimento dei condili ed in una graduale perdita di convessità dell'eminanza articolare. In presenza di gravi forme di bruxismo, si avrà un aumento del massetere che in alcuni casi è tale da portare evidenti alterazioni nel contorno facciale. Il bruxismo è associato a spasmo muscolare, denti fratturati ed otturazioni spaccate. Il suono stridente tipico dei bruxisti durante il sonno, ha tenuto svegli molti o molte consorti. Uno degli aspetti più strani del bruxismo è il fatto che spesso chi ne è soggetto non se ne rende conto (3).

Nel bruxismo si ha ipertono muscolare con aumento della frequenza e dell'intensità delle contrazioni muscolari.

Le capacità informative dei propriocettori parodontali e dei fusi muscolari è parzialmente o interamente compromessa. La loro soglia di stimolazione è aumentata dalla pressione, lungamente protratta nel tempo, cui sono sottoposti durante la compressione o il digrignamento. La tensione dei muscoli può causare mialgie, mentre quella dei legamenti e dei tessuti circostanti può dar luogo a stimoli algici a livello dell'articolazione temporomandibolare e della testa.

Le interferenze giocano un ruolo particolare nell'eziologia dei disturbi funzionali in generale ed in particolar modo nel bruxismo. Esse sono osservabili tra i bordi incisivi e/o le superfici occlusali dei denti antagonisti ed impediscono i regolari movimenti di chiusura e di spostamento della mandibola. Le interferenze sono, quindi, una disarmonia tra le superfici occlusali e la normale attività neuromuscolare nel corso dei movimenti mandibolari.

Il danno provocato dall'alterata occlusione si manifesta a livello dei tessuti duri del dente, della polpa, del parodonto, del sistema neuromuscolare e dell'articolazione temporomandibolare; in particolare sono osservabili fessure dello smalto, macchie opache, abrasioni, erosioni, difetti cuneiformi.

L'iperemia della polpa comporta ipersensibilità termica e chimica a carico del dente, mentre, in casi avanzati, si sono riscontrati persino necrosi pulpari.

A livello parodontale il trauma da occlusione provoca un allargamento dello spazio desmodontale ed in presenza di placca batterica grave distruzione di tessuto parodontale di supporto.

A livello muscolare, legamentoso ed articolare si nota affaticamento, malessere, mialgie dei muscoli masticatori, del collo, della nuca e delle spalle, ipertrofia o atrofia muscolare, limitazione o alterazione dei movimenti mandibolari, posizioni mandibolari anomale, rumori e scrosci articolari, sensazione di pressione dell'articolazione temporomandibolare, dolore all'orecchio ed alla testa (2).

La terapia per la soluzione/cura del bruxismo può essere di tipo preventivo e di tipo curativo. Nel primo caso, vi è l'applicazione del cosiddetto *bite*. Si tratta di una placca occlusale realizzata di norma con materiali polimerici e sviluppata in base all'impronta delle due arcate dentarie, simile al paradenti dei pugili, che va indossata durante la notte. Ha un duplice scopo: proteggere lo smalto dall'erosione e ristabilire il corretto allineamento delle arcate dentarie, così da eliminare le tensioni muscolari sia della mandibola sia del collo. Non a caso, questo tipo di *bite* è impiegato anche in alcune categorie sportive come automobilismo e motociclismo, i piloti lo indossano per alleviare le tensioni muscolari durante la gara. Il *bite*, quindi, deve essere realizzato su misura per il paziente non solo per forma e dimensioni, ma anche per quanto riguarda la durezza del materiale.

La terapia curativa consiste, nei casi più gravi, nell'applicazione di corone dentarie o di intarsi con lo scopo di salvaguardare l'integrità residua dell'elemento dentario. Non si ricorre all'implantoprotesi, in quanto il bruxismo, se non cessa, può avere conseguenze negative sulla riuscita dell'applicazione delle fixture. Non sono disponibili trattamenti farmacologici di alcun tipo. Sono stati segnalati casi in cui antidepressivi hanno interrotto o scatenato la tendenza a digrignare i denti, ma si tratta di casi isolati da cui non si possono trarre conclusioni (1-3).

2. MATERIALI COMPOSITI

2.1. Generalità

Un materiale composito è caratterizzato da tre componenti: la matrice resinosa, il riempitivo inorganico e un agente intermedio, derivato dal silano, che dovrebbe garantire un intimo contatto tra le due fasi precedenti. Fatto salvo un buon legame matrice-riempitivo, tanto maggiore è il contenuto della componente inorganica, e quindi tanto minore la percentuale di resina, tanto migliori sono le proprietà meccaniche del prodotto finito; quanto più piccole sono le dimensioni del riempitivo tanto migliori risultano le proprietà estetiche, la possibilità di finitura e la resistenza all'usura (4).

2.1.1. Matrice resinosa

La fase organica della maggior parte dei compositi attualmente in commercio è costituita dal Bisfenolo-A e GlicidilMetAcrilato (Bis-GMA). Questo, è un monomero bifunzionale prodotto originariamente dalla reazione tra bisfenolo-A e glicidilmetacrilato, forma polimeri reticolati orientati nelle tre dimensioni dello spazio per reazione di addizione dei gruppi metacrilici conferendo minor contrazione da polimerizzazione; i gruppi aromatici migliorano le proprietà meccaniche (durezza, resistenza alla trazione, usura), mentre i gruppi idrossilici favoriscono la formazione di legami idrogeno e l'assorbimento d'acqua. Il Bis-GMA essendo molto viscoso viene diluito con diversi monomeri o oligomeri con basso peso molecolare, quali (5): Metil-MetAcrilato (MMA); Metacrilato di bisfenolo A (BIS-MMA); DiUretan-DiMetAcrilato (DUEDMA); Etilen-Glicol-DiMetAcrilato (EGDMA); Trietilen-Glicol-DiMetAcrilato (TEGDMA); la loro funzione è di regolatori di viscosità, al fine di raggiungere un'adeguata fluidità (per favorirne la manipolazione). Tra i regolatori di viscosità il TEGDMA è il più utilizzato; lo ritroviamo, con la stessa funzione nella resina a base di UrEtan-DiMetAcrilato (UEDMA) che sostituisce il Bis-GMA. A differenza di quest'ultimo, il monomero UEDMA non presenta i gruppi aromatici (sostituiti da -NH che dovrebbero favorire l'adesione attraverso la formazione di legami a idrogeno) conferendo alla resina una minor viscosità ed una minor rigidità; la mancanza dei gruppi idrossilici diminuisce l'idrofilia (6).

Le resine fluide non riempite (bonding) essenziali nel promuovere l'adesione tra il tessuto ed il composito, contengono generalmente più monomero diluente.

Nella matrice sono inoltre dispersi pigmenti inorganici aventi lo scopo di impartire ai materiali le più adatte tonalità di colore (biossido di titanio, ossidi di ferro).

2.1.2. Agente legante

Serve a mantenere unito il materiale resinoso al materiale inorganico e mantiene il legame matrice-riempitivo. Usualmente, le particelle inorganiche vengono ricoperte con una pellicola monomolecolare di agenti di accoppiamento a base di silano. Queste molecole sono bifunzionali in quanto possiedono un'estremità capace di legarsi ai gruppi ossidrilici, presenti lungo le superfici del riempitivo, mentre l'altra estremità è in grado di copolimerizzare con i doppi legami dei monomeri della matrice.

Il legame che viene a formarsi ha un duplice scopo: trasferire gli stress della matrice al riempitivo (di elevata resistenza) e formare una rete polisilossanica che impedisce la penetrazione dell'acqua e l'idrolisi del riempitivo.

L'agente legante più utilizzato è il metacril-ossipropil-trimetossi-silano (7, 8).

2.1.3. Riempitivo o fase dispersa o rinforzante

Questo materiale è composto di minute particelle di natura ceramica a base di silice incorporate nella matrice resinosa, tali da migliorarne le proprietà meccaniche.

Il riempitivo, definito anche con il termine inglese *filler*, varia per composizione chimica, dimensioni, forma e quantità in peso.

In base alla natura chimica possiamo distinguere:

- Riempitivi a base di biossido di silicio (SiO_2) in forma di quarzo cristallino o silice pirogenica.
- Riempitivi a composizione complessa, tra i quali i vetri di bario, zinco, stronzio, litio, i litio-allumino-borosilicati, zirconio ed altri metalli.

Le classificazioni dei sistemi resinosi, dal momento che il *filler* influenza le proprietà, si basano sulla formulazione del riempitivo.

La natura della matrice e del riempitivo influenzano le proprietà meccaniche dei compositi.

2.1.4. Proprietà meccaniche

Espansione igroscopica: causata dall'assorbimento d'acqua che avviene attraverso la rete polimerica della matrice resinosa (maggiore è la componente organica, maggiore è l'assorbimento). È stata valutata variare dallo 0,4 al 3,1% e se da un lato può parzialmente compensare la contrazione da polimerizzazione, non è tuttavia un fenomeno desiderabile in quanto determina un decadimento delle proprietà meccaniche del composito a seguito di idrolisi del legame silanico, aumento delle tensioni interne e della corrosione (9-11).

