



# UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Sede Amministrativa: Università degli Studi di Padova

Sede Consorzata: Università Politecnica delle Marche (Ancona)

Dipartimento di Meccanica

SCUOLA DI DOTTORATO DI RICERCA IN: Scienze, Tecnologie e Misure Spaziali

INDIRIZZO: Misure Meccaniche per l'Ingegneria

CICLO: XXI

## **STUDIO DI TECNICHE DI MISURA PER APPLICAZIONI INNOVATIVE IN CAMPO ODONTOIATRICO**

**Direttore della Scuola** : Ch.mo Prof. Cesare Barbieri

**Supervisore** : Ch.mo Prof. Enrico Primo Tomasini

**Co-supervisori** : Dott. Ing Lorenzo Scalise

Dr. Giorgio Rappelli

**Dottoranda** : Lucia Pallotto



## INTRODUZIONE

*Scopo della scienza non è tanto quello di aprire una porta all'infinito sapere,  
quanto quello di porre una barriera all'infinita ignoranza.  
(B. Brecht, da "Vita di Galilei")*

Ormai da tempo le scienze odontoiatriche suscitano l'interesse dell'ingegneria, si è così instaurata una collaborazione tra le due discipline che si sta facendo via via più stretta. Non è infatti raro reperire in letteratura pubblicazioni scritte in équipe da odontoiatri ed ingegneri; si sta infatti sviluppando anche tra gli odontoiatri la sensibilità necessaria ad affrontare questioni legate all'aspetto strutturale o di composizione dei materiali di denti e protesi.

Lo scopo di questo lavoro di tesi, realizzato in stretta collaborazione con la Clinica Odontostomatologica dell'Università Politecnica delle Marche e con diverse aziende del settore, è quello di applicare tecniche di misura ad ambiti di specifico interesse odontoiatrico. L'innovazione presente in questa tesi risiede sia nelle specifiche tecniche di misura utilizzate che, e soprattutto, nell'approccio metodologico seguito. Si è voluto infatti garantire che fossero di interesse sia i risultati delle misure effettuate sia i metodi di misura scelti.

In dettaglio, il lavoro mira ad **incrementare il know-how** inteso nella sua triplice accezione di sapere, saper fare, saper essere. L'obiettivo posto dal primo significato verrà soddisfatto ogni qualvolta si giungerà ad un risultato, il secondo invece quando si sarà acquisita una nuova metodologia di prova o ci si sarà sensibilizzati ad una nuova problematica, il terzo infine quando tra i due gruppi (ingegneri ed odontoiatri) si sarà instaurato un linguaggio comune. Inoltre il fatto che i due gruppi lavorino insieme non presuppone che tra di essi vi sia una comunione di interessi, pur se assicura quella di intenti; spesso infatti quello che è fondamentale per un gruppo è irrilevante per l'altro.

A motivazione del significato delle affermazioni precedenti si pensi che può succedere non troppo raramente che un ingegnere, leggendo un articolo scritto da odontoiatri, trovi lacunosa la spiegazione delle tecniche utilizzate per arrivare al risultato o incontri anche approcci metodologici non pienamente corretti. Viceversa un odontoiatra che legga un articolo scritto da ingegneri sarà quantomeno perplesso di fronte alla grande importanza data alla sezione "materiali e metodi" e agli argomenti in essa trattati e contesterà una mancanza di implicazioni cliniche per i risultati del lavoro, senza considerare la sensazione di smarrimento che lo coglierà leggendo l'inevitabile sezione esplicitante i limiti dello studio. La causa di quanto appena affermato risiede nella mancanza di un linguaggio e di un background comuni ai due gruppi di lavoro, mentre una certa differenza nei risultati di interesse è da ritenersi fisiologica.

Nel corso dei tre anni di lavoro a questa tesi ci si è sempre assicurati di far **comunicare** i due ambienti, mirando alla soddisfazione di entrambi i gruppi. Le attività di ricerca svolte dovevano infatti fornire dei risultati utili agli odontoiatri, ma ottenerli con un metodo e con delle tecniche che fossero idonei (leggasi interessanti o innovativi o più accurati rispetto alla prassi etc) dal punto di vista ingegneristico e metrologico. Le motivazioni delle attività di ricerca effettuate sono sempre nate dal colloquio con il settore odontoiatrico, in base ad esigenze che esso sentiva come proprie; al gruppo di ingegneri spettava, se l'argomento era reputato valido, analizzare e risolvere il problema come ritenesse più opportuno, utilizzando tecniche che, anche se complesse, avrebbero portato ad un risultato significativo anche dal punto di vista tecnico.

La varietà di argomenti trattati deriva proprio da quanto appena detto, esse riflette i differenti temi che i colleghi odontoiatri hanno proposto. Si è infatti instaurato un dialogo che da una parte ha sensibilizzato gli odontoiatri coinvolti in merito alla qualità dei risultati da ottenere, mentre dall'altra ha "educato" gli ingegneri alla tipologia di problemi posti.

Nell'ottica di voler coniugare in ogni singolo campo la completezza tecnica e la significatività clinica, vanno anche fatte alcune **considerazioni metrologiche**, quindi va tenuto presente anche il concetto di "incertezza della misura". All'interno di un dottorato in misure meccaniche tale concetto è estremamente importante, mentre a livello medico esso è pressoché irrilevante, quando non giudicato negativamente. Si è cercato di ricomporre questa dicotomia valutando il contesto in cui era inserito ogni singolo ambito del lavoro. In altri termini: l'incertezza, ove possibile, è stata calcolata non tanto al fine di stabilire se essa fosse alta o bassa in

rapporto alle altre tecniche con cui si sarebbe potuta misurare la stessa grandezza, ma se essa fosse accettabile o meno in riferimento alla qualità ed alla quantità di informazioni ricavate da quella misura. Come esempio si può citare la scelta fatta di utilizzare molte tecniche a campo pieno, in esse l'incertezza è spesso maggiore che utilizzando tecniche a singolo punto, ma se ne ottiene una quantità di informazioni tale che l'incertezza stessa passa in secondo piano, considerando anche il "salto di qualità" correlato al passaggio dall'analisi di un singolo punto a quello dell'intera superficie.

In questo contesto va anche ricordata la forte variabilità che caratterizza i provini biologici, si può portare ad esempio l'elevato range di valori che si possono reperire in letteratura come propri delle caratteristiche meccaniche di materiali quali smalto e dentina. Inoltre non va dimenticato il fatto che tra un individuo e l'altro possono variare sostanzialmente non solo la forma e le caratteristiche meccaniche, ma anche la percentuale di materiali da cui è composto il medesimo tipo di dente (un dente composto da 20% di smalto e 80% di dentina si comporterà in maniera diversa da uno composto dal 25% di smalto ed il 75% di dentina, pur essendo entrambi, ad esempio, due incisivi).

Il complesso del lavoro è articolato in **quattro sezioni**: la prima parte riguarderà lo studio del comportamento del dente come sistema unico, nella seconda il comportamento del dente verrà confrontato con quello della protesi, nella terza parte verranno trattate le prove effettuate su impianti, mentre nella quarta saranno studiati due "elementi al contorno" dei denti.

La **prima** parte di tesi è intitolata "**studio del comportamento strutturale del dente**", essa riguarda quindi lo studio del dente inteso come sistema.

L'analisi è stata svolta innanzitutto avvalendosi di **modelli agli elementi finiti**. Questi ultimi sono stati reputati lo strumento più immediato per analizzare ad ampio spettro le relazioni tra il comportamento di un generico dente e di un altrettanto generico (nel senso di "di caratteristiche medie") restauro. Nel primo capitolo della tesi sono quindi illustrati i modelli agli elementi finiti utilizzati ed i risultati che se ne sono ottenuti. L'innovatività dell'analisi non risiede tanto nel fatto che i modelli sono tutti tridimensionali, a differenza di quanto avvenga in una buona parte della letteratura scientifica che utilizza modelli bidimensionali, quanto nel fatto che essi sono stati disegnati in forma parametrica, il che li renderà poi adattabili a qualsiasi campione sperimentale posseduto. Non ci si è avvalsi infatti di processi di Reverse Engineering, ma tutto è stato modellato in forma parametrica all'interno dello stesso software di analisi. La parametrizzazione rende il modello più versatile di quanto possa accadere per un modello proveniente da acquisizioni dirette, in esso infatti i parametri fondamentali, come ad esempio lo spessore dello smalto, possono essere variati, mantenendo intatte tutte le altre condizioni. In questo modo si riesce quindi ad investigare la struttura in parti inaccessibili alle prove sperimentali, quali ad esempio l'interfaccia tra il restauro e la dentina, le sezioni e la zona radicolare.

Tutti i modelli presentati sono stati creati rendendoli semplici, ma verosimili, per questo componenti ancora in fase di studio come la **giunzione amelo-dentinale** sono state omesse. Con "giunzione smalto-dentina" si intende la zona di dentina morbida che separa lo smalto della dentina vera e propria, nonostante il suo spessore sia molto limitato (200-300  $\mu\text{m}$  da recenti studi), si ipotizza che essa determini la resistenza alla fatica del dente sottostante. Per valutare se tale omissione inficiasse i risultati ottenibili dai calcoli, nel corso di questo capitolo la giunzione è stata sottoposta a delle prove per comprendere maggiormente il suo comportamento. Dato che le prove sono state effettuate su due classi di provini (nella prima la giunzione era integra, nella seconda era stata demineralizzata) si è anche potuto valutare da quali componenti della giunzione dipendessero le sue caratteristiche, nonché si è potuto stimare il suo modulo elastico. Il contributo innovativo di questa parte del lavoro risiede nello studio comparato della giunzione integra e non, in merito alla quale la letteratura allo stato dell'arte attuale presenta delle lacune.

La **seconda** parte del lavoro è intitolata "**metodi di misura per il confronto tra il dente integro ed il suo restauro**" e riguarda il confronto tra il comportamento del dente integro e quello del restauro successivamente applicativi. Si voleva infatti cercare di capire in maniera empirica se la protesi svolgesse correttamente il suo compito che è di ripristinare non solo l'estetica, quanto piuttosto la funzionalità dell'elemento che sostituisce.

In entrambi gli ambiti analizzati, meccanico e termico, si sono utilizzate tecniche non solo senza contatto, ma anche a campo pieno, in modo da raccogliere contemporaneamente la maggior quantità di informazioni possibile, con inoltre un alto grado di correlazione tra un punto e l'altro dell'area inquadrata. L'aspetto fortemente innovativo di questa seconda sezione della tesi risiede proprio nella scelta di lavorare col

medesimo campione prima e dopo il restauro; in questo modo le eventuali differenze di comportamento rilevate potranno essere attribuite alle modifiche apportate al campione, mentre nel caso di classi di campioni esse potevano essere dovute anche alle

Nel terzo capitolo della tesi è riportata l'analisi del comportamento meccanico delle coppie dente - suo restauro attraverso l'Electronic Speckle Pattern Interferometry. L'**ESPI** è una tecnica interferometrica per la misura di spostamenti tramite analisi del comportamento degli speckle, cioè delle granulosità generate da una superficie otticamente rugosa quando è illuminata da una luce coerente, solitamente considerati rumore. Il banco utilizzato permette di rilevare spostamenti in direzione out-of-plane, quindi giacenti lungo la normale alla superficie del dente. Benché affetta da rumore, soprattutto se si lavora su provini dalle scarse proprietà ottiche, tale tecnica è stata scelta in quanto permette di misurare gli spostamenti in campo pieno, quindi eliminando tutte le problematiche di riproducibilità delle sollecitazioni che si hanno lavorando con tecniche a singolo punto quando si deve ripetere la prova osservando di volta in volta un diverso punto del campione.

Nel quarto capitolo la capacità di ripristino della protesi è stata invece valutata dal punto di vista termico, utilizzando la tecnica della **termografia** attiva (cioè basata sull'osservazione della risposta dell'oggetto ad uno stimolo indotto dall'esterno). L'innovatività del lavoro è sia nel metodo utilizzato, la letteratura riporta pochissimi articoli in merito al comportamento termico dei restauri ed in quasi tutti gli articoli esso era stato valutato con strumenti a singolo punto quali le termocoppie, che nel campione utilizzato. Infatti, per avere la sicurezza di aver sottoposto sia il dente integro che il suo restauro al medesimo carico termico (più difficilmente controllabile rispetto ad un carico meccanico) è stato realizzato un apposito campione, longitudinalmente per metà integro e per metà restaurato. Utilizzando tale campione è stato inoltre possibile effettuare un calcolo dell'emissività di entrambi i materiali (smalto e composito) ben più rigoroso di come fosse stato esposto nell'unico lavoro reperito a riguardo in letteratura.

La **terza** parte della tesi è intitolata "**prove su impianti protesici**" si occupa invece dell'oggetto su cui molto spesso viene vincolata una protesi, vale a dire l'impianto. A differenza dei materiali costituenti il dente integro, l'impianto ha delle caratteristiche meccaniche ben note, essendo per legge composto di titanio di grado V, si è quindi indagato sul suo comportamento in fase di utilizzo.

La prima tipologia di analisi è consistita in **prove di fatica**; la conduzione di questo tipo di prove è regolamentata da un'apposita normativa, non altrettanto si può dire della preparazione dei provini. Il fine di questa parte del lavoro era quindi individuare una modalità di preparazione dei provini che permettesse sia di soddisfare la normativa che di poter sottoporre alle stesse condizioni di prova impianti di diverse. La parte più originale del quinto capitolo risiede quindi nella procedura di costruzione del provino ideata, che può essere applicata ad impianti con diverse viti o tipi di teste, pur utilizzando lo stesso allestimento del banco.

Con la seconda tipologia di analisi si è invece valutata la capacità di ritenzione che l'impianto ha nei confronti della protesi in condizioni standard di montaggio; tale capacità è stata quantificata attraverso delle **prove a strappo**. L'innovatività di quanto esposto in questo sesto capitolo risiede non solo nell'argomento trattato, la letteratura è infatti carente di lavori dedicati all'interfaccia di collegamento tra la protesi e l'impianto, ma anche nello sforzo di progettazione che è stato fatto per rendere il montaggio dei provini e la conduzione delle prove riproducibili a prescindere dal tecnico che li avrebbe eseguiti. Il traguardo raggiunto si concretizza nel poter affermare che la variabilità riscontrata nei risultati non dipende più dalla costruzione dei campioni, ma che essa è causata dalle caratteristiche dell'interfaccia tra l'impianto e la protesi, quindi che è imputabile a quello che era l'oggetto dello studio.

La **quarta** ed ultima sezione del lavoro è intitolata "**prove su materiali da impronta ed apparecchi ortodontici**" e riguarda lo studio dei due "elementi al contorno" introdotti nel titolo.

Il settimo capitolo della tesi riguarda l'analisi effettuata sui **materiali da impronta**. La presa dell'impronta è il primo passaggio per la costruzione della protesi, quindi dalla sua correttezza dipende il futuro comfort del paziente. Un'azienda leader del settore ha sviluppato una procedura di costruzione di provini, grazie alla forma dei quali possono essere confrontate le caratteristiche di diversi materiali. Allo stato dell'arte attuale però le misure dell'altezza di questi provini vengono effettuate tramite calibro, che, essendo uno strumento a contatto, induce un effetto di carico notevole e soprattutto non quantificabile. Ciò fa sì che se ne ottengano delle misure poco ripetibili ed ancor meno riproducibili, anche perché molto influenzate dal singolo operatore che le compie. In questo capitolo viene quindi proposto un sistema di misura senza contatto tramite immagini, quindi a campo pieno, basato sui principi della triangolazione. Il sistema proposto permette quindi di ricostruire l'intera forma dell'oggetto ed incrementare la riproducibilità dei risultati ottenuti.

L'ottavo ed ultimo capitolo riguarda invece un tipo di particolare tipo di **apparecchio ortodontico**, che, essendo stato solo recentemente brevettato, andava completamente caratterizzato. Tale caratterizzazione è

consistita nel progettare il banco e la tipologia di prove necessarie a comprendere il valore di forza che esso trasmetteva per ogni fase di attuazione ai denti coinvolti. Il lavoro è stato svolto in collaborazione con il detentore del brevetto. Il contributo originale di questo capitolo risiede quindi non solo nell'oggetto trattato, ma anche nella scelta del processo di prova e delle modalità di elaborazione dei dati in modo da poter arrivare ad un numero di parametri che, pur basso, descrivesse completamente l'oggetto e le differenze fra le varie configurazioni per esso possibili.

## INDICE

<b>INTRODUZIONE.....</b>	<b>1</b>
<b>INDICE .....</b>	<b>5</b>
<b>RIASSUNTO .....</b>	<b>9</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>17</b>

### *PARTE I*

#### *STUDIO DEL COMPORTAMENTO STRUTTURALE DEL DENTE*

<b>CAPITOLO 1    MODELLI AGLI ELEMENTI FINITI.....</b>	<b>27</b>
1.1    INTRODUZIONE.....	27
1.2    LE CONFIGURAZIONI DI RESTAURO REALIZZATE .....	33
1.3    LE SIMULAZIONI EFFETTUATE.....	36
1.4    CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	45
1.5    BIBLIOGRAFIA .....	45
<b>CAPITOLO 2    STUDIO DELLA GIUNZIONE SMALTO-DENTINA .....</b>	<b>47</b>
2.1    INTRODUZIONE.....	47
2.2    IL SISTEMA PER L' APPLICAZIONE DEL CARICO .....	47
2.3    I CAMPIONI ED IL LORO MONTAGGIO .....	48
2.4    RISULTATI E DISCUSSIONE.....	50
2.5    ULTERIORI ELABORAZIONI .....	53
2.6    CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	59
2.7    BIBLIOGRAFIA .....	59

### *PARTE II:*

#### *METODI DI MISURA PER IL CONFRONTO TRA IL DENTE INTEGRO ED IL SUO RESTAURO*

<b>CAPITOLO 3    STUDIO DEL COMPORTAMENTO DELLE COPPIE DENTE INTEGRO - SUA RICOSTRUZIONE TRAMITE E.S.P.I. ....</b>	<b>63</b>
3.1    INTRODUZIONE.....	63
3.2    IPOTESI DI UTILIZZO DEL SENSORE A TRIANGOLAZIONE.....	63
3.3    IL BANCO PROVA .....	66
3.4    ESEMPIO DI PROVA SPERIMENTALE ED ELABORAZIONE DEI DATI.....	67
3.5    PROVE SPERIMENTALI.....	73
3.6    CONCLUSIONI.....	78
3.7    BIBLIOGRAFIA .....	78
<b>CAPITOLO 4    ANALISI TERMOGRAFICHE .....</b>	<b>79</b>
4.1    INTRODUZIONE.....	79
4.2    LA TERMOGRAFIA ATTIVA.....	79
4.3    ALLESTIMENTO DEL BANCO.....	80

4.4	IL CAMPIONE UTILIZZATO.....	81
4.5	ACQUISIZIONE ED ELABORAZIONE DEI DATI .....	82
4.6	CALCOLO DELL'EMISSIVITA' DEL DENTE.....	83
4.7	PROVE SPERIMENTALI.....	88
4.8	CONCLUSIONI.....	94
4.9	BIBLIOGRAFIA .....	94

**PARTE III:  
PROVE SU IMPIANTI PROTESICI**

<b>CAPITOLO 5</b>	<b>PROVE A STRAPPO .....</b>	<b>99</b>
5.1	INTRODUZIONE.....	99
5.2	SCELTA DELLA FORMA DEL PORTACAMPIONE.....	99
5.3	MONTAGGIO E PROVE SUI PROVINI PRELIMINARI .....	102
5.4	IL DISPOSITIVO PER IL MONTAGGIO DEI PROVINI.....	107
5.5	IL DISPOSITIVO PER L'APPLICAZIONE DELLA FORZA .....	111
5.6	PROVE SPERIMENTALI.....	113
5.7	CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	117
5.8	BIBLIOGRAFIA .....	117
<b>CAPITOLO 6</b>	<b>PROVE A FATICA .....</b>	<b>119</b>
6.1	INTRODUZIONE.....	119
6.2	STATO DELL'ARTE6.....	119
6.3	I CAMPIONI ANALIZZATI.....	122
6.4	IL MONTAGGIO DEI CAMPIONI.....	123
6.5	PROVE SPERIMENTALI.....	127
6.6	CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	130
6.7	BIBLIOGRAFIA .....	130

**PARTE IV:  
PROVE SU MATERIALI DA IMPRONTA ED APPARECCHI ORTODONTICI**

<b>CAPITOLO 7</b>	<b>STUDIO DEI MATERIALI DA IMPRONTA.....</b>	<b>135</b>
7.1	INTRODUZIONE.....	135
7.2	LA TECNICA DI MISURA .....	138
7.3	IL BANCO DI MISURA .....	142
7.4	TARATURA DEL SISTEMA .....	143
7.5	PROVE SPERIMENTALI.....	145
7.6	CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	146
7.7	BIBLIOGRAFIA .....	149
<b>CAPITOLO 8</b>	<b>CARATTERIZZAZIONE DI UN APPARECCHIO ORTODONTICO ...</b>	<b>151</b>
8.1	INTRODUZIONE.....	151
8.2	IL "TREPPEDI" .....	151
8.3	LA CATENA DI MISURA .....	153

8.4	ORGANIZZAZIONE DELLE PROVE.....	154
8.5	ANALISI DI UNA SESSIONE DI PROVA.....	156
8.6	PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A1 .....	164
8.7	PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A2 .....	169
8.8	PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A3 .....	171
8.9	PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A4 .....	173
8.10	CONFRONTO TRA I RISULTATI OTTENUTI DAI QUATTRO TIPI DI BRACCI .....	174
8.11	CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	177
8.12	BIBLIOGRAFIA .....	178
<b>CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....</b>		<b>179</b>

### *APPENDICI*

<b>APPENDICE I</b>	<b>LA TECNICA ESPI.....</b>	<b>185</b>
AI.I	INTRODUZIONE.....	185
AI.II	ELABORAZIONE DEI DATI.....	191
AI.III	PROVE SU UN BLOCCHETTO DI ALLUMINIO.....	196
AI.IV	PROVE SU UN CILINDRO DI POLISTIRENE .....	199
AI.V	CONCLUSIONI.....	201
AI.VI	BIBLIOGRAFIA .....	201
<b>APPENDICE II</b>	<b>I DENTI .....</b>	<b>203</b>
AII.I	CENNI DI ANATOMIA E FISIOLOGIA DI DENTI E ARCADE DENTALI .....	203
AII.II	CENNI DI ISTOLOGIA DENTALE.....	204
AII.III	CENNI DI OCCLUSIONE .....	205
AII.IV	BIBLIOGRAFIA .....	206
<b>APPENDICE III</b>	<b>LE PROTESI.....</b>	<b>207</b>
AIII.I	INTRODUZIONE.....	207
AIII.II	LE PROTESI A PONTE.....	208
AIII.III	BIBLIOGRAFIA .....	211

---

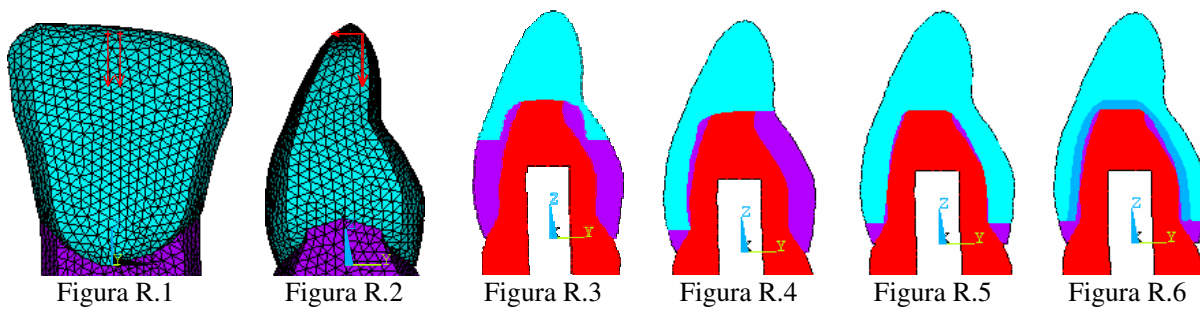
## RIASSUNTO

### Capitolo 1, modelli agli elementi finiti.

Oltre al dente integro (riportato in Figura R.1 in vista labiale ed in Figura R.2 in vista distale) sono stati modellati quattro tipi di restauro: la corona parziale (Figura R.3), la faccetta (Figura R.4), la corona totale (Figura R.5) e la corona totale bi-componente (Figura R.6). Con riferimento alle ultime quattro figure, che riportano i restauri in sezione vestibilo-linguale, i diversi colori indicano: il rosso la dentina, il viola lo smalto e l'azzurro il materiale da restauro, mentre il blu nella Figura R.6 rappresenta lo strato di metallo.

I vari restauri sono stati a loro volta modellati due volte ciascuno, variandone il tipo di materiale dal composito alla ceramica. Le caratteristiche meccaniche, moduli di Young e di Poisson, utilizzate per i diversi materiali sono state reperite dalla letteratura. In totale si sono ottenute otto diverse configurazioni da confrontare con il dente integro.

Le condizioni di carico applicate sono state sempre quelle riportate nella Figura R.1 e seguente, vale a dire una forza di 50 N applicata sulla faccia linguale al confine con l'area apicale, diretta verso il centro del dente ed inclinata di 30° rispetto al suo asse longitudinale. La condizione di vincolo imposte ad ogni era l'incastro perfetto tutti i nodi delle aree esterne della radice a partire da due millimetri aldisotto della fine dello smalto.



Il confronto dei risultati è avvenuto sfruttando una delle grandezze sperimentalmente non misurabili in maniera diretta, vale a dire la tensione equivalente calcolata col criterio di Von Mises; tale parametro è stato valutato in diverse regioni dei modelli, quali ad esempio l'area di applicazione del carico, la dentina o la porzione di smalto residua. Dall'analisi dei risultati nelle sezioni vestibolo-linguali dei modelli si nota come le varie distribuzioni delle tensioni presentino relativamente poche differenze tra loro, quindi non è riscontrabile la superiorità di un modello rispetto agli altri, a riprova del fatto che i differenti restauri modellati sono i più utilizzati in quanto i più efficienti. E' possibile vedere inoltre come un restauro in composito sollecciti gli strati sottostanti più del suo equivalente in ceramica, anche se le differenze sono minime; parimenti, il tipo di restauro che mantiene il dente residuo al minor livello di solleccitazione è la corona totale bi-componente, in cui il secondo materiale funge proprio da cuscinetto protettivo per il moncone sottostante.

### Capitolo 2, studio della giunzione smalto-dentina.

In questo capitolo la tecnica ESPI viene utilizzata sinergicamente ad un sensore laser a triangolazione per determinare il comportamento e le caratteristiche della giunzione amelo-dentinale (DEJ). Allo scopo sono state analizzate due serie di provini, composti dagli stessi materiali, ma tagliati in maniera ottimale per essere analizzati col sistema ESPI (dal contorno blu nella Figura R.7) o con il sensore a triangolazione (dal contorno rosso nella Figura R.7). Le due serie erano a loro volta divise in due classi, la prima composta da provini con la giunzione integra, mentre nella seconda classe la giunzione era stata sottoposta ad un processo di demineralizzazione che ne aveva asportato la componente organica. Tutti i provini sono stati sottoposti a compressione diretta lungo l'asse maggiore.

Il primo tipo di prove ha permesso di osservare la funzione legante della giunzione. Quando essa è integra il sistema smalto+dentina si comporta come un unico corpo rigido, fino al momento dello schianto della giunzione stessa.

Il secondo tipo di prove, con il sensore a triangolazione puntato sulla giunzione, ha permesso di valutare le solleccitazioni che essa può subire prima della rottura. Dalle curve Forza-Spostamento ricavate dalle prove e riportate nella Figura R.8 (i provini di controllo hanno le curve rosse, i trattati le blu), è possibile vedere

come tra le due classi la differenza di comportamento sia netta. Dai medesimi dati, note le dimensioni iniziali di ogni singolo provino è stato possibile calcolare le curve  $\sigma$ - $\epsilon$  longitudinali, dai tratti lineari delle quali è stato stimato il modulo di Young della giunzione nei due casi. I risultati mostrano come il modulo elastico decada dopo la demineralizzazione.

Una successiva analisi microscopica della seconda serie di provini ha permesso di confermare l'ipotesi che la giunzione funge da cuscinetto tra lo smalto e la dentina, limitando la dannosità delle tensioni che dal primo si propagano verso la seconda. Nei campioni non trattati infatti la rottura è avvenuta unicamente lungo la giunzione, mentre nei provini trattati essa aveva come epicentro la giunzione, ma coinvolgeva sia lo smalto che la dentina, ad esempio con delaminazioni o schegge di un materiale che rimanevano attaccati al frammento dell'altro.

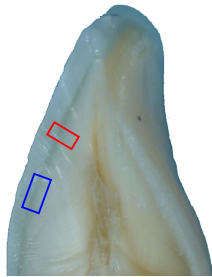


Figura R.7 - Direzione di estrazione dei provini:  
BLU: provini per test con il sistema ESPI,  
ROSSO: provini per test con il laser a triangolazione

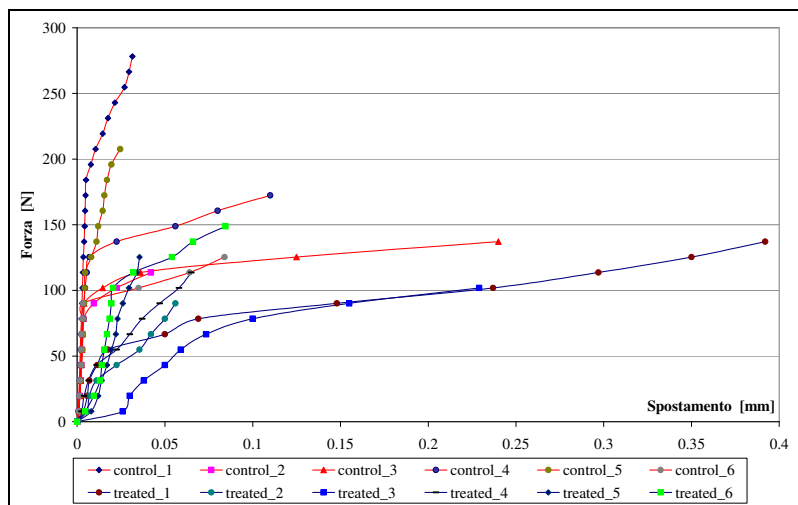


Figura R.8 - Curve Forza-Spostamento ottenute dalle acquisizioni con il sensore a triangolazione

### Capitolo 3, studio del comportamento delle coppie dente integro -sua ricostruzione tramite ESPI.

In questo capitolo l'innovativo obiettivo di confrontare il comportamento di un dente integro con quello della sua successiva protesi è stato perseguito attraverso la tecnica dell'Electronic Spekle Pattern Interferometry. Benché si perdesse in accuratezza della misura rispetto all'utilizzare tecniche a singolo punto, in questo modo si sono potute ottenere le mappe dei valori e degli andamenti degli spostamenti rilevati sul dente per ognuno degli step di carico effettuati. Essendo una tecnica a campo pieno l'ESPI garantisce cioè che tra due punti appartenenti ad una stessa mappa ci sia un altissimo grado di correlazione, dato che tutti gli spostamenti sono sicuramente stati provocati dalle medesime condizioni di carico.

Con riferimento alla parte destra della Figura R.9, gli spostamenti misurati sul supporto (punti blu) potevano essere sottratti a quelli rilevati sull'oggetto (punti bianchi), proprio in virtù del loro alto grado di correlazione. Per far comprendere l'importanza di questa caratteristica è stato effettuato un ciclo di prove con il sensore a triangolazione, che ha dimostrato come ciò sarebbe impossibile lavorando con tecniche a singolo punto.

Nello studio sono stati utilizzati in totale 5 campioni: 1 per le prove col sensore a triangolazione e 4 per le prove con il sistema ESPI; tra questi ultimi, 2 di essi sono stati sottoposti ai test dapprima integri e poi restaurati. I risultati sperimentali provenienti sia dai denti integri che da quelli restaurati venivano poi confrontati con quanto calcolato sul rispettivo modello agli elementi finiti, seguendo lo schema di confronto riportato nella Figura R.9. A riguardo uno dei campioni utilizzati ha fornito i grafici riportati nella Figura R.10, permettendo quindi di validare il modello del dente integro. I modelli sono anche stati utilizzati a scopo predittivo, ossia effettuando le simulazioni prima delle prove sperimentali, in modo da definire almeno l'ordine di grandezza dei risultati ottenibili e regolando di conseguenza la strumentazione.

Per quanto riguarda l'aspetto clinico dei risultati, i campioni sono in numero troppo limitato per poter esprimere giudizi di valore sui restauri, ciononostante si può affermare che esiste, e con questa tecnica è ben rilevabile, una differenza fra il comportamento del dente integro e quello della sua protesi. I dati sperimentali hanno infine confermato che i risultati provenienti da provini biologici sono molto variabili sia inter che intra-campione.

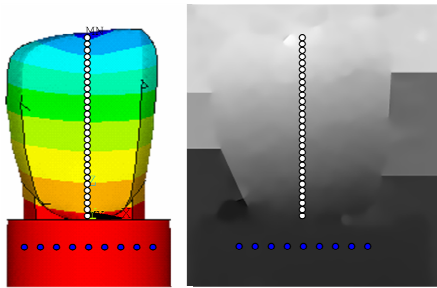


Figura R.9 - Modalità di confronto tra i risultati provenienti dalle simulazioni (SINISTRA) e dalle prove sperimentali (DESTRA); punti di confronto: bianchi sul dente e blu sul supporto

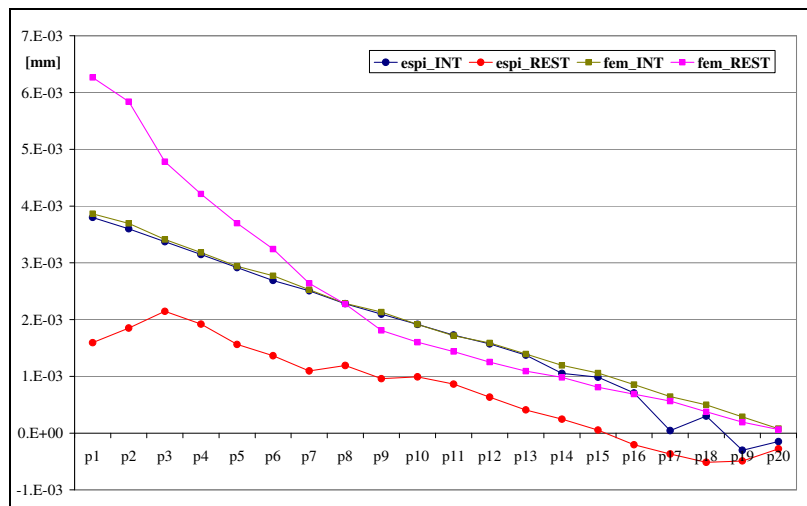


Figura R.10 - Campione 3: prospetto degli spostamenti calcolati per via numerica e sperimentalmente sul dente intero e sul suo restauro

#### Capitolo 4, analisi termografiche

Dato che un carico termico è più difficilmente controllabile rispetto ad un carico meccanico, per avere la certezza di sottoporre entrambi gli elementi alla stessa sollecitazione, si è deciso di costruire un campione non verosimile dal punto di vista clinico, ma atto allo scopo dal punto di vista tecnico. Tale provino è mostrato nella Figura R.12, dalla quale si vede come esso sia costituito da un dente (ancora di tipo incisivo centrale superiore), in cui metà del suo volume lungo l'asse longitudinale è stato sostituito da materiale composito. Il riscaldamento è stato effettuato in bagno termostatico, per un tempo tale da poter sopporre all'equilibrio anche la temperatura degli strati più interni; successivamente è stato osservato il raffreddamento in aria del campione. Propedeuticamente alle misure con la termocamera sono state effettuate misure con due termocoppie, in modo da poter "validare" le mappe termiche ottenute. Va infatti detto che la termocamera è affetta da un'incertezza maggiore che la termocoppia, tuttavia essa, essendo a campo pieno, fornisce una maggiore quantità di informazioni e permette di evitare alcuni errori di interpretazione propri delle tecniche a singolo punto. Ad esempio, con riferimento alla Figura R.11, se si fosse posizionata una termocoppia nel quadratino azzurro di sinistra ed una in quello azzurro di destra, si sarebbe creduto che il restauro avesse una temperatura maggiore del dente intero; infatti, benché molto prossime ad esserlo, le due aree azzurre non hanno la stessa distanza dal bordo esterno corrispondente. Se invece il quadrato azzurro di destra si fa corrispondere a quello rosa, allora si vede che i due materiali non presentano differenze rilevanti di temperatura.