- Resistenza alla compressione: i materiali compositi vengono testati prendendo come valore di riferimento la deformazione prodotta applicando un carico compressivo crescente fino ad arrivare alla frattura. Questi test hanno evidenziato l'elevata rigidità di questi materiali.
- Resistenza all'usura: l'usura si definisce come distacco di materiale solido da una superficie per effetto di un'azione meccanica. Può essere espressa attraverso la resistenza all'abrasione ed all'attrito che dipendono dalla quantità del riempitivo e dalle dimensioni delle particelle che costituiscono il sistema resinoso. L'usura può essere dovuta alla graduale abrasione della matrice con conseguente perdita delle particelle di riempitivo oppure, ad un indebolimento delle forze di legame dovuto a degradazione idrolitica, fatica interna, ecc. I denti posteriori sono soggetti ad una usura maggiore in quanto agiscono, su di essi, forze di entità maggiore. Inoltre, una buona rifinitura e lucidatura riduce questo fenomeno accelerato invece dalla ruvidità di questi materiali.
- Contrazione da polimerizzazione: la polimerizzazione è una reazione a catena di tipo radicalico che partendo dai monomeri permette di ottenere un complesso macromolecolare. Tale reazione può essere innescata chimicamente (autopolimerizzazione) o fisicamente (fotopolimerizzazione). L'attivazione, nella fotopolimerizzazione, è data dalla dissociazione dell'iniziatore (necessaria per la formazione dei radicali liberi) che avviene attraverso reazioni elettromagnetiche; l'attivazione è seguita dalla propagazione al termine del quale non tutti i doppi legami

hanno reagito e quelli residui rappresentano il parametro di valutazione del grado di conversione. L'insaturazione residua per i compositi in commercio oscilla tra il 25% ed il 65%, rappresentata principalmente dai gruppi metacrilati liberi. Il grado di conversione della matrice è in stretto rapporto con la viscosità del monomero, infatti durante la reazione d'indurimento ed in special modo nella formazione di legami crociati, in un monomero poco viscoso come il TEGDMA la diffusione dei radicali liberi sarà più rapida rispetto ad un composito ad alto contenuto di Bis-GMA perché in quest'ultimo caso vi è un elevato contenuto di gruppi metacrilati che non partecipano alla reazione (12).

- Durante la polimerizzazione, specie nella fase iniziale dell'indurimento, si è osservata una contrazione volumetrica di circa 0,5-1% la quale può determinare fessure marginali con conseguente infiltrazione e quindi fallimento del restauro. Di conseguenza è indispensabile procedere alla polimerizzazione di piccoli strati successivi attraverso la tecnica incrementale (5).
- Nei sistemi fotoattivi, oltre all'efficienza della lampada è necessaria seguire una procedura clinica che preveda un tempo di esposizione alla luce calcolato in relazione alla traslucenza, alla classe del composito ed alle strutture dentali, per ottenere una buona polimerizzazione degli strati più profondi. È consigliabile effettuare le manovre di rifinitura e lucidatura in una seconda seduta in quanto il processo di polimerizzazione continua per almeno 24 ore successive l'attivazione (13).
- Resistenza alla flessione: ci indica la capacità del campione in esame di reggere i carichi applicati. Le norme ISO applicate in odontoiatria stabiliscono che il valore minimo di resistenza accettabile per l'omologazione dei materiali restaurativi sia di 52 MPa. Pertanto, nei materiali resinosi omologati a norma ISO spesso è necessaria l'incorporazione di sistemi di rinforzo quali basi metalliche o fibre in grado di sopportare i carichi a cui sono sottoposti i manufatti protesici ed evitando quindi la rottura. Allo stesso modo, elevati valori di resistenza alla flessione non sono premonitori di un buon comportamento clinico, poiché sono poco correlati alla tipologia di stress meccanico cui sono sottoposti gli elementi dentali nel cavo orale durante le diverse funzioni.

2.2. Compositi di ultima generazione

I compositi attuali, come già detto, sono costituiti da tre componenti ovvero matrice resinosa, agente legante, rinforzante o *filler*.

I materiali solidi vengono generalmente distinti in solidi cristallini ed in solidi non cristallini o amorfi.

Nei solidi amorfi, le particelle che li costituiscono sono disposte disordinatamente e l'elevata viscosità impartisce loro forma e volume propri. Quest'ultimo stato di aggregazione viene chiamato stato vetroso (tipico esempio è, appunto, il vetro).

I solidi cristallini sono caratterizzati dalla disposizione regolare delle particelle che li costituiscono le quali occupano all'interno della sostanza delle posizioni regolari e ben definite secondo una configurazione spaziale che prende il nome di struttura cristallina (esempio tipico è il diamante) (14, 15).

Nei compositi, a seconda dell'organizzazione spaziale delle particelle, si hanno caratteristiche fisiche e meccaniche differenti dalle quali dipendono in particolar modo, la resistenza all'usura che è affidata alle caratteristiche del riempitivo (dimensioni e forma), all'abrasione che invece è determinata dalle caratteristiche della matrice.

Tra i compositi di ultima generazione ci sono dei materiali molto interessanti e performanti per certi tipi di applicazioni, quali l'odontoiatria e l'ortopedia, e tra questi ci sono quelli definiti

policeramici. I compositi policeramici sono stati realizzati per ottenere un aumento della tenacità della matrice e per avere una maggiore affidabilità nelle applicazioni in protesica.

La valutazione dei ceramici come possibili materiali da essere utilizzati in campo biomedico iniziò negli anni 60. Le ragioni per cui fino a quel momento si trascurarono tali materiali sono:

- i ceramici risultavano essere non molto puri, quindi la biocompatibilità era dubbia;
- i ceramici risultavano tutti limitati in resistenza rispetto agli altri materiali.

Tuttavia a cavallo tra gli anni 50 e 60, diversi ceramici furono migliorati in purezza, su diversi altri furono migliorate le proprietà meccaniche, come la resistenza all'usura e la bassa frizione e inoltre per altri si scoprì che presentavano un comportamento attivo che stimolava un legame con il tessuto circostante.

I materiali ceramici per impieghi biomedici si classificano usualmente secondo due categorie: inerti e attivi. Tale classificazione tiene conto dell'interazione che ci può essere tra il materiale ceramico e l'ambiente fisiologico circostante. I primi non inducono né subiscono alterazioni chimiche o biologiche a causa del contatto, mentre i secondi inducono nei tessuti biologici una risposta con l'instaurazione di processi chimici e biologici all'interfaccia.

I bioceramici basati sul calcio fosfato sono in uso in medicina e in odontoiatria da più di vent'anni. Il metodo più utilizzato per modulare le proprietà meccaniche dei fosfati di calcio è quello di preparare dei compositi. Questi vengono realizzati utilizzando altri materiali ceramici, come l'allumina, il carburo di silicio, l'ossido di zirconio, in varie forme e dimensioni, oppure vetri bioattivi, o ancora mescolando due o più fosfati, come l'HA (*Hydroxyl Apatite*) ed il β -TCP (*Three Calcium Phosphate*).

Sicuramente i compositi più interessanti dal punto di vista delle possibili applicazioni sono quelli con i polimeri sintetici, come il polietilene, l'acido polilattico e il polimetilmetacrilato, ma soprattutto con i polimeri biologici.

In funzione delle condizioni di preparazione e sinterizzazione di questi materiali si ottiene un ampio intervallo di proprietà meccaniche. Un confronto delle proprietà meccaniche tra i materiali ceramici e i tessuti duri produce una larga dispersione che è dovuta principalmente alle variazioni nella preparazione dei campioni.

Da diversi anni sono utilizzati in odontoiatria protesica materiali ceramici definiti policeramici come Gradia che mostrano notevoli caratteristiche meccaniche di resistenza sia alla rottura sia all'usura, tali da risultare, forse, eccessive per l'impiego in alcuni ambienti biologici.

La recente introduzione in diversi settori biomedici di compositi policeramici ibridi PFS (*Progressive Fine Structure*), composti per più del 70% da particelle di microceramica immerse in una matrice polimerica ha portato ad ottenere, in ambienti complessi come quelli del corpo umano, delle prestazioni meccaniche molto soddisfacenti anche nell'ottica del rispetto dei tessuti presenti.

Negli ultimi anni, sia in odontoiatria sia in ortopedia è molto diffuso l'utilizzo di materiali policeramici a base PEX (*Phenolic- EpoXyne matrix*) che sembrano soddisfare molte delle esigenze di prestazioni meccaniche particolarmente complesse come quelle che si possono incontrare nell'ambiente orale. L'impiego di una rivoluzionaria matrice polimerica e l'elevata concentrazione di diversi rinforzanti policeramici, circa il 74%, nella produzione di questi tipi di compositi permette oggi di superare i difetti intrinseci di questi materiali ed avvicinarsi realmente alle caratteristiche biomeccaniche delle strutture dentali, in modo da ottimizzare le performance cliniche dei materiali stessi.

3. INDAGINI SPERIMENTALI

3.1. Materiali e metodi

Tra i materiali utilizzati per questa sperimentazione sono stati selezionati 15 denti naturali molari prelevati da pazienti sani, di età compresa tra i 30 e i 50 anni, per patologie parodontali, e conservati in fisiologica fino al momento della sperimentazione. In opposizione a questi sono stati preparati dei manufatti protesici di molari con materiali compositi policeramici. I campioni, dopo essere stati numerati, sono stati prelevati a caso, in base all'esigenza di ottenere la migliore occlusione, tra la coppia di elementi dentali, durante il posizionamento nella strumentazione servoidraulica per le prove di fatica.

3.1.1. Compositi policeramici

Nell'ambito di questo lavoro sono stati presi in esame tre diversi compositi policeramici di uso protesico. I manufatti protesici eseguiti con tali materiali sono stati sottoposti a dei test a fatica, successivamente analizzati, tramite microtomografia 3D, per studiare le loro proprietà di superficie, al fine di comprendere quale tra questi materiali sia maggiormente soggetto o induca all'usura a distanza di tempo e mantenga una dimensione verticale idonea nel caso di riabilitazione protesica dei settori posteriori.

– *Composito Diamond Crown*

Composito definito policeramico (16-19) la cui caratteristica consiste nel fatto che la matrice, a differenza degli altri compositi a base di Bis-GMA, UEDMA, TEGMDA, è a base di epossifenolo (PEX). Tale particolare matrice semicristallina bimodale di grado medicale, utilizzata in ortopedia per impianti biomedicali, è costituita da una struttura molecolare ad alto grado di cristallinità (80%) simile a quella del diamante che le conferisce elevata resistenza alla flessione, alla frattura, alla trazione e ad alto assorbimento degli shock.

Il riempitivo è policeramico, tetramodale e superidrofobo di tipo microibrido, più forte, più resistente e più lucidabile degli ibridi, non contiene né ossidi, né alcali in grado di deteriorare il materiale. Inoltre, le particelle che lo costituiscono hanno forma ellittica con dimensioni che variano da 0,01 a 3 μm con una media di 0,6 μm garantendo compattezza e totale lucidità del materiale. Questo composito policeramico presenta una retrazione lineare pari allo 0,2% (contro una media di 1,5%) ed una durezza Vickers che si avvicina molto a quella del dente naturale (110 VHN). Questo particolare composito è un materiale policeramico totalmente biocompatibile, non citotossico ed anallergico. Inoltre è un materiale nel quale si integrano naturalezza del colore, facilità di lavorazione e proprietà fisiche eccellenti; consente la riproduzione del colore in tutte le sue forme (tinta, croma, valore) grazie alla suddivisione in 40 tinte e 7 gradi di opacità delle masse che lo compongono: dentine opache, dentine, smalti, incisali, modificatori di croma e tinta (20). Nella pratica clinica è utilizzato nella realizzazione di intarsi, faccette, corone e ponti.

– *Composito Gradia*

In commercio dagli inizi del 2000 è un composito fotopolimerizzabile, ibrido microceramico.

A causa delle discussioni in corso riguardo ai possibili effetti collaterali della matrice a base di Bis-GMA, la casa produttrice ha adottato come politica commerciale l'impiego di

una matrice a base di una miscela di dimetacrilato uretanico (UDMA) e co-monomeri di dimetacrilato.

Il riempitivo è costituito da *filler* prepolimerizzato e silicio con dimensioni medie di 0,85µm e con forma irregolare.

L'aggiunta di fluoro-allumino-silicato oltre a rendere il composito radiopaco ne aumenta le proprietà fisiche. Il contatto tra *filler* e matrice resinosa è aumentato grazie al trattamento (in modo idrofobo), delle superfici di silicio, con componenti bimetilici che ne migliora la stabilità chimica e le proprietà meccaniche. Il legame tra matrice resinosa ed il riempitivo è dovuto al formarsi di legami covalenti, a idrogeno ed interazioni idrofobiche. Il catalizzatore per la fotopolimerizzazione è il confarochinone.

Dai test in vivo risulta essere perfettamente biocompatibile ed anallergico. La sua particolare struttura rende, questo composito, un materiale con proprietà fisiche e meccaniche migliori rispetto a quelli microriempiti ed ibridi attualmente in commercio. In particolar modo presenta resistenza alla frattura (modulo di elasticità o di Young), resistenza alla flessione e all'abrasione superiori agli altri compositi. Queste caratteristiche lo rendono affidabile nel tempo.

Grazie alle componenti microceramiche risulta avere qualità elastiche tali da ottenere un restauro finale con tonalità ottimali, lucentezza e croma eccellenti e minima opacità. Il risultato è un restauro con qualità elastiche paragonabili alle ceramiche dentali e simili al dente naturale.

Grazie a queste caratteristiche, oggi questo composito è utilizzato nella pratica clinica per la realizzazione di intarsi, faccette, corone e ponti (1).

– *Composito Ceramage*

Questo materiale, definito ibrido PFS (Progressive Fine Structure), contiene più del 73% di ceramica microfine quale riempitivo. Il contenuto di ceramica microfine, coadiuvato da un riempitivo a matrice polimerica organica, rafforza la struttura omogenea, conferendo al Ceramage caratteristiche simili alla ceramica e rendendone possibile l'uso per ricostruzioni dentali frontali e laterali. Questo composito presenta una straordinaria resistenza alla flessione e alla compressione, resistenza all'abrasione, ottima viscosità e modellabilità. Dal punto di vista estetico, garantisce un ottimo risultato poiché possiede caratteristiche di trasmissione della luce molto simili a quelle della dentina e dello smalto dei denti naturali ed è dotato di eccellenti caratteristiche di lucidabilità.

Tutte queste proprietà fanno sì che questo materiale sia spesso impiegato per le realizzazioni di ponti e corone a rivestimento completo, faccette, ricostruzioni provvisorie e a lungo termine, modificazioni di elementi protesici convenzionali e rivestimento di superfici oclusali.

3.1.2. Preparazione dei manufatti protesici

Con i materiali sopraindicati si sono riprodotte 13 corone di elementi dentali, molari, 3 in Diamond Crowm, 3 in Gradia e 7 in Ceramage da poter successivamente inserire in un sistema di afferraggi appositamente realizzati per l'esecuzione delle prove di fatica, in cui saranno antagonisti a altrettanti denti naturali estratti per problemi paradontologici a pazienti tra i 30 e 50 anni e conservati in fisiologica prima di essere testati.

I supporti delle corone in composito sono stati realizzati con una comune resina poliuretana.

I campioni sono stati alloggiati in un supporto di silicone e sottoposti ad una prima cottura, seguendo le indicazioni della casa produttrice.

La prima cottura eseguita è stata quella dei supporti per Diamond Crown, seguita da quella dei supporti in Gradia per terminare con quelli realizzati in Ceramage.

Realizzati i supporti, sono iniziate le procedure per la realizzazione delle corone. I tre materiali compositi sono stati inizialmente immersi in un recipiente contenente acqua a 40 °C circa, per aumentarne la viscosità, quindi inseriti in uno stampo in silicone trasparente precedentemente modellato. I campioni sono stati preparati sempre tre alla volta.

Successivamente ogni supporto in resina è stato adagiato nello stampo in silicone ed il tutto è stato chiuso ed inserito in muffola. Anche le basi in silicone sono state preriscaldate in acqua calda per far sì che il materiale al suo interno, più viscoso, si adattasse in modo migliore allo stampo, successivamente sottoposte ad una seconda cottura in muffola per circa 2 minuti (cottura individuale). Viene eseguito tale iter perché il silicone assorbe parte della luce di polimerizzazione.

Effettuata la cottura individuale, lo stampo in silicone è stato sottoposto ad una seconda cottura pari a 2 minuti e successivamente aperto. A questo punto i campioni sono completamente formati e pronti per la lucidatura.

La fase di lucidatura è stata effettuata con pietra pomice.

Gli elementi dentali sono stati inglobati in una resina acrilica autoindurente (Jet-Kit Lang), mediante uno stampo scomponibile in ottone realizzato appositamente per essere inseriti negli afferraggi della strumentazione per le prove a fatica e per il corretto riposizionamento nel microtomografo per la comparazione (Figura 1) delle loro condizioni prima e dopo le prove a fatica, infatti la base interna dello stampo presenta due cilindri paralleli tra loro grazie ai quali durante la realizzazione delle basette in resina autoindurente lasciano due cavità che saranno occupate dalla basetta apposita del microtomografo.



Figura 1. Stampo scomponibile per l'inglobamento degli elementi dentali

Una volta numerati, i campioni vengono analizzati alla microCT 3D per verificare lo stato iniziale dei denti naturali ed il grado di precisione della preparazione di quelli in materiale composito. Quindi si procede alla misurazione del loro peso tramite bilancia elettronica “Sartorius BP 110”, ogni elemento dentale viene pesato tre volte ed il valore che viene preso in considerazione è la media delle tre misurazioni.