Dalle prove a riscaldamento uniforme effettuate infatti si conclude che una protesi in composito ripristina correttamente il comportamento termico del dente intero.



Figura R.12 - Il provino oggetto delle analisi termografiche prima della lucidatura finale

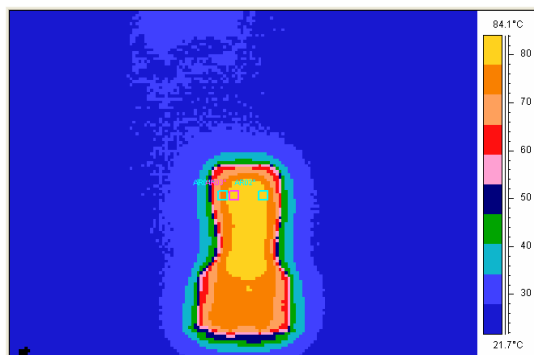


Figura R.11 - Una immagine termografica con evidenziate 3 aree di indagine

#### Capitolo 5, prove a strappo.

Per valutare la capacità di ritenzione esercitata dall'impianto sulla protesi da cui è separato dalla cappa aurogalvanica, si è deciso di sottoporre i provini a delle prove di trazione, che, data la conicità dell'abutment, si sono tradotte in sforzi sulle interfacce abutment-cappa e cappa-protesi.

Il primo passo effettuato è stato quello di definire la forma dei provini, dopo una serie di simulazioni agli

elementi finiti si è deciso di montarli come riportato, in sezione, nella Figura R.13. Dal basso vi si possono riconoscere: il blocco di resina nel quale veniva già fornito l'impianto (grigio), l'impianto (grigio scuro) e la cappa aurogalvanica (color oro), al disopra di essi sono riportate le sezioni del bugliolo (azzurro) e del materiale composito che lo riempie.

Il successivo sforzo progettuale è stato volto a rendere riproducibile il montaggio dei provini. A tale scopo è stato ideato il dispositivo mostrato in sezione nella Figura R.14. Dal basso in essa sono visibili: il supporto (grigio), l'abutment al suo centro (grigio scuro), la cappa aurogalvanica (arancione), il bugliolo (azzurro) e il composito (rosa). Attraverso l'uso di tale dispositivo si potevano controllare ed eliminare eventuali inclinazioni relative tra l'impianto, la cappa e l'equivalente della corona.

Per eliminare l'influenza di eventuali rotazioni relative tra i fori passanti del bugliolo e le pareti del blocco in resina contenente l'impianto è infine stato progettato un apposito sistema di afferraggi, che rendesse possibile l'esecuzione delle prove come schematizzato nella Figura R.15. In essa dall'alto si distinguono: le morse superiori (grigio scuro) della macchina di trazione, l'afferraggio (grigio chiaro), la staffa (blu), il perno (verde), il blocco in resina nel quale veniva fornito l'impianto (beige), le morse inferiori (grigio scuro) della macchina.

Una volta standardizzati sia il montaggio che la prova dei campioni, questi ultimi sono stati sottoposti al test di trazione, in un numero tale da rendere possibile anche un'analisi statistica dei risultati ottenuti. Il totale dei provini era diviso in due classi, a seconda della finitura superficiale data alla cappa aurogalvanica, questa divisione ha permesso di quantificare meglio l'influenza della cappa e dei materiali utilizzata per vincolarla all'abutment ed al composito sulla capacità di ritenzione della protesi.

I risultati ottenuti permettono di affermare che i trattamenti superficiali effettuati sulla cappa della seconda classe di campioni influenzano positivamente la capacità di ritenzione della protesi. Tenuto conto dello sforzo progettuale effettuato per rendere riproducibile il montaggio dei campioni, la variabilità dei valori di forza rilevati è infine da imputare agli unici due passaggi difficilmente controllabili, vale a dire il trattamento di sabbiatura sulla cappa e l'applicazione del velo di cemento all'interno ed all'esterno di essa.

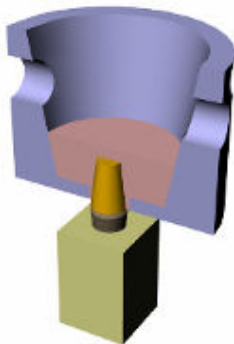


Figura R.13 - Ricostruzione grafica (metà superiore del provino in sezione) dell'aspetto finale del campione.

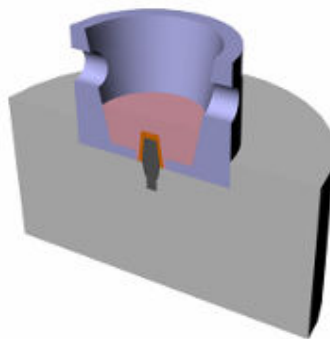


Figura R.14 - Il supporto per il montaggio durante l'utilizzo, sezione.

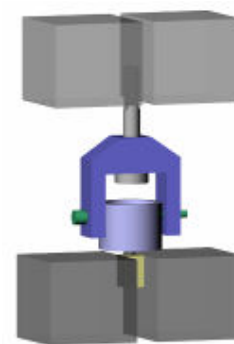


Figura R.15 - Ricostruzione del provino una volta montato nella macchina di prova

## Capitolo 6, prove a fatica.

Nel corso di questo capitolo vengono presentati una procedura di montaggio dei provini ed un banco per prove di fatica sugli impianti, che non solo rendono possibile soddisfare le condizioni richieste dalla normativa vigente in materia (UNI EN ISO 14801), ma soprattutto sono stati progettati in modo da limitare la variabilità intrinsecamente correlata alle prove di fatica. Per arrivare a questo risultato, nel corso dello studio si sono infatti analizzate, ed in massima parte risolte, le criticità correlate alla preparazione dei provini ed allo svolgimento delle prove.

Per quanto riguarda il montaggio dei provini, per poter ottenere la configurazione mostrata nella Figura R.16, è stato progettato il dispositivo mostrato dalla Figura R.17. Una volta calcolati i parametri che nella Figura R.20 sono chiamati Quota Desiderata e Livello della Resina, il dispositivo permette di riprodurre sperimentalmente tale configurazione e garantisce inoltre la coassialità tra l'impianto ed il cilindro di acciaio in cui è inserito. In questo modo, come mostrato dalla Figura R.18, il provino, una volta sistemato nella macchina di prova, soddisferà le condizioni imposte dalla normativa. Grazie alla versatilità della procedura stilata, variando il valore di QD ed LR, la medesima aderenza alla normativa può essere ottenuta per impianti di lunghezze differenti pur utilizzando lo stesso banco.

Le prove di fatica sono per loro definizione delle prove distruttive, il risultato delle prova è infatti il numero di cicli cui è avvenuta la rottura del campione, nota la storia di carico applicata (a sua volta regolamentata dalla normativa per quanto riguarda il rapporto tra il volume massimo ed il minimo).

Poco prima della rottura i provini si presentavano come illustrato dalla Figura R.19; la rottura è infatti avvenuta sempre, come prevedibili, per lo schianto della vite interna.



Figura R.16 - Un provino



Figura R.17 - Dispositivo per il montaggio



Figura R.18 - Il provino nella macchina di prova

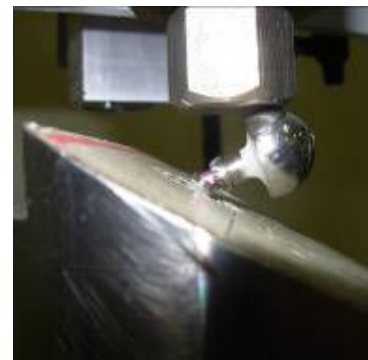


Figura R.19 - Il provino poco prima della rottura

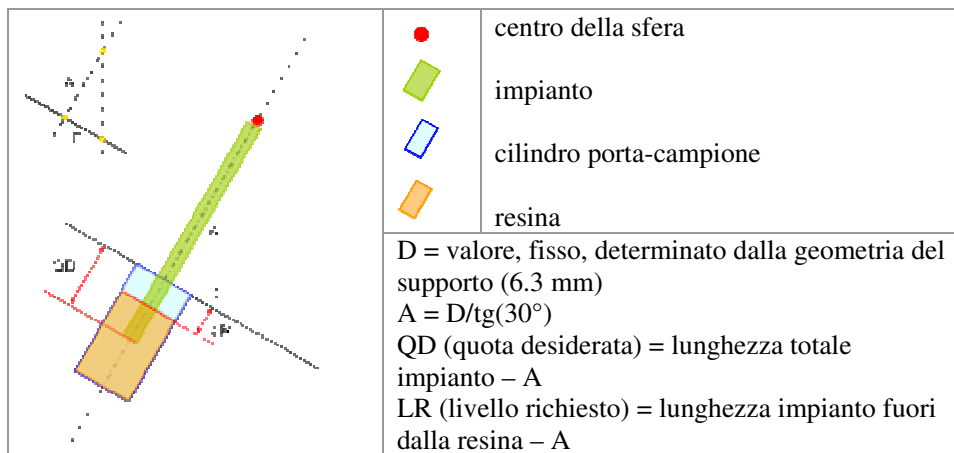


Figura R.20 - Procedura per il calcolo delle quote di interesse per il montaggio

### Capitolo 7, studio dei materiali da impronta.

Il fine di questo capitolo è individuare una tecnica di misura non a contatto per misurare in maniera riproducibile le altezze di campioni come quelli riportati nella Figura R.21. La loro forma deriva dal particolare tipo di stampo con cui sono stati ottenuti, individuato da un'azienda del settore come il migliore per ottenere dei provini la cui altezza sia direttamente correlabile alla fluidità del materiale che li costituisce. Il totale dei campioni era a sua volta diviso in due classi a seconda del maggiore o minore tempo di riposo del materiale prima dell'applicazione nello stampo.

Si è deciso di utilizzare un metodo ottico che lavorasse dall'alto e la scelta è ricaduta su una tipologia di triangolazione che sfrutta una lama d'ombra. Nella porzione di banco mostrato dalla Figura R.22 è indicato con la freccia il sistema di visione e con la parentesi il sistema di generazione dell'ombra. Nello specifico venivano analizzate le perturbazioni prodotte dall'oggetto sulla lama d'ombra che lo scansiva (fornendo una serie di immagini, una delle quali è riportata nella Figura R.23), perturbazioni quindi proporzionali all'oggetto stesso.

Lavorando con il sistema sviluppato, benché ottenuto con strumentazione di basse prestazioni, si è arrivati a misurare le altezze con un'incertezza di  $\pm 1.19$  mm a  $2\sigma$ , quantificata tramite taratura. Le misure effettuate con il calibro fornivano invece uno scarto tra il valore minimo ed il massimo dell'ordine di 1.5 mm, senza però associare ad esso alcun valore di probabilità attorno al "valore vero".



Figura R.21 - Tipologie di campioni analizzati

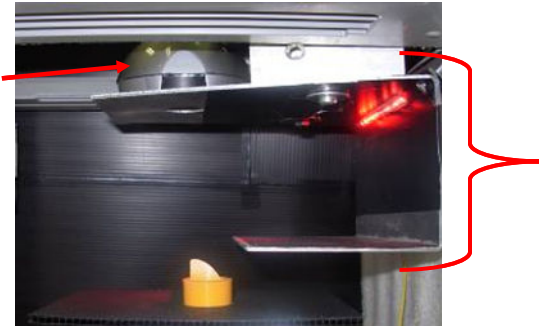


Figura R.22 - Il sistema di visione e quello di generazione dell'ombra



Figura R.23 - Un fotogramma proveniente dalla misura di un provino

### Capitolo 8, prove su apparecchi ortodontici.

Nel corso di questo capitolo viene esposta la caratterizzazione effettuata su quattro possibili configurazioni (mostrate nella Figura R.24) di un apparecchio ortodontico denominato “Treppiede”. Dovendo misurare separatamente le forze trasmesse per ogni step di attuazione (allontanamento tra la piastra destra e la sinistra), si è progettato il banco illustrato nella Figura R.25. In esso sono visibili due celle di carico ed un sistema di vincoli che permetteva di posizionare le due piastre rispetto ad esse in maniera indipendente l'una dall'altra.

Data la bassa riproducibilità che caratterizzava soprattutto il braccio A1, sono state effettuate tante prove da dare rilevanza statistica alle misure ottenute. Sulle varie dispersioni dei valori relative ad ogni tipo di apparecchio è stata applicata la regressione polinomiale del secondo ordine, in modo da estrarne per ognuno dei quattro campioni due curve (l'una per il braccio sinistro, l'altra per il destro) in cui i tre coefficienti del polinomio fossero ognuno rappresentativo di un aspetto del comportamento. L'equazione della generica polinomiale è infatti;  $y=A \cdot x^0+B \cdot x^1+C \cdot x^2$ ; in essa: la  $x$  è il numero dello step di attuazione considerato, il coefficiente  $A$  è indicativo dell'isteresi del ramo di apparecchio analizzato, il coefficiente  $B$  è indicativo della parte lineare della forza trasmessa, il coefficiente  $C$  è invece indicativo della non linearità del ramo considerato. Il comportamento di ogni singolo braccio, studiato a partire dalla dispersione dei dati, può essere pensato come dovuto al termine  $B \cdot x$  (comportamento lineare), cui si vanno a sommare le non-linearità  $C \cdot x^2$  e le isteresi  $A$ , entrambe inevitabili in un oggetto di questa forma.

La Figura R.26 riporta un prospetto delle quattro coppie di curve ottenute. Si può notare come il punto in cui il braccio attuatore è vincolato all'apparecchio e la forma dell'ansa di collegamento influenzino non solo la forza trasmessa al dente da distalizzare, ma anche quella trasmessa al dente pilastro (ramo destro).

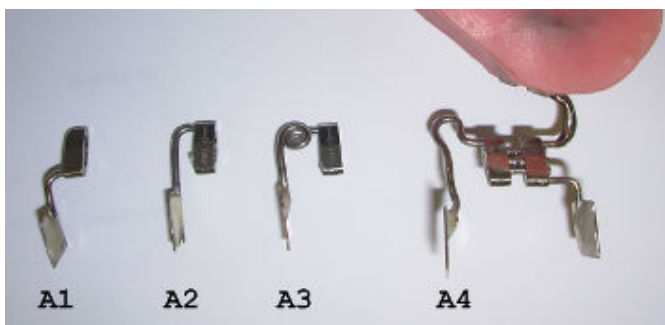


Figura R.24 - I quattro tipi di braccio attuatore analizzati



Figura R.25 - Il banco prova (dall'alto)

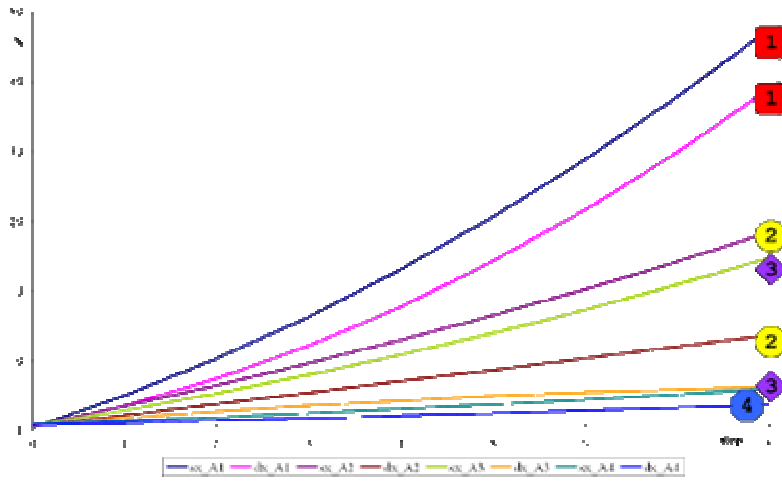


Figura R.26 - Prospetto delle curve di regressione ricavate per tutte le quattro configurazioni di apparecchio analizzate

---

## *Study of measurement techniques for innovative applications in dentistry*

### ABSTRACT

#### *Introduction*

Literature testifies that engineering and dentistry are cooperating in order to study teeth and related subjects. Nevertheless publications wrote by engineers are often too complex for dentists, while publications wrote by dentists instead for engineers are poor on technical aspects. As an example of dentists' publication with a poor method's section, I can mention the unique article regarding the emissivity calculation on human teeth: in it, the emissivity was calculated using only one image acquired at only one temperature.

The aim of this work is to propose and to validate measurement methods specifically suited for the analysis of teeth's mechanical proprieties and dentist applications. The innovation introduced in this work is so in the main part **methodological**. I try to obtain results being interesting for the dentists, but also being correct under the metrological point of view.

Is common knowledge that results normally obtained from tests on biological samples usually are characterised by an high variability. Under the metrological point of view, a goal of this work will be to define methods and procedures able to increase the experiment **reproducibility**. As an example, this goal should be achieved planning devices to standardize the sample's assembly. By this way, the results' variability may be charged only to the test or to the tested materials, not any longer to the sample's preparation. Then variability can turn from to be a problem to to be interesting object of study.

Also the **uncertainty** is a very important subject, so it has been estimated in each work's section. It was used as one of the selecting criteria for the measurement procedure chosen as well. It is a way to say that if I had to choose between two measurement techniques usable for the same application, the choice has been made considering the amount of information supplied by each technique, not only their uncertainty. This reason persuaded us to prefer full-field techniques to single-point techniques, where was possible.

The work can be divided in **four sections**. In the **first** part, I studied the structural behaviour of the whole intact tooth. In order to have information not too bound to the specific samples tested, I used Finite Elements Models. In order to confirm that the used hypothesis of contact between the volumes was correct, I tested several samples containing the dentino-enamel junction.

In the **second** part, this study concerns the comparison between the behaviours of the intact tooth and of the prosthesis. This comparison has been performed measuring displacements by means of Electronic Speckle Pattern Interferometry and thermal transient by means of thermal imaging camera.

The **third** part regards the tests carried out on dental implants. They have been subjected to pull and fatigue tests. Pull tests allowed to understand the retention ability of the implant on the prosthesis, while fatigue tests were planned in order to have an easy way to compare the durability of different implants' type.

The **fourth** and last section regards two "boundary subjects". Samples made in impression material, as suggested by a recent-patented test, have been measured using an imaging system. Finally, a recent-patented orthodontic device has been studied, characterising the force transmitted by its arms.

### *Part I: Study of the tooth's structural behaviour*

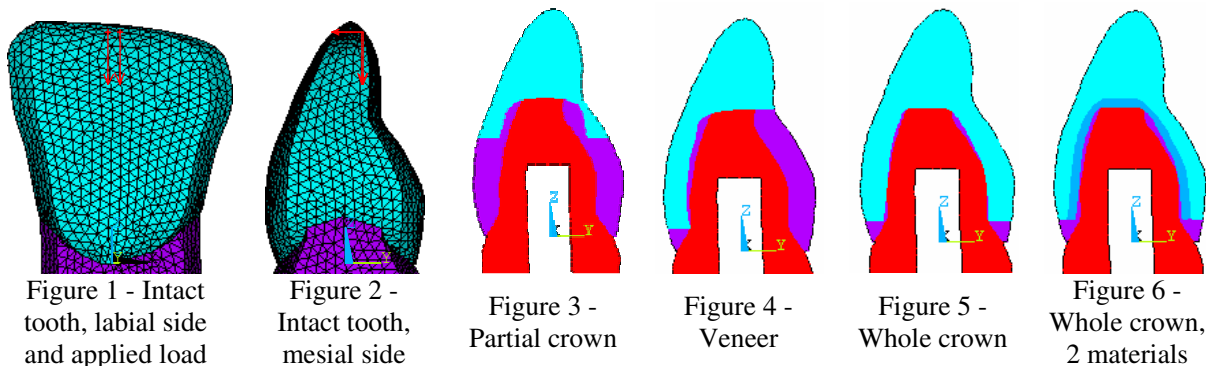
#### *Chapter 1: Finite Elements Models*

The aim of this chapter is to have an instrument to predict the behaviour of different teeth. I built a model of a "general" central incisor ("general" is a way to say that its dimensions were supplied by literature as the average dimensions) and I have designed, on the same tooth, four commons types of restoration (see from Figure 1 to Figure 6) then I have compared their results, due to the same load conditions.

All the model have been built using parameterisation of volumes, in order to can change easily this shape, by this way it will possible to design a finite element model for each experimental treated sample. Previously mentioned variability of results in biological sample is confirmed by the large range covered by the values of the mechanical properties in literature. I used those proposed by Pascal Magne.

I modelled and compared in all nine entities: 1) intact tooth, 2-3) partial crown in compound and in ceramic, 4-5) veneer in compound and in ceramic, 6-7) whole crown in compound and in ceramic, 8) whole crown in zirconium+particular ceramic, 9) whole crown in metal+ceramic.

Models permitted to compare displacement, stresses or reactions among the models, in order to understand if the restoration is able to restore the mechanical behaviour of intact tooth.



## Chapter 2: Study of dentin-enamel junction

The aim of this work is to understand how dentino-enamel junction (DEJ) behaves under compression test. I used a total of 26 samples, extracted from teeth like illustrated in Figure 7. 14 of them were used with ESPI technique, remaining 12 were tested by a triangulation sensor. Samples of both of groups were divided in two classes, in the control class the DEJ was intact, in the treated class it was demineralised.

By means of ESPI tests I can state that enamel and dentin, up to the failure, behave like a unique rigid body, then the contact's conditions used in the Finite Elements Models were correct. Moreover, I compared the behaviour of these samples with that of demineralised samples. I can state that "unique rigid body behaviour" is determined by the organic component of the dentin.

The triangulation laser sensor had been used to evaluate displacements of dentino-enamel junction during compression tests, by means of their results is it possible to say that unique rigid body behaviour is due to the elastic properties of junction. In fact thanks to the results showed in Figure 9, elastic modulus of DEJ had been estimated, obtaining about 5 GPa for the control samples and about 0.5 GPa for the treated.

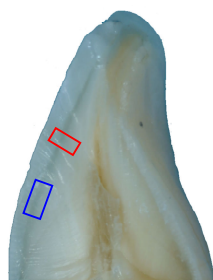


Figure 7 - Samples' orientation on tooth. BLUE: sample for ESPI test; RED: for triangulation test

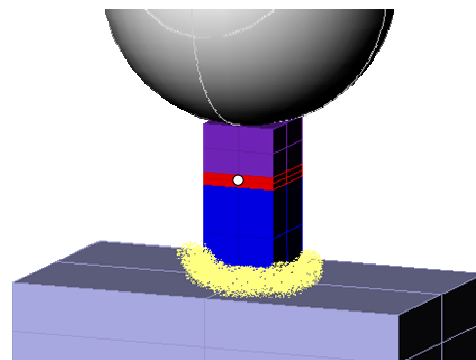


Figure 8 - Recreation of sample during triangulation test (white dot represents laser's spot)

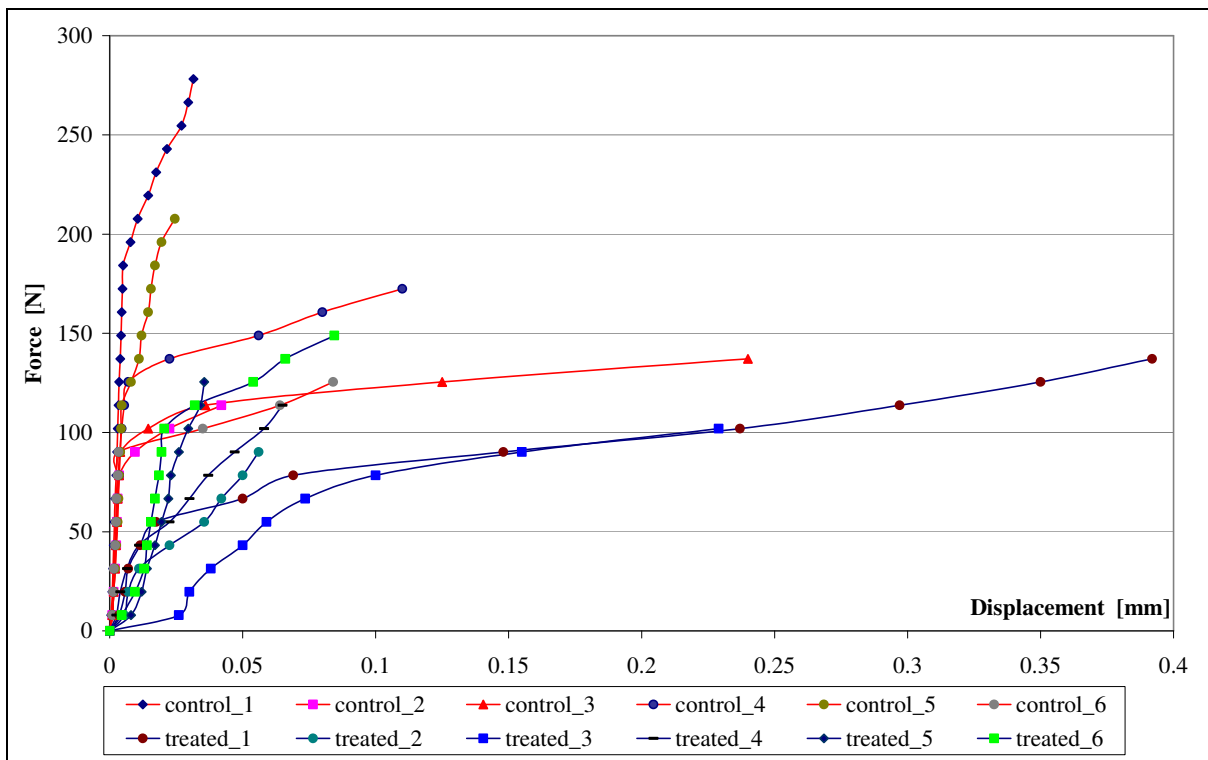


Figure 9 - Force-Displacement curves carried out from triangulation tests

**Part II: Measurement techniques to compare the tooth with its own prosthesis**

**Chapter 3: Study of the behaviour of intact tooth and its own prosthesis by means of ESPI**

The aim of this work was to measure the displacements caused on tooth by the load after and before its restoration and compare them with those springing from Finite Elements Model simulations as well. Comparison with results springing from FEM permitted to validate the intact tooth’s model. While comparison between results of intact and restored tooth allows to state that behaviour of prosthesis is slightly different from that of intact tooth.

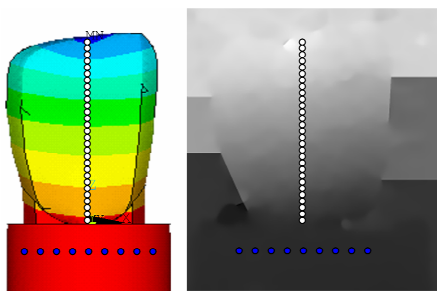


Figure 10 - Method of comparison between results springing from FEA (LEFT) and experimental tests (RIGHT); white dots for tooth and blue dots for rest

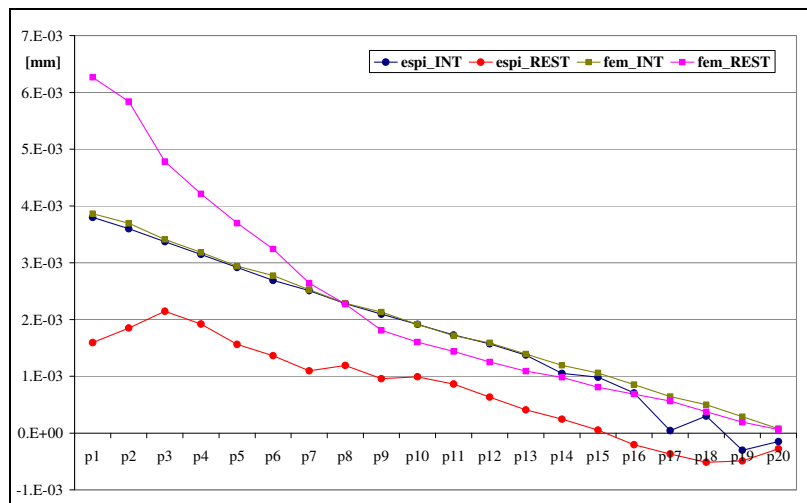


Figure 11 - Prospectus of results calculated on a sample both intact and restored with FEA and experimental tests

Results were carried out by means of ESPI. This one is a full-field technique, so it was possible to analyze contemporaneously different tooth's areas and all obtained results were caused by the same load condition. Looking at the right of Figura R.9, being a high degree of correlation among the points of the same image, if a value of displacement was calculated in the blue dot, subtracting it from that of red dot, I obtained the relative displacement.

Even if the prosthesis should have to restore the tooth's behaviour, slight differences between it and the intact tooth are notable, amount of these differences depends on the type of prosthesis. Figure 11 shows results carried out both from numerical analysis and experimental test.

#### **Chapter 4: Thermographical analyses**

The aim of this work is to understand if restoration material behaves unlikely the natural tooth during the cooling. Thermal behaviour of the tooth has been studied using a thermal imaging camera and a dedicated sample.

Thermal imaging camera had been chosen instead of thermocouples (having a lower uncertainty) because it, being a full-field technique, supplied a very large amount of information in every single image (Figure 13).

Dedicated sample (Figure 12) was for an half an intact incisor, for the second half it was restored. Using a full-field technique on this sample, I was certain that I was comparing response of the two materials at the same thermal stimulus, obtaining yet a high degree of correlation between results collected in the different sample's regions.

Emissivity of both surfaces was calculated using thermocouples; enamel and restoration material had the same emissivity's value.

During cooling (following uniform heating in water at 40 or 60 or 80°C) differences between temperatures of restoration material and enamel are not appreciable, so the prosthesis is able to restore the thermal behaviour of intact tooth.



Figure 12 - The sample before the shining

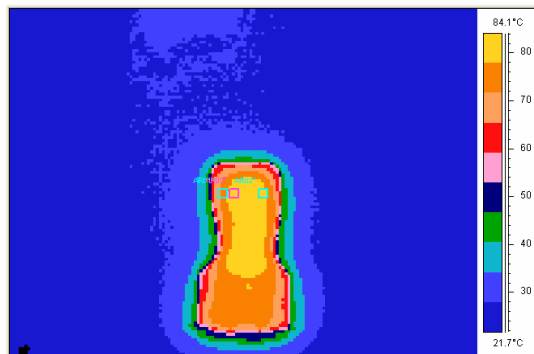


Figure 13 - A frame in which three survey areas are highlighted

### **Part III: Tests on dental implants**

#### **Chapter 5: Pull tests**

The aim of this work is to evaluate the value of the retention force between the implant and the prosthesis, also in dependence of the cap's surface finishing. The auro-galvanic cap (the yellow layer under the abutment) is a implant's component used to increase the retention ability between implant and prosthesis. The sample is showed Figure 14, in which: light brown = filler, grey = implant, gold = cap, pink = prosthesis' material, light blue = crown analogue.

Samples had been assembled using a device (Figure 15) suitably designed, that warranted reproducibility of assembling and the coaxiality between the implant and the upper cylinder. Tests had been carried out (Figure 16) using another dedicated device, warranting uniformity of the test conditions obtaining a correct sample's positioning in the pull machine. Procedures for sample's assembly and sample's mounting in the pull machine have been drawn up, in order to maximize their reproducibility and to make variability of the results depending only on the materials used to constrain the cap.

47 samples have been tested, they were divided in two groups. In the treated group the cap's external surface had been conditioned with Rocatec then coated with silane coupling agent as well as the internal side of the

compound block, while in the control group both of cap's surfaces have been sandblasted and joined with a resin cement. While all the 24 control samples stopped the test taking the cap off from the compound (1<sup>st</sup> cluster in Figure 17), the treated samples broke in two different manners: in 11 items the cap separated from the abutment (2<sup>nd</sup> cluster in Figure 17), whereas in the remaining 13 elements the cap separated from the compound (3<sup>rd</sup> cluster in Figure 17). Between the two groups also the force values recorded during the pulling tests showed a variability statistically considerable (confirmed by t-test).

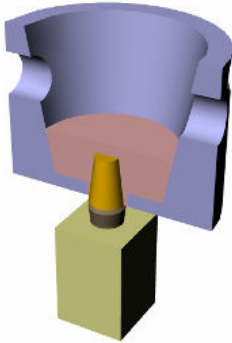


Figure 14 - Recreation of sample's final shape (upper half in section)

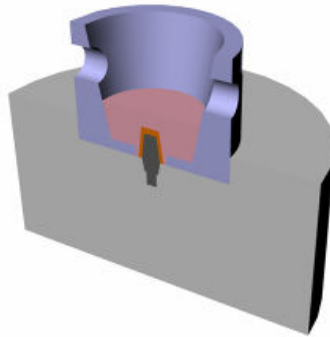


Figure 15 - Section of rest for assembling during use (recreation)

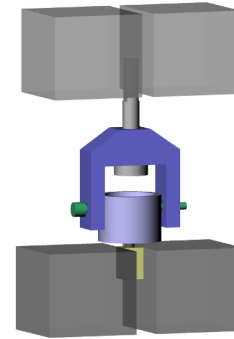


Figure 16 - Recreation of the test conditions

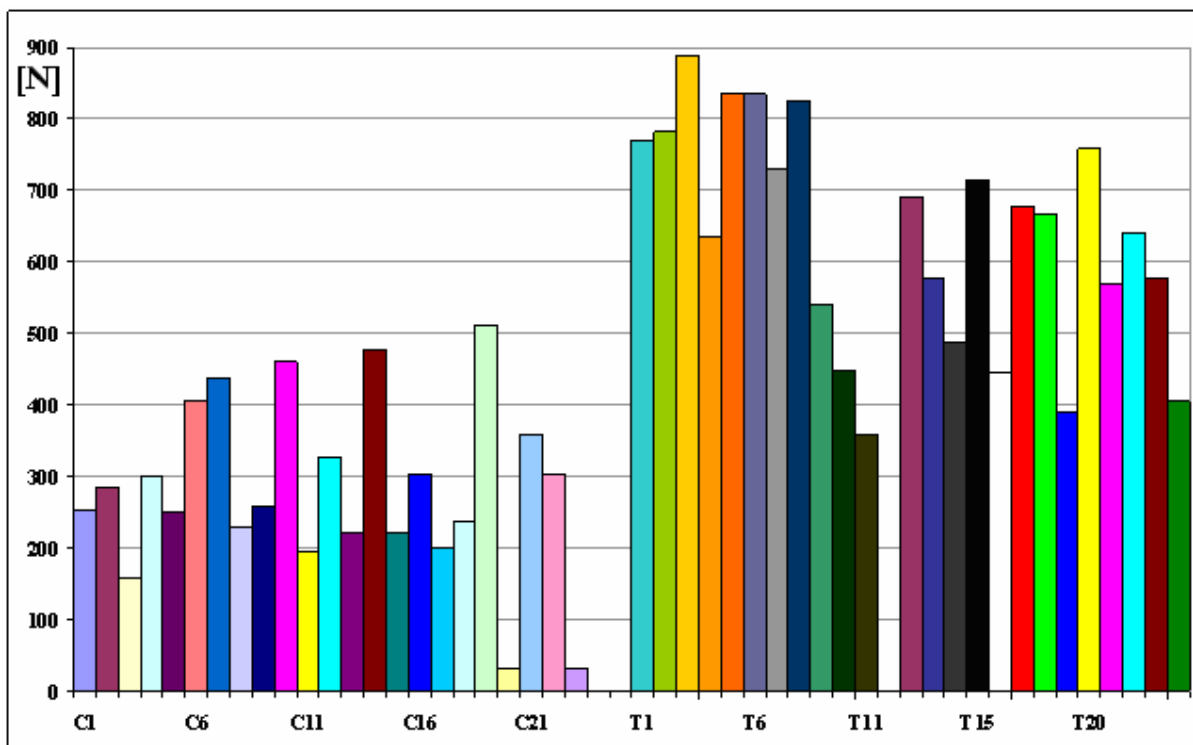


Figure 17 - Results

### Chapter 6: Fatigue tests

The aim of this work is to determine a setup to test, under the load conditions fixed by the standards and using always the same bench (Figure 18), some implants that may differ among each other.