Tale operazione verrà ripetuta alla fine di ogni prova per effettuare una stima del calcolo ponderale dato dall'usura dei campioni sollecitati. I primi campioni ad essere sottoposti al test sperimentale sono stati i denti naturali scelti in base alla loro morfologia in grado di riprodurre il più fedelmente possibile una corretta occlusione.

Le prove meccaniche a fatica sono state della durata di 46 ore ciascuna, cioè per ogni coppia di elementi dentali, sia naturali con naturali sia naturali con manufatto protesico.

Inizialmente sono state eseguite 3 prove per il gruppo formato da coppie di denti naturali poi sono state effettuate 3 prove a fatica su ognuno degli altri gruppi composti da dente naturale con antagonista ricostruito in Diamone Crown, dente naturale con antagonista in Gradia e dente naturale con antagonista in Ceramage.

Un'analisi di variazione volumetrica è stata eseguita sui campioni, prima e dopo la prova a fatica, attraverso l'analisi e l'elaborazione allo SkyScan 1072 delle ricostruzioni microtomografiche tridimensionali.

3.1.3. Strumentazione per l'acquisizione ed elaborazione microtomografica

La microtomografia computerizzata a raggi X (*micro Computerized Tomography*, microCT) è una forma miniaturizzata della tradizionale Tomografia Assiale Computerizzata (TAC). Come quest'ultima quindi, permette di ricostruire la struttura interna di corpi opachi senza che questi vengano distrutti. Questo è un grande vantaggio rispetto alle tecniche di microscopia convenzionali; qualunque microscopio ottico o elettronico, infatti, fornisce informazioni sulla struttura interna dei campioni considerati solo se questi vengono trattati e sezionati correttamente.

3.1.3.1. Principi base della microtomografia computerizzata

La microtomografia computerizzata fonda il suo funzionamento sull'utilizzo di un tubo radiogeno, generatore di raggi X, e un rivelatore di radiazione. La sorgente di raggi X emette un fascio di radiazione incidente che, investendo la materia viene più o meno assorbita da questa attraverso particolari processi di assorbimento dei raggi X, effetto fotoelettrico e effetto Compton. Quando la radiazione monocromatica penetra nel mezzo assorbente, dà luogo a radiazioni fotoniche diffuse secondarie e con minore energia; dunque nel mezzo e quando emerge da esso si trova una radiazione policromatica, meno dura della radiazione monocromatica incidente. Essendo policromatica è bene che essa sia opportunamente filtrata con un filtro passa-banda in modo da ottenere una radiazione monocromatica. In questo modo si riduce il problema dell'indurimento del fascio e si migliora notevolmente la sensibilità della microCT alle più piccole variazioni di assorbimento di raggi X all'interno del campione. La radiazione che emerge dal campione colpisce un rivelatore di radiazione di tipo *Charged Coupled Device* (CCD) che una volta raccolti i dati li trasferisce ad un opportuno calcolatore.

Con l'utilizzo della tecnica microtomografica è possibile ottenere l'analisi densitometrica e volumetrica del campione in esame, oltre che l'immagine tridimensionale della sua struttura interna senza che questo venga in alcun modo trattato o danneggiato. Acquisendo il campione

prima e dopo essere sottoposto ad un test, si possono valutare le alterazioni subite dal campione, sia visivamente che in termini di volume e densità.

3.1.3.2. SkyScan 1072

Lo Skyscan 1072 è un esempio di microtomografia computerizzata a raggi X e consente quindi di ottenere la struttura tridimensionale interna di un campione senza che questo venga in qualche modo alterato o distrutto.

Lo Skyscan 1072 utilizza la geometria parallela (*cone beam*) ovvero l'oggetto viene investito da fasci di raggi X paralleli, in questo modo ogni immagine-ombra di raggi X corrisponde alla proiezione bidimensionale dell'oggetto tridimensionale e ogni punto dell'immagine contiene l'integrazione delle informazioni relative all'assorbimento nell'oggetto in corrispondenza del parziale fascio di raggi X. L'oggetto viene colpito da un fascio di raggi X, per ogni linea unidimensionale del fascio si ha la diminuzione dell'intensità della radiazione nell'area dell'oggetto considerata. Le posizioni dei punti di assorbimento dell'oggetto vengono memorizzate sull'area di ricostruzione all'interno del computer come delle linee quindi è opportuno verificare che tutte le parti dell'oggetto cadano nel campo d'interesse.

L'operazione viene poi ripetuta ruotando il campione, posizionato su un apposito portacampione rotante, per 180° (o, relativamente al tipo di campione, per 360°) a piccoli incrementi angolari, quindi nell'area di ricostruzione si aggiungono tante linee quante sono le diverse posizioni assunte dall'oggetto.

Ovviamente, minore è l'incremento angolare con cui viene ruotato il campione, maggiore è il numero di linee che definisce la posizione del punto di assorbimento. Con questa operazione, definita *retro-proiezione*, è possibile localizzare la posizione del punto di significativo assorbimento che sarà tanto più definita quanto più è elevato il numero delle proiezioni.

Le sezioni trasversali dell'oggetto in esame saranno rappresentate da un certo numero di voxels di assorbimento e l'assorbimento lineare di ogni fascio di raggi X è dato dalla somma degli assorbimenti di tutti i voxels contenuti nel fascio relativo. Grazie a particolari programmi questi dati potranno essere utilizzati per ottenere l'immagine bidimensionale dei coefficienti d'assorbimento. È presente inoltre un sistema di traslazione che solleva il campione in modo tale che il fascio da radiazione incidente colpisca le diverse sezioni dell'oggetto. Sovrapponendo le slice rappresentanti le diverse sezioni trasversali è possibile ottenere la struttura tridimensionale dell'oggetto.

I dati tecnici dello strumento prevedono:

- sorgente di raggi X di 20-100 kV e 0-20 μ A per una potenza massima di 10 W;
- risoluzione spaziale di 5 μ m che corrispondono a 1×10^{-7} mm³ in termini di voxels.

3.1.3.3. Acquisizione e ricostruzione delle immagini

Il rivelatore utilizzato, costruito nella tecnologia CCD è costituito da tre parti: uno schermo al fosforo, un supporto di conduzione in fibra ottica e un CCD chip. Quando la radiazione che emerge dal campione colpisce lo schermo al fosforo, viene tramite alcuni particolari processi trasformata in radiazione luminosa e condotta tramite il supporto in fibra ottica al CCD chip. In quest'ultimo sono presenti dei fotodiodi che, colpiti dalla radiazione luminosa, entrano in conduzione. La corrente che scorre al loro interno va a scaricare dei condensatori, direttamente collegati ad essi e precedentemente caricati, ai capi dei quali vi sarà una tensione minore di quella di partenza e proporzionale al flusso di fotoni che ha colpito il fotodiodo. Al termine del periodo di integrazione del rivelatore, una serie di interruttori si chiudono e la carica immagazzinata nei condensatori viene trasferita ad un sistema di registrazione, costituito da altri condensatori. La carica presente su questi condensatori viene inviata a dei convertitori

analogico-digitali e successivamente ad un sistema di elaborazione dei dati. Gli interruttori vengono riaperti, i condensatori ricaricati e avviene un nuovo periodo di integrazione.

L'oggetto viene ruotato a piccoli incrementi angolari per 180° e vengono acquisite le informazioni relative all'assorbimento della radiazione per ogni posizione assunta dall'oggetto. Il software d'acquisizione salva ogni proiezione dell'immagine come un file a 16 bit di tipo TIF. Il numero di file immagazzinati alla fine dell'acquisizione dipende quindi, dallo step di rotazione selezionato.

I file TIF relativi alle singole proiezioni dell'oggetto vengono utilizzati per la ricostruzione di quest'ultimo tramite un software dedicato, il *Cone Beam Reconstruction*. Inizialmente con l'algoritmo di ricostruzione si ottengono una serie di dati che non formano ancora l'immagine ricostruita. Questi dati vengono immagazzinati in una matrice di tanti pixel quanti sono quelli utilizzati per rilevare una proiezione nei CCD. Ogni pixel contiene il valore di attenuazione dopo la ricostruzione.

Questi dati verranno utilizzati per costruire l'immagine dell'oggetto tramite una scala di 256 livelli di grigi. Per convertire i 16 bit contenenti l'informazione nei grigi corrispondenti, occorre selezionare il valore minimo e il massimo. I valori di attenuazione inferiori al minimo verranno rappresentati come bianco, i valori superiori al massimo come neri, tutti i valori compresi tra questi saranno rappresentati da uno dei livelli di grigio intermedi. In questo modo, ogni singola sezione dell'oggetto viene rappresentata con un'immagine dove la diversa gradazione di grigio rappresenta la diversa attenuazione subita dalla radiazione.

Tramite un altro particolare software, il CT-Analyser, è possibile sovrapporre tutte le immagini relative alle singole sezioni dell'oggetto per ottenere l'immagine tridimensionale di quest'ultimo. Il software ci consente di ottenere inoltre, informazioni relative al volume e alla densità dell'oggetto analizzato.

Si è detto inizialmente che una delle caratteristiche fondamentali dello Skyscan è che permette di visualizzare la struttura interna di un oggetto senza che questo venga in alcun modo alterato o danneggiato. Con quest'ultimo software infatti è possibile ruotare, muovere, sezionare e quindi analizzare la struttura interna del campione. Si possono anche valutare le alterazioni subite dall'oggetto dopo un test, un trauma o una fatica confrontando sia le immagini, che i dati in uscita dell'oggetto prima e dopo che questo venga sottoposto al test (21, 22).

3.1.4. Strumentazione servoidraulica per prove a fatica.

3.1.4.1. Componenti hardware

Questa strumentazione è costituita da una centrale idraulica che provvede a fornire l'alimentazione per il comando di sistemi idraulici.

È impiegata una pompa a portata fissa che fornisce un fluido idraulico di 25 l/min.

La centrale è dotata di sistema di filtraggio del fluido in uscita a 3 micron in maniera da soddisfare i requisiti dei sistemi che impiegano dispositivi a servovalvola.

L'HPU può operare in modalità alta-pressione o bassa-pressione: la pressione d'uscita in modalità alta-pressione è regolabile fino ad un massimo di 210 bar, mentre per la modalità bassa-pressione la pressione di uscita è regolata intorno ai 20 bar.

Per garantire la temperatura del fluido idraulico ad un valore limite prefissato l'HPU è dotata di uno scambiatore di calore con raffreddamento ad acqua. Se il fluido idraulico raggiunge una temperatura superiore a 52°C si verifica il blocco dell'HPU, che non può essere riavviata fino a quando la temperatura non raggiunge 49°C .

L'unità funzionale è il sistema idraulico di attuazione che permette di eseguire prove di tipo Assiale/Torsionale.

I componenti principali del sistema sono un attuatore idraulico e un trasduttore di forza. L'attuatore idraulico, collegato ad un *mainfold* che gestisce un corretto movimento assiale e angolare dello stesso, è posizionato su una trave orizzontale che scorrendo sulle colonne laterali, può essere sollevata idraulicamente per posizionare provini di grandi dimensioni.

Il trasduttore di forza, a cui vengono collegate le celle di carico (5kN o 25kN), converte le quantità fisiche in segnale elettrico, inviandolo al controller digitale.

Il controller digitale (Test Star II) costituisce l'interfaccia di comunicazione ad alta velocità tra l'unità di carico ed il PC, ovvero tra l'hardware ed il software del sistema.

Le funzioni del controller digitale sono le seguenti:

- Controllo e gestione delle servovalvole del sistema di carico per permettere una corretta risposta della macchina all'azione di comando.
- Acquisizione dati.
- Generazione di funzioni per l'esecuzione di prove dinamiche.
- Controllo dei limiti impostati alla macchina idraulica per garantire un suo corretto funzionamento e la salvaguardia del provino da testare.
- Condizionamento del segnale tramite controlli di tipo PIDF.

Caratteristica rilevante dell'unità idraulica è l'impiego delle servovalvole: questo garantisce una variazione graduale della pressione da valori alti a valori bassi e viceversa. Le servovalvole installate sull'unità di carico sono a due stadi a quattro uscite e consistono in un motore elettrico e due fasi di regolazione della potenza idraulica.

La gestione delle servovalvole è deputata al Controller Digitale Test Star II.

Per garantire una maggiore adattabilità del sistema idraulico alle prove sono stati realizzati in officina meccanica dei componenti aggiuntivi da fissare alla cella di carico o all'attuatore:

- un disco di acciaio da applicare alla cella di carico su cui installare il provino; questo componente dispone di una coppia di afferraggi ai quali viene fissata una "slitta mobile" in acciaio per permettere un corretto allineamento del provino (Figura 2).

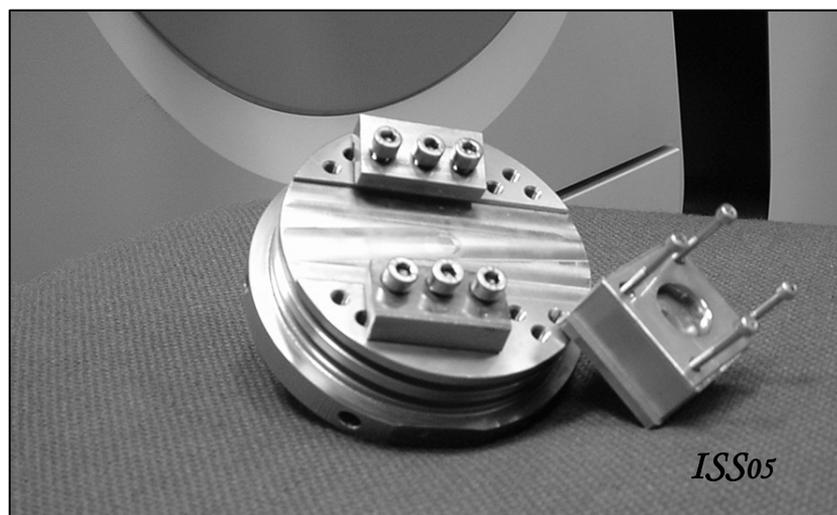


Figura 2. Base per afferraggi

- la “slitta mobile” può essere piana o inclinata di 15 e 30 gradi in base all’esigenza della prova. Le slitte presentano una superficie sagomata per fissare il provino (Figura 3).



Figura 3. Slitte mobili

- una coppia di cilindri d’ottone che possono essere installati indipendentemente sulla cella di carico o sull’attuatore (Figura 4).

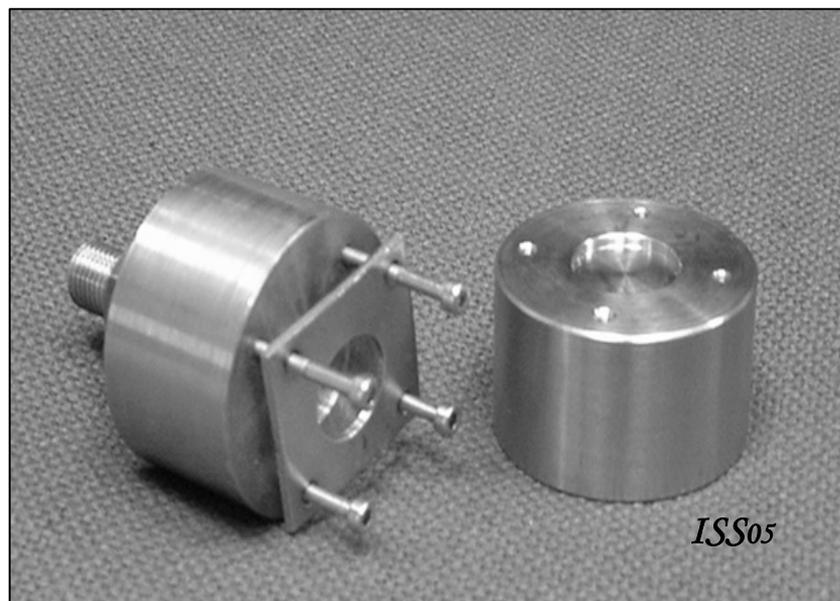


Figura 4. Cilindri per l’attuatore e la cella di carico

3.1.4.2. Software di gestione

L'attivazione ed il controllo dei sistemi idraulici sono gestiti da un software dedicato, realizzato dalla MTS, che interagisce con il Controller Digitale TestStar II.

L'applicazione *Station Manager* rappresenta il sistema di gestione e controllo del sistema. Questa applicazione mantiene il servocontrollo del sistema di attuazione e permette di effettuare tipiche operazioni di prova, quali:

- Monitoraggio degli interblocchi della stazione e controllo dell'alimentazione idraulica o elettromeccanica.
- Ottimizzazione e monitoraggio dei vari segnali analogici e digitali inviati al regolatore automatico e provenienti da esso.
- Esecuzione, pausa ed arresto delle prove.
- Creazione di set di parametri che definiscano le caratteristiche di funzionamento, quali la portata dei sensori e i guadagni dei condizionatori.

L'applicazione *Station Manager* consente la creazione dei parametri della stazione mediante assegnazione di parametri funzionali alle risorse del regolatore automatico definite nei file di configurazione della stazione, e l'esecuzione di attività di prova fondamentali quali l'attivazione dell'alimentazione dell'azionamento, l'acquisizione del controllo manuale dell'attuatore per installare i campioni, il monitoraggio dei segnali della stazione e l'avvio e l'arresto delle prove.

I comandi della finestra di *Station Manager* consentono:

- L'effettuazione di operazioni di taratura e *tuning* del sistema.
- La configurazione dei rilevatori di limite e di errore.
- La definizione e l'applicazione di formule algebriche per generare segnali calcolati.
- La configurazione della compensazione e stabilizzazione del segnale.
- Il controllo della pressione idraulica per la stazione di prova.
- L'applicazione di programmi semplici con il generatore di funzioni incorporato.
- La gestione dell'esecuzione delle prove *Basic TestWare* (BTW) e *Multi Purpose Testware* (MPT).
- Il monitoraggio dei segnali sugli indicatori e sui contatori incorporati.