In order to obtain the samples were all correctly mounted like in Figure 19, a procedure have been drawn up and a dedicated device have been planned. With the procedure summarized in Figure 22 it was possible to calculate the level reached by the filler and with the dedicated device (Figure 20) it was possible to obtain it. Five implants had been fatigue-tested to demonstrate the correctness of these hypotheses.



Figure 18 - A sample during test



Figure 19 - A sample



Figure 20 - Device for the assembling

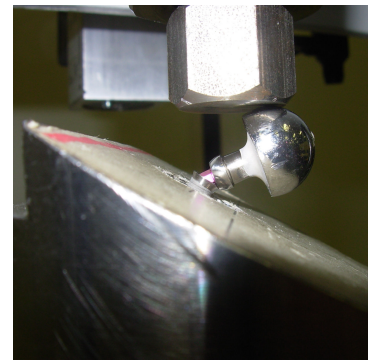


Figure 21 - A sample almost broken

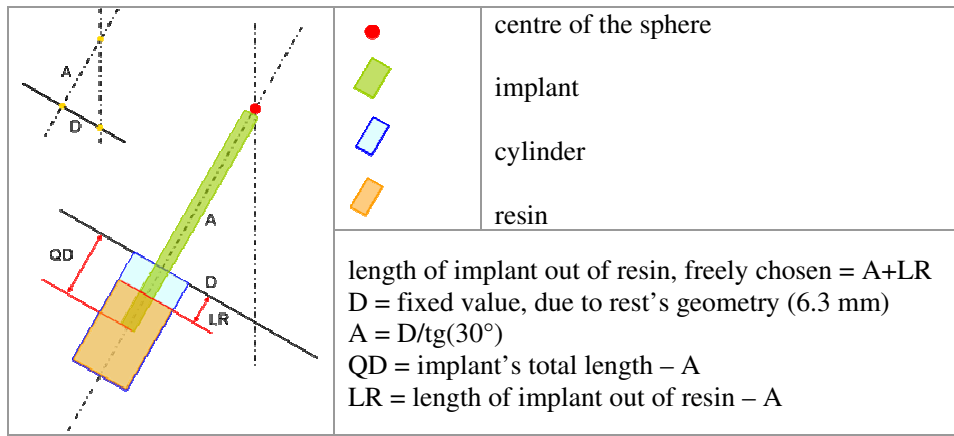


Figure 22 - Procedure to calculate the correct parameter for the wanted assembling

## Part IV: Tests on impression materials and orthodontic appliances

### Chapter 7: Tests on impression materials

The aim of this work were to measure the sample's height better than usually did, samples were built using a device recently patented, named "shark-fin test". Usually these sample are measured using a calliper, I choose an imaging technique based on triangulation's principle, in order to obtain measures repeatable and reproducible.

I calculated the fin's shape beginning from the change that it caused on a sheet of shadow passing over it. The measurement system was calibrated, obtaining its uncertainty and its repeatability.

Uncertainty affecting the system has a non-ignorable value, but this system offers a reproducibility and an amount of information (i.e. on the shape of whole sample) higher than the technique commonly used.

Results showed that fin's height is strongly depending on the material and on the working time.



Figure 23 - Tipologie di campioni analizzati

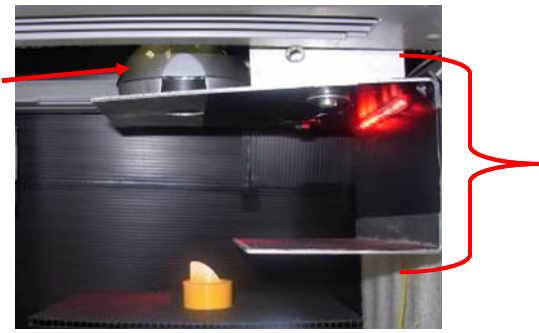


Figure 24 - Il sistema di visione e quello di generazione dell'ombra



Figure 25 - Un fotogramma proveniente dalla misura di un provino

### Chapter 8: Characterization of an orthodontic appliance

In the last chapter of work, a recent-patented type of orthodontic appliance had been studied. Using the test bench showed in Figure 27, I was able to test and compare the four different left arms showed in Figure 26. I carried out averagely 80 tests on each arm, these data were fitted with a 2° order polynomial fitting. By this way it was possible to obtain a unique couple of curves (one for the left arm, one for the right arm) characterizing the appliance's configuration tested. Figure 28 shows the total of fitting-curves of the four configuration tested. it is possible to note how the force values is related to the arm's shape.

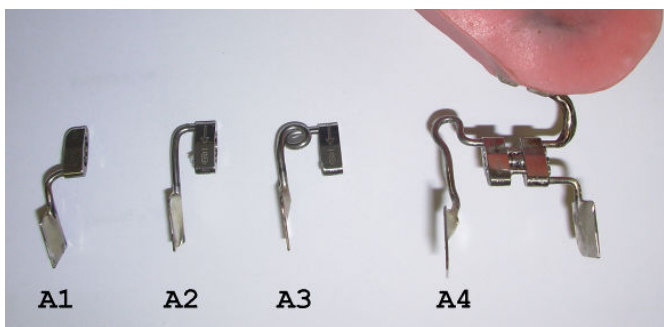


Figure 26 - The samples

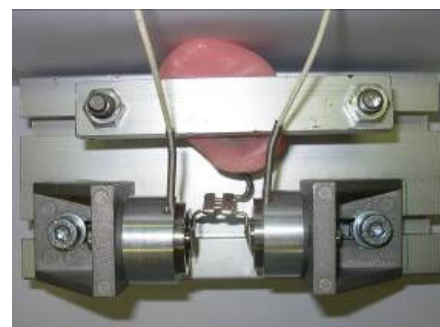


Figure 27 - Test bench

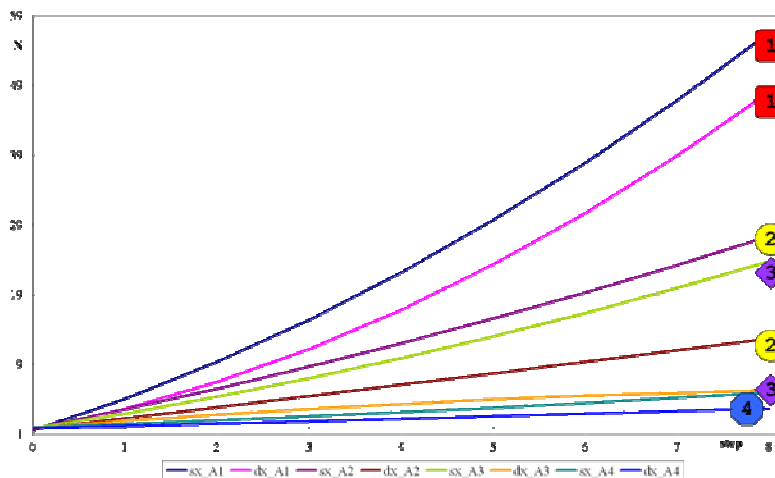


Figure 28 - Prospetto delle curve di regressione ricavate per tutte le quattro configurazioni di apparecchio analizzate

### Conclusion and future developments

Experimental analyses of displacements allowed to validate Finite Elements Models, so now we have a "virtual instrument" to predict tooth's behaviour also in not accessible regions (i.e. internal sections).

Thermal analyses have showed that prosthesis restores correctly the thermal behaviour of tooth. Regarding the mechanical behaviour, instead there are some differences.

Pull tests on implants have enabled to state that characteristics of adhesion between implant and prosthesis are deeply dependent on glue proprieties and assembling.

The general aim of this work consisted in to obtain results both interesting for dentists and correct under the methodological point of view, so this goal can be considered achieved. Proposed measurement methods and procedures have allowed to study prosthesis (or other) improving the reproducibility of the experiments, so reducing, however possible, the variability of their results.

---

***PARTE I:***  
***STUDIO DEL COMPORTAMENTO STRUTTURALE***  
***DEL DENTE***

---

# CAPITOLO 1

## MODELLI AGLI ELEMENTI FINITI

### 1.1 INTRODUZIONE

L'analisi di strutture odontoiatriche tramite modelli agli elementi finiti ha conosciuto un grande sviluppo negli ultimi anni [7], dovuto soprattutto alla possibilità di investigazione che essa offre sia in aree del modello normalmente non raggiungibili con i mezzi sperimentali, come ad esempio le sezioni, che per grandezze non osservabili in maniera diretta, quali le tensioni che solitamente si ricavano da misure di deformazione.

Molto spesso però, dato che la ricostruzione della forma interna ed esterna di un dente è di per sé molto complessa, tali modelli sono solo bidimensionali, si citano ad esempio [5] e tutti altri articoli degli stessi autori, anche se non citati in bibliografia, che sono stati per anni i maggiori riferimenti a riguardo. Questa parte del lavoro propone dei modelli tridimensionali agli elementi finiti di denti incisivi, realizzati in modo da essere modificabili, nella geometria e nei materiali, in vista di successivi e diversi utilizzi.

I limiti di uno studio agli elementi finiti restano comunque legati al modello stesso, soprattutto alle sue caratteristiche meccaniche intorno alle quali la letteratura non concorda non solo per la loro difficile determinazione sperimentale, ma soprattutto perché esse possono variare da individuo a individuo.

#### 1.1.1 L'ANALISI AGLI ELEMENTI FINITI

Data una qualsiasi struttura, il suo studio può avvenire in forma chiusa o in forma aperta. Lo studio in **forma chiusa** si avvale delle equazioni proprie della fisica, ma, proprio per questo, il livello di difficoltà del calcolo è direttamente proporzionale al numero delle incognite utilizzate; per cercare di allargare il campo del risolubile, si possono fare delle prove sperimentali da cui dedurre, per tentativi, le equazioni. In alternativa, la struttura può essere analizzata in **forma aperta**, vale a dire in forma numerica. Il principio su cui si basa questo tipo di analisi può essere così riassunto: se si divide un corpo in tante parti, esse saranno tutte in relazione tra loro, se inoltre tali porzioni sono talmente piccole da potervi ritenere applicabili delle equazioni semplici (spesso addirittura lineari), allora, risolvendo su tutte le suddivisioni, si arriverà ad avere la soluzione per il corpo intero. In altri termini: il metodo di studio tramite gli elementi finiti consiste nella discretizzazione di un dominio, il corpo in esame, assumendolo costituito da un numero finito di elementi, tra loro connessi attraverso dei punti (i vertici degli elementi stessi, detti nodi, anch'essi di numero noto), in corrispondenza dei quali sono calcolate le componenti degli spostamenti, ossia le incognite primarie del problema. In pratica si realizza un'approssimazione che permette di analizzare strutture che altrimenti sarebbero troppo complesse da descrivere, ancor prima che da risolvere. Tutti i software per tale tipo di analisi lavorano seguendo lo stesso schema di principio, nello specifico in questo studio si è usato ANSYS nella versione 10.0.

Le difficoltà maggiori di un'analisi agli elementi finiti si riscontrano nella fase di discretizzazione, nella quale è fondamentale la competenza del modellatore. Se egli infatti è in grado di discretizzare in maniera ottimale la struttura, vale a dire di tenere conto di tutte le variabili nel modo giusto, il calcolo risulterà snello, a vantaggio dell'accuratezza dei risultati. Nel corso della discretizzazione viene costruito l'insieme di elementi che dovrà approssimare l'oggetto di studio reale, l'applicazione delle condizioni di carico e vincolo serve ad ottenere gli ultimi dati necessari per il calcolo. Il punto di partenza dell'analisi è  $F = K * \delta$ , dove F sono le forze applicate e K la matrice di rigidezza della struttura, dato che F e K sono ormai note, la fase di calcolo consisterà nell'inversione della matrice di rigidezza in modo da ricavare  $\delta$ , ossia gli spostamenti; da tali spostamenti saranno poi ricavabili altre grandezze di interesse ingegneristico, come le deformazioni.

A livello applicativo, lo schema logico riportato nella Figura 1.1 si traduce in tre fasi di lavoro ben definite: il pre-processing, la solution e il post-processing. La fase di **pre-processing** corrisponde alla discretizzazione, si possono definire alcuni suoi passaggi chiave: la definizione del tipo di analisi, la costruzione della geometria del modello, la decisione del tipo di elemento da utilizzare, la specificazione del materiale da applicarvi, l'impostazione della mesh. La decisione del tipo di elemento è fondamentale per la buona riuscita dell'analisi; va chiarito però che con "elemento" non si intende tanto la forma, quanto l'insieme di relazioni

che lo costituiscono, che, a loro volta, dipendono anche dai parametri scelti, contestualmente all'elemento va impostato anche il tipo di materiale di cui sarà costituito. A questo punto non resta che definire il tipo di mesh da applicare, ossia vanno impostati parametri come la dimensione degli elementi e la possibilità o meno di infittirli o diradarli dove possibile. Riguardo ancora agli elementi, più li si sceglie semplici, più la mesh sarà raffinata, ossia meno inficiata da elementi distorti, dato inoltre che il software calcola i risultati basandosi sulla forma ideale e poi li riadatta alla forma effettiva attraverso appositi coefficienti, se ne deduce come una mesh ben costruita sarà praticamente esente da errori di raddrizzamento.

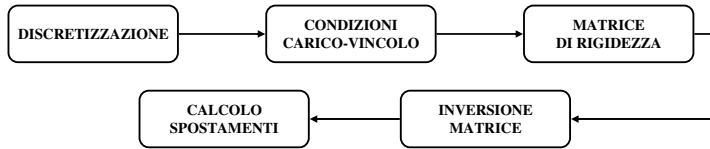


Figura 1.1 - Schema logico di un'analisi agli elementi finiti

La seconda fase dell'analisi, la **solution**, è divisa in due parti, la prima delle quali coinvolge il modellatore, mentre l'altra è tutta interna al calcolatore. L'intervento del modellatore è necessario per inserire le condizioni di carico e di vincolo, la parte di calcolo vero e proprio, invece, prosegue in maniera automatica. I tempi necessari per terminare questa fase sono variabili in base alla configurazione data al programma (possibilità o meno di accedere a tutte le risorse disponibili), al pc su cui è installato (velocità del processore, quantità di memoria Cash e RAM posseduta) e alle condizioni di analisi. L'aver diviso il modello in elementi semplici inter-connessi ha avuto da un lato l'effetto di semplificare notevolmente le relazioni applicabili ai loro vertici, ma dall'altro quello di farne lievitare il numero. Considerando che la matrice da invertire ha dimensioni proporzionali al numero dei nodi si intuisce come i tempi di calcolo possano diventare molto elevati.

La terza fase di un'analisi agli elementi finiti, il **post-processing**, consiste appunto nel rendere consultabili i risultati ottenuti, ossia nel restituirli in una forma comprensibile dall'utente; le grandezze osservabili dopo un'analisi statica, ad esempio, sono: spostamenti, sforzi e deformazioni, e possono essere osservate sia sui nodi che sugli elementi. Svariati sono anche i modi in cui tali risultati possono essere plottati a video, sempre per citarne alcuni, mappe cromatiche o mappe vettoriali, inoltre è sempre possibile ottenere i listati con le sollecitazioni agenti su ogni singolo nodo.

### 1.1.2 SCELTA DELLA TECNICA DI COSTRUZIONE DEL MODELLO

Un preliminare studio bibliografico ha evidenziato come la pressoché totalità degli articoli sinora pubblicati, ad esempio [5, 6, 7, 11, 12] riguardi modelli costruiti a partire da rilievi di forma effettuati su singoli denti reali, utilizzando quindi gli strumenti propri della Reverse Engineering. Con “**Reverse Engineering**” si intende l'insieme di operazioni attraverso le quali si arriva alla descrizione matematica di un oggetto reale a partire dalla sua stessa forma; le fasi che la compongono possono essere sintetizzate in: acquisizione dei dati, elaborazione di tali dati al fine di ottenerne punti e linee, costruzione di superfici attorno queste linee e successiva creazione del modello CAD.

Tale procedura da un lato consente di non omettere alcun dettaglio del dente originale, ma dall'altro obbliga il modello a restarvi fedele; in altri termini, volendo modificare la forma del modello si può agire solo togliendo degli elementi dalla mesh (Magne, Douglas, 1999) e non modificando sostanzialmente i volumi; tale vincolo diventa particolarmente stringente nel caso in cui si voglia modificare la forma di volumi interni come ad esempio la polpa o la dentina. L'alternativa possibile è quella di **ricostruire l'oggetto** direttamente all'interno del software di analisi; questa seconda tecnica da un lato permette di ottenere un modello finale estremamente versatile, dall'altro impone invece uno studio, ed a volte anche un'approssimazione, sulla geometria molto maggiore che nel caso precedente. La decisione del metodo da scegliere per ottenere il modello è quindi fortemente condizionata dal contesto in cui si sta lavorando: se si avesse avuto bisogno di verificare una sola struttura, creare un complesso modello parametrico sarebbe stato sconveniente, se invece si avesse bisogno di confrontare gli effetti derivanti da modifiche sull'oggetto di partenza, applicare la Reverse Engineering sarebbe stato svantaggioso in termini sia di tempo che di costi. Un confronto tra le due tipologie di modellazione a livello di rapporto qualità/prezzo è arduo, in quanto l'una necessita di macchinari, mentre l'altra del lavoro di almeno un programmatore. Una sorta di parametro di comparazione potrebbe essere costituito dalla "malleabilità" del modello rapportata alla difficoltà di costruzione, tenendo presente che il costo della costruzione, a livello di risorse e tempo, va diviso per tutte le prove che verranno fatte partendo dallo stesso file.

L'**acquisizione diretta** di un modello si compone di due fasi: la digitalizzazione e la triangolazione; la prima fase consiste nel rilevare le coordinate di alcuni punti dell'oggetto, codificandole in modo tale da renderle comprensibili ad un software, mentre la seconda permette di ricostruire le superfici a partire dai punti acquisiti, il nome deriva dal fatto che, a partire da ogni punto considerato, il software traccia dei triangoli attraverso i due punti vicini, scegliendoli attraverso appositi algoritmi. Per le acquisizioni dirette è stato utilizzato uno scanner 2D della tipologia "tastatore", per ottenere la ricostruzione dell'intero dente sono state quindi necessarie quattro acquisizioni, rispettivamente per le facce laterali, superiore ed inferiore, come illustrato nella Figura 1.2; le acquisizioni sono state compiute con un passo di 0.02 mm lungo entrambi gli assi. Le diverse nuvole di punti sono poi state unite e collocate nella corretta posizione relativa all'interno di un software CAD (Rhinoceros, 3.0) nel quale si è proceduto alla rimozione dei punti palesemente frutto di errori di acquisizione, vale a dire causati o da sottosquadri o dal contatto della sonda con la plastilina che serviva a bloccare il dente; la Figura 1.2 mostra il risultato della fase di digitalizzazione applicata ad una protesi a ponte. La fase di triangolazione è stata effettuata all'interno di un software dedicato (Paraform-Points2polys), il cui risultato è mostrato nella Figura 1.3; si vede come, nonostante il piccolo passo impostato, il risultato non sia soddisfacente, dato che si riscontrano delle "spigolosità" (alcune delle quali cerchiare in rosso nella Figura 1.3), nonché la presenza di triangoli spuri (cerchiati in blu nella Figura 1.3). Quello della non uniformità di una superficie ricostruita a partire da acquisizioni dirette è un problema insito nella Reverse Engineering, tanto che a riguardo è reperibile svariato materiale bibliografico, ad esempio Boyd e Muller, 2006 in cui viene esposto un algoritmo di smoothing con cui trattare superfici provenienti da acquisizioni su materiali biologici.

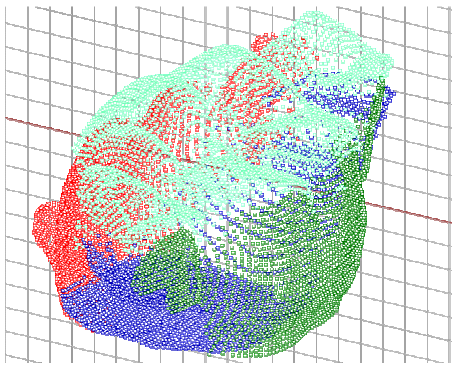


Figura 1.2 - Acquisizione diretta del modello:  
le nuvole di punti dopo la loro unione  
e ripulitura dai punti errati

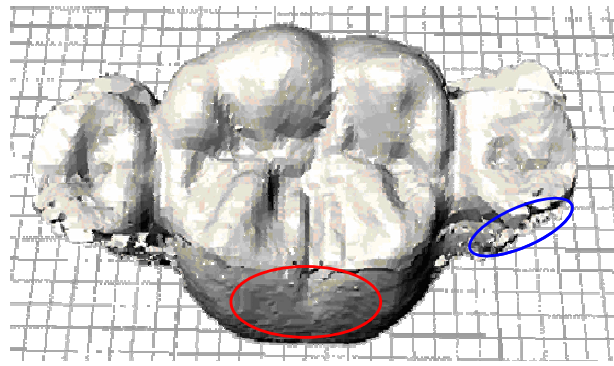


Figura 1.3 - Acquisizione diretta del modello:  
triangolazione dei punti acquisiti

Le problematiche appena illustrate, unite alla decisione di simulare non uno specifico dente, ma un dente medio, hanno portato alla decisione di costruire i modelli all'interno del software di analisi; nello specifico è stato utilizzato il software ANSYS, Inc Release 8.0 e la costruzione del modello è avvenuta attraverso il suo specifico linguaggio di programmazione APDL, Ansys Design Parametric Language). L'utilizzo non dell'interfaccia grafica, ma di file appositamente codificati contenenti le istruzioni, ha inoltre permesso di garantire una assoluta riproducibilità del modello, sia nel caso in cui le prove fossero state ripetute dopo un lasso di tempo, sia nel caso del dente originale cui apportare le modifiche. Con tale studio si è quindi potuto costruire un modello versatile (che permette di variare alcuni parametri ed osservarne l'influenza, mantenendo inalterate le altre condizioni) e dimostrare che, se si vuole testare la resistenza di una data configurazione odontoiatrica, non serve avere un modello che la rispecchi in ogni minimo dettaglio, ma uno che la approssimi con cognizione di causa.

### 1.1.3 STUDIO MORFOLOGICO

Per costruire una verosimile morfologia dei denti si è attinto a due fonti: la letteratura e le misure effettuate sugli elementi reali; la letteratura è stata consultata per avere i valori medi delle varie misure, necessari in quanto le dimensioni dei denti possono variare molto in diversi individui, mentre in questo caso si voleva generalizzare il più possibile, l'analisi di alcuni elementi reali è invece stata necessaria per avere conferme alle semplificazioni apportate e per ottenere eventuali informazioni non riportate in bibliografia.

Nel corso della costruzione del modello, i vari risultati sono stati di volta in volta integrati o mediati per costruire un modello il più generico possibile, cercando quindi di trovare un ragionevole compromesso tra le esigenze estetiche e quelle di fattibilità; i vari denti dovevano essere riconoscibili da un occhio esperto, ma i particolari del tutto privi di rilevanza strutturale andavano individuati e rimossi, il principale requisito del modello non era quindi la rispondenza ad un dato oggetto, ma la **verosimiglianza** della sua forma rispetto a quella dell'intera classe.

Va inoltre detto che se dalla **bibliografia** si ottengono dati abbastanza concordi riguardo alle dimensioni dei parametri fondamentali di un dente, altrettanto non accade riguardo alla forma che esso assume; le Figure 1.4 ed 1.5 riportano infatti la forma media associata ad uno stesso dente, nello specifico un incisivo centrale superiore, da due diverse fonti [1] e [2]. La letteratura si mostra invece più concorde nella descrizione dei volumi interni. Le **misurazioni** sugli elementi reali sono state compiute con tre diverse modalità: ove possibile si sono acquisite direttamente, seguendo le istruzioni reperibili in letteratura ed illustrate ad esempio nella Figura 1.6, dove invece, soprattutto per le ridotte dimensioni del misurando, questo risultava difficoltoso sono state analizzate delle sue foto ad alta risoluzione con il software Vision (appartenente al pacchetto Labview 7.1), infine sono state utilizzate anche le nuvole di punti provenienti dalle acquisizioni dirette illustrate nel paragrafo precedente operandovi delle quotature all'interno di un software CAD (Rhinceros, 3.0)

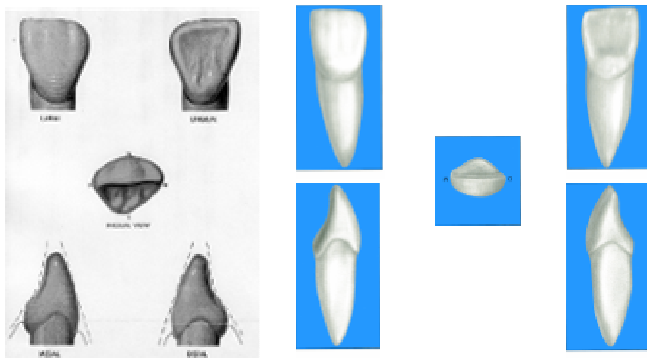


Figura 1.4 e Figura 1.5 - Due rappresentazioni dello stesso dente ottenute da due differenti fonti bibliografiche: SINISTRA: [2]; DESTRA: [1]; dall'alto a sinistra vista: labiale, linguale, incisale, mesiale, distale

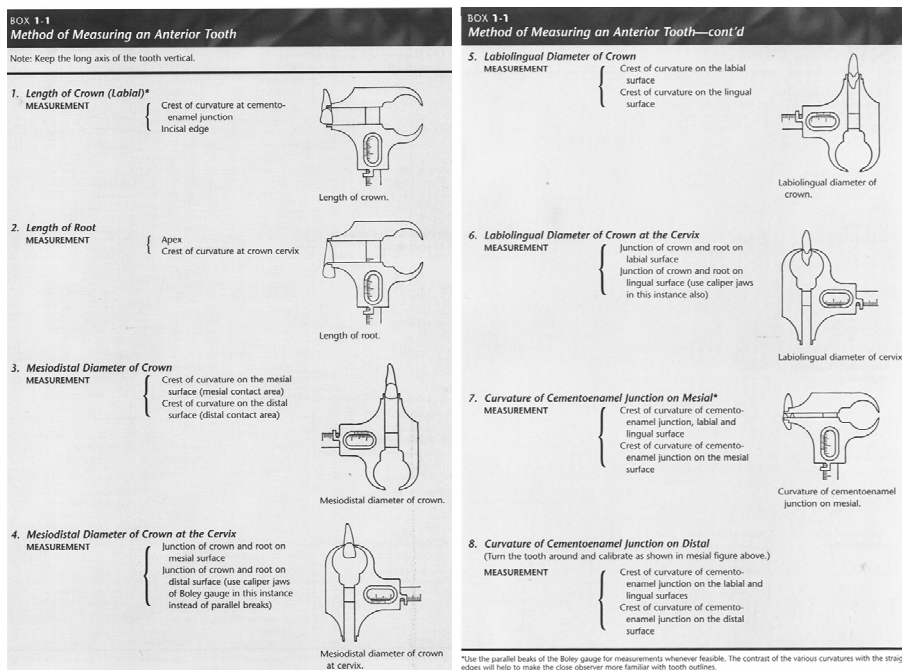


Figura 1.6 - Indicazioni riguardanti come e quali misurazioni effettuare su di un dente [1]

Dovendo costruire un dente in forma parametrizzata, il primo passo da fare è stato proprio la scelta dei **parametri fondamentali**, da cui derivare poi gli altri valori necessari alla costruzione. Si è deciso di costruire il dente, vedasi Figura 1.7, in funzione dei suoi diametri alla giunzione smalto-cemento in direzione buccolinguale (1) e mesiodistale (2) e dell'altezza della sua corona (3); sono poi stati introdotti anche i valori

dell'altezza delle radici (4), dello spessore dello smalto alle cuspidi (5), della massima larghezza della corona (6 e 7) e le estensioni della polpa. Le altre dimensioni necessarie (quali ad esempio i diametri della corona alle varie altezze o la larghezza delle radici e della dentina) sono state espresse in rapporto ad essi individuando dei fattori di scala, ad esempio i diametri della corona ai vari livelli sono stati espressi in funzione dei diametri di base e dei diametri massimi; per avere i coefficienti moltiplicativi nel passaggio dalle grandezze fondamentali alle derivate ci si è avvalsi dei dati provenienti dalle misurazioni.

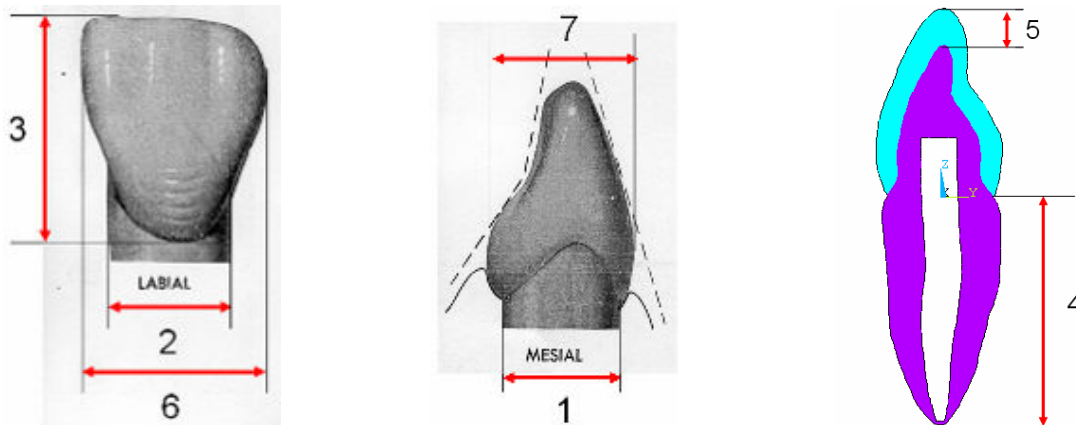


Figura 1.7 - Indicazione dei parametri fondamentali decisi per la ricostruzione della geometria del dente

#### 1.1.4 COSTRUZIONE DEI MODELLI

La costruzione dei diversi modelli è avvenuta secondo lo stesso schema di lavoro a partire dal modello del dente intero; si è visto come un dente sia costituito da smalto, dentina e polpa [1], tutte le operazioni svolte sono state quindi mirate ad ottenere questi tre volumi finali.

Per la costruzione dei vari modelli si è deciso di non operare tanto per punti, quanto attraverso **geometrie “di appoggio”**: la modellazione dei vari volumi è stata fatta iniziare a partire da un’area di base (Figura 1.8) estrudendo la quale, secondo dei rapporti di scala dedotti dallo studio morfologico del dente medio, si arriva ad una pila di volumi (Figure da 1.9 e 1.12) che ricostruisce la forma principale dello smalto e della dentina. Attraverso i vertici di questi volumi vengono poi tracciate delle splines, a partire dalle quali si ottengono delle aree che danno luogo ad un volume “pieno” con la forma esteriore dello smalto e della dentina; operando una sottrazione booleana tra il volume pieno e quello della dentina si arriva ad ottenere il corretto volume dello smalto (Figure 1.13 e 1.14), lo stesso procedimento di sottrazione viene poi compiuto tra la dentina (Figure 1.15 e 1.16) e la polpa. Si è deciso di ricoprire la pila di volumi con le splines perché in questo modo si è riusciti ad ottenere dei profili più smussati, si confrontino ad esempio le Figure 1.10 ed 1.14. Il risultato finale delle operazioni è illustrato, in sezione, nelle Figure 1.17 e 1.18.

Anche la costruzione dei **restauri** ha seguito il principio delle splines attraverso i punti notevoli, solo che questi ultimi provenivano non da volumi appositamente costruiti, ma da copie e traslazioni di alcuni punti chiave del dente intero; la Figura 1.19 riporta appunto una delle tipologie di restauro realizzate unitamente a delle frecce che enfatizzano la direzione ed il verso di spostamento dei punti. Il passo finale per l’ottenimento delle entità di interesse era costituito anche in questo caso da sottrazioni booleane tra i vari volumi; la Figura 1.20 riporta appunto i volumi di smalto e dentina finali relativi al restauro della Figura 1.19.

Come visibile dalle figure precedenti, il **sistema di riferimento** è una terna destrorsa posizionata al centro della base dello smalto; riferendosi alla vista labiale di ogni modello (ad esempio la Figura 1.17), l’asse X è orizzontale e positivo verso destra, l’asse Z è verticale e positivo verso l’alto, l’asse Y è ortogonale al foglio e positivo verso il retro dello stesso.

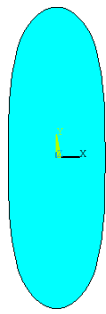


Figura 1.8 - Area di base per la modellazione dei volumi (vista oclusale)

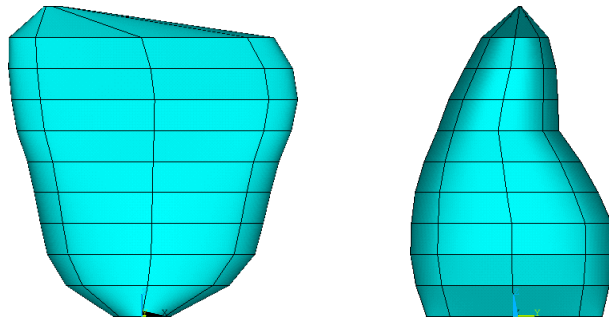


Figure 1.9 ed 1.10 - Volumi base per lo smalto: SINISTRA: vista labiale; DESTRA: vista distale

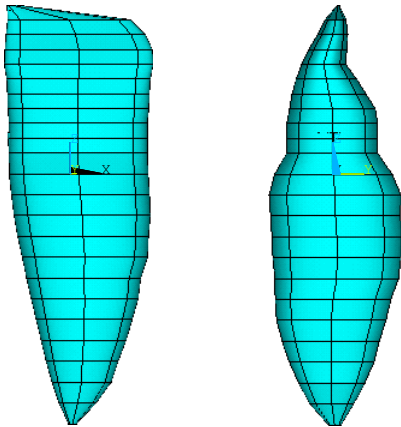


Figure 1.11 ed 1.12 - Volumi base per la dentina: SINISTRA: vista labiale; DESTRA: vista distale

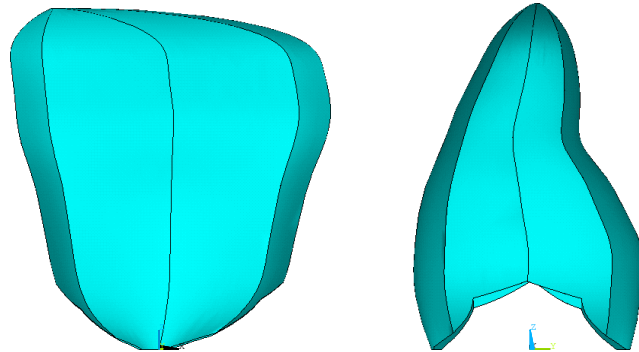


Figure 1.13 ed 1.14 - Volume finale dello smalto: SINISTRA: vista labiale; DESTRA: vista distale

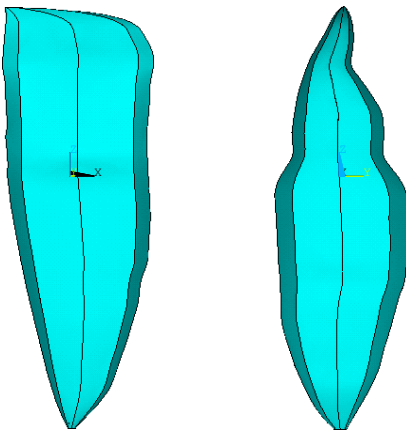


Figure 1.15 ed 1.16 - Volume finale della dentina: SINISTRA: vista labiale; DESTRA: vista distale

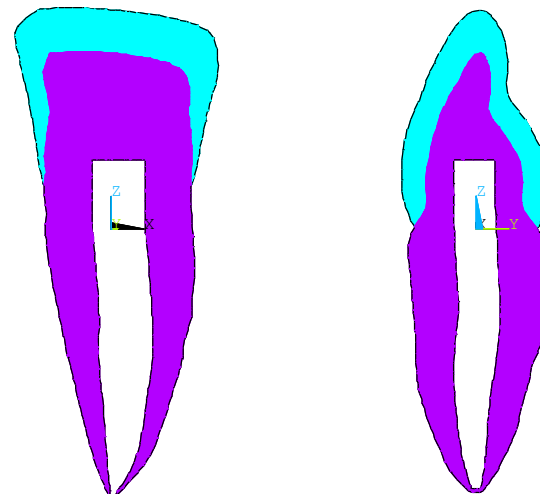


Figure 1.17 ed 1.18 - Sezione del modello (azzurro: smalto, viola: dentina): SINISTRA: vista labiale; DESTRA: vista distale

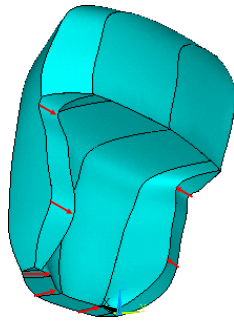


Figura 1.19 - Una delle tipologie di restauro realizzate: le frecce evidenziano il procedimento di spostamento dei punti esterni dello smalto attraverso cui il volume è stato costruito

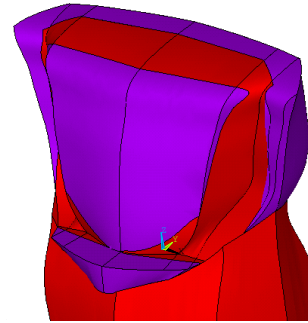


Figura 1.20 - Lo smalto residuo e la dentina relativi al restauro della figura precedente

## 1.2 LE CONFIGURAZIONI DI RESTAURO REALIZZATE

Nel caso dei denti incisivi, sono state modellate 4 diverse configurazioni di restauri (la corona parziale, la faccetta, la corona totale mono-componente e la corona totale bi-componente), ognuna delle quali è stata a sua volta analizzata due volte, cambiando i materiali costituenti. Nello specifico sono stati studiati:

- 0) dente integro
- 1) corona parziale in materiale composito (Cavex™)
- 2) corona parziale in materiale ceramico
- 3) faccetta in materiale composito (Cavex™)
- 4) faccetta in materiale ceramico
- 5) corona totale mono-componente in materiale composito (Cavex™)
- 6) corona totale mono-componente in materiale ceramico generico
- 7) corona totale bi-componente in zirconio e ceramica (Lava™)
- 8) corona totale bi-componente in metallo (Olympia™) e ceramica generica.

Le caratteristiche meccaniche dei vari materiali sono state reperite dalla letteratura [5] o fornite dagli stessi produttori, in collaborazione con alcuni dei quali è stato effettuato parte di questo studio; esse sono riportate nella Tabella 1.1.

	Modulo elastico [GPa]	Modulo di Poisson
Smalto	41	0.33
Dentina	14	0.31
Cavex™	3.5	0.30
Ceramica generica	78	0.28
Ceramica Lava™	80	0.28
Ossido di zirconio	210	0.23
Olympia™	103	0.33

Tabella 1.1 - Prospetto delle caratteristiche meccaniche associate ai vari materiali

Le Figure da 1.21 a 1.25 riportano i vari modelli realizzati, in ognuna di esse si trovano partendo da sinistra: vista labiale, vista distale, sezione mesio-distale e sezione vestibolo-linguale; le radici, anche se realizzate nei modelli, sono state omesse nelle figure che riportano anche le dimensioni caratteristiche dei diversi tipi di restauri, tali dimensioni sono state decise con l'aiuto del personale della Clinica Odontostomatologica dell'Università Politecnica delle Marche.

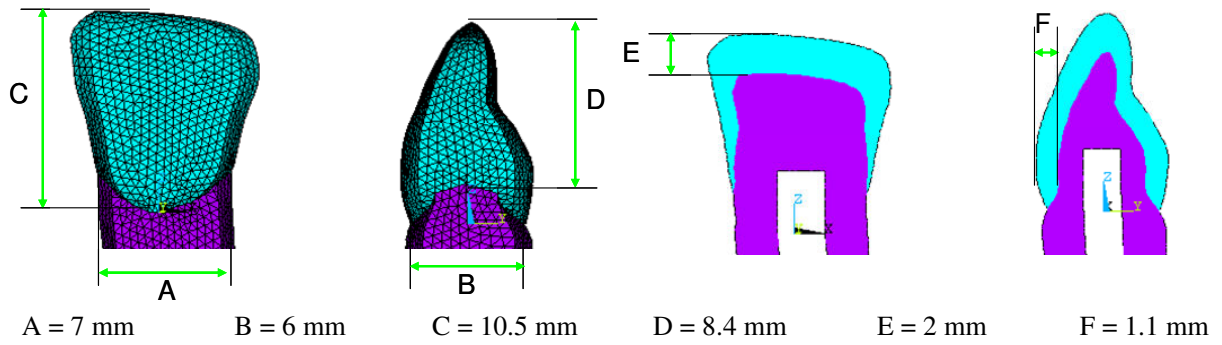


Figura 1.21 - Geometria del dente intero: Azzurro = smalto; Viola = dentina

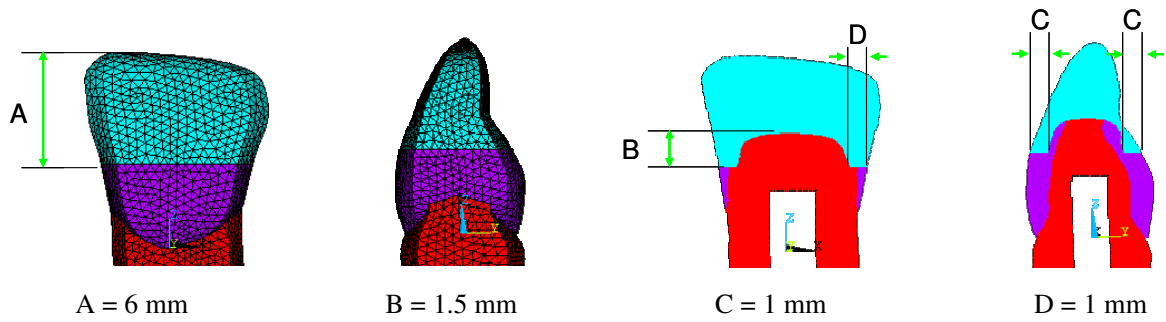


Figura 1.22 - Geometria della corona parziale: Azzurro = restauro; viola = smalto; rosso = dentina

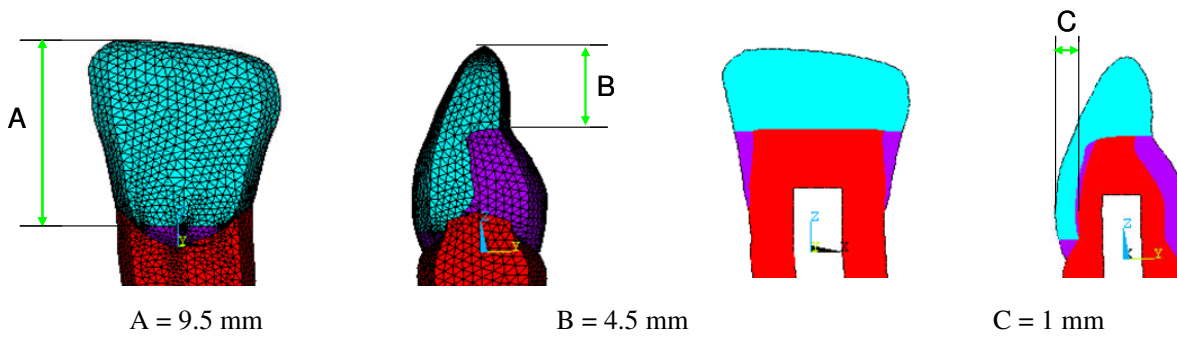


Figura 1.23 - Geometria della faccetta: Azzurro = restauro; viola = smalto; rosso = dentina

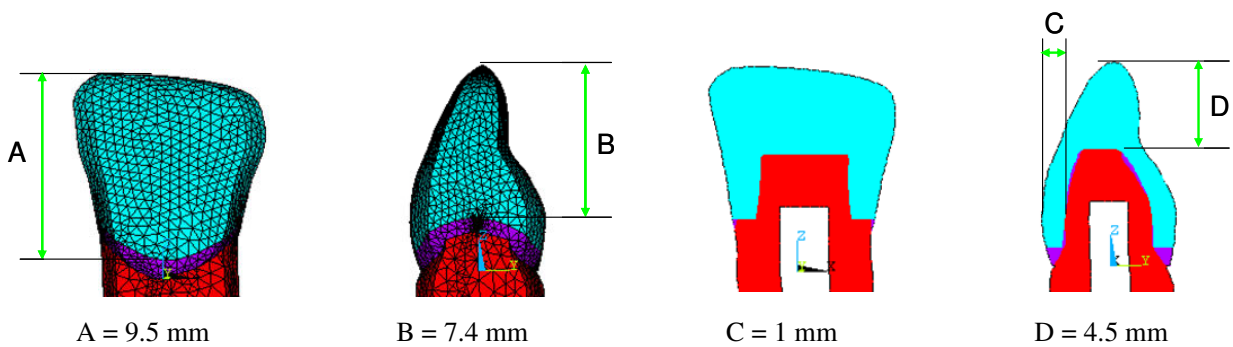


Figura 1.24 - Geometria della corona totale mono-componente:  
Azzurro = restauro; viola = smalto; rosso = dentina

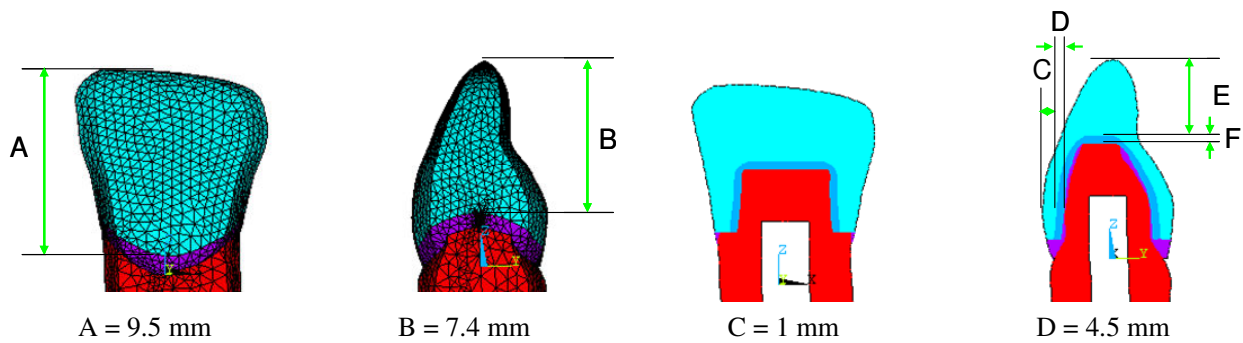


Figura 1.25 - Geometria della corona totale bi-componente: Azzurro = ceramica; blu = metallo/zirconio; viola = smalto; rosso = dentina

I vari modelli sono stati meshati utilizzando elementi tetraedrici ad otto nodi, SOLID45; la Tabella 1.2 riporta il numero di elementi e di nodi coinvolti in ogni tipologia di restauro modellata. Ove possibile, la mesh è stata controllata imponendo in 0.5 mm la lunghezza del lato degli elementi giacenti sulle linee dei vari volumi, in alcuni casi però, come ad esempio i volumi di dentina delle corone totali, tale controllo non è stato possibile e si è dovuti ricorrere alla meshatura automatica. La Figura 1.26 riporta le viste linguali di due diversi modelli meshati, nel lato sinistro la dentina è a meshatura controllata, nel lato destro automatica; si nota la perdita di regolarità, anche se il numero di elementi utilizzati non è sostanzialmente variato.

	Numero elementi	Numero nodi
Dente integro	43882	8614
Corona parziale	35400	7235
Faccetta	61090	11753
Corona totale mono-componente	59411	11428
Corona totale bi-componente	43726	8963

Tabella 1.2 - Prospetti del numero di elementi e nodi costituenti i diversi modelli realizzati

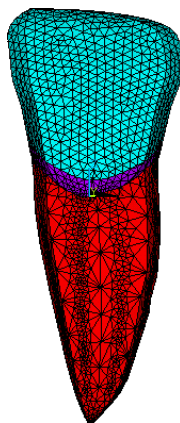
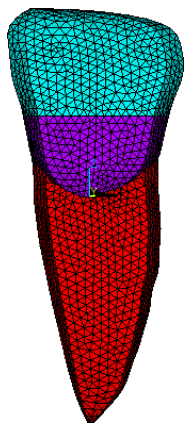


Figura 1.26 - Influenza della tipologia di meshatura sull'aspetto e la distribuzione degli elementi: SINISTRA: mesh controllata; DESTRA: mesh automatica

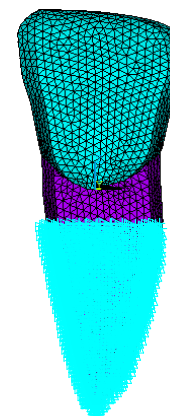


Figura 1.27 - Condizione di vincolo imposta a tutti i diversi modelli (incastro perfetto ai nodi)

Il **legamento parodontale** invece andrebbe modellato come un sistema di smorzatori [14, 15]; la sua funzione è dunque quella di consentire macro-movimenti del dente in risposta alle sollecitazioni esterne. Dato che non modellandolo si sarebbe alleggerita la fase di calcolo e al contempo la protesi avrebbe lavorato in condizioni più critiche,

### 1.3 LE SIMULAZIONI EFFETTUATE

Per confrontare le prestazioni dei diversi tipi di restauro in rapporto al dente integro, sono state studiate le risposte di tutte le configurazioni alle stesse condizioni di carico e vincolo.

Riguardo alle **condizioni di vincolo**, per ogni modello sono stati assoggettati all'incastro perfetto tutti i nodi delle aree esterne della radice a partire da due millimetri sotto la fine dello smalto, come visibile nella Figura 1.27. La quota dalla quale iniziare a vincolare è stata scelta in maniera da non essere troppo inverosimile, una gengiva due millimetri al di sotto della giunzione smalto-cemento è infatti riscontrabile in età avanzata o in particolari patologie, e contemporaneamente inasprire le condizioni di sollecitazione della corona dentaria.

Il **carico applicato** nella **prima serie** di prove (CARICO1) è consistito in una forza di 50 N applicata sulla faccia linguale, inclinata con un angolo di  $30^\circ$  rispetto all'asse verticale del dente in direzione vestibolo-linguale e verso incisale. Tale forza è stata scomposta nelle sue componenti verticale ed orizzontale ed imposta su due nodi simmetrici rispetto all'asse del dente, distanti tra loro circa 0.5 mm in direzione orizzontale (asse X), 0.01 mm in direzione verticale (asse Z) e 0.04 mm in profondità (asse Y), posizionati ad un'altezza di 10 mm rispetto al punto più in basso dello smalto e sulla superficie esterna dello stesso. La Figura 1.28 riporta tre viste del dente e dei carichi applicativi. Nella **seconda serie** di prove il carico è invece stato applicato sulla faccia linguale (CARICO2), inclinato in direzione linguo-vestibolare di  $30^\circ$  come nel caso precedente; i nodi coinvolti erano distanziati di 0.05 mm in direzione orizzontale e pressoché allineati nelle altre, la loro quota a partire dal punto più basso dello smalto era ancora di 10 mm. La Figura 1.29 riporta tre viste del dente e dei carichi applicativi in questa seconda configurazione.

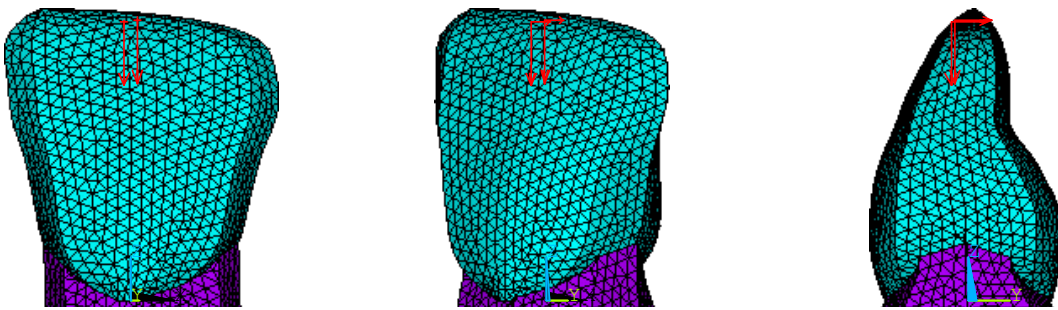


Figura 1.28 - Prima condizione di carico applicata: SINISTRA: vista linguale; CENTRO: vista linguale ruotata di  $30^\circ$  in direzione distale; DESTRA: vista distale

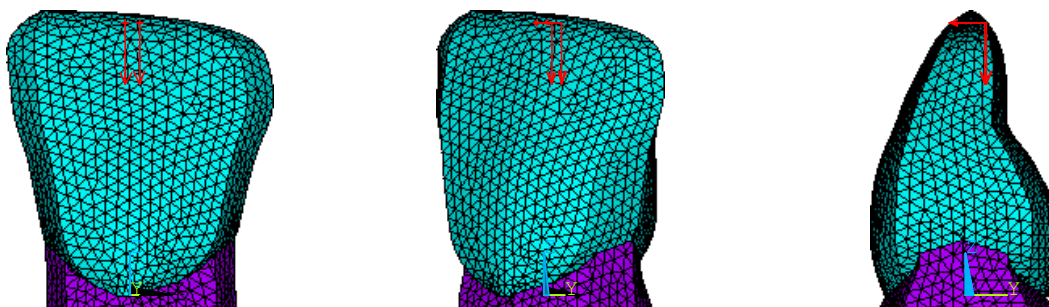


Figura 1.29 - Seconda condizione di carico applicata: SINISTRA: vista linguale; CENTRO: vista linguale ruotata di  $30^\circ$  in direzione distale; DESTRA: vista distale

I risultati provenienti dalle simulazioni sono stati analizzati in diverse zone di osservazione, appartenenti a loro volta a differenti volumi; le zone di osservazione sono le stesse per entrambe le condizioni di carico applicate, ad eccezione delle zone numero 1 e 4, che si invertono in modo che la numero 1 risulti sempre quella di applicazione e la numero 4 quella sulla faccia opposta; tali zone sono illustrate nella Tabella 1.3 e nella Figura 1.30.

	ABBR	FACCIA	VOLUME	DESCRIZIONE
ZONA 1	(Z1)	Labiale *	Smalto se dente integro Restauro negli altri casi	Intorno dei punti di applicazione del carico
ZONA 2	(Z2)	Labiale	Smalto	Porzione di smalto residua in ogni configurazione di restauro (collocata al margine con la dentina)
ZONA 3	(Z3)	Linguale	Smalto o restauro a seconda dei casi	Al disopra del cambio di curvatura del dente
ZONA 4	(Z4)	Linguale *	Smalto se dente integro Restauro negli altri casi	Alla stessa quota dell'applicazione del carico, ma sulla faccia opposta
ZONA 5	(Z5)	Labiale	Dentina	Dietro la porzione di smalto residua (cfr. zona 2)
ZONA 6	(Z6)	Linguale	Dentina	Al disopra del cambio di curvatura del dente (cfr. zona 3)
ZONA 7	(Z7)	Labiale *	Dentina	A cavallo della quota di inizio dell'applicazione dei vincoli dalla parte dell'applicazione del carico
ZONA 8	(Z8)	Linguale *	Dentina	A cavallo della quota di inizio dell'applicazione dei vincoli dalla parte opposta all'applicazione del carico

Tabella 1.3 - Prospetto delle differenti zone di modello analizzate e loro caratteristiche;  
 \* la zona 1 e la zona 4 sono tali da essere sempre rispettivamente dalla parte dell'applicazione del carico e la sua opposta in entrambe le condizioni di carico, idem per le zone 7 e 8

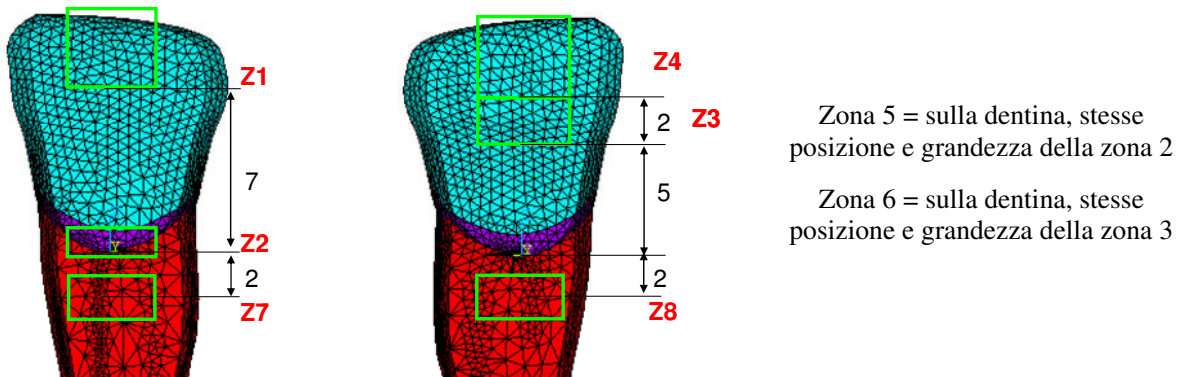


Figura 1.30 - Collocazione ed estensione delle zone di osservazione dei risultati (nel caso della prima tipologia di carico) quote in millimetri

MODELLO	ABBREVIAZIONE
Corona parziale in composito	CP comp
Corona parziale in ceramica	CP cer
Faccetta in composito	F comp
Faccetta in ceramica	F cer
Corona totale mono-componente in composito	CT1 comp
Corona totale mono-componente in ceramica	CT1 cer
Corona totale bi-componente in ossido di zirconio e Lava™	CT2 Lava
Corona totale bi-componente in metallo e ceramica	CT2 mc

Tabella 1.4 - Prospetto delle abbreviazioni utilizzate per la nomenclatura dei modelli



Figura 1.31 - Legenda della scala cromatica utilizzata

Carico 1  
(vedasi Figura 1.28)  
Stress equivalente  
(Von Mises)  
Vista Labiale

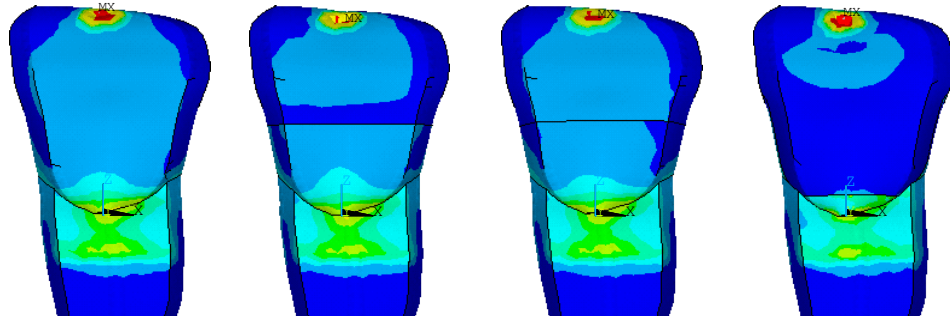


Figura 1.32 -  
dente integro

Figura 1.33 -  
CP comp

Figura 1.34 -  
CP cer

Figura 1.35 -  
F comp

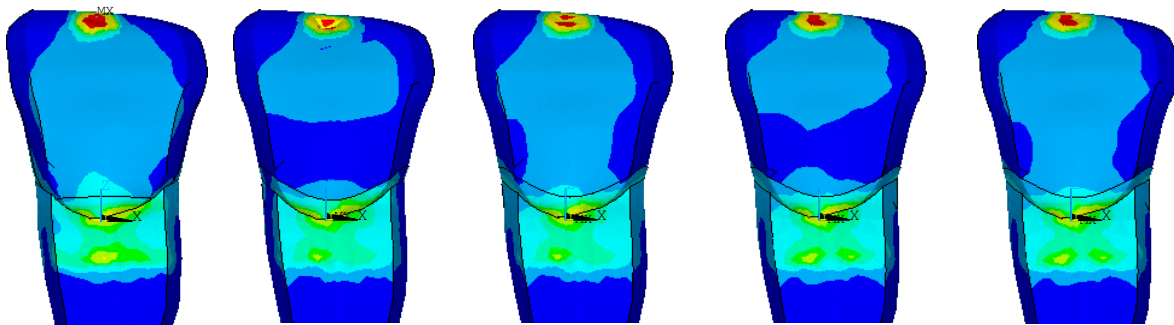


Figura 1.36 -  
F cer

Figura 1.37 -  
CT1 comp

Figura 1.38 -  
CT1 cer

Figura 1.39 -  
CT2 Lava

Figura 1.40 -  
CT2 mc

Carico 1  
(vedasi Figura 1.28)  
Stress equivalente  
(Von Mises)  
Vista Linguale

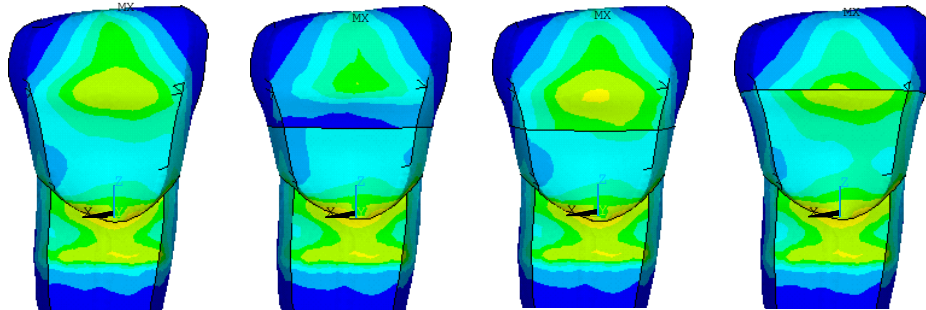


Figura 1.41 -  
dente integro

Figura 1.42 -  
CP comp

Figura 1.43 -  
CP cer

Figura 1.44 -  
F comp

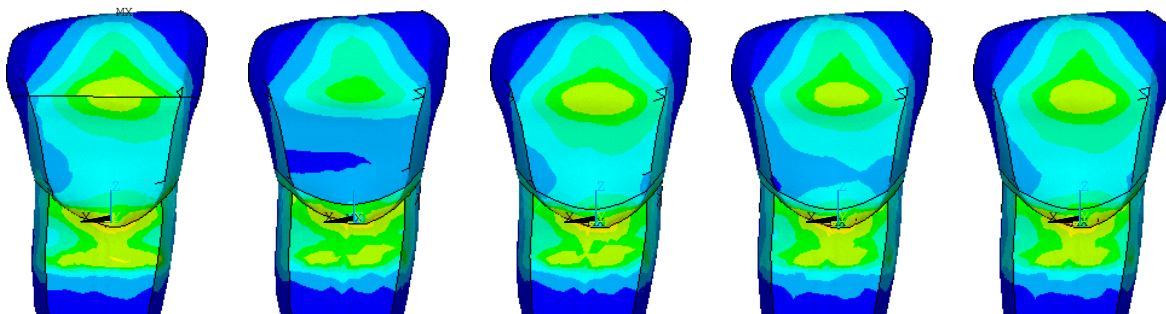


Figura 1.45 -  
F cer

Figura 1.46 -  
CT1 comp

Figura 1.47 -  
CT1 cer

Figura 1.48 -  
CT2 Lava

Figura 1.49 -  
CT2 mc



Legenda della scala cromatica utilizzata (la stessa della Figura 1.31)

Carico 2  
(vedasi Figura 1.29)

Stress equivalente  
(Von Mises)

Vista Linguale

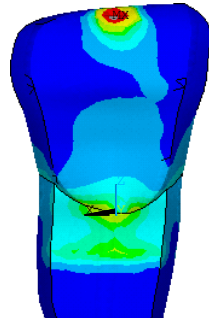


Figura 1.50 -  
dente intero

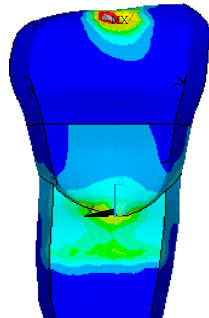


Figura 1.51 -  
CP comp

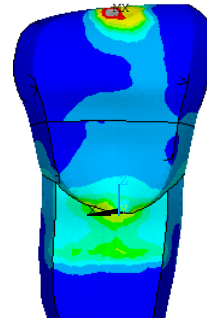


Figura 1.52 -  
CP cer

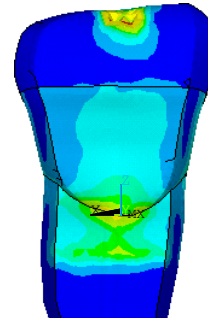


Figura 1.53 -  
F comp

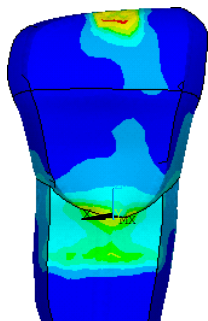


Figura 1.54 -  
F cer

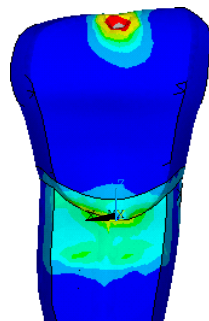


Figura 1.55 -  
CT1 comp

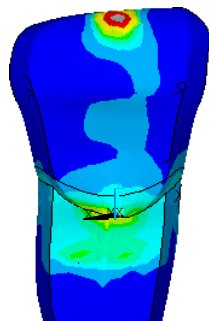


Figura 1.56 -  
CT1 cer

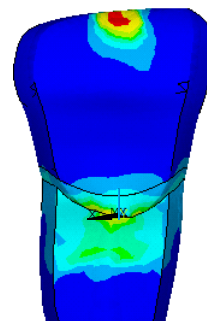


Figura 1.57 -  
CT2 Lava

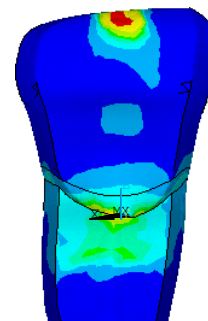


Figura 1.58 -  
CT2 mc

Carico 2  
(vedasi Figura 1.29)

Stress equivalente  
(Von Mises)

Vista Labiale

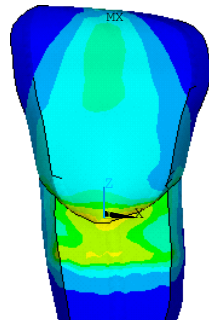


Figura 1.59 -  
dente intero

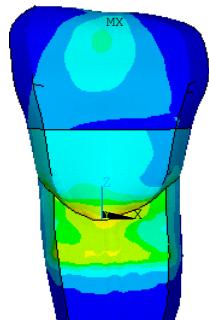


Figura 1.60 -  
CP comp

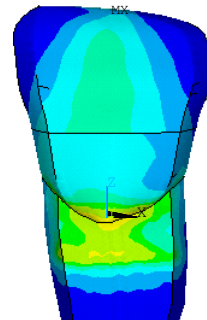


Figura 1.61 -  
CP cer

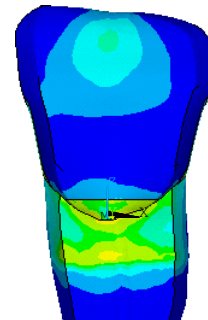


Figura 1.62 -  
F comp

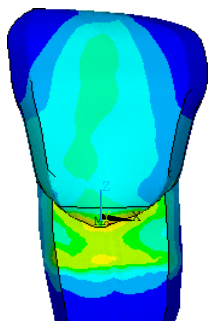


Figura 1.63 -  
F cer

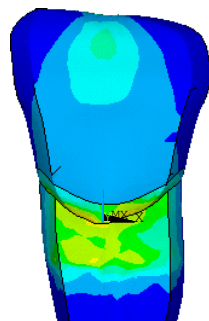


Figura 1.64 -  
CT1 comp

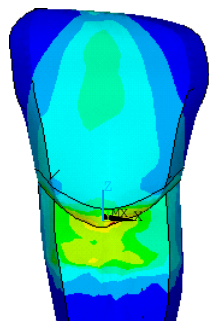


Figura 1.65 -  
CT1 cer

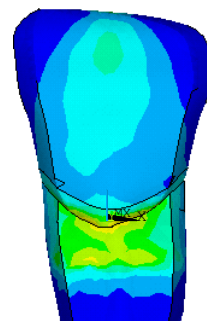


Figura 1.66 -  
CT2 Lava

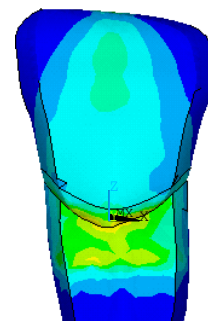


Figura 1.67 -  
CT2 mc

Le Figure da 1.32 a 1.67 riportano le mappe cromatiche delle **tensioni equivalenti** calcolate col criterio di Von Mises ottenute dalle due condizioni di carico, in entrambi i casi sono riportate sia le viste linguali che quelle labiali; per facilitare il confronto visivo, tutte le mappe sono state disegnate sulla medesima scala, riportata nella Figura 1.31, eventuali zone con valori di tensione più alti di 45 MPa saranno di colore grigio. Si è deciso di analizzare le tensioni equivalenti in modo da avere un solo parametro di confronto tra i vari modelli e potersi svincolare dall'analisi delle tre diverse tensioni principali. Metà della radice non è riportata nelle figure, dato che le sollecitazioni che vi si registravano erano molto basse, minori di 2 MPa, e costanti al variare del modello. Per la visualizzazione si è utilizzata una rappresentazione grafica che amplifica le deformazioni subite.