Un ulteriore programma per la gestione avanzata del sistema è l'MPT, progettato per effettuare test con requisiti variabili e ed essere flessibile a molti standard utilizzati nelle procedure di test.

L'applicazione MPT utilizza due termini di base:

- *procedura*: definisce l'intera sequenza di eventi che hanno luogo nel test; è quindi costituita da processi di test e definisce quando i processi iniziano o terminano.
- *processo*: è la singola attività di test come per esempio una rampa, un impulso sinusoidale, un comando di stop o di acquisizione dati.

La finestra dell'applicazione MPT permette di realizzare la procedura inserendo i processi in modo rapido e versatile. I processi inseriti possono essere di due tipi:

- *comando*: permette l'invio di un comando all'unità idraulica per applicare forze al campione o spostamenti dell'attuatore.
- *acquisizione dati*: permette di acquisire dati in formato standard durante l'esecuzione del test.

3.1.5. Protocollo di prova a fatica

È stata adottata particolare cura nella realizzazione dell'accoppiamento dei denti per garantire una occlusione simile a quella fisiologica e per evitare degli scorrimenti indesiderati durante l'esecuzione della prova, che non garantirebbero un'accurata retroazione della macchina generando disturbi nel segnale e vibrazioni.

I campioni sono stati fissati agli afferraggi (Figura 5): il dente inferiore è installato sulla "slitta mobile" e quindi alla cella di carico; dente superiore invece, è inserito nell'afferraggio costituito da un cilindro in ottone e fissato all'attuatore.

La procedura realizzata per simulare il ciclo masticatorio consiste nell'applicare simultaneamente un processo Assiale di forza e uno Torsionale di spostamento.

La forza assiale è rappresentata da un segnale di tipo sinusoidale con variazioni di ampiezza determinate dal carico oscillante tra 34 N e 340 N alla frequenza di 6 Hz.



Figura 5. Campioni inseriti nel sistema di afferraggi per le prove dinamiche

Lo spostamento torsionale di tipo angolare è rappresentato da una sinusoide che oscilla fra $-0,25^\circ$ e $+0,25^\circ$ alla frequenza di 6 Hz.

Entrambi i processi vengono eseguiti per un numero di cicli pari a 1 milione, equivalente ad un utilizzo in vivo di un periodo di circa 5 anni.

I parametri in gioco nella simulazione, quali l'intensità delle forze, la variazione angolare, la frequenza ed il numero dei cicli, sono stati estrapolati da vigenti normative europee e da letteratura scientifica, e opportunamente adattati alle esigenze di laboratorio; è stato così

definito un protocollo di prova dettato dai tempi di esecuzione e dal tipo di retroazione della macchina.

3.2. Risultati

Al termine della prova a fatica effettuata tra le coppie di denti naturali e le coppie formate da dente naturale e dente in materiale a base PEX, dente naturale e dente realizzato in materiale ibrido microceramico, dente naturale e dente realizzato in materiale ibrido PFS, i risultati ottenuti si sono confrontati con quelli conseguiti dal test effettuato tra denti naturali (Tabella 1).

Di seguito sono riportate le immagini acquisite dallo Skyscan 1072 relative ad una coppia rappresentativa di ogni singolo gruppo esaminato.

La coppia formata da due denti naturali sottoposti alle prove di fatica (Figura 6), mostra delle aree colorate che rappresentano l'usura fisiologica, simulata *in vitro*, dei tessuti dentali, ottenuta dopo alcuni anni di attività masticatoria.

Per questo lavoro sperimentale rappresentano il campione di riferimento con cui comparare l'usura dei denti antagonisti naturali utilizzati in opposizione ai manufatti protesici. L'elemento dentale a sinistra (sx) presenta un'area di usura (5,66 mm²) poco inferiore a quella dell'elemento di destra (dx) (6,64 mm²).

Tabella 1. Variazione volumetrica, ponderale e superficiale degli elementi dentali naturali e protesici

Campioni	ΔV (mm ³)	ΔP (mg)	ΔS (mm ²)
N17	2,26	32	6,64
N9	0,97	27	5,66
N12	4,12	62	7,08
N14	3,66	61	3,71
N15	2,17	275	1,44
N16	4,78	122	12,00
GR4	4,01	5	0,44
N10	0,53	51	12,69
N13	2,80	110	0,56
GR6	0,73	3	4,95
GR7	3,99	1	1,05
N21	3,21	220	9,79
N18	4,38	84	0,79
DC5	1,19	1	1,12
N19	4,15	116	0,81
DC6	3,18	17	8,24
N20	0,85	254	1,46
DC4	1,09	8	0,59
N1	0,96	57	4,02
CER4	1,83	2	7,66
CER1	5,29	1	16,55
N4	0,43	106	0,39
N30	2,30	45	9,23
CER3	5,67	1	0,59

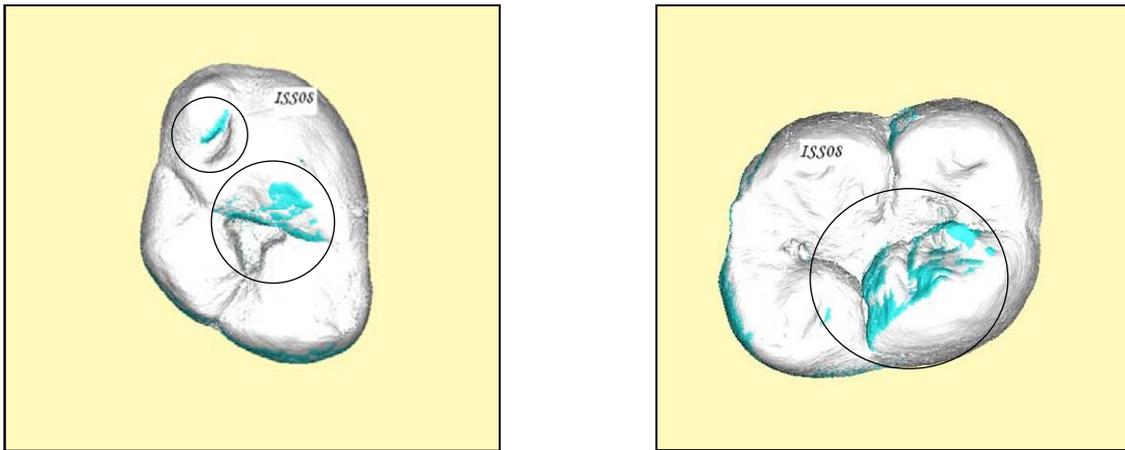


Figura 6. Immagini di ricostruzioni microtomografiche tridimensionali della coppia formata da dente naturale e dente naturale; i cerchi evidenziano le zone usurate

La coppia formata dal dente realizzato in materiale ibrido microceramico (sx) e dal naturale (dx) (Figura 7), mostra delle aree colorate di usura dei tessuti dentali superiori ma quasi simili a quelle osservate in Figura 6, mentre l'usura del materiale sulla superficie oclusale appare di dimensioni ridottissime.

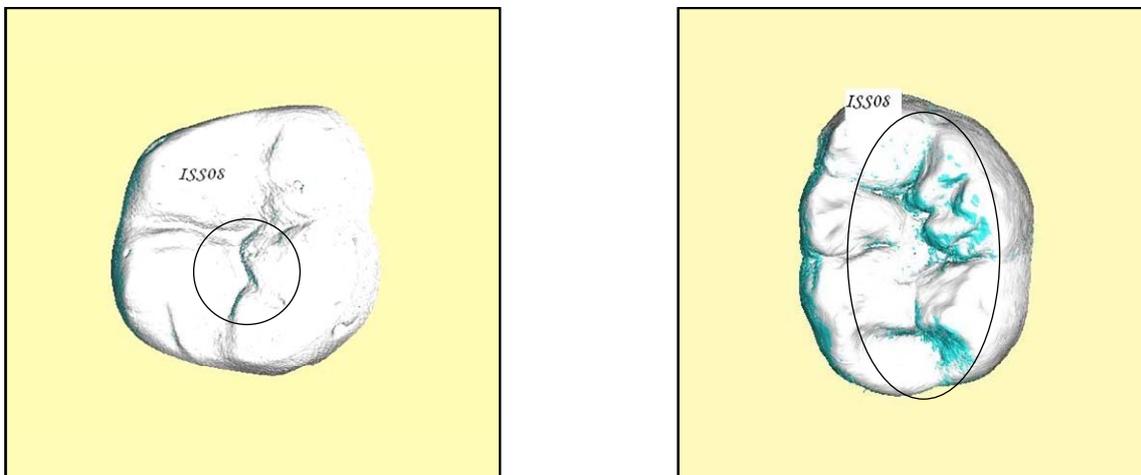


Figura 7. Immagini di ricostruzioni microtomografiche tridimensionali della coppia formata da dente in materiale ibrido microceramico (sx) e dente naturale (dx); i cerchi evidenziano le zone usurate

La coppia formata dal dente realizzato in materiale a base PEX (dx) e dal naturale (sx) (Figura 8) mostra due aree colorate sulle loro superfici oclusali minime e visivamente poco estese.