I picchi globali delle tensioni, riportati nella Figura 1.68, non sempre si riscontrano nella zona di applicazione del carico, ma, per le configurazioni a corona totale (CT) e saltuariamente anche per quelle a faccetta (F), nella parte residua di smalto. Se, da un lato, l'inclinazione del carico, che tende a far ruotare la protesi, vi rende plausibile un aumento delle tensioni, dall'altro il fatto che i valori più elevati siano concentrati in uno spazio estremamente esiguo fa pensare che il fenomeno sia dovuto anche ad alcune spigolosità di tipo geometrico-strutturale degli elementi.

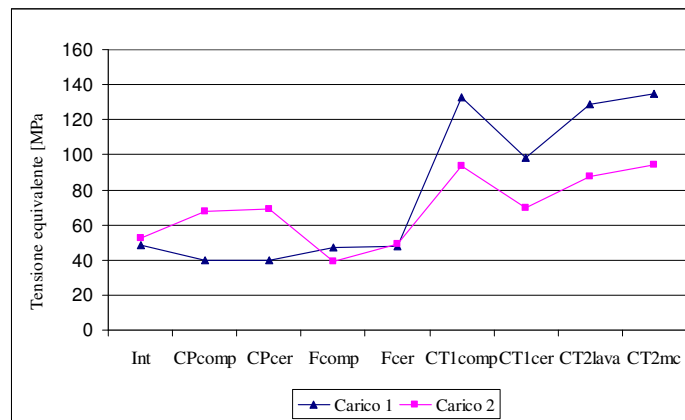


Figura 1.68 - Grafico dei valori di picco delle tensioni equivalenti [MPa] per le diverse configurazioni

L'analisi dei risultati è quindi continuata osservando le singole zone già descritte nella Tabella 1.3 e nella Figura 1.30. La Figura 1.69 mostra un grafico con gli andamenti delle tensioni equivalenti registrate nella zona di applicazione del carico ed in quella ad essa opposta in entrambe le condizioni di lavoro. Si nota come nella zona opposta all'applicazione del carico (zona 4) si registrino livelli di sollecitazione assai simili quasi a prescindere dal tipo di carico e dal materiale costituente il restauro; diversamente accade nella zona in cui il carico è applicato (zona 1), nella quale sembra avere una maggiore influenza la tipologia di restauro piuttosto che il suo materiale. Tale risultato può essere motivato considerando che la corona parziale, per la sua stessa forma, induce una distribuzione delle tensioni che si discosta da quella del dente integro ancor più di quanto facciano gli altri tipi di restauro.

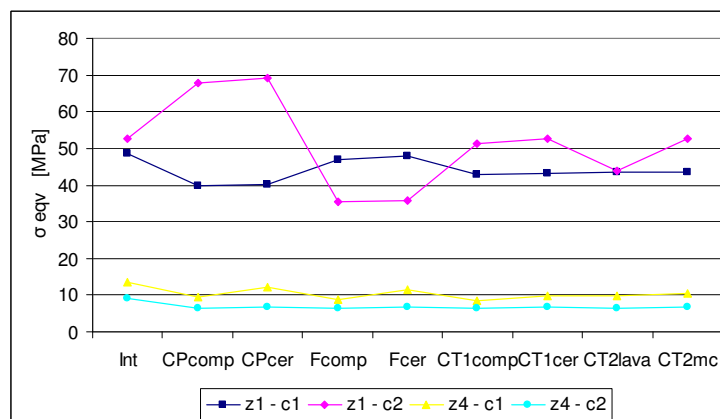


Figura 1.69 - Grafico dei valori di tensione equivalente registrati nella zona di applicazione del carico (zona 1) e sulla faccia opposta (zona 4)

La Figura 1.70 riporta un grafico con i valori di tensione equivalente registrati sullo smalto nella regione residua della faccia labiale (zona 2) e sul materiale (smalto o restauro) nella faccia linguale al disopra del cambio di concavità (zona 3). Per la zona 2 la minor sollecitazione comportata dalle corone parziali è dovuta al fatto che esse arrivano solo fino a metà dell'estensione verticale della corona, quindi tendono a far ruotare la base del dente molto meno di quanto facciano le altre configurazioni; lo stesso ragionamento invertito spiega anche perché tutte le configurazioni di restauri che coprono la quasi totalità di almeno una faccia del dente diano valori di tensioni maggiori che nel caso del dente integro. Per la zona 3 la minor trasmissione delle tensioni nel caso di restauri in composito è dovuta proprio alla cedevolezza di quest'ultimo, maggiore di quella degli altri materiali utilizzati.

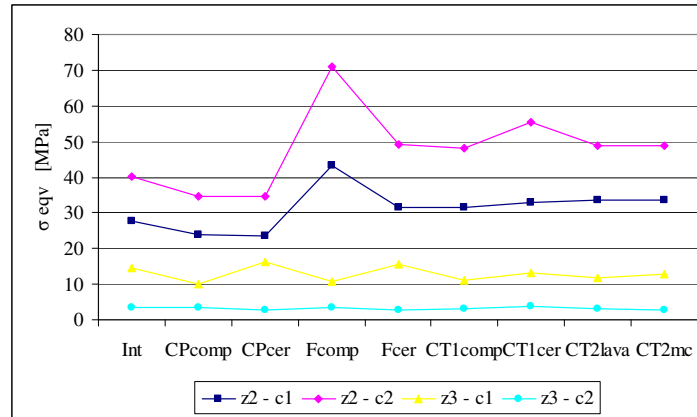


Figura 1.70 - Grafico dei valori di tensione equivalente registrati sullo smalto nella regione residua della faccia labiale (zona 2) e sul materiale (smalto o restauro) nella faccia linguale al disopra del cambio di concavità (zona 3)

Nella Figura 1.71 sono riportati i picchi delle tensioni rilevate sulla dentina. Gli andamenti delle tensioni nella zona 5 rispecchiano quelli ottenuti dalla zona 2 dietro cui si trova. Nella zona 6 la dentina mostra un picco nel caso di protesi a corona totale in materiale composito, tale picco potrebbe essere giustificato dall'essere registrato su un nodo posizionato sulla linea del carico, quindi raggiungibile dalle sollecitazioni che si propagano direzionalmente all'interno del composito, a riguardo si osservi la Figura 1.78, sezione vestibolo-linguale, che mostra come all'interfaccia restauro-dentina siano presenti tensioni più elevate.

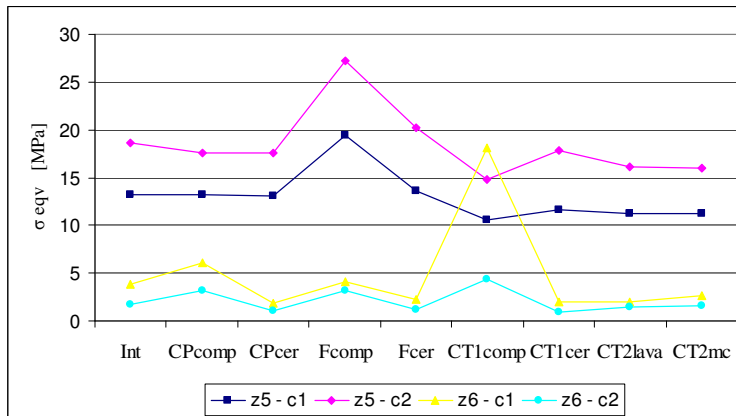


Figura 1.71 - Grafico dei valori di tensione equivalente registrati sulla dentina posizionata rispettivamente dietro lo smalto residuo (zona 5) e nel cambio di concavità (zona 6)

L'ultima zona analizzata è stata la dentina a cavallo dell'inizio dell'applicazione del vincolo, sia sulla stessa faccia rispetto all'applicazione del carico (zona 7), che dalla parte opposta (zona 8); la Figura 1.72 riporta appunto un grafico dei valori di tensione equivalente che se ne sono ottenuti. Si nota come la faccia linguale della dentina sia particolarmente sollecitata dal restauro a faccetta, a causa della copertura asimmetrica delle due facce del dente da parte del restauro. Anche in questo caso il carico linguale, quindi con verso fisiologico, induce minori tensioni rispetto al carico labiale.

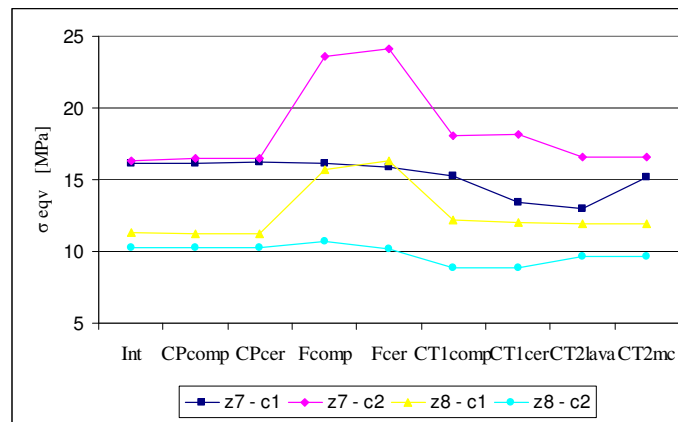


Figura 1.72 - Grafico dei valori di tensione equivalente registrati sulla dentina a cavallo della zona di inizio di applicazione del vincolo, dalla parte di applicazione del carico (zona 7) e sulla faccia opposta (zona 8)

Le Figure da 1.73 a 1.90 riportano le mappe cromatiche delle tensioni equivalenti calcolate con il criterio di Von Mises lungo le **sezioni vestibolo-linguali** dei diversi modelli in entrambe le condizioni di carico; si nota come le varie distribuzioni delle tensioni presentino relativamente poche differenze tra loro, non è riscontrabile la superiorità di un modello rispetto agli altri, a riprova del fatto che i differenti restauri modellati sono i più utilizzati in quanto i più efficienti. E' possibile vedere inoltre come un restauro in composito solleciti gli strati sottostanti più del suo equivalente in ceramica, anche se le differenze sono minime; parimenti, il tipo di restauro che mantiene il dente residuo al minor livello di sollecitazione è la corona totale bi-componente, in cui il secondo materiale funge proprio da cuscinetto protettivo per il moncone sottostante. Anche in questa serie di figure le radici sono state troncate in quanto scariche. I modelli sono leggermente inclinati perché per la visualizzazione utilizzata è stata quella che enfatizza il verso degli spostamenti subiti dalla struttura.

Un altro parametro di confronto tra i vari modelli è rappresentato dalla **risultante degli spostamenti**; la Figura 1.91 mostra un grafico con i valori massimi registrati per ogni modello in entrambe le configurazioni di carico. Si vede come in questo caso i valori non si differenzino in base alla tipologia di restauro, ma in base al materiale che lo costituisce: il composito, avendo un modulo elastico più basso di quello della ceramica, si deforma molto intorno al punto di applicazione del carico. Per apprezzare invece le distribuzioni di tali spostamenti, le Figure da 1.93 a 1.110 riportano le sezioni dei vari modelli rapportate tutte alla medesima scala cromatica la cui legenda è nella Figura 1.92, anche in questo caso la scala del disegno è tale da enfatizzare le deformazioni, spostamenti fuori scala saranno indicati in grigio.

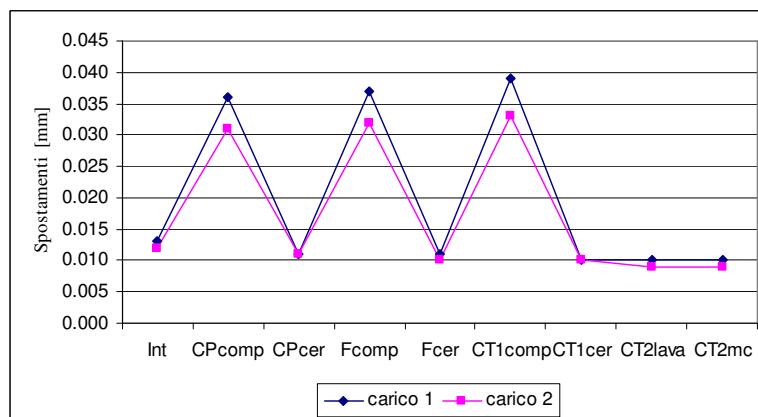


Figura 1.91 - Grafico dei valori di spostamento registrati nelle due condizioni di carico



Legenda della scala cromatica utilizzata (la stessa della Figura 1.33)

Carico 1  
(vedasi Figura 1.28)

Stress equivalente  
(Von Mises)

Sezione  
Vestibolo-Linguale

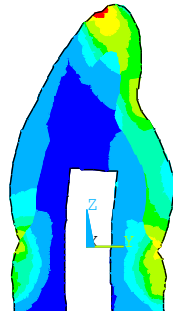


Figura 1.73 -  
dente integro

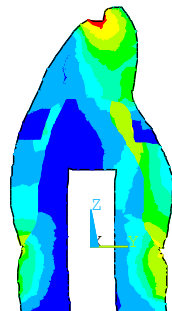


Figura 1.74 -  
CP comp

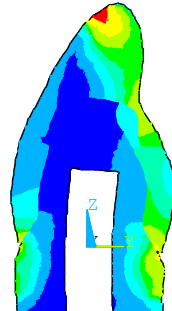


Figura 1.75 -  
CP cer

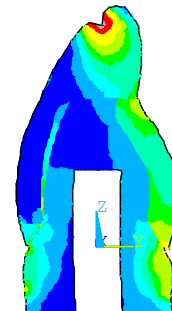


Figura 1.76 -  
F comp

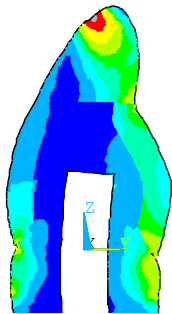


Figura 1.77 -  
F cer

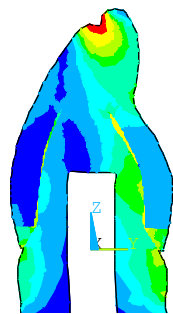


Figura 1.78 -  
CT1 comp

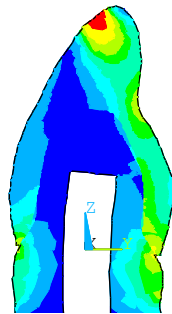


Figura 1.79 -  
CT1 cer

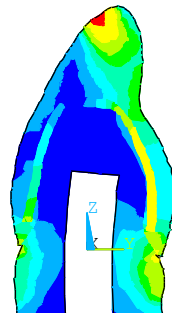


Figura 1.80 -  
CT2 Lava

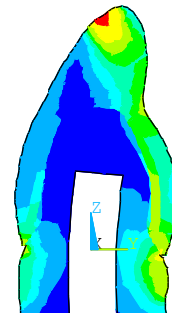


Figura 1.81 -  
CT2 mc

Carico 2  
(vedasi Figura 1.29)

Stress equivalente  
(Von Mises)

Sezione  
Vestibolo-Linguale

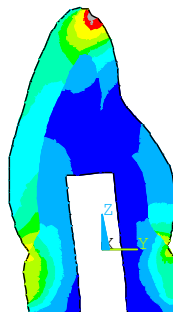


Figura 1.82 -  
dente integro

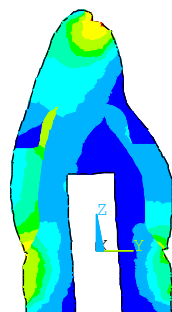


Figura 1.83 -  
CP comp

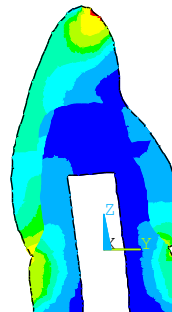


Figura 1.84 -  
CP cer



Figura 1.85 -  
F comp



Figura 1.86 -  
F cer



Figura 1.87 -  
CT1 comp

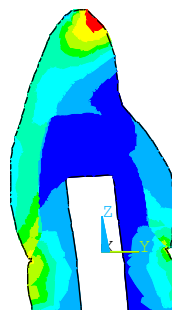


Figura 1.88 -  
CT1 cer

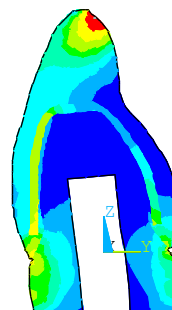


Figura 1.89 -  
CT2 Lava

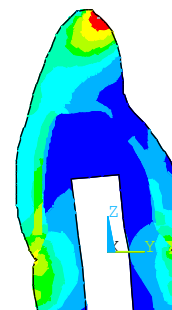


Figura 1.90 -  
CT2 mc

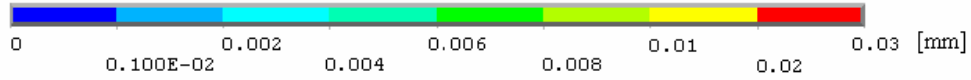


Figura 1.92 - Legenda della scala cromatica utilizzata

Carico 1  
(vedasi Figura 1.28)

Risultante  
degli spostamenti

Sezione  
Vestibolo-Linguale



Figura 1.93 -  
dente intero



Figura 1.94 -  
CP comp



Figura 1.95 -  
CP cer



Figura 1.96 -  
F comp



Figura 1.97 -  
F cer

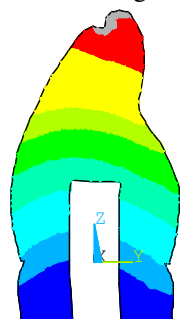


Figura 1.98 -  
CT1 comp



Figura 1.99 -  
CT1 cer



Figura 1.100 -  
CT2 Lava



Figura 1.101 -  
CT2 mc

Carico 2  
(vedasi Figura 1.29)

Risultante  
degli spostamenti

Sezione  
Vestibolo-Linguale

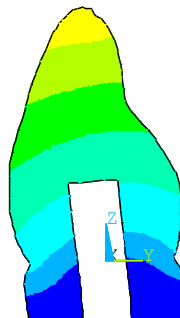


Figura 1.102 -  
dente intero



Figura 1.103 -  
CP comp

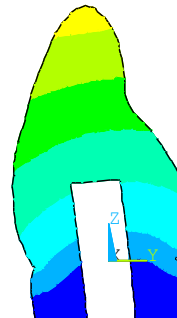


Figura 1.104 -  
CP cer



Figura 1.105 -  
F comp



Figura 1.106 -  
F cer



Figura 1.107 -  
CT1 comp



Figura 1.108 -  
CT1 cer

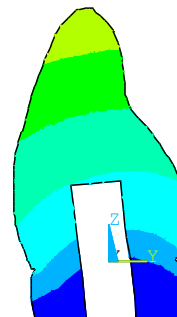


Figura 1.109 -  
CT2 Lava

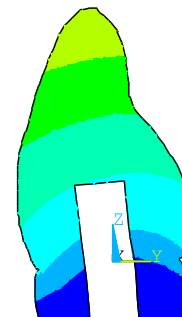


Figura 1.110 -  
CT2 mc

## 1.4 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

L'analisi agli elementi finiti si è dimostrata un utilissimo strumento per lo studio di strutture complesse e non completamente accessibili come queste, essa permette infatti di andare ad analizzare le sezioni interne così come i singoli volumi costituenti in maniera sperimentalmente impossibile. Inoltre i modelli realizzati sono tutti tridimensionali, il che consente un'analisi globale della struttura; il loro essere costruiti in forma parametrica permette inoltre di variarne delle dimensioni mantenendo inalterate tutte le altre ed avendo quindi la sicurezza di valutare solo il contributo della singola modifica.

Tuttavia vanno tenuti in considerazione anche i suoi limiti, primo fra tutti quello riguardante le caratteristiche meccaniche in questo studio associate ai vari materiali che sono state desunte dalla letteratura, la quale non sempre concorda sui loro valori. Tale limite risulterà particolarmente importante in fase di valutazione del modello, in quanto amplificherà i naturali scarti tra i valori sperimentali e quelli analitici. In questo studio non si sono considerate le eventuali non linearità del modello o dei materiali.

La validazione del modello è uno degli obiettivi del lavoro successivo e verrà attuata durante la fase di studio delle coppie dente-restauro; essa verrà effettuata tramite gli spostamenti generati da carichi noti ed il loro valore verrà confrontato con l'output delle simulazioni.

## 1.5 BIBLIOGRAFIA

- [1] M. Ash, S. Nelson, "Wheeler's, dental anatomy, physiology and occlusion", 2003 ottava edizione, ISBN-0721693822
- [2] R.C. Zeisz, J. Nuckolls, "Forma dei denti", Editrice G. Saccardin-A. Martina- Bologna, 1968
- [3] G. Belingardi, "Il metodo degli elementi finiti nella progettazione meccanica", Levrotto & Bella Editrice, Torino, 1995
- [4] L. Pallotto, L. Scalise, F. Cannella, E.P. Tomasini, 2006, Analisi comparativa del comportamento di protesi fisse parziali: l'effetto del rinforzo in fibra, Atti XXXV Convegno AIAS
- [5] P. Magne, W.H. Douglas, 1999, Design optimisation and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis, Quintessence International., Vol. 30, Issue 10, pp. 661-672
- [6] K.Genovese, L. Lamberti, C. Pappalettere, 2005, Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth, Journal of Biomechanics, Vol. 38, pp. 2375-238
- [7] F. Zarone, D. Apicella, R. Sorrentino, V. Ferro, R. Aversa, A. Apicella, 2005, Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina veneers: a 3D-finite element analysis, Dental Materials, Vol. 21, Issue 12, pp. 1178-1188
- [8] L. Pallotto, L. Scalise, E. Coccia, G. Rappelli, 2006, Stress distribution analysis of fractured incisor restored with different solutions, Atti Convegno IADR PEF
- [9] G. Rappelli, L. Scalise, E. Coccia, A. Putignano, E.P. Tomasini, 2005, Distribuzione degli stress nei ponti in composito rinforzato con fibre: analisi al FEM, Il dentista moderno, Vol. Gennaio, pp.43-49
- [10] G. Rappelli, L. Scalise, M. Procaccini, E. P. Tomasini, 2005, Stress distribution in fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol 95, Issue 5, pp.425-432
- [11] M.E. Biancolini, C. Brutti, F. Mangani, L. Reccia, D. Sperandei, 2004, Ottimizzazione strutturale di restauri di denti naturali, Atti XXXIII Convegno AIAS
- [12] M.E. Biancolini, C. Brutti, F. Mangani, L. Reccia, 2005, Studio comparativo dello stato tensionale di diverse tipologie di restauro di denti premolari e molari, Atti XXXIV Convegno AIAS
- [13] S.K. Boyd, R. Muller, 2006, Smooth surface meshing for automated finite element model generation from 3D image data, Journal of Biomechanics Vol. 39, pp.1287-1295
- [14] R. Clement, J. Schneider, H-J. Brambs, A. Wunderlich, M. Geiger, F.G. Sander, 2004, Quasi-automatic 3D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 73, pp. 135-144
- [15] M. Gei, F. Genna, D. Bigoni, 2002, An interface model for the periodontal ligament, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.124, pp. 538-546

---

## CAPITOLO 2

### STUDIO DELLA GIUNZIONE SMALTO-DENTINA

#### 2.1 INTRODUZIONE

La giunzione smalto-dentina è la fascia di dentina che separa lo smalto dalla dentina vera e propria, il suo spessore è di 200-300  $\mu\text{m}$  e le sue caratteristiche, diverse da quelle della zona sottostante, non sono ancora state ben chiarite. Il suo ruolo è quello di consentire ai due materiali che separa di lavorare insieme, evitando gli effetti dannosi che si avrebbero interfacciando direttamente due materiali così diversi fra loro a livello di proprietà meccaniche (Rasmussen, 1984). E' stato infatti dimostrato che la giunzione smalto-dentina (acronimo DEJ) è in grado di arrestare la propagazione delle cricche prevenendo la rottura della dentina sottostante (Mass, 1974); si ipotizza che queste proprietà siano legate anche alla sua struttura dentellata e all'orientamento delle fibre di collagene che la collegano alla dentina profonda.

In letteratura sono reperibili diversi articoli riguardanti la sua composizione (Tylman, 1928), così come esperimenti di nano-indentazione effettuati; più lacunosa è invece la bibliografia riguardante le sue caratteristiche meccaniche, nello specifico il suo modulo elastico, dove sono presenti soprattutto articoli di P. Zaslansky (et alii, 2005, 2006).

Lo scopo di questo lavoro nel suo complesso è quindi quello di chiarire il comportamento della giunzione smalto-dentina dal punto di vista meccanico avvalendosi di due diversi strumenti di analisi: la tecnica ESPI, per comprendere il percorso degli spostamenti subiti dallo smalto e dalla dentina in caso di carichi applicati contemporaneamente ad entrambi i materiali, ed il sensore laser a triangolazione, per valutare la risposta della giunzione a carichi applicati al sovrastante smalto.

I risultati provenienti dalla prima parte delle prove serviranno anche a verificare la correttezza del modello di contatto utilizzato tra smalto e dentina nella costruzione dei modelli agli elementi finiti visti nel capitolo precedente. Nei modelli infatti la giunzione non è stata modellata (il suo spessore è trascurabile rispetto agli altri e le sue caratteristiche meccaniche sono poco chiare, quindi si è preferito ometterla, come fatto d'altronde in tutto il resto delle pubblicazioni analizzate) e lo smalto e la dentina sono stati considerati volumi aventi in comune l'area di confine tra loro.

Questa parte dello studio è frutto di una collaborazione con il **Forsyth Institute - Harvard Medical School** di Boston, all'interno della quale il Forsyth Institute svolge il ruolo di coordinatore, fornendo i campioni, decidendo le prove da attuarvi ed analizzandone i risultati, mentre l'Università Politecnica delle Marche ha il compito di realizzare tali prove sperimentali, progettando ed allestendo i banchi necessari.

#### 2.2 IL SISTEMA PER L'APPLICAZIONE DEL CARICO

Per tutti i tipi di prove effettuati, si aveva la necessità di imprimere ai provini un carico di compressione dall'alto e di monitorare il valore di forza applicata; si è dunque deciso di utilizzare un attuatore piezoelettrico per l'applicazione della forza ed una cella di carico per il monitoraggio della stessa. Complessivamente il sistema di applicazione del carico si presentava come in Figura 2.1, partendo dall'alto vi si possono individuare: l'intelaiatura portante, la vite di regolazione, la cella di carico, il distanziatore, l'attuatore piezoelettrico.

L'**intelaiatura** esterna ha lo scopo di sorreggere ed irrigidire la struttura, essa è quindi costituita da una base in alluminio di dimensioni 200x150x40 mm, da due colonne in acciaio del diametro di 60 mm e da una trave in ferro. I vari elementi sono collegati tramite viti ed il peso complessivo della struttura è di circa 13 kg.

La **vite di regolazione** permette di controllare la quota di applicazione del carico, facendo scendere/salire piuttosto finemente l'attuatore.

La **cella di carico** (LEANE, FN3060) è del tipo estensimetrico ad S ed ha una portata di 2000 N; dato che la si sarebbe utilizzata solo in una porzione di tale range essa è stata calibrata fra 0 e 100 N stimandovi

l'incertezza di tipo A in  $\pm 0.072$  N a 1sigma. La sua rigidità dichiarata è di 8E6 N/m per una forza di 250 N.

Il **distanziatore** ha lo scopo di permettere il raccordo tra l'attuatore e la cella di carico (entrambi con filettature femmine), per non aumentare la cedevolezza del sistema esso è stato costruito in Avional.

L'**attuatore piezoelettrico** utilizzato (PI, P239.90) ha permesso di applicare il carico in maniera controllata agendo sulla corrente fornita ai cristalli piezoelettrici, il cui allungamento massimo è di 180  $\mu\text{m}$  con step di 3.6 nm. Il suo controllore permette di variare il carico applicato agendo o via software o manualmente su una manopola, in quest'ultimo caso si possono effettuare dieci giri completi. La superficie di applicazione del carico è estremamente ridotta, dato che la sua sommità è costituita da una sfera di 3 mm di diametro.

Il sistema di applicazione del carico era completato dai sistemi di alimentazione, necessari rispettivamente alla cella di carico ed al modulo di controllo dell'attuatore piezoelettrico e dalla cella di carico è stata utilizzata una scheda di acquisizione National Instruments usb6008. L'acquisizione del segnale generato dalla cella di carico permetteva di monitorare la forza impressa al provino, mentre i dati provenienti dall'attuatore piezoelettrico (proporzionali ai micron di cui i cristalli si erano allungati) permettevano di controllare ad esempio se lo spostamento applicato all'attuatore causasse incrementi di carico lineari. Lo stesso sistema di acquisizione dei dati è stato utilizzato per acquisire i segnali provenienti dal sensore a triangolazione.

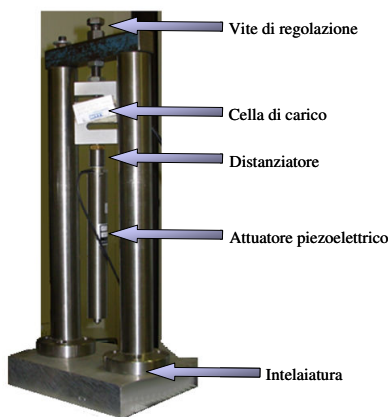


Figura 2.1- Il sistema di applicazione del carico

Tale sistema di applicazione del carico è stato poi utilizzato con entrambe le tecniche di misura, vale a dire con il sistema ESPI e con il sensore laser a triangolazione; nel primo caso si volevano individuare gli andamenti degli spostamenti subiti dal campione, nel secondo si cercavano invece i loro valori; in entrambi i set di prove si sono analizzati solo i valori di spostamento in direzione out-of-plane, vale a dire paralleli alla direzione di osservazione.

Per quanto concerne i principi alla base della tecnica ESPI ed il banco ottico utilizzato, si rimanda all'Appendice I.

## 2.3 I CAMPIONI ED IL LORO MONTAGGIO

In entrambe le tipologie di prova campioni testati erano stati suddivisi in **due** diverse **classi**, la "control" e la "treated", che differivano per il trattamento effettuato sulla giunzione. Nel primo caso i provini erano stati semplicemente ricavati dal dente, nel secondo caso invece essi erano stati sottoposti ad una demineralizzazione della giunzione, ottenuta attraverso l'immersione per quattro ore in plasma freddo utilizzando un apposito macchinario (PlasmaPrepII, SPI).

Tutti i campioni provenivano da denti incisivi umani ed erano stati tagliati come suggerito dalla letteratura (Zaslansky, 2006), la Figura 2.2 riporta una sezione di dente incisivo con identificati tali versi di taglio, decisi in modo da rispettare l'orientamento dei tubuli dentinali rispetto al possibile carico applicato, sia per i provini destinati all'analisi tramite ESPI che per quelli destinati all'analisi tramite laser a triangolazione..

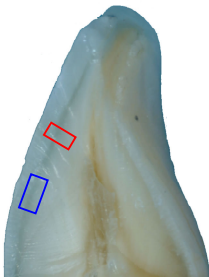


Figura 2.2 - Direzione di estrazione dei provini: BLU: provini per test con il sistema ESPI  
ROSSO: provini per test con il laser a triangolazione

All'interno di ognuna delle due classi i provini erano ulteriormente divisi in due gruppi in base al modo in cui erano stati tagliati: nel caso delle prove ESPI essi erano come nella Figura 2.3, per le misure con il laser a triangolazione essi avevano invece la forma riportata nella Figura 2.4, tale differenza di morfologia ha comportato anche una differente metodologia di montaggio. Le due figure sopra citate riportano anche le **dimensioni ideali** dei provini, va infatti detto che essi non erano tra loro perfettamente uguali, differenziandosi per inclinazioni relative delle varie facce, per finitura superficiale ed infine per le cifre decimali delle dimensioni effettivamente assunte.

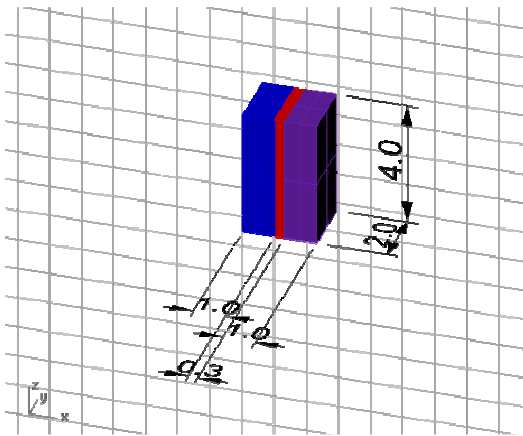


Figura 2.3 - Forma dei provini per le prove ESPI (blu = dentina; rosso = giunzione; viola = smalto); misure in millimetri

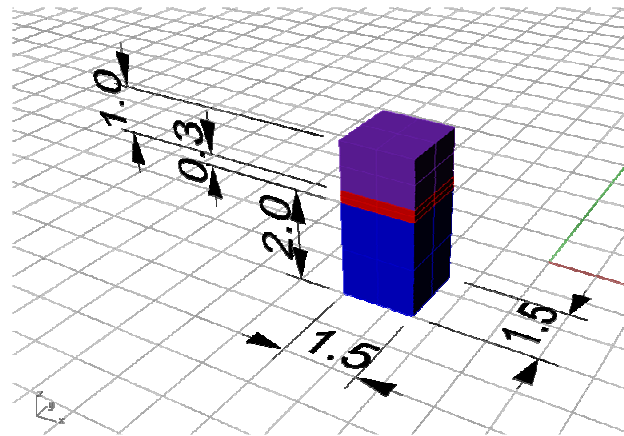


Figura 2.4 - Forma dei provini per le prove con il laser a triangolazione (blu = dentina; rosso = giunzione; viola = smalto); misure in mm

I provini da inquadrare con il **sistema ESPI** (in totale 14) sono stati montati come mostrato nella Figura 2.5; le traverse avevano una lunghezza di circa 40 mm ed una sezione di 10x10 mm; le guide circolari, che avevano il compito di impedire i disallineamenti laterali della traversa superiore, avevano un diametro di 5 mm ed una buona finitura superficiale, il che consentiva alla trave superiore di scorrere agevolmente pur senza necessitare di un gioco particolarmente elevato con il foro. Il campione è stato fissato alle traverse tramite una resina (X60, HBM) visibile nella Figura 2.5; tale resina aveva lo scopo sia di bloccare il campione sui suoi supporti, sia di colmare eventuali asperità presenti sulle superfici superiore ed inferiore, rendendo così uniforme l'applicazione del carico.

Nel caso dei provini testati col **sistema laser a triangolazione** (in totale 12), l'applicazione del carico avveniva invece su di un unico materiale, si è perciò deciso di non utilizzare la traversa superiore e di portare la punta dell'attuatore piezoelettrico direttamente a contatto con lo smalto. La Figura 2.6 ricostruisce appunto le condizioni di prova realizzate: la semisfera grigia visibile in alto è la punta dell'attuatore (diametro di 3 mm), al di sotto di essa si trova il provino (dall'alto: smalto in viola, giunzione in rosso e dentina in blu) vincolato al supporto inferiore (grigio-azzurro) tramite la stessa resina utilizzata con i provini precedenti (color crema). Nella figura è presente inoltre un cerchio bianco a rappresentare, in scala, lo spot del sensore a triangolazione; si vede come esso, che ha un diametro di circa 180  $\mu\text{m}$ , punti solo sulla giunzione.