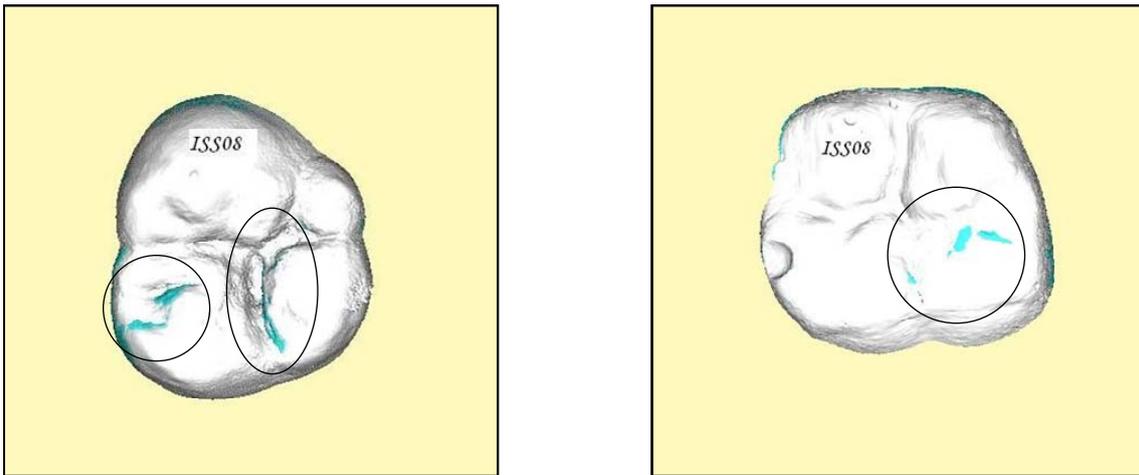


Figura 8. Immagini di ricostruzioni microtomografiche tridimensionali della coppia formata da dente in materiale a base PEX (dx) e dente naturale (sx); i cerchi evidenziano le zone usurate

La coppia formata da un dente in materiale ibrido PFS (sx) e da un dente naturale (dx) (Figura 9) evidenzia delle aree colorate sulla superficie oclusale che sono differenti, mostrando una usura dei tessuti dentali dopo le prove *in vitro* della simulazione del ciclo masticatorio non eccessivamente estese e paragonabili a quelle di Figura 6.

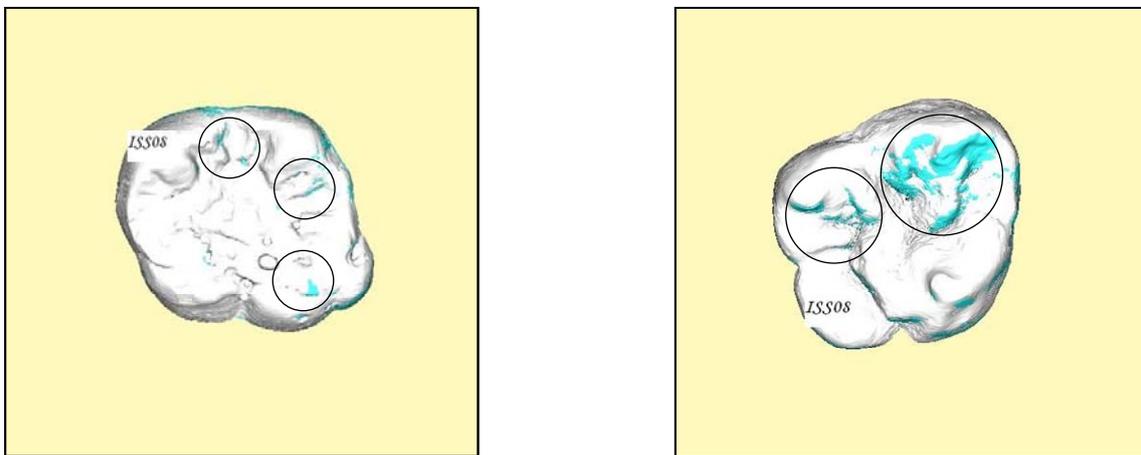


Figura 9. Immagini di ricostruzioni microtomografiche tridimensionali della coppia formata da dente in materiale ibrido PFS (sx) e dente naturale (dx); i cerchi evidenziano le zone usurate

Tenendo conto che l'integrità fisiologica dei denti umani presi come campioni poteva essere difficilmente valutabile ed affidabile, si può osservare che, per esempio la coppia di

denti naturali, di cui si sono mostrate le immagini ricostruite, mostra una leggera differenza di aree colorate rappresentative dell'usura che hanno subito i tessuti dentali durante le prove a fatica *in vitro*.

Se confrontiamo poi tali aree con quelle ottenute sui denti naturali antagonisti di quelli realizzati in materiali compositi policeramici, mostrati tramite le immagini microtomografiche, possiamo osservare che tali aree non sono eccessivamente estese, fornendo una testimonianza che i materiali utilizzati e testati in questa sperimentazione non sono eccessivamente distruttivi nei confronti dei tessuti dentali. I materiali, conformati a elementi dentali, che hanno dimostrato minore aggressività nei confronti dei tessuti dentali sono stati il composito a base PEX (*Phenolic- EpoXyne monomer*) e quello definito ibrido PFS (*Progressive Fine Structure*). Se poi osserviamo le aree delle superfici occlusali dei manufatti protesici possiamo notare che l'usura dei materiali policeramici è stata molto contenuta risultando minima nel composito ibrido microceramico.

Da una valutazione dei valori ottenuti dalla tab.1 si può dedurre che, per il nostro protocollo di prova e di analisi, la variazione volumetrica media ottenuta sulle coppie di denti naturali è stata di circa $3,0 \text{ mm}^3$, mentre quella dei naturali opposti ai tre materiali dei manufatti protesici è stata inferiore o uguale a questo valore ($2,2 \text{ mm}^3$ per i naturali opposti all'ibrido microceramico, $3,1 \text{ mm}^3$ per i naturali opposti al materiale a base PEX, $1,2 \text{ mm}^3$ per i naturali opposti all'ibrido PFS).

La variazione volumetrica media dei manufatti realizzati in materiale ibrido microceramico è stata di $2,9 \text{ mm}^3$, quella dei manufatti a base PEX è stata di $1,8 \text{ mm}^3$ e quella dei manufatti in ibrido PFS è stata di $4,3 \text{ mm}^3$.

La variazione ponderale dei naturali mostra dei valori più elevati rispetto ai manufatti protesici, probabilmente dovuti alla conservazione in soluzione fisiologica dei molari durante le varie fasi della sperimentazione, con il conseguente aumento di peso per l'elevato potere igroscopico delle strutture dentali, mentre quelli in materiale composito, che sono stati conservati in aria, mostrano dei valori più contenuti.

Mediamente il valore di riferimento del calo ponderale delle coppie di denti naturali è stato intorno ai 96 mg, valore contenuto rispetto a un peso dei molari variabile tra i 1500 mg e 2200 mg. Tutti gli altri naturali, opposti ai materiali compositi, hanno mostrato delle variazioni ponderali medie superiori, eccetto quelli opposti al materiale ibrido PFS che mediamente hanno fornito un valore di circa 69,3 mg.

La variazione media ponderale dei manufatti protesici è risultata dell'ordine di 3 mg per l'ibrido microceramico, di 8,7 mg per il materiale a base PEX e 1,3 mg per il materiale ibrido PFS.

La variazione media superficiale è stata per i naturali di circa $6,1 \text{ mm}^2$, per quelli opposti all'ibrido microceramico è stata di $7,7 \text{ mm}^2$ e di $1,0 \text{ mm}^2$ per quelli opposti al materiale a base PEX e di $4,5 \text{ mm}^2$ per quelli opposti al materiale ibrido PFS.

La variazione media superficiale è stata per i manufatti protesici di $6,4 \text{ mm}^2$ per quelli in ibrido microceramico, di $3,3 \text{ mm}^2$ per quelli in materiale a base PEX e di $8,3 \text{ mm}^2$ per quelli in materiale ibrido PFS.

3.3. Discussione

Il materiale composito, nel cavo orale, è esposto a fenomeni di varia natura che ne potrebbero compromettere la durata nel tempo e le prestazioni. Un'adeguata risposta ai carichi masticatori è necessaria affinché possa essere ripristinato e mantenuto l'equilibrio che esiste all'interno del cavo orale, alterato dalla perdita o compromissione degli elementi dentali.

La resistenza all'abrasione superficiale è una proprietà molto importante in quanto, la sua assenza, può causare la perdita della dimensione verticale e ripercuotersi sull'integrità dell'articolazione temporomandibolare, soprattutto in quei pazienti affetti da una patologia parafunzionale quale può essere il bruxismo o il serramento, che andrebbe ad aggravare un processo già in atto ed evolversi in uno stato patologico di tipo infiammatorio o muscolare.

Prima di procedere alla sperimentazione clinica, la stimolazione dinamica a fatica è l'unica possibilità di testare, nel tempo e *in vitro*, le prestazioni di materiali e dispositivi che devono resistere all'ambiente orale.

L'indicazione che si è dedotta dalla letteratura, dalle normative europee ed internazionali è stata quella di definire il periodo minimo e massimo di invecchiamento simulato, che varia dai 5 anni degli impianti dentali ai 20 anni delle protesi dell'anca.

Un parametro importante è la frequenza di stimolazione, il suo valore è dipendente dalle condizioni in cui un materiale o un dispositivo deve essere impiegato e varia dai 2 Hz per ciclo masticatorio ai 10 Hz dell'andatura umana. Rimane da definire il carico di sollecitazione, cioè la forza minima e massima che, con una frequenza prestabilita, agisce sul materiale o dispositivo soggetto alla prova a fatica. Il carico, per il cavo orale, va da un minimo di 30 N ad un massimo di 300 N.

In base a quanto detto è stato applicato il protocollo di prove meccaniche dinamiche a fatica alle quali sono stati sottoposti i campioni: dente naturale-dente naturale, dente naturale-ibrido PFS, dente naturale-dente a base PEX, dente naturale-dente in ibrido microceramico. Le prove effettuate nell'ambito di questa sperimentazione hanno avuto l'obiettivo di simulare il ciclo masticatorio; il contatto tra i due denti antagonisti e il relativo sfregamento può provocare, sicuramente, un processo di usura nei confronti delle due superfici che vengono a contatto, ciclicamente caricate, durante la stimolazione a fatica.

Dopo lo svolgimento dei test, prendendo come riferimento il calo ponderale e la variazione volumetrica del gruppo formato dal campione dente naturale-dente naturale, possiamo affermare che il comportamento dei tre materiali compositi presi in esame è stato migliore dal punto di vista quantitativo, rispetto al comportamento considerato fisiologico, ottenuto dalle prove meccaniche a fatica sui naturali.

Queste variazioni sono risultate più contenute nei gruppi formati da dente naturale e dente in materiale a base PEX e da dente naturale e dente in ibrido PFS rispetto al gruppo formato da dente naturale-dente in ibrido microceramico, mostrando ancora tutti i limiti dei materiali compositi usati in odontoiatria, anche se di ultima generazione. L'usura riscontrabile tra dente naturale-dente naturale rappresenta un obiettivo al quale i nuovi materiali compositi dovrebbero mirare, in quanto la loro resistenza all'usura superficiale è affidata esclusivamente alle caratteristiche del riempitivo, mentre come punto debole rimane sempre la componente resinosa a causa della sua elevata tendenza all'abrasione.

Le ricostruzioni microtomografiche 3D, effettuate tramite l'acquisizione delle immagini prima e dopo la simulazione del ciclo masticatorio, dei gruppi di campioni hanno evidenziato una variazione minima del disegno superficiale. In particolare il gruppo composto da coppie di denti naturali, preso come riferimento, non ha evidenziato grosse variazioni di aree di usura superficiale a differenza dei denti naturali antagonisti degli elementi dentali realizzati in composito che hanno mostrato alterazioni in alcuni casi visivamente rilevabili; mentre le variazioni degli elementi dentali in composito sono state visivamente molto scarse.

Da quanto osservato possiamo ipotizzare che, grazie al tipo di legame chimico dei compositi e dello stato o del tipo di composizione, gli elementi dentali naturali antagonisti a quelli in composito PEX e ibrido PFS, mostrano un'alterazione inferiore a quella subita nel gruppo in cui sono stati utilizzati solo i naturali.

3.4. Conclusioni

Dall'indagine sperimentale condotta, prendendo come riferimento il calo ponderale, la variazione volumetrica insieme con il calcolo delle superfici usurate delle coppie composte da dente naturale-dente naturale, dente naturale-dente in composito, si evince che il comportamento di un materiale composito come quello a base PEX provoca un'usura minore del dente naturale antagonista rispetto agli altri due compositi.

Tale comportamento non sembrerebbe dovuto al contenuto di ceramica microfine, ma si potrebbe ipotizzare essere conseguenza del riempitivo a matrice polimerica organica che rafforza la struttura omogenea, ma sembrerebbe renderla più elastica conferendo a questo materiale caratteristiche simili alla ceramica ma con potere distruttivo più limitato nei confronti dei tessuti dentali.

La nuova metodica della microtomografia 3D ha fornito, attraverso le ricostruzioni tridimensionali, una visione del processo di usura quantitativa del campione. Inoltre, è stato possibile verificare eventuali alterazioni o modificazioni irreversibili, provocate dal processo di usura, all'interno dello stesso campione tramite una scansione dinamica, che ha escluso qualsiasi danno o fessurazioni nei denti realizzati in materiale composito o nei denti naturali.

Attraverso la sovrapposizione delle due ricostruzioni microtomografiche 3D si sono ottenute delle immagini dove le superfici usurate sono facilmente osservabili tramite la diversa colorazione che fornisce la metodica di sovrapposizione degli oggetti ricostruiti in 3D acquisiti con la strumentazione SkyScan 1072 ed elaborati con il relativo software dedicato.

Per concludere, nell'ambito di questa sperimentazione, prosecuzione della precedente (1), che è stata eseguita ampliando il numero di campioni ed introducendo il calcolo delle aree di usura superficiali tramite tecniche di elaborazioni microtomografiche, abbiamo potuto osservare che il composito a base PEX, si è dimostrato un materiale in grado di rappresentare un valido supporto nella riabilitazione protesica, in quanto, ha sempre contrastato la propria usura in maniera piuttosto limitata, in modo da non provocare un'abrasione esagerata dell'antagonista ed avvicinandosi molto al comportamento fisiologico ideale rispetto a quello mostrato dagli altri compositi valutati in questa sperimentazione secondo lo stesso protocollo di prova messo a punto appositamente durante la prima fase dello studio (1).

BIBLIOGRAFIA

1. Bedini R, Caiazza R, Filippini P, Pecci R, Di Carlo F, Prucher E, Aiello M, Quaranta M. Usura dei tessuti dentali indotta da ciclo masticatorio simulato in vitro: risultati preliminari. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2006. (Rapporti ISTISAN 06/2).
2. Bauer A, Gutowski A. *Gnatologia Introduzione teorica e pratica*. Padova: Piccin Editore; 1984.
3. Dawson PE. *Valutazione, diagnosi e trattamento dei problemi occlusali*. Milano: Ilc Editore Srl; 1992.
4. Brand R, Isselhard DE. *Anatomia dell'apparato stomatognatico*. Padova: Piccin Editore; 1984.
5. Anderlini G, Calandriello L. Composite resins and enamel-dentin adhesives. A new fixation technic. *Dent Cadmos* 1990;58(5):28-36, 39.
6. Ruyter IE, Osaed. Compressive creep of light cured resin based restorative materials. *Acta Odontol Scand* 1982;40(5):319-24.
7. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ-JR. *Sturdevant's Odontoiatria Conservativa Arte & Scienza, III Ed. Italiana*. Padova: Piccin Editore; 1984.
8. Grandini R, Rengo S, Strohmenger L. *Odontoiatria restaurativi*. Torino: UTET Editrice; 1999.
9. Dyer SR, Sorensen JA, Lassila LV, Vallittu PK. Damage mechanics and load failure of fiber reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater* 2005;21(12):1104-10. Epub 2005 Jul 25.
10. Martin N, Jedykiewicz NM, Fisher AC. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater* 2003;19(2):77-86.
11. Soderholm KJ, Zigan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 1984;63(10):1248-54.
12. Asmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 1982;90(6):484-9.
13. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992;20(3):183-8.
14. Simionato F. *Tecnologie dei materiali dentali. III*. Padova: Ed. Piccin Nuova Libreria; 1996.
15. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16(6):417-22.
16. Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Wang Y, Viswanadhan T. Thermoanalytical characterization of visible light cure dental composites. *J Oral Rehabil* 1992;19(1):49-64.
17. Loyaga-Rendon PG, Takahashi H, Hayakawa I, Iwasaki N. Compositional characteristics and hardness of acrylic and composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent* 2007;98(2):141-9.
18. Wilson TW, Turner DT. Characterization of polydimethacrylates and their composites by dynamic mechanical analysis. *J Dent Res* 1987;66(5):1032-5.
19. Covey DA, Tahaney SR, Davenport JM. Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):458-61.
20. De Lillo A, Lombardo S, Chiado Cutin D, Pirri F, Carossa S. [In vitro evaluation of chromatic stability in new-generation composites] *Minerva Stomatol* 2002;51(9):371-6.
21. De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials* 2005;26(3):257-70.
22. Plotino G, Grande NM, Pecci R, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Three-dimensional imaging using microcomputed tomography for studying tooth macromorphology. *J Am Dent Assoc* 2006;137(11):1555-61.

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.
Le richieste possono essere inviate a: pubblicazioni@iss.it.*

*Stampato da Tipografia Facciotti srl
Vicolo Pian Due Torri 74, 00146 Roma
Roma, aprile-giugno 2008 (n. 2) 6° Suppl.*