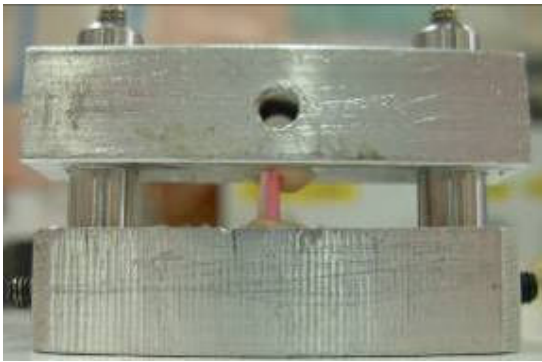


Figura 2.5 - Un provino completo prima di essere testato col sistema ESPI (la dentina è rosea a causa del fluido di conservazione)

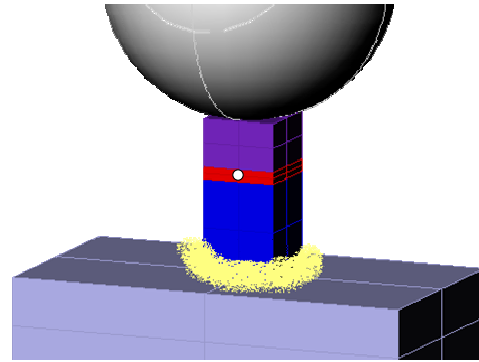


Figura 2.6 - Ricostruzione del montaggio di un provino testato con il sistema laser a triangolazione (il cerchio bianco rappresenta lo spot del laser)

I **carichi** sono stati applicati in step da 10 N per le prove con il sensore a triangolazione ed in step da 2 N per le prove col sistema ESPI, in entrambi i casi fra uno step e l'altro intercorrevano 15 secondi, il precarico nelle prove con il laser a triangolazione era di 8 N; i provini sono sempre stati portati a rottura.

## 2.4 RISULTATI E DISCUSSIONE

### 2.4.1 PROVE CON IL SISTEMA ESPI

Questa prima sessione di prova evidenzia come i provini di entrambe le classi tendano a muoversi in maniera uniforme fino alla rottura, avvenuta in tutti i casi per separazione dei due materiali lungo la linea della giunzione; le differenze tra i due gruppi si riscontrano successivamente nell'analisi visiva della zona lesa. Nel caso dei campioni della classe Control, la rottura avviene unicamente lungo la giunzione, a testimonianza del fatto che essa funge da cuscinetto tra lo smalto e la dentina, limitando la dannosità delle tensioni che dal primo si propagano verso la seconda. Nei provini trattati invece la rottura aveva come epicentro la giunzione, ma insieme ad essa risultavano coinvolti sia lo smalto che la dentina, ad esempio con delaminazioni o schegge di un materiale che rimanevano attaccati al frammento dell'altro.

La Figura 2.7 e la Figura 2.8 riportano due mappe delle fasi conseguenti all'applicazione del carico verticale su due diversi provini; si vede come esse riportino lo stesso numero di frange (tre), parimenti è palese come queste frange risultino poco contrastate e molto affette da rumore. In entrambe le mappe si può notare una certa perdita di uniformità delle frange nella zona verticale al centro del provino, vale a dire nella zona di immagine occupata dalla giunzione.

Il problema del **rumore** è una costante delle misure tramite ESPI, inoltre, le piccole dimensioni del provino ed il suo essere costituito da materiale biologico, quindi con scarse proprietà ottiche, hanno aumentato l'entità dei disturbi. Benché sia stata utilizzata la migliore configurazione ottica disponibile, non tutto lo spazio disponibile risultava occupato dal provino (le immagini presentate sono solo una frazione di quelle acquisite avendo dimensioni all'incirca di 400x500 pixel, contro un totale di 1280x960), né d'altro canto sarebbe stato possibile avvicinare maggiormente il campione, che era già posizionato alla minima distanza in grado di garantire la coerenza della luce laser (vedasi l'Appendice I). La ristrettezza della zona contenente le informazioni ha inoltre impedito un maggiore filtraggio, infatti in queste condizioni l'utilizzo reiterato di un normale filtro di nucleo 5x5 pixel (dimensioni tipiche dei filtri utilizzati su immagini ESPI) avrebbe avuto un impatto devastante.

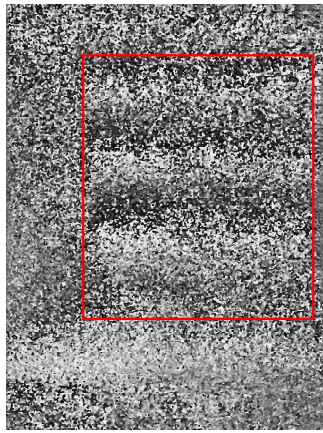


Figura 2.7 - Mappa delle fasi relativa ad un provino (riquadro rosso) in uno degli step di carico

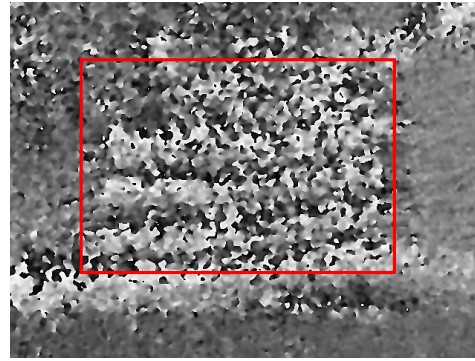


Figura 2.8 - Mappa delle fasi relativa ad un secondo provino (riquadro rosso) nello stesso step di carico

Data la rumorosità delle frange, non si è potuta attuare la demodulazione della mappa delle fasi, ciononostante dalle mappe si sono ricavate delle curve carico-spostamento approssimate, contando cioè solo il numero intero di frange provocate da ogni step di carico. Sempre con riferimento alla Figura 2.7, il punto blu è separato dal punto rosa da tre frange, sapendo che il punto rosa è posto sulla base e quindi è fermo, il punto blu avrà subito uno spostamento pari a tre volte la semi-lunghezza d'onda della luce laser utilizzata, quindi  $3 \cdot 0.314 \mu\text{m}$ . Naturalmente tali calcoli sono delle stime, ma consentono di ricavare l'ordine di grandezza dei massimi spostamenti subiti da ogni provino, mentre l'andamento orizzontale delle frange stesse indica che tali spostamenti sono in direzione out-of-plane senza componenti di rotazione.

La Figura 2.9 riporta un grafico della somma del carico applicato in funzione degli spostamenti rilevati con il sistema ESPI (a partire dal numero di frange nei singoli step), si vede come nel complesso i provini trattati arrivino a rottura con carichi più bassi dei provini non trattati.

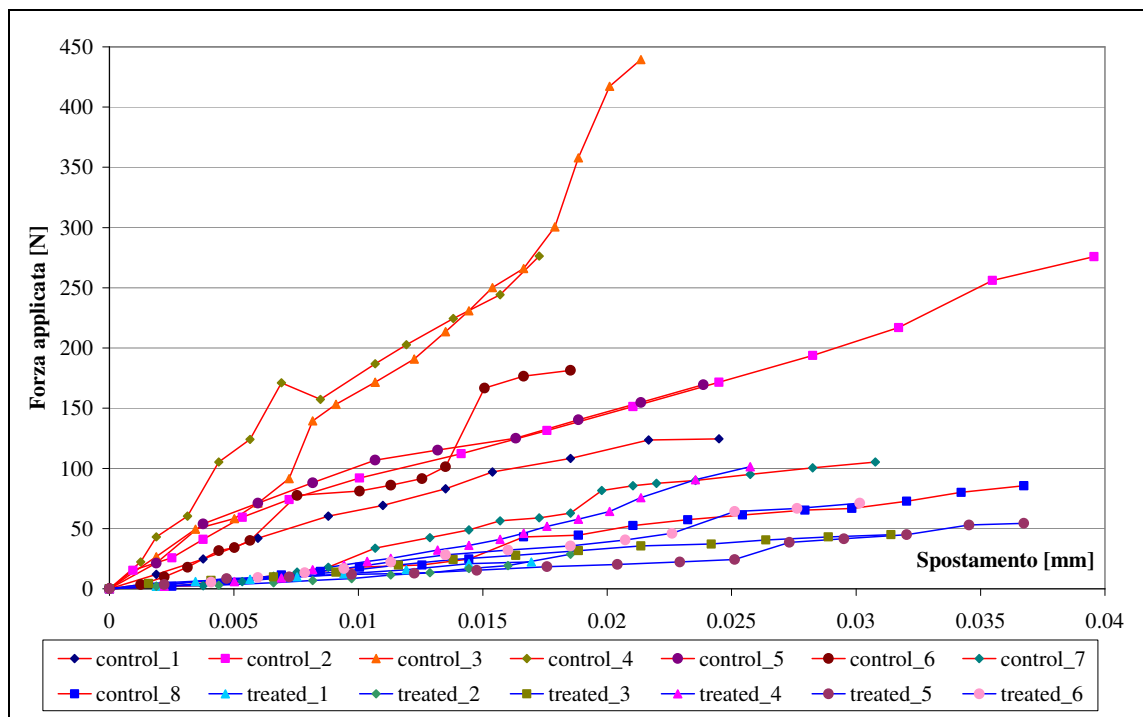


Figura 2.9 - Grafico riportante il carico applicato in funzione della somma degli spostamenti registrati col sistema ESPI

## 2.4.2 PROVE CON IL SENSORE A TRIANGOLAZIONE

Anche l'analisi dei risultati ottenuti dalla seconda sessione di prove evidenzia il differente comportamento dei due gruppi di provini; la Figura 2.10 riporta le curve Carico-Spostamento di tutti i provini testati, mentre la Figura 2.11 è un dettaglio della figura precedente per spostamenti massimi di 0.05 mm, fatto in modo da distinguere meglio i primi tratti delle diverse curve.

Anche in questo caso si nota come i provini di controllo abbiano un comportamento diverso da quelli trattati, nello specifico le loro curve (rosse nelle figure) sono molto più raggruppate tra loro di quanto non succeda per la seconda classe, essi hanno quindi un comportamento omogeneo simile a quello di un materiale elasto-plastico. I provini Treated presentano invece delle curve (blu nelle figure) più distinguibili l'una dall'altra, inoltre tali curve non hanno tutte lo stesso andamento; alcune di esse sono infatti costituite dal solo tratto lineare, mentre altre, pur con variazioni di pendenza, mantengono l'andamento della curva dei provini di controllo.

La causa della differenza di comportamento fra le due classi va naturalmente ricercata nel trattamento di demineralizzazione subito da metà dei provini. Le motivazioni delle differenze di andamento tra le varie curve dei provini trattati invece vanno imputate al fatto che tale trattamento di demineralizzazione non potrà essere avvenuto esattamente allo stesso modo in tutti i campioni, sempre poi tenendo presente la variabilità di caratteristiche meccaniche che si riscontra tra campioni appartenenti ad individui diversi.

Ciononostante, da queste curve Carico-Spostamento, si può notare come il trattamento di demineralizzazione della giunzione abbia degli effetti negativi sulla resistenza e sull'elasticità del sistema smalto-dentina. I provini della classe Treated infatti mostrano segni di danneggiamento non solo sullo smalto (come succedeva nei provini di controllo), ma anche sulla dentina, a prova del fatto che la demineralizzazione della giunzione ha fatto sì che gli stessi sforzi applicati nel caso precedente in questo caso diventassero insostenibili per la dentina ormai priva di protezioni.

In entrambe le tipologie di prova in alcuni step di carico si è notata una diminuzione della forza registrata senza che si avessero variazioni nello spostamento, fornendo ulteriore carico essa tornava a stabilizzarsi sul valore originario, questo comportamento può essere spiegato dalla formazione di **micro-cricche** sulla superficie a contatto con l'attuatore, tali cricche avevano dunque la funzione di dissipare parte della forza applicata evitando la rottura prematura del campione.

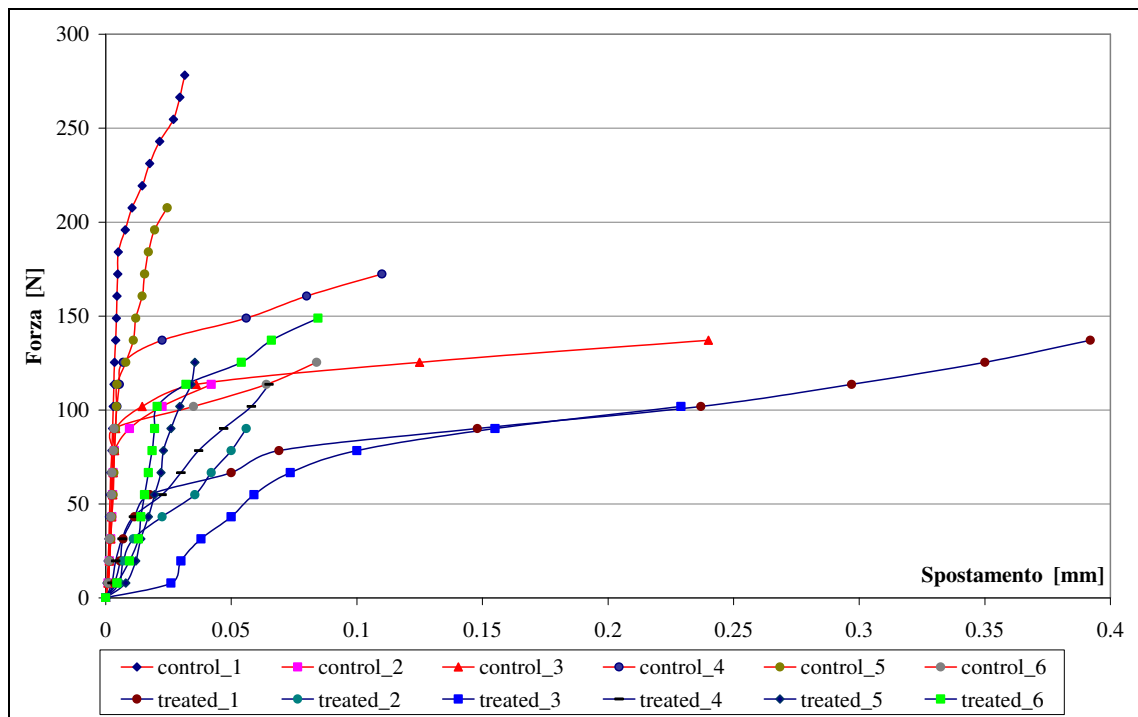


Figura 2.10 - Curve Forza-Spostamento ottenute dalle acquisizioni con il laser a triangolazione

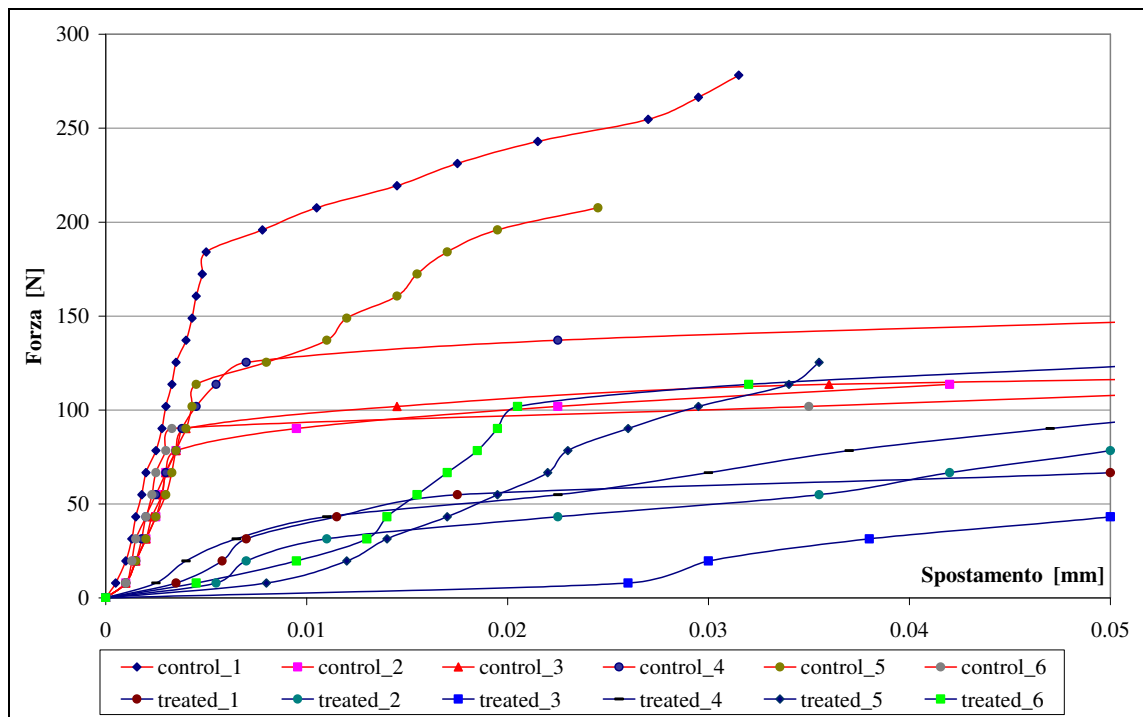


Figura 2.11 - Dettaglio del grafico precedente per spostamenti tra 0 e 0.05 mm

## 2.5 ULTERIORI ELABORAZIONI

Le ulteriori elaborazioni di cui si occupa questo paragrafo sono state effettuate sui campioni e sui dati ottenuti dopo le prove con il laser a triangolazione. Nello specifico tali elaborazioni sono consistite da un lato nell'analisi micrografica dei campioni, dall'altro nel calcolo delle curve tensione-deformazione a partire dai dati sperimentali e nella stima dell'incertezza che affligge il valore del modulo elastico ricavato da tali curve. E' stato più volte ribadito come i provini di controllo e quelli trattati presentassero delle differenze di comportamento, con queste ulteriori elaborazioni si è voluto da una parte confermare questa affermazione con un'analisi visiva più accurata di quella effettuabile ad occhio nudo e dall'altra cercare di formalizzarla dal punto di vista meccanico.

### 2.5.1 MICROSCOPIA A SCANSIONE

Le analisi riportate di seguito sono state effettuate presso il Forsyth Institute utilizzando un microscopio a scansione di tipo JEOL 6400 e potenza di 15 kV. Lo scopo di questa parte del lavoro era di determinare se e come i processi di propagazione delle cricche della frattura fossero influenzati dalla modifica delle giunzione amelo-dentinale.

La Figura 2.12 e la Figura 2.14 riportano le immagini di un provino appartenente rispettivamente alla classe Control ed alla Treated; l'ingrandimento con cui sono state scattate non è tale da renderle micrografie, ciononostante nella seconda immagine si può rilevare un danneggiamento della dentina molto più ingente che nella prima.

La Figura 2.13 e la Figura 2.15, relative la prima ad un provino di controllo e la seconda ad uno trattato, riportano invece due micrografie ciascuna. Anche in questo caso si può vedere come nei provini appartenenti alla classe di controllo sia solo lo smalto ad essere molto danneggiato, mentre i provini appartenenti alla seconda classe presentano danni quali crepe e delaminazioni anche a livello della dentina sottostante.

La dentina risulta severamente danneggiata solo nei campioni trattati, ossia in quelli nei quali la DEJ è stata privata della parte organica che ne è l'essenza. Una volta demineralizzata la giunzione infatti resta composta solo da tubuli vuoti (il collagene che li riempiva è stato rimosso dal trattamento in quanto materiale organico) attraverso i quali le cricche possono propagarsi facilmente.

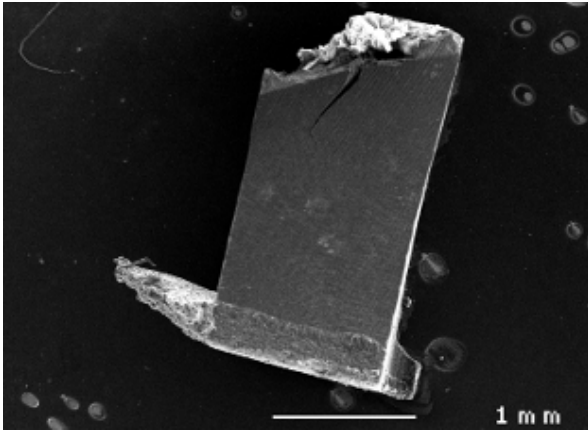


Figura 2.12 - Immagine SEM relativa ad un campione della classe Control; si nota come la dentina non sia danneggiata se non da un'unica cricca

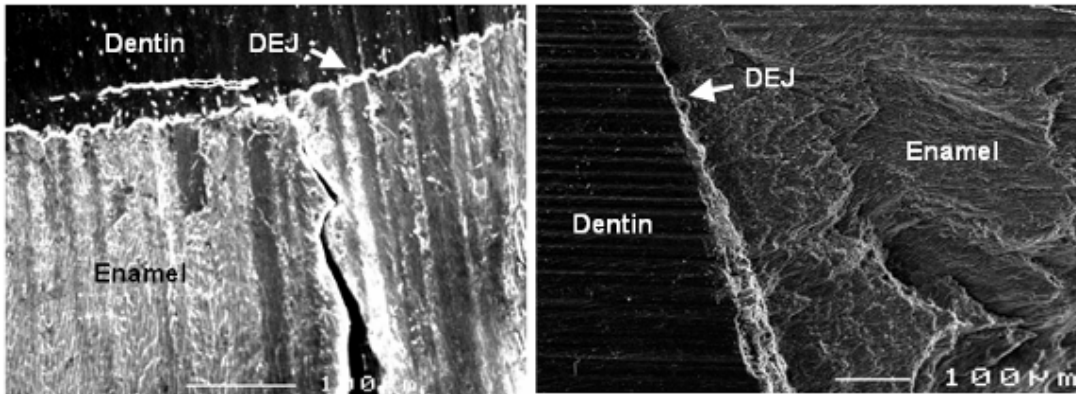


Figura 2.13 - Micrografie SEM relative ad altri due campioni della classe Control

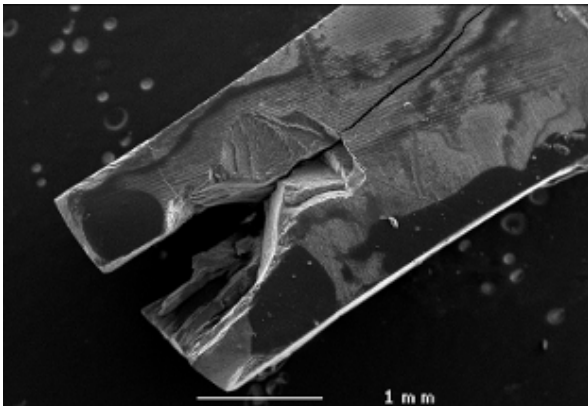


Figura 2.14 - Immagine SEM relativa ad un campione della classe Treated; si nota come la dentina sia estremamente danneggiata

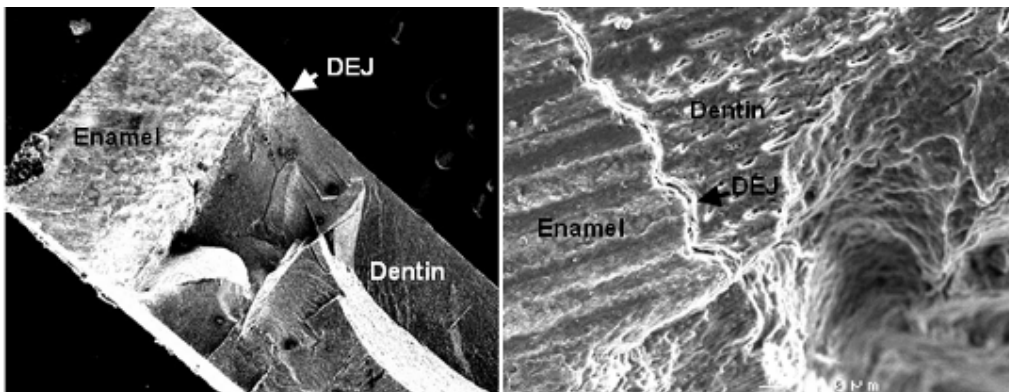


Figura 2.15 - Micrografie SEM relative ad altri due campioni della classe Treated

I risultati ottenuti confermano quanto scoperto al termine delle prove con il sistema ESPI, vale a dire che la dentina dei vari campioni presenta un'entità ed una tipologia di danneggiamento che dipendono fortemente dalla classe dei campioni (di controllo o trattati). Queste immagini permettono quindi di affermare che la giunzione smalto-dentina ha un ruolo protettivo nei confronti della dentina stessa. Essa si comporta infatti come una sorta di "guarnizione" posta tra i due diversi materiali, arrestando la propagazione delle cricche dallo smalto alla dentina

## 2.5.2 STIMA DEL MODULO DI YOUNG DELLA GIUNZIONE

Dai grafici Forza applicata - Spostamento out-of-plane ricavato sulla giunzione, riportati nella Figura 2.10 e seguente, si poteva già notare una certa differenza di comportamento tra i provini di controllo e quelli trattati. Per approfondire questa discrepanza, si è deciso di stimare il modulo di Young della giunzione dalle curve tensione-deformazione longitudinali ingegneristiche calcolabili a partire dai dati sperimentali.

*NOTA: essendo la prova di compressione, le deformazioni longitudinali per convenzione dovrebbero avere segno negativo, le si è tuttavia indicate con segno positivo per comodità di visualizzazione nei grafici.*

Per effettuare la conversione dalla deformazione trasversale (calcolata sugli spostamenti misurati, quindi nella direzione Y negativa con riferimento alla Figura 2.4) a quella longitudinale (nella direzione Z con riferimento alla medesima figura), si è utilizzato il valore di 0.32 per il **Modulo di Poisson** della giunzione, come suggerito dalla letteratura (Farah et alii, 1989; Sano et alii, 1994). Le curve sigma-epsilon ingegneristiche riportano i valori di tensione e deformazione calcolati sull'area e sulla lunghezza iniziali del provino, nel corso di questi calcoli si sono quindi utilizzate le dimensioni reali dei campioni. Come già accennato nel paragrafo 2.3, tali dimensioni erano dell'ordine di grandezza di quelle indicate nella Figura 2.4, ma i vari provini differivano tra loro fino a  $\pm 0.5$  mm rispetto al loro valore ideale.

La Figura 2.16, ed ancor più dalla Figura 2.17 che ne è un dettaglio, mostrano le curve tensione-deformazione dei provini appartenenti sia alla classe di controllo che a quella dei trattati, rispettivamente con linee rosse e blu.

L'aver contestualizzato la forza con le dimensioni reali dei singoli provini su cui è applicata ha enfatizzato l'uniformità di comportamento dei provini di controllo, le cui curve nel tratto elastico sono ben raggruppate. Per le stesse motivazioni risulta enfatizzata anche la differenza di andamento delle curve dei campioni trattati; le curve relative alla seconda classe di campioni infatti non solo sono ben separate da quelle della classe di controllo, ma non sono neanche ben raggruppate tra loro.

La stima del modulo di Young della giunzione è avvenuta valutando la pendenza del tratto lineare delle curve, per valori di deformazioni compresi tra 0 e 0.02. Come visibile dalla Figura 2.17, tale calcolo ha coinvolto rette passanti per circa dieci punti sperimentali nel caso dei provini di controllo, mentre per i provini trattati il numero di punti interpolati dalla retta era al massimo pari a quattro. La Tabella 2.1 riporta appunto tali risultati, unitamente alla media ed alla deviazione standard dei valori nelle due classi.

Il termine "stima" è stato usato per indicare che i risultati ottenuti sono in grado di fornire soltanto l'ordine di grandezza del modulo elastico nelle due classi di campioni; le motivazioni di tale affermazione risiedono nel fatto che il numero campioni utilizzati, considerata l'elevata variabilità delle caratteristiche meccaniche nei campioni biologici, non è sufficiente per fornire una base valida per dei calcoli statisticamente accettabili.

	Control	Treated
1	5.47	0.34
2	4.52	0.21
3	4.67	0.04
4	4.39	0.56
5	4.11	0.16
6	5.65	0.32
media	4.80	0.27
dev. st.	0.62	0.18

Tabella 2.1 - Valori di modulo elastico [GPa] calcolati sui provini e relativi parametri statistici

Dalla Tabella 2.1 si può notare come, nonostante i valori calcolati nelle due classi siano piuttosto dispersi,

i provini trattati abbiano un modulo elastico inferiore di un ordine di grandezza rispetto a quelli di controllo. Questo comportamento può essere spiegato considerando che i tubuli dentinali oramai svuotati dal collagene hanno perso ciò che conferiva loro elasticità, inoltre tali tubuli ormai vuoti fanno sì che ciò che resta della giunzione presenti deformazioni più elevate che se fosse integra. Per le due ragioni appena esposte il modulo elastico della giunzione demineralizzata (ossia il coefficiente di proporzionalità fra la tensione e la deformazione) è inferiore di quello della giunzione integra.

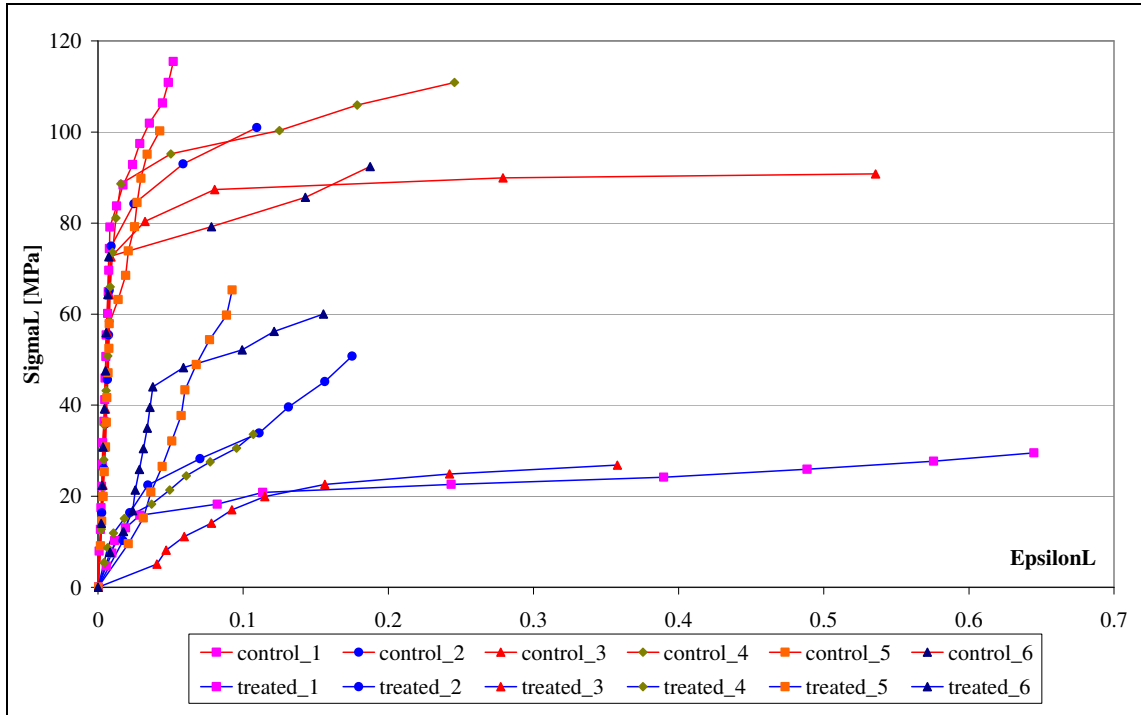


Figura 2.16 - Curve  $\sigma$ - $\epsilon$  longitudinali ricavate dai risultati ottenuti dalle prove col sensore a triangolazione sulla giunzione smalto-dentina

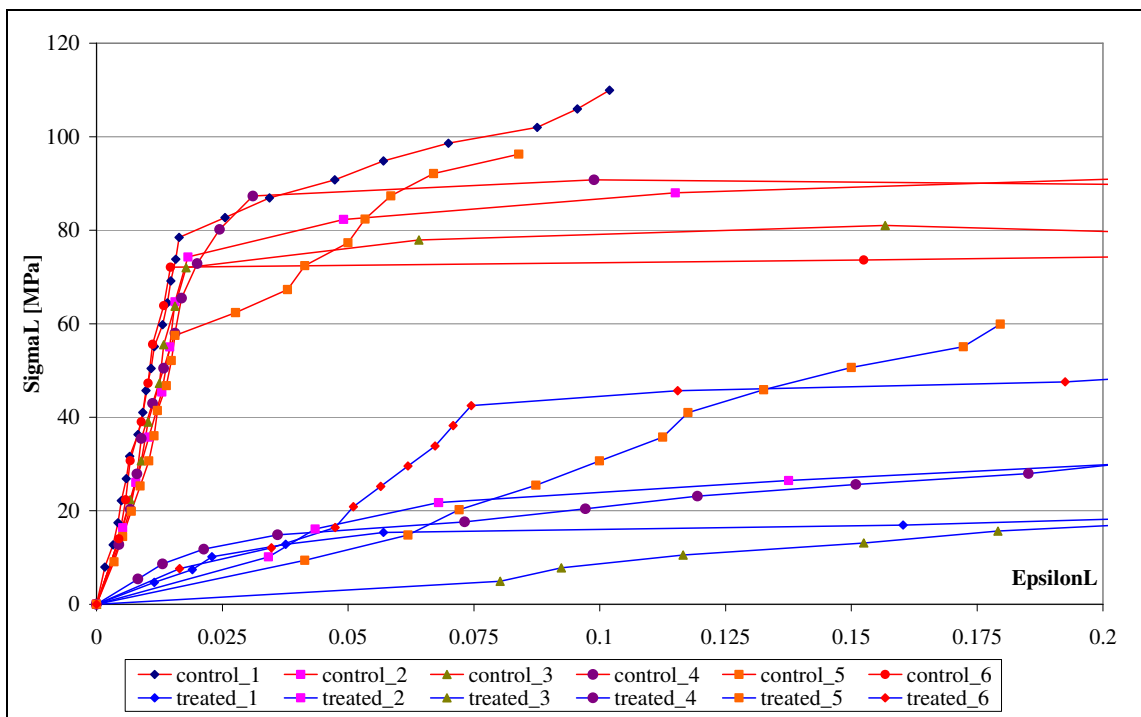


Figura 2.17 - Dettaglio (fino a  $\epsilon_L = 0.2$ ) delle curve  $\sigma$ - $\epsilon$  longitudinali riportate nella Figura 2.16

### 2.5.3 CONSIDERAZIONI METROLOGICHE

La stima dell'incertezza che affligge il valore del modulo elastico calcolato dalle curve precedenti è stata effettuata analizzando come l'incertezza che affligge i dati sperimentali si propagasse nel corso delle elaborazioni che hanno portato al calcolo di E.

I dati sperimentali consistevano nelle curve Forza-Spostamento out-of-plane riportate nella Figura 2.10. Da essi, note le dimensioni dei singoli provini, sono state ricavate le curve Tensione Longitudinale-Deformazione Trasversale nominali (**S-eT**), dalla pendenza dei tratti lineari delle quali è stato ricavato il valore del modulo elastico; dalle medesime curve si sono poi ricavati i grafici  $\sigma$ - $\epsilon$  reali dei provini. La Tabella 2.2 riporta un prospetto delle formule utilizzate per ottenere i risultati contenuti nella Tabella 2.1.

Dati sperimentali:						
Load [N]	Displ [m]	A [m] (dimensione del provino in Y)	B [m] (dimensione del provino in X)	v (modulo di Poisson della giunzione)		
Calcoli:						
eT	eL	S [Pa]	$\epsilon T$	E [Pa]	$\epsilon L$	$\sigma$ [Pa]
$=(\text{Displ}^2)/A$	$=eT/v$	$=\text{Load}/(A*B)$	$=LN(1+eT)$	= (pendenza del tratto lineare della curva avente $x=eT$ ed $y=S$ )* v	$=\epsilon T/v$	$=S*(1+eL)$

Tabella 2.2 - Prospetto delle formule usate per i calcoli a partire dai dati sperimentali

La pendenza delle curve S-eT è infatti pari al rapporto E/v (Modulo di Young su Modulo di Poisson), utilizzando il già citato valore di v si è risaliti al valore di E. Essa è stata calcolata con l'algoritmo dei minimi quadrati lungo i tratti lineari delle varie curve; come già accennato e riscontrabile dalla Figura 2.17, tale calcolo nel caso dei provini trattati ha coinvolto un esiguo numero di punti. Per quantificare la correttezza della retta approssimante si è calcolata la deviazione standard correlata alla pendenza calcolata.

La Tabella 2.3 riporta appunto nella prima colonna i valori della pendenza (m) e nella seconda quelli della loro deviazione standard (Sm). Si può notare come per i campioni di controllo la Sm valga al massimo il 7% della pendenza, mentre nel caso dei campioni essa aumenti percentualmente fino ad arrivare a valere il 16% del valore calcolato per m. Ciononostante, soprattutto per i provini di controllo, l'andamento del primo tratto di curva è decisamente lineare, il che conferma la correttezza delle ipotesi che stanno alla base del calcolo del modulo elastico.

Note le incertezze affliggenti i dati sperimentali, si è analizzato come i loro effetti si ripercuotessero sul valore ottenuto per il modulo elastico. In questo caso, per ogni campione, si è calcolata l'incertezza che affligge la pendenza calcolata utilizzando unicamente l'ultimo punto della parte lineare e l'origine della curva; tali valori sono riportati nella quarta colonna della Tabella 2.3 (Um).

Le equazioni da 1 a 4 sono state utilizzate per calcolare l'incertezza che affligge il calcolo della pendenza di una retta passante per due punti, tale incertezza è naturalmente funzione di entrambe le variabili, quindi a monte si sono dovute calcolare le incertezze gravanti sulla deformazione (equazioni da 5 a 8) e sulla tensione (equazioni da 9 a 13) nominali. In tutti e tre i casi le incertezze sono state calcolate limiti assoluti della propagazione dei valori che competono ai vari dati sperimentali. La Tabella 2.4 riporta appunto tali valori e la nomenclatura utilizzata nelle formule.

La quarta colonna della Tabella 2.3 mostra come la Um non sia trascurabile rispetto alla misura, valendo dal 10 al 17% di quest'ultima; il maggior contributo al suo valore proviene dalle misure di spostamento effettuate col sensore a triangolazione.

	m	Sm	Um
Control_1	17.10	0.286	2.121
Control_2	14.11	1.013	2.521
Control_3	14.58	0.778	2.196
Control_4	13.73	0.710	2.187
Control_5	12.86	0.696	1.757
Control_6	17.65	1.063	3.099
Treated_1	1.05	0.073	0.123
Treated_2	0.65	0.105	0.095
Treated_3	0.14	0.023	0.007
Treated_4	1.75	0.146	0.276
Treated_5	0.50	0.063	0.055
Treated_6	1.01	0.163	0.147

Tabella 2.3 - Prospetto dei valori di pendenza ( $m = E/v$ ), loro deviazione standard ( $S_m$ ) ed incertezza sull'ultimo punto ( $U_p$ ) ricavati per ogni provino [valori in GPa]

$$(1) \quad m = \frac{S}{e_T}$$

$$(2) \quad \frac{\partial m}{\partial S} = \frac{1}{e_T}$$

$$(3) \quad \frac{\partial m}{\partial e_T} = \left( \frac{-1}{e_T^2} \right) * S$$

$$(4) \quad U_m = \left| \frac{v}{e_T} * \Delta S \right| + \left| \frac{-S}{e_T^2} * \Delta e_T \right|$$

(1...4) Equazioni utilizzate per calcolare l'incertezza che affligge il valore di pendenza calcolato attraverso i punti estremi della parte lineare

$$(5) \quad e_t = \frac{2y}{A}$$

$$(6) \quad \frac{\partial e_t}{\partial y} = \frac{2}{A}$$

$$(7) \quad \frac{\partial e_t}{\partial A} = 2y * \left( \frac{-1}{A^2} \right)$$

$$(8) \quad U_{e_t} = \left| \frac{2}{A} * \Delta y \right| + \left| \frac{-2y}{A^2} * \Delta A \right|$$

(5...8) Equazioni utilizzate per calcolare l'incertezza che affligge il valore di deformazione trasversale nominale calcolato in un punto

$$(9) \quad S = \frac{F}{A * B}$$

$$(10) \quad \frac{\partial S}{\partial F} = \frac{1}{A * B}$$

$$(11) \quad \frac{\partial S}{\partial A} = \frac{F}{B} \left( \frac{-1}{A^2} \right)$$

$$(12) \quad \frac{\partial S}{\partial B} = \frac{F}{A} \left( \frac{-1}{B^2} \right)$$

$$(13) \quad U_s = \left| \frac{1}{A * B} * \Delta F \right| + \left| \frac{F}{B} \left( \frac{-1}{A^2} \right) * \Delta A \right| + \left| \frac{F}{A} \left( \frac{-1}{B^2} \right) * \Delta B \right|$$

(9...13) Equazioni utilizzate per calcolare l'incertezza che affligge il valore di tensione nominale calcolato in un punto

	S = [Pa]	Tensione longitudinale nominale
Incertezze:	U <sub>S</sub> = [Pa]	Incertezza su S come limite assoluto
ΔA [m]	5E-05	Deformazione trasversale nominale
ΔB [m]	5E-05	U <sub>eT</sub> =
Δy [m]	5E-07	Incertezza su eT come limite assoluto
ΔF [N]	7.15E-02	m = [Pa/adim.]
		Pendenza della parte lineare
		Sm = [Pa/adim.]
		Deviazione standard della dispersione attorno alla pendenza
		Um = [Pa/adim.]
		Incertezza sulla pendenza per punti

Tabella 2.4 - Incertezze gravanti sui dati sperimentali e nomenclatura utilizzata nelle formule precedenti

## 2.6 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Tutte le fasi di questo lavoro confermano che tra i campioni delle due classi (di controllo e demineralizzati) vi è una spiccata differenza di andamento, a riprova dell'importanza della giunzione smalto-dentina per il comportamento globale del dente.

Come atteso da quanto esposto nell'Appendice I, la tecnica ESPI si è dimostrata utile per investigare il comportamento dei provini, benché essi fossero di dimensioni estremamente ridotte. Il fatto che in entrambe le modalità di test i campioni abbiano riportato gli stessi tipi di danneggiamento ha permesso di confermare la correttezza delle mappe ESPI, il muoversi rigidamente dei due materiali non è dovuto infatti ad errori nel montaggio o nell'applicazione del carico, ma è una conseguenza della loro stessa struttura.

Questo stesso risultato conferma la validità del modello di contatto utilizzato tra lo smalto e la dentina nei modelli agli elementi finiti proposti nel capitolo precedente. Dato che l'analisi fem non arriva a considerare la rottura del modello, la coincidenza delle aree di separazione tra il volume dello smalto e quello della dentina è idonea a modellare il sistema in assenza della giunzione.

Le prove con il sistema ESPI e quelle con il sensore a triangolazione, se analizzate come prove di rottura, mostrano una sostanziale concordanza nei risultati, tenendo presente che nel primo caso la giunzione era sottoposta a carico di punta.

Dalle prove effettuate con il sensore laser a triangolazione si è potuta quantificare la differenza di comportamento tra i campioni di controllo e quelli trattati. Tale differenza di comportamento è decisamente imputabile alla demineralizzazione effettuata sulla giunzione, per la quale ha provocato una drastica diminuzione del modulo elastico. I calcoli effettuati a partire dalle curve Forza-Spostamento hanno infatti permesso di stimare il valore del modulo di Young nella giunzione. Nei campioni di controllo, concordemente con la letteratura, esso è dell'ordine di grandezza dei 5 GPa; nei campioni trattati esso si riduce invece ad essere di circa 0.5 GPa. Tale modulo elastico è stato solo stimato in quanto il calcolo delle curve nominali è affetto da un'incertezza non trascurabile, che è stata a sua volta stimata valutando gli effetti della sua propagazione a partire dai dati sperimentali.

Sui medesimi campioni sottoposti alle prove con il laser a triangolazione è stata poi effettuata un'analisi micrografica, la quale ha permesso di confermare che i campioni trattati offrivano prestazioni meccaniche inferiori a quelli di controllo a causa delle microcricche che si venivano a formare nella dentina ora che questa non era più protetta dalla giunzione.

Un auspicabile sviluppo futuro per questo studio risiede nell'incrementare il numero di campioni appartenenti a ciascuna classe. In questo modo non solo si darebbe significato statistico alle misure, ma si ridurrebbe la portata delle disomogeneità di caratteristiche tipiche dei campioni biologici.

## 2.7 BIBLIOGRAFIA

- [1] P. Zaslansky, J.D. Currey, A.A. Friesem, S. Weiner, 2005, Phase shifting speckle interferometry for determination of mineralized biological materials: a study of tooth dentin compression in water, *Journal of Biomedical Optics*, Vol 10, Issue 2, pp. 024020-1/13
- [2] P. Zaslansky, A.A. Friesem, S. Weiner, 2006, Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: Insight into tooth function, *Journal of Structural Biology*, Vol. 153, pp. 188–199
- [3] R. Shahar, P. Zaslansky, M. Barak, A.A. Friesem, J.D. Currey, S. Weiner, 2007, Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry, *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp. 252–264
- [4] S.N. White, V.G. Milkus, P.P. Chang, A.A. Caputo, H. Fog, M. Sarikaya, W. Luo, M. L. Paine, M.L. Snead, 2005, Controlled failure mechanisms toughen the dentino-enamel junction zone, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 94, Issue 2, pp. 330-335
- [5] S.T. Rasmussen, 1984, Fracture properties of human teeth in proximity to the dentinoenamel junction, *Journal of Dental Research*, Vol. 63, pp.1279–1283
- [6] S.D. Tylman, 1928, The dentino-enamel junction, *Journal of Dental Research*, Vol. 8, pp.615–622
- [7] M.L. Moss, 1974, Studies on dentin I: mantle dentin, *Acta Anatomica*, Vol. 87, pp. 481–507

---

---

***PARTE II:***  
***METODI DI MISURA PER IL CONFRONTO***  
***TRA IL DENTE INTEGRO ED IL SUO RESTAURO***



# CAPITOLO 3

## STUDIO DEL COMPORTAMENTO DELLE COPPIE

### DENTE INTEGRO - SUA RICOSTRUZIONE TRAMITE E.S.P.I.

#### 3.1 INTRODUZIONE

L'idea alla base di questa parte del lavoro è quella di valutare la differenza di comportamento tra un dente integro ed un restauro successivamente effettuato, ossia riproponendo in via sperimentale l'approccio che era stato utilizzato nel caso dei modelli agli elementi finiti visti nel primo capitolo di questa tesi.

Le prove in vitro riportate in letteratura solitamente coinvolgono delle classi di elementi, uno o più denti restaurati in un modo vengono confrontati con uno o più denti integri dello stesso tipo. In questo caso si farà invece lavorare l'elemento originale per due volte nelle medesime condizioni: nel primo ciclo di prove esso sarà integro, nel secondo ciclo esso invece sarà stato lesionato e restaurato.

L'innovatività del lavoro non risiede solo nell'approccio, ma anche nella tecnica di misura utilizzata per condurre le prove. Come già avvenuto per lo studio della giunzione amelo-dentinale illustrato nel secondo capitolo, queste prove sono state condotte attraverso la tecnica dell'Electronic Speckle Pattern Interferometry (ESPI). Date le problematiche relative all'utilizzo del sistema ESPI, dapprima si è tentato di utilizzare tecniche a singolo punto "standard" e più accurate, nello specifico si sono misurati gli spostamenti subiti dal campione con un sensore laser a triangolazione. Ciononostante la maggiore quantità di informazioni ricavabili da ogni coppia di immagini ottenute tramite il sistema ESPI (quindi tramite una tecnica a campo pieno) è stata reputata più importante della perdita di accuratezza comportata dal passaggio dal sensore a triangolazione all'ESPI.

Il numero di denti utilizzato in questa sezione del lavoro è troppo limitato per poterne dedurre delle differenze di comportamento sostanziali tra le varie configurazioni di restauro scelte. Nel corso del capitolo tuttavia si vedrà come essi siano in numero sufficiente per dimostrare l'efficacia della tecnica (ESPI) e del metodo (stesso dente prima integro poi restaurato) proposti.

#### 3.2 IPOTESI DI UTILIZZO DEL SENSORE A TRIANGOLAZIONE

Come più volte ammesso, la tecnica dell'Electronic Speckle Pattern Interferometry, soprattutto se utilizzata su materiali di non elevate caratteristiche ottiche e banchi non commerciali, è affetta dal rumore e quindi da un'incertezza difficilmente stimabile. Per dimostrare che tuttavia essa permette di incrementare notevolmente la comprensione del comportamento dell'oggetto rispetto a quanto non avvenga con le tecniche "canoniche", si è deciso di effettuare una prima serie di prove avvalendosi dello strumento considerato il "golden standard" per la misura di spostamenti in singoli punti e senza contatto, vale a dire il sensore laser a triangolazione.

Per poter utilizzare il sensore a triangolazione, è stato allestito un apposito **banco prova** che, come mostrato dalla Figura 3.1 e dalla Figura 3.2, permetteva di orientare il laser perpendicolarmente alla superficie del dente a prescindere dallo specifico valore di inclinazione richiesto. Era infatti possibile variare separatamente la quota e l'inclinazione del sensore.

Le **condizioni di carico** sono state le medesime imposte ai modelli agli elementi finiti, vale a dire che il dente era sollecitato da una forza inclinata di 30° rispetto al suo asse longitudinale, in direzione vestibolo-linguale ed applicata il più possibile verso il margine incisale del dente. Come visibile dalla Figura 3.1, per applicare il carico è stato utilizzato il sistema già utilizzato per le prove sulla giunzione amelo-dentinale.

I dati provenienti dal sensore a triangolazione e dalla cella di carico venivano acquisiti con una frequenza di campionamento pari a 3 kHz ed un tempo di acquisizione di 1 secondo, di essi veniva poi calcolato il valore continuo, in modo da trascurare le componenti fluttuanti dovute ad esempio alle vibrazioni ambientali.

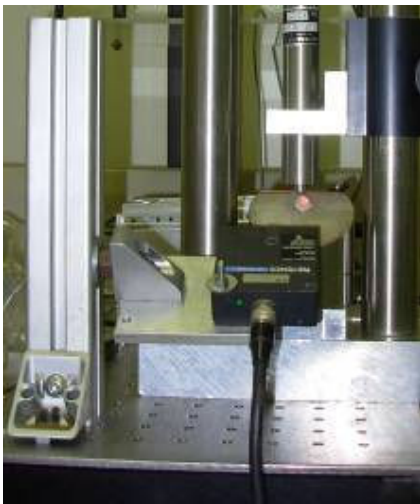


Figura 3.1 - Il banco per le misure col sensore a triangolazione, vista frontale



Figura 3.2 - Vista laterale del sensore montato sul banco



Figura 3.3 - Il campione, viste labiale e laterale

Il provino si presentava come mostrato dalla Figura 3.3; dalla Figura 3.4 alla Figura 3.6 sono riportati i tre **punti di misura** utilizzati su di esso in queste prove. Si può intuire quanto tali tre configurazioni siano poco riproducibili, ossia quanto fosse difficile centrare una seconda volta uno di questi punti. Le condizioni di carico tra una prova e l'altra non sono invece variate, dato che il dente non è mai stato smontato dal banco.



Figura 3.4 - Punto 1



Figura 3.5 - Punto 2



Figura 3.6 - Punto 3

Misure di spostamento con il sensore a triangolazione. I tre diversi punti di misura sono al centro del cerchio verde.

Nella Figura 3.7 sono riportate le curve **Forza-Spostamento** ricavate da sei cicli di carico effettuati sul provino (due cicli non consecutivi su ognuno dei tre punti di osservazione). Tale grafico testimonia la non-riproducibilità dei risultati; in ogni caso si può notare come gli spostamenti massimi rilevati siano tutti dell'ordine di grandezza delle decine di micrometri. I dati di spostamento relativi ad un carico di 50 N sono riportati nella Tabella 3.1, dalla quale si può anche quantificare la variabilità dei risultati intuiva dall'osservazione del grafico precedente.

I dati sperimentali erano affetti da un'incertezza di  $0.5 \mu\text{m}$  a  $2\sigma$  per quanto riguarda gli spostamenti (stimata dal manuale del sensore, considerando l'allineamento e la parte di campo di misura utilizzata) e di  $0.07 \text{ N}$  a  $2\sigma$  per le forze (stimata tramite taratura).

Nel corso del primo capitolo si era parlato della necessità di avere uno strumento predittivo del comportamento del dente, in modo da poter individuare l'ordine di grandezza degli spostamenti coinvolti prima di effettuare le prove sperimentali; tale strumento predittivo era stato individuato nell'analisi agli **elementi finiti**. A tale scopo il dente illustrato nella Figura 3.3 è stato modellato e sottoposto ad un carico di 50 N, ottenendone la mappa di spostamenti riportata nella Figura 3.8, dove sono anche disegnati i tre punti di misura delle prove sperimentali.

L'analisi agli elementi finiti afferma che, sottoponendo il dente al carico illustrato, nei punti considerati si dovranno rilevare degli spostamenti in direzione out-of-plane di circa 3-4 micrometri. La Tabella 3.1 indica invece che gli spostamenti sperimentali vanno da  $8 \mu\text{m}$  (il doppio) a  $42 \mu\text{m}$  (dieci volte tanto). Presupponendo che una tale discrepanza non può essere giustificata unicamente dalla non-certezza delle

caratteristiche meccaniche dei materiali coinvolti, la maggiore criticità di queste prove è stata individuata nel fatto che non si è in grado di rilevare se e quanto il supporto in cui è inserito il provino sia affetto da moti rigidi, i cui effetti si propagherebbero poi alla totalità del campione.

Si era quindi pensato di effettuare una cospicua serie di misure su un punto alla base dello smalto (in rosa nella Figura 3.8) in modo da ottenerne una sorta di valore di fondo dei moti rigidi del dente. Sottraendo tale valore a quello degli spostamenti rilevati in altri punti della superficie, si sarebbero potuti ottenere gli spostamenti differenziali delle varie zone rispetto alla base. In realtà anche queste misure, qui non riportate, si sono dimostrate poco riproducibili. Inoltre esse avrebbero dovuto essere effettuate in momenti diversi rispetto alle misure sui punti “di interesse”, il che avrebbe diminuito la correlazione tra i rispettivi risultati.

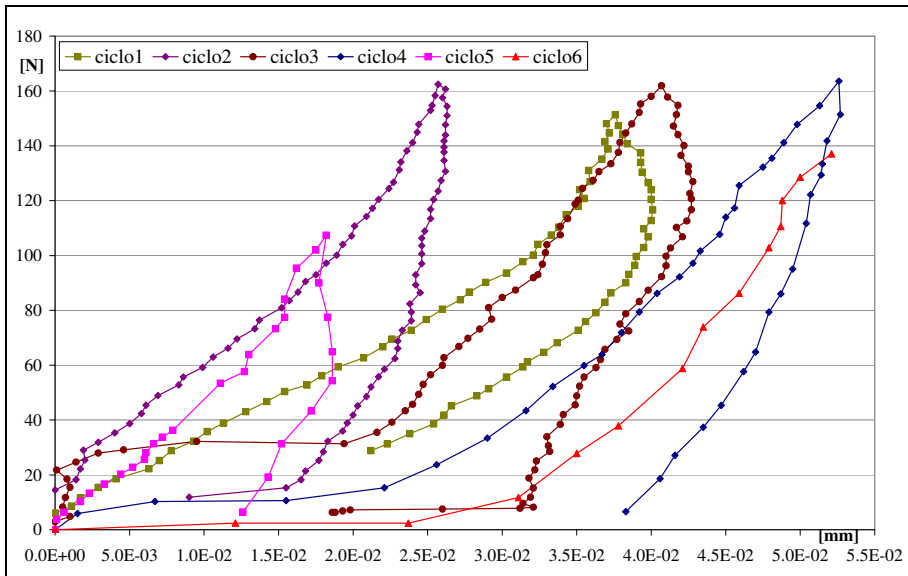


Figura 3.7 - Curve Forza-Spostamento rilevate sperimentalmente con il sensore a triangolazione.

Posizione	Grafico	mm
Punto 1	ciclo1	0.0154
Punto 2	ciclo2	0.0083
Punto 3	ciclo3	0.0244
Punto 1	ciclo4	0.0334
Punto 2	ciclo5	0.0111
Punto 3	ciclo6	0.0421

Tabella 3.1 - Spostamenti in direzione out-of-plane rilevati sperimentalmente in risposta ad un carico di 50 N

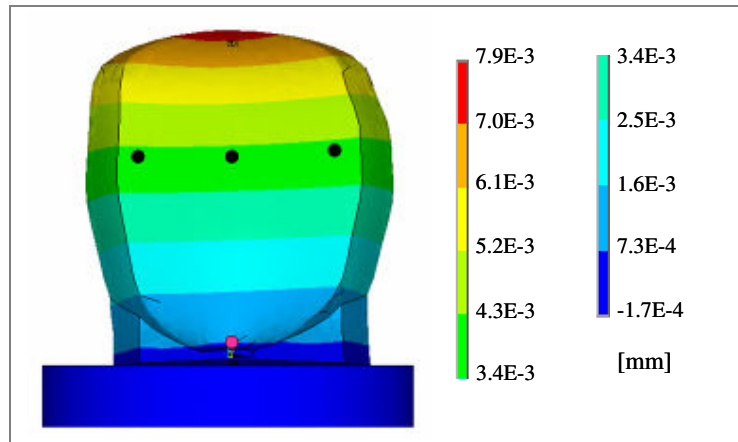


Figura 3.8 - Spostamenti in direzione out-of-plane calcolati con l'analisi agli elementi finiti in risposta ad un carico di 50 N. I punti neri sono corrispondenti ai punti sperimentali.

Da quanto appena esposto, si è deciso che la possibilità di calcolare correttamente gli spostamenti di vari punti del dente rispetto a quelli (nulli) della sua base aveva maggior peso che una bassa incertezza sulle misure, quindi si è deciso di utilizzare la tecnica ESPI. Quest'ultima infatti, essendo a campo pieno, permette di acquisire contemporaneamente gli spostamenti di tutti i punti inquadrati, quindi consente di calcolare agevolmente gli spostamenti differenziali tra un punto e l'altro.

### 3.3 IL BANCO PROVA

Il banco prova utilizzato si può considerare costituito da tre sistemi: il banco ottico, il sistema per l'applicazione del carico e l'intelaiatura necessaria a mantenere il sistema di applicazione del carico in posizione rispetto al banco ottico; la Figura 3.9 ne riporta una visione complessiva ed alcuni dettagli.

Il banco ottico segue lo schema riportato nella Figura AI.3, quindi consente di rilevare unicamente gli spostamenti dell'oggetto in direzione out-of-plane, vale a dire parallelamente all'asse ottico della telecamera. Il sistema di applicazione del carico è il medesimo già illustrato nel capitolo precedente, quindi composto da: un attuatore piezoelettrico per applicare il carico, una cella di carico per monitorarlo ed un'intelaiatura composta da due colonne e un piedistallo. Anche i parametri di acquisizione dei dati provenienti dall'attuatore e dalla cella di carico sono i medesimi già esposti nel secondo capitolo.

L'**intelaiatura** necessaria a sostenere il sistema di applicazione del carico mantenendo il campione in asse con la telecamera occupa invece la parte sinistra della Figura 3.9. Dalla figura si nota come essa sia stata realizzata utilizzando dei profilati, in modo sia da risultare facilmente adattabile a nuove configurazioni, sia da avere caratteristiche di flessione note. Gli stessi vincoli utilizzati (gli angolari) infatti sono stati disposti in una configurazione tale da minimizzare le componenti flettenti del banco nella direzione di misura; precedentemente al suo montaggio erano stati effettuati i necessari calcoli per valutarne il comportamento a flessione in risposta al peso proprio del sistema di applicazione del carico, in modo che esso non andasse a costituire un ingresso interferente nel corso della misura degli spostamenti.

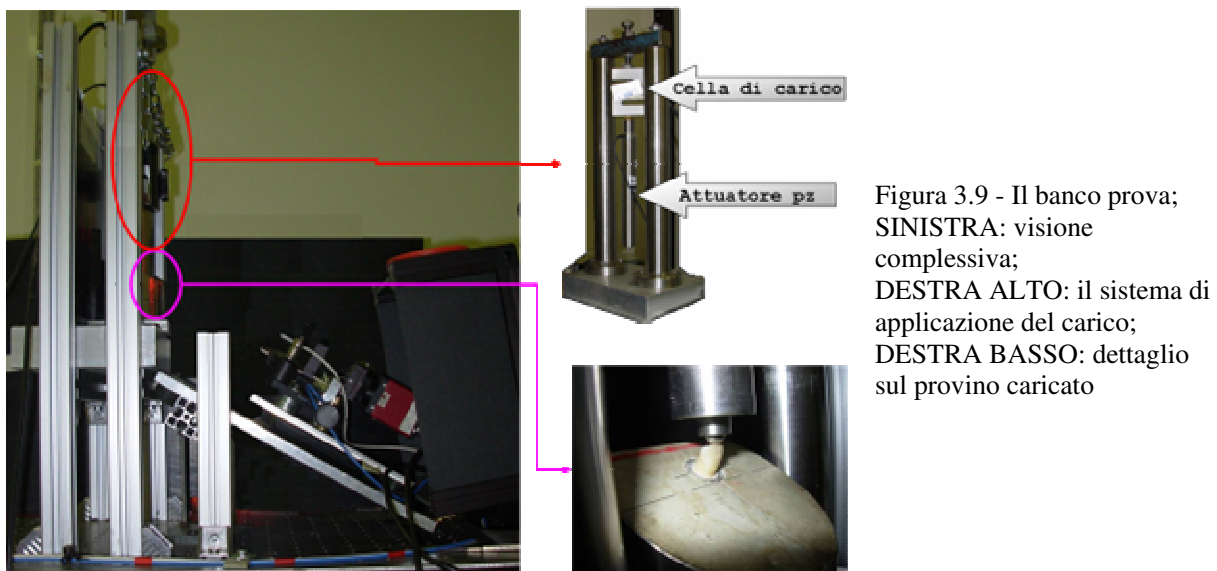


Figura 3.9 - Il banco prova;  
SINISTRA: visione complessiva;  
DESTRA ALTO: il sistema di applicazione del carico;  
DESTRA BASSO: dettaglio sul provino caricato

La Figura 3.9 in basso a destra riporta una vista laterale di un provino sottoposto alle condizioni di prova. Da essa si vede come il provino sia **inclinato di 30°** rispetto al carico verticale, dalla parte sinistra della figura invece si vede come anche la testa del banco ottico sia inclinata di 30°. In questo modo è come se si avesse il provino verticale, il piano immagine ad esso parallelo ed il carico inclinato di 30° rispetto al provino stesso. Si è deciso di inclinare il campione ed il sistema di illuminazione ed acquisizione delle immagini in modo da mantenere verticale l'attuatore piezoelettrico, così da avere un maggior controllo sulla sua posizione, quindi sulle forze che esso trasmetteva.

L'inclinazione tra il carico ed il campione segue quanto illustrato nel capitolo riguardante i modelli agli elementi finiti; come visibile dalla porzione in basso a destra della Figura 3.9, tale carico è stato applicato sulla faccia linguale del dente, al confine con l'area apicale, in modo da riprodurre la direzione fisiologica dei carichi agenti sugli incisivi centrali superiori in fase di masticazione.

Le condizioni di **vincolo** che erano state modellate dall'incastro perfetto sono state realizzate immergendo la radice del dente in un cilindretto di acciaio riempito di apposita resina (come nella già citata Figura 3.3), tale cilindro veniva poi inserito in un supporto inclinato attraverso un foro con giochi molto ridotti.

### 3.4 ESEMPIO DI PROVA SPERIMENTALE ED ELABORAZIONE DEI DATI

*NOTA: Per una trattazione più dettagliata della tecnica utilizzata, degli algoritmi di elaborazione delle immagini e del banco ottico si rimanda all'Appendice I.*

Il **campione** analizzato in questo paragrafo (mostrato nella Figura 3.10) non fa parte di quelli riportati nei dati sperimentali, perché il provino ha ceduto in maniera anomala nel corso di una delle varie prove preliminari. Esso, oltre ad essersi dimostrato lesa, era anche esausto in quanto sottoposto a numerosi cicli di prova. Tale campione risulta comunque utile per introdurre le varie problematiche di elaborazione dei dati che caratterizzano questa tecnica ed illustrarne le potenzialità.

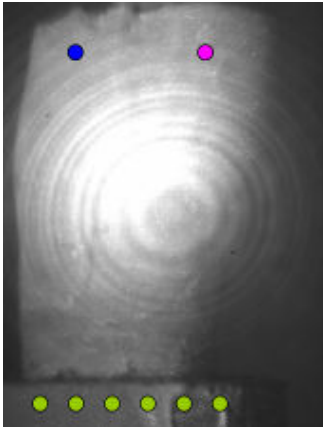


Figura 3.10 -Il provino inquadrato dalla telecamera del sistema ESPI; il carico proviene dall'alto a destra.

Il significato dei puntini colorati aggiunti sarà spiegato nel corso del Paragrafo 3.4.3.

#### 3.4.1 Il filtraggio delle immagini

Assodato che i campioni biologici abbiano proprietà ottiche non ottimali, se ne deduce come il filtraggio dei dati cui danno origine sia una fase importante dell'elaborazione dei dati, soprattutto in tecniche come l'ESPI che sono per loro stessa natura molto affette da rumore. Rimandando a quanto già detto nel Paragrafo 3.2, la necessità di filtrare la mappa delle fasi (o meglio le due immagini che la originano) esiste a prescindere dal campione analizzato. Per dare un'idea della rumorosità dei dati provenienti da campioni biologici, la Figura 3.11 riporta una mappa non filtrata proveniente dal primo dei denti analizzati in questo capitolo, mentre la Figura 3.12 riporta la relativa mappa "unwrapped" ossia demodulata. Nella Figura 3.11 vengono anche evidenziate le zone critiche della: i contorni della corona (rosa), la crepa che solcava lo smalto (rosso) e le due scheggiature (blu e verde) ad occhio nudo sembravano essere solo scalfitture superficiali; al disotto della linea rosa sono visibili una porzione di radice ed il contenitore in cui il dente era annegato nella resina. Dalla Figura 3.11 si possono già individuare le frange, ma dalla sua demodulazione non si riesce a calcolare lo sfasamento nei vari punti. Per poter ottenere una buona mappa demodulata, vale a dire senza granulosità ed il più possibile uniforme, la mappa delle fasi deve essere filtrata per enfatizzare le frange e togliere la maggior quantità possibile di rumore "sale e pepe".

Dalla Figura 3.13 alla Figura 3.19 sono riportate diverse coppie di mappe delle fasi, e di seguito le loro demodulazioni, che **hanno tutte origine dalle stesse due immagini** che hanno prodotto la Figura 3.11, diversi sono invece i filtri applicati. A tutte le mappe è stato applicato un filtro passa-basso, in modo da rimuovere i dettagli (componenti ad alta frequenza spaziale), vale a dire i singoli pixel con intensità luminosa palesemente diversa dai loro vicini. Nello specifico è sempre stato utilizzato un filtro di **smoothing** mediante media; avendo utilizzato come nucleo una matrice di valori unitari, esso sostituisce al valore originale del pixel quello della media matematica calcolata valutando i suoi  $n \times n$  pixel adiacenti, dove con " $n \times n$ " si intende sempre la dimensione del nucleo del filtro stesso. Il fatto che questo tipo di filtro sia lineare (il valore di intensità luminosa dopo il filtraggio in un pixel è combinazione lineare di quello dei suoi pixel adiacenti) ne rende anche relativamente veloce la fase di calcolo; il reiterato filtraggio di un'immagine è infatti un'operazione onerosa per il calcolatore, data la notevole quantità di memoria che esso richiede.

Nel caso di rumore "sale e pepe", i manuali di elaborazione delle immagini consigliano spesso il filtro **mediano** (qui non riportato), esso è non lineare e sostituisce al valore originale del pixel analizzato quello

della mediana calcolata considerando suoi  $n \times n$  pixel adiacenti. Tale filtro ha la capacità di ledere meno dello smoothing i contorni degli oggetti contenuti nell'immagine (quindi non solo il dente stesso, ma anche le criticità evidenziate), tuttavia la sua efficacia di filtraggio in questo caso risulta abbastanza limitata perché la mappa demodulata risulta proporzionalmente più rumorosa di quanto non avvenga per la mappa delle fasi. Questo comportamento è spiegabile considerando che con "filtrare la mappa delle fasi" in realtà si intende "filtrare separatamente le due immagini che, rapportate, daranno origine alla mappa delle fasi". Il filtro mediano non ha effetto perché, presa la stessa regione  $n \times n$  su entrambe le basi per la mappa delle fasi, non è detto che il rumore influenzi allo stesso modo la mediana delle regioni, mentre la loro media, soprattutto se il rumore è stazionario, ne darà disturbata in maniera più simile, quindi maggiormente eliminabile.

Ritornando alle immagini dalla Figura 3.13 alla Figura 3.19, esse riportano sette filtraggi diversi applicati alla stessa mappa; le variazioni applicate risiedono nella grandezza del nucleo e nel numero di iterazioni. Aumentando le dimensioni del nucleo si può diminuire il numero di iterazioni necessarie, tuttavia un filtro di nucleo troppo grande o applicato troppe volte porta alla perdita di dettagli importanti, causando il decadimento della qualità della mappa demodulata.

La Tabella 3.2 riporta i valori di sfasamento e spostamento calcolati nei medesimi punti sulle varie mappe; da essa si può notare come in realtà il numero di iterazioni non abbia una sostanziale influenza sugli spostamenti calcolati (gli spostamenti calcolati dalle varie mappe differiscono solo al centesimo di micrometro), ciononostante un corretto filtraggio è fondamentale per avere una corretta mappa demodulata, quindi per poter dire di aver acquisito contemporaneamente sia i valori che gli spostamenti di tutti i punti inquadrati.

Da quanto appena detto si deduce come la scelta del filtro vada fatta contestualizzandosi alla mappa non filtrata; se dovranno essere mantenuti dei dettagli, come in questo caso, allora si sceglierà un filtro a nucleo piccolo, se invece la mappa è uniforme (come nel caso del campione in Appendice) allora si sceglierà un filtro a nucleo più grande e se ne reitererà l'applicazione un minor numero di volte.

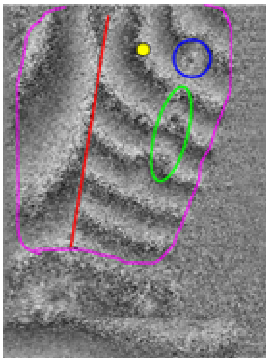


Figura 3.11 - Mappa delle fasi non filtrata e relative zone critiche

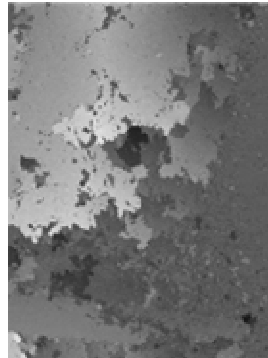


Figura 3.12 - Demodulazione della Figura 3.11

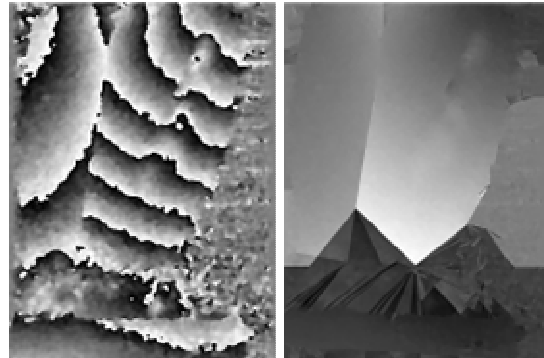


Figura 3.13 - Filtro smoothing mediante media di nucleo 3x3 reiterato 50 volte

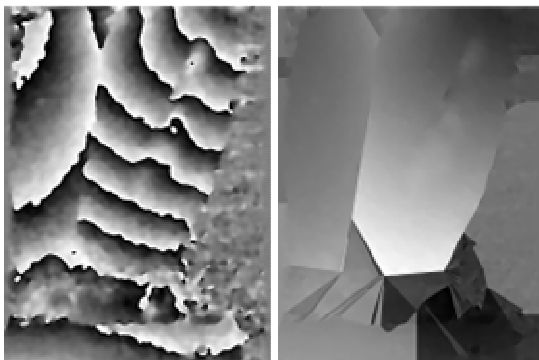


Figura 3.14 - Filtro smoothing mediante media di nucleo 3x3 reiterato 100 volte

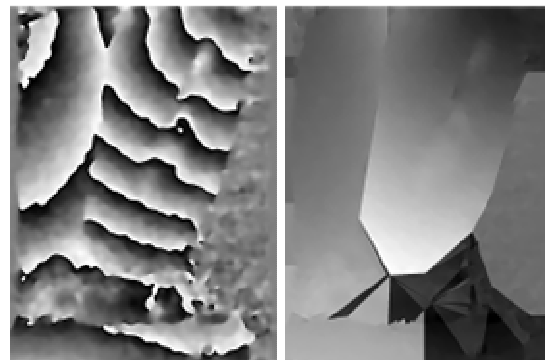


Figura 3.15 - Filtro smoothing mediante media di nucleo 3x3 reiterato 150 volte

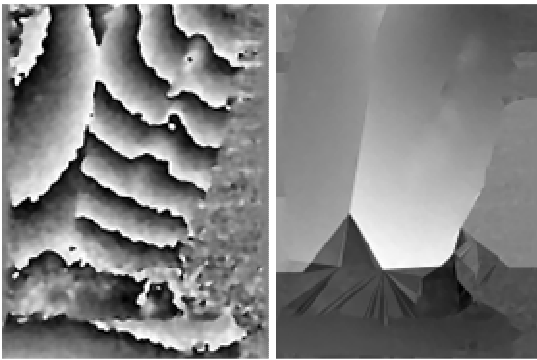


Figura 3.16 - Filtro smoothing mediante media di nucleo 5x5 reiterato 25 volte

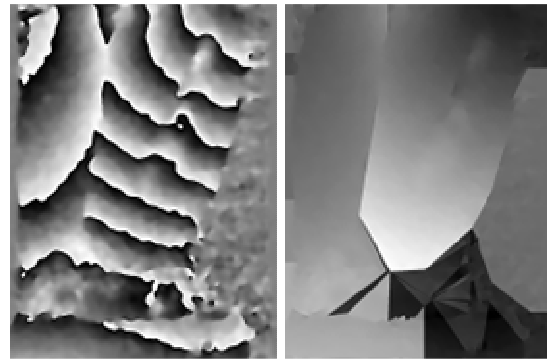


Figura 3.17 - Filtro smoothing mediante media di nucleo 7x7 reiterato 25 volte

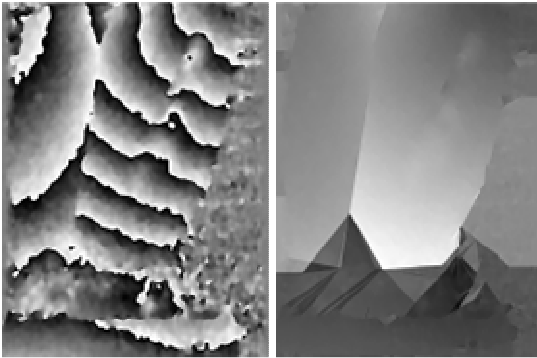


Figura 3.18 - Filtro smoothing mediante media di nucleo 9x9 reiterato 10 volte

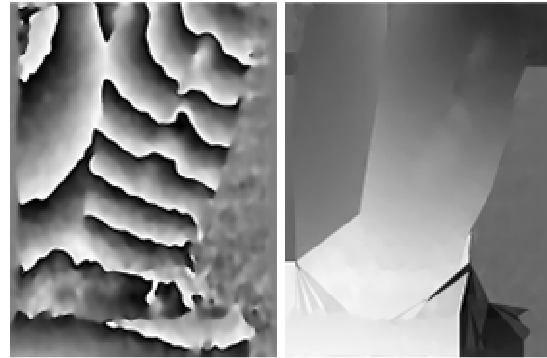


Figura 3.19 - Filtro smoothing mediante media di nucleo 9x9 reiterato 25 volte

Riferendosi alla Figura 3.11			Punto giallo		Cerchio blu	
Tipo	Nucleo	Iterazioni	Sfasamento [rad]	Spostamento [mm]	Sfasamento [rad]	Spostamento [mm]
Non filtrata			10.29	5.14E-04	-1.79	-8.93E-05
Smoothing	3x3	50	10.11	5.06E-04	11.96	5.98E-04
Smoothing	3x3	100	9.88	4.94E-04	12.60	6.30E-04
Smoothing	3x3	150	9.95	4.98E-04	12.10	6.05E-04
Smoothing	5x5	25	9.98	4.99E-04	12.47	6.24E-04
Smoothing	7x7	25	9.96	4.98E-04	12.09	6.05E-04
Smoothing	9x9	10	9.97	4.99E-04	12.46	6.23E-04
Smoothing	9x9	25	9.94	4.97E-04	11.93	5.97E-04

Tabella 3.2 - Effetto dei diversi filtraggi sugli spostamenti calcolati nei punti

### 3.4.2 Calcolo degli spostamenti

Prese due immagini relative a due stati di carico differenti, il calcolo degli spostamenti parte dal calcolo della variazione di fase nei punti omologhi delle due immagini (sintetizzato nella mappa delle fasi); moltiplicando il valore di sfasamento rilevato dalla mappa demodulata (nella quale varia in maniera continua e non in passi discreti di  $2\pi$ ) per il coefficiente di conversione da radianti a millimetri si ottiene quindi il valore di spostamento relativo al pixel considerato. Come illustrato nell'Appendice I, il coefficiente di conversione è funzione del banco ottico ed in questo caso è pari a 50 nm/rad.

Come accennato alla fine del Paragrafo 3.2, l'ESPI permette di calcolare non solo gli spostamenti di un punto tra una mappa e l'altra, ma anche, essendo una tecnica a campo pieno, gli spostamenti differenziali tra due punti in una stessa mappa. In questo modo si sono potuti eliminare gli spostamenti dovuti al moto rigido di traslazione del supporto ed ottenere solo quelli causati sul dente dal carico applicativi.

*NOTA: nel corso del capitolo si dirà sempre che lo spostamento è stato calcolato in un punto della mappa*

demodulata, in realtà gli spostamenti non saranno mai calcolati sui singoli pixel, ma sempre su regioni di 16 pixel (4x4). In questo modo, qualora ci fossero dei pixel a valore spurio (degli spike), se ne limiterebbe l'influenza sul risultato della misura.

Dalla Figura 3.21 alla Figura 3.28 sono riportate le mappe delle fasi e le rispettive demodulazioni per ognuna delle otto mappe utilizzate. Si ricorda che contando il numero delle frange e moltiplicandolo per  $\lambda/2$  (314 nm) si può subito avere l'ordine di grandezza degli spostamenti rilevati. Dall'osservazione delle mappe delle fasi si possono inoltre intuire le opportunità di analisi offerte da una tecnica in campo pieno; il fatto che le due metà del provino mostrino spostamenti differenti testimonia infatti che esso è lesionato, così come fanno anche la sbavatura ed il punto già evidenziati nella Figura 3.10. Dalle mappe è chiaramente visibile anche la linea di rottura dello smalto, ossia la linea di separazione fra i due diversi comportamenti.

Gli spostamenti del **supporto** sono stati calcolati sui punti verdi riportati nella Figura 3.10. Per sincerarsi del fatto che fosse moto rigido, i valori rilevati nei singoli punti venivano confrontati tra loro, se tutti e sei erano coerenti si poteva supporre che fosse moto rigido, altrimenti sarebbero state necessarie ulteriori indagini. Dato che in questo caso tutti i valori erano coerenti, se ne è calcolato il valore medio e lo si è sottratto agli sfasamenti rilevati nei punti di interesse. La Figura 3.20 ne riporta appunto la curva Forza-Spostamento sul totale dei 9 step di carico (quindi 8 mappe) analizzati, mentre la Tabella 3.3 ne riporta i valori.

	Forza nello step	Curva di forza	Sfasamento	Spostamento nello step	Curva di Spostamento
	[N]	0	[rad]	[mm]	0
mappa1	4.94	4.94	-0.86	-4.32E-05	-4.32E-05
mappa2	4.45	9.39	-8.77	-4.38E-04	-4.82E-04
mappa3	6.43	15.82	-9.65	-4.83E-04	-9.64E-04
mappa4	4.94	20.76	-0.48	-2.42E-05	-9.88E-04
mappa5	4.94	25.70	-11.14	-5.57E-04	-1.55E-03
mappa6	5.44	31.14	-15.51	-7.75E-04	-2.32E-03
mappa7	5.44	36.58	-14.98	-7.49E-04	-3.07E-03
mappa8	4.45	41.03	-41.67	-2.08E-03	-5.15E-03

Tabella 3.3 - Calcolo della curva Forza-Spostamento del supporto

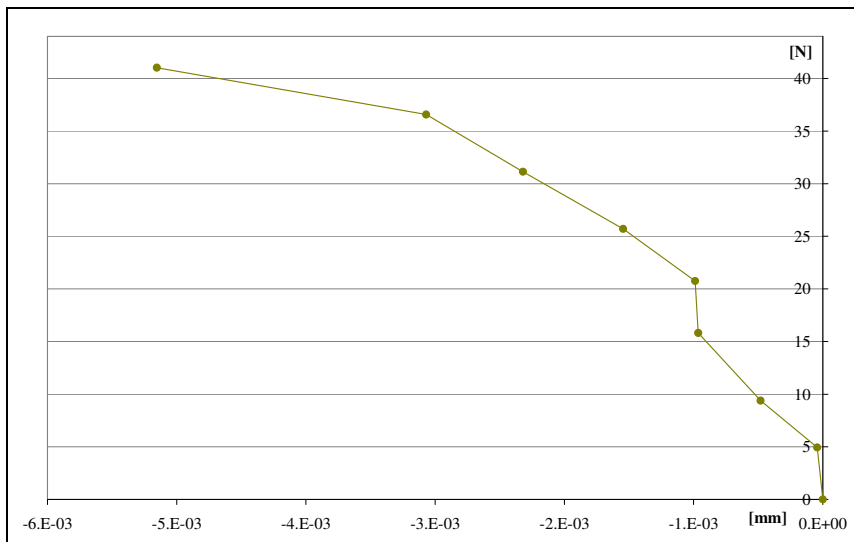


Figura 3.20 - Grafico Forza-Spostamento relativo al supporto (punti verdi nella Figura 3.10)

Mappe delle fasi e relative demodulazioni per tutti i nove step di carico (es. mappa1 = tra step 1 e step 0)

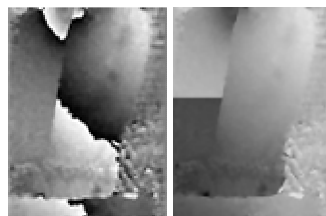


Figura 3.21 - Mappa 1

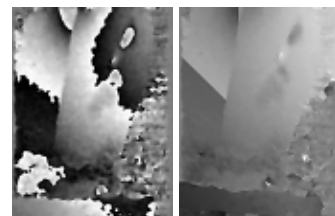


Figura 3.22 - Mappa 2

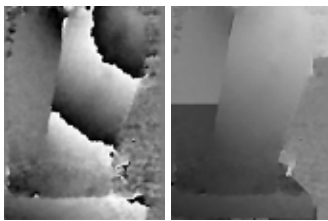


Figura 3.23 - Mappa 3

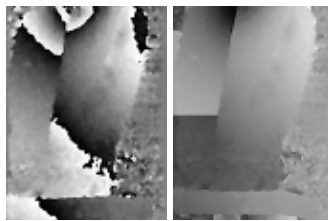


Figura 3.24 - Mappa 4

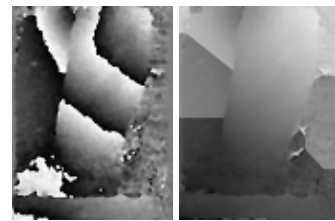


Figura 3.25 - Mappa 5

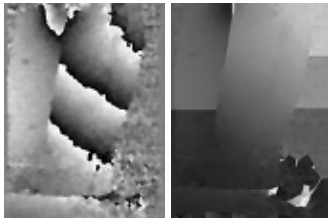


Figura 3.26 - Mappa 6

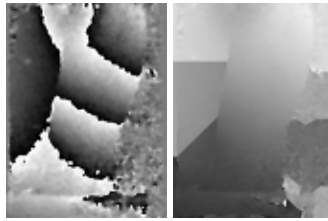


Figura 3.27 - Mappa 7

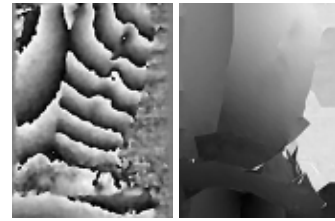


Figura 3.28 - Mappa 8

### 3.4.3 Curve forza-spostamento

Noti i valori di sfasamento nei punti di interesse (in questo caso il punto blu e quello rosa nella Figura 3.10), se da essi si sottraggono quelli relativi al supporto, si possono calcolare gli spostamenti nei punti di interesse. Di seguito si sono calcolati gli spostamenti differenziali tra i vari punti sulla corona del dente ed il supporto, il che è equivalente ad aver calcolato gli spostamenti assoluti della corona quando il supporto è effettivamente immobile.

La Tabella 3.4 riporta i dati che hanno dato origine ai grafici, mentre la Figura 3.29 riporta il grafico con gli spostamenti dei due punti di interesse.

F [N]	dx grezza	sx grezza	supporto	dx	sx
0	0	0	0	0	0
4.94	1.92E-04	5.64E-05	-4.32E-05	2.36E-04	9.96E-05
9.39	1.21E-04	-4.66E-05	-4.82E-04	6.03E-04	4.35E-04
15.82	1.91E-04	-2.59E-04	-9.64E-04	1.16E-03	7.05E-04
20.76	4.11E-04	-2.78E-04	-9.88E-04	1.40E-03	7.10E-04
25.70	5.60E-04	-3.08E-04	-1.55E-03	2.11E-03	1.24E-03
31.14	5.24E-04	-7.95E-04	-2.32E-03	2.84E-03	1.53E-03
36.58	6.57E-04	-7.62E-04	-3.07E-03	3.73E-03	2.31E-03
41.03	4.19E-04	-1.88E-03	-5.15E-03	5.57E-03	3.27E-03

Tabella 3.4 - Valori in mm delle curve Forza-Spostamento rilevate. Dati grezzi VS dati elaborati

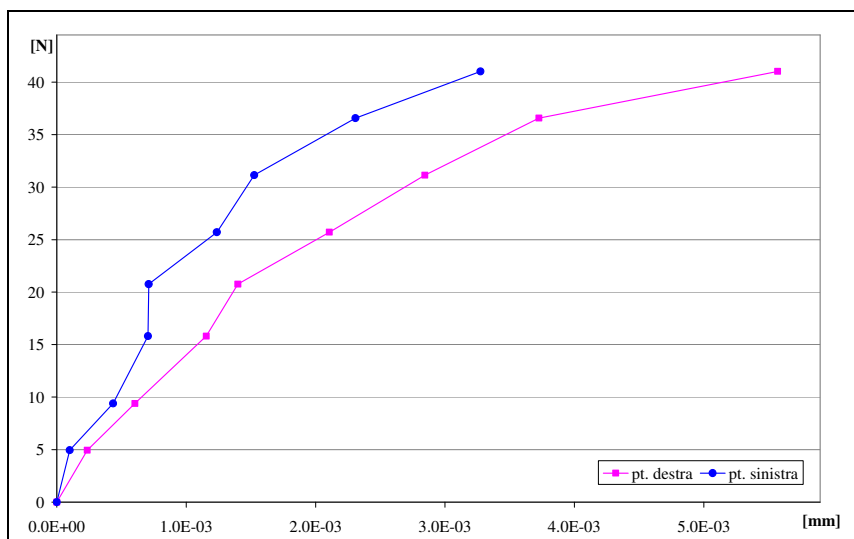


Figura 3.29 - Grafico Forza-Spostamento per i punti blu e rosa della Figura 3.10

Se non si fossero sottratti passo per passo gli spostamenti del supporto, si sarebbe incorso in un grave errore di interpretazione, lo stesso che si poteva commettere utilizzando il sensore a triangolazione se non si avesse avuto a disposizione i modelli agli elementi finiti. I dati grezzi, riportati nella Figura 3.30 con le curve tratteggiate, mostrano che il punto blu di sinistra si sposta in controsenso rispetto a quello rosa di destra, invertendo quindi l'andamento calcolato nella Figura 3.29, benché il numero e l'andamento delle frange testimonino il contrario.

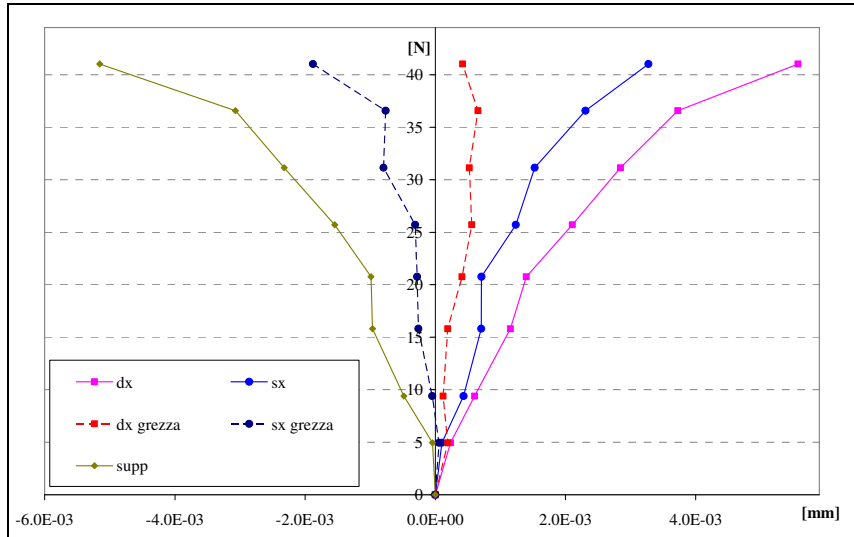


Figura 3.30 - Grafico Forza-Spostamento per i punti blu e rosa e relative curve grezze (tratteggiate, senza aver sottratto gli spostamenti del supporto)

Nelle prove sperimentali illustrate nel paragrafo successivo il supporto avrà sempre non solo valori di spostamento minori, ma anche verso di spostamento concorde con quello del provino (cui fornirà quindi un contributo additivo e non sottrattivo). Questa discordanza può essere chiarita considerando che, quando è stato testato questo provino, il banco mostrato dalla Figura 3.9 era ancora in fase di definizione, nello specifico l'intelaiatura che sosteneva il sistema di applicazione del carico aveva una configurazione provvisoria.

### 3.4.4 I modelli agli elementi finiti

Dato che il provino trattato in questo paragrafo si è dimostrato non integro, benché visivamente lo sembrasse, il suo modello agli elementi finiti non è stato realizzato. I due tipi di risultati non sarebbero infatti stati paragonabili, né il provino stesso poteva essere correttamente modellato a causa della cricca. In questo paragrafo sono mostrati dunque i risultati provenienti dai modelli di dente "generico" visti nel primo capitolo.

Per poter essere significativo, il confronto fra i risultati provenienti dall'analisi agli elementi finiti e dalle prove sperimentali deve avvenire nei medesimi punti; la Figura 5.43 riporta appunto un'ipotesi di corretta distribuzione delle zone di confronto. Con il termine "punti" si intendono i nodi nel caso del modello agli elementi finiti e le già citate aree di 4x4 pixel nel caso delle mappe demodulate.

Al fine di utilizzare i modelli agli elementi finiti come strumento predittivo, la Figura 3.32 riporta gli spostamenti rilevati sul modello di forma generale sia nel caso esso rappresentasse il dente integro che nei casi in cui esso fosse stato restaurato con una corona parziale o una faccetta entrambe in materiale composito. I punti su cui sono stati confrontati gli spostamenti sono gli stessi riportati nella Figura 5.43, numerati crescendo dall'alto verso il basso.

Dal grafico si nota come i restauri modellati presentino degli spostamenti maggiori di quelli del dente integro, ciò è spiegato dal modulo elastico del materiale composito, che è ben più basso (circa 1/10) di quello dello smalto che va a sostituire. Le differenze di andamento tra il restauro a corona parziale e quello a faccetta sono invece imputabili alla maggiore quantità di composito, quindi alla minore quantità di smalto superstite, coinvolta nel secondo tipo di restauro.

Il fatto che gli spostamenti rilevati sui restauri in composito siano maggiori di quelli sul dente integro non deve far comunque dubitare della loro efficacia, dato che essi per lo stesso motivo hanno la capacità di

trasmettere meno sforzi ai monconi residui rispetto a quanto accade con i restauri in materiale ceramico.

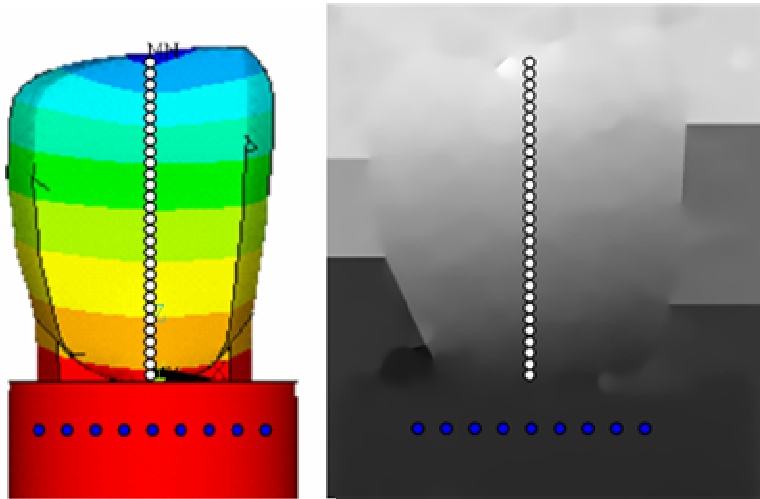


Figura 3.31 - Modalità di confronto tra i risultati provenienti dalle simulazioni (SINISTRA) e dalle prove sperimentali (DESTRA).

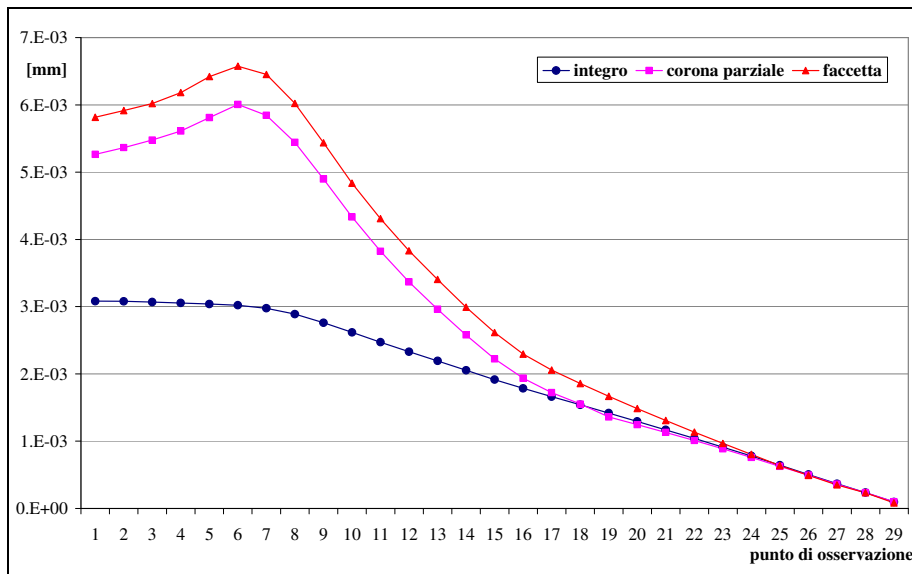


Figura 3.32 - Spostamenti calcolati in tre modelli agli elementi finiti relativi allo stesso dente (integro e 2 tipi di restauro). Valori in mm calcolati sui punti di osservazione riportati in bianco nella Figura 5.43, punti da 1 a 29 dall'alto verso il basso.

### 3.5 PROVE SPERIMENTALI

#### 3.5.1 I PROVINI

Dalla Figura 3.33 alla Figura 3.38 sono riportati, dapprima in vista labiale e poi in vista mesiale, i tre provini di cui si discuteranno i risultati in questo paragrafo. Essi sono tutti incisivi centrali superiori, forniti dalla Clinica Odontostomatologica dell'Università Politecnica delle Marche. Come richiesto, tali denti erano quelli che, più di tutti i disponibili, rispettavano i requisiti di essere integri, esenti da patologie, recentemente estratti e conservati in maniera ottimale.

Dalla Figura 3.39 alla Figura 3.41 i tre provini sono mostrati così come venivano inquadrati dalla telecamera del banco ESPI. Su di essi sono riportati i punti di osservazione degli spostamenti della corona (in rosso) e quelli relativi allo studio del comportamento del supporto (in verde).

L'esposizione dei risultati provenienti dai singoli campioni sarà piuttosto veloce, dato che le elaborazioni sono avvenute secondo il medesimo schema dettagliatamente descritto nel paragrafo precedente.



Figura 3.33 -  
Campione n°1



Figura 3.34 -  
Camp. n°2



Figura 3.35 -  
Camp. n°3



Figura 3.36 -  
Camp. n°1



Figura 3.37 -  
Camp. n°2



Figura 3.38 -  
Camp. n°3

←.....Viste labiali.....→ | ←.....Viste mesiali.....→

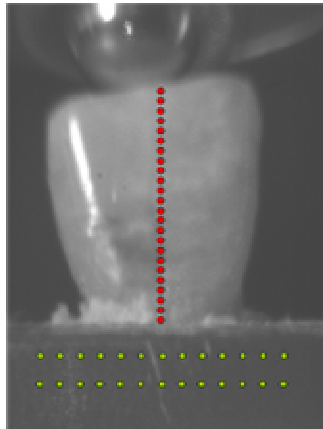


Figura 3.39 - Campione 1

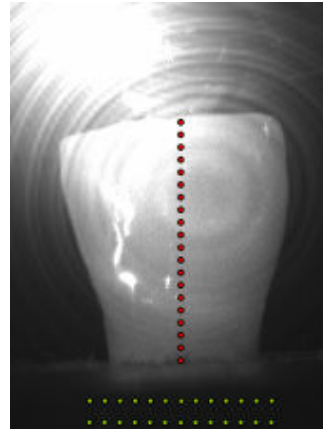


Figura 3.40 - Campione 2

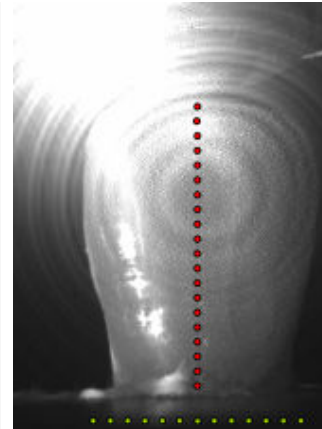


Figura 3.41 - Campione 3

Campioni  
inquadri  
dall'ESPI.  
Punti di  
osservazione  
degli spostamenti:  
rossi sul dente,  
verdi sul supporto

### 3.5.2 IL CAMPIONE N° 1

La Figura 3.42 confronta i risultati di 10 cicli di carico da 20 N ciascuno effettuati in due diverse sessioni di prova sul campione; benché i valori di spostamento calcolati siano piuttosto dispersi, le due sessioni di prova si mostrano coerenti tra loro. Nel grafico, in nero, è riportato anche l'andamento medio calcolato sul totale degli spostamenti.

La Figura 3.43 mostra in rosso l'andamento degli spostamenti medi rilevati in risposta ad un carico di 20 N e li confronta con quanto ricavato dal modelli agli elementi finiti (curva blu). Il modello del dente integro è stato disegnato in entrambe le configurazioni mostrate dalla Figura 3.44, vale a dire sia composto dal solo dente cui erano stati vincolati i nodi esterni della radice che inglobato nel cilindro di resina. Come era prevedibile, l'inglobare la radice nella resina consente al dente di muoversi di più (in questo caso fino al doppio alla sommità) che se fosse veramente vincolato con incastrati perfetti alla radice. Tuttavia tali differenze non bastano a far combaciare quanto calcolato con quanto rilevato sperimentalmente.

Da qui in poi comunque tutti i modelli agli elementi finiti saranno composti dal dente inglobato nella resina, in modo da renderli il più possibile aderenti alle condizioni di prova.

Dato che non si avevano motivi validi per reputare errati né i modelli, né le prove sperimentali (che comunque davano risultati coerenti), si è deciso di smontare e rimontare il campione, così da eliminare la possibilità che lo strano comportamento fosse dovuto ad esempio a bolle d'aria rimaste intrappolate nella resina. Le ulteriori prove sperimentali eseguite, qui non riportate, hanno confermato quanto pensato in precedenza, ossia che la resina e le condizioni di prova erano corrette.

Si è dunque deciso di non restaurare il campione, ma di tagliarlo per vedere se al suo interno ci fossero difetti tali da modificarne il comportamento. L'aspetto dell'interno del campione è mostrato nella Figura 3.45 e non presenta alcuna caratteristica anomala.

Questo campione, invece che come un incidente, può quindi essere visto come una prova documentale del fatto che la variabilità dei risultati, anche spinta, è una costante del lavoro con campioni biologici.

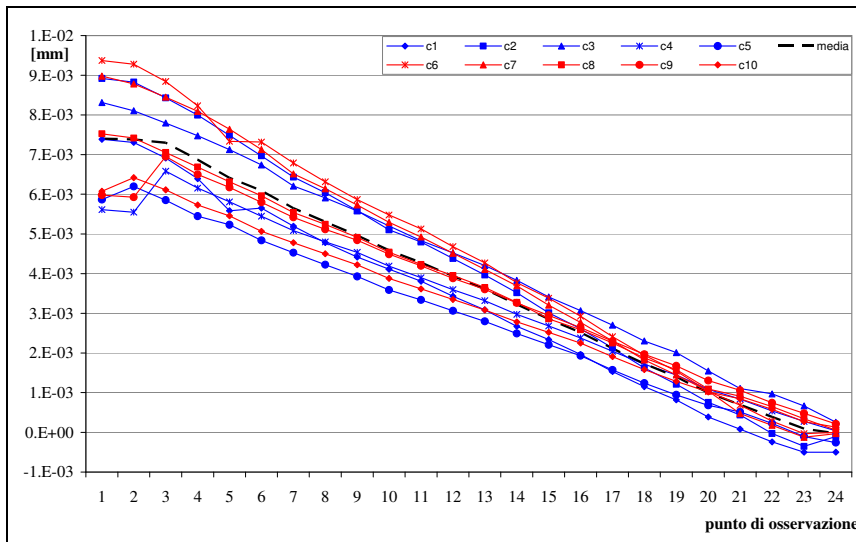


Figura 3.42 - Campione 1, spostamenti rilevati con il sistema ESPI nei punti di osservazione riportati in rosso nella Figura 3.39. Dati provenienti da due diverse sessioni di prova.

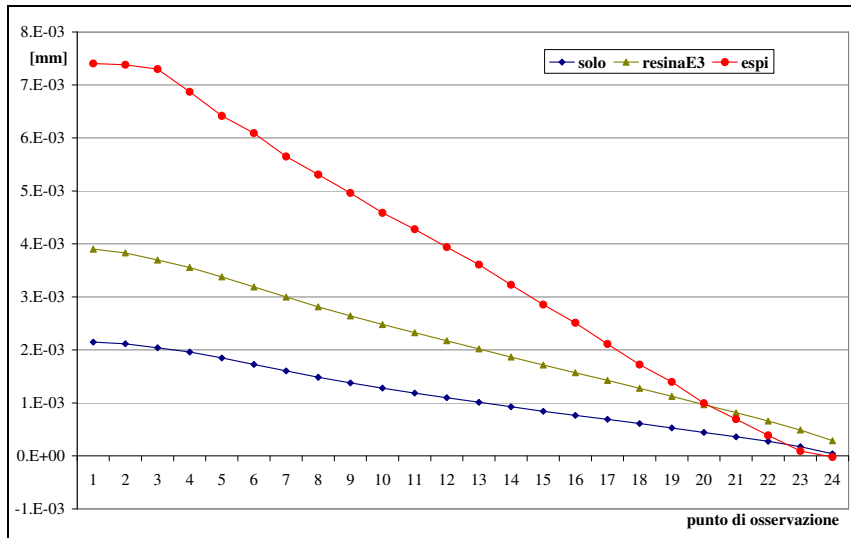


Figura 3.43 - Campione 1: spostamenti calcolati per via numerica (curve blu e verde) e sperimentalmente (curva rossa).

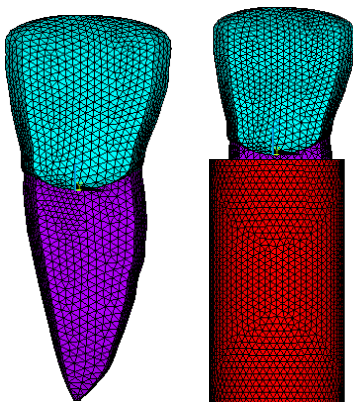


Figura 3.44 - Le due modalità di vincolo dei modelli: SINISTRA: incastro applicato ai nodi esterni delle radici; DESTRA: incastro applicato ai nodi esterni della resina



Figura 3.45 - Campione 1: L'interno dopo il taglio

### 3.5.3 IL CAMPIONE N° 2

Il secondo campione, mostrato nella Figura 3.40, è stato sottoposto alle prove sia da integro che da restaurato con la faccetta in materiale composito, mostrata nella Figura 3.49.

La Figura 3.47 confronta gli spostamenti rilevati sperimentalmente sul dente prima e dopo il restauro in risposta ad un carico di 20 N. Dal grafico si possono notare due cose: innanzitutto il restauro presenta spostamenti minori di quanto predetto dall'analisi agli elementi finiti, in secondo luogo, e soprattutto, nessuna delle due curve segue l'andamento calcolato numericamente.



Figura 3.46 - Campione 2: la rottura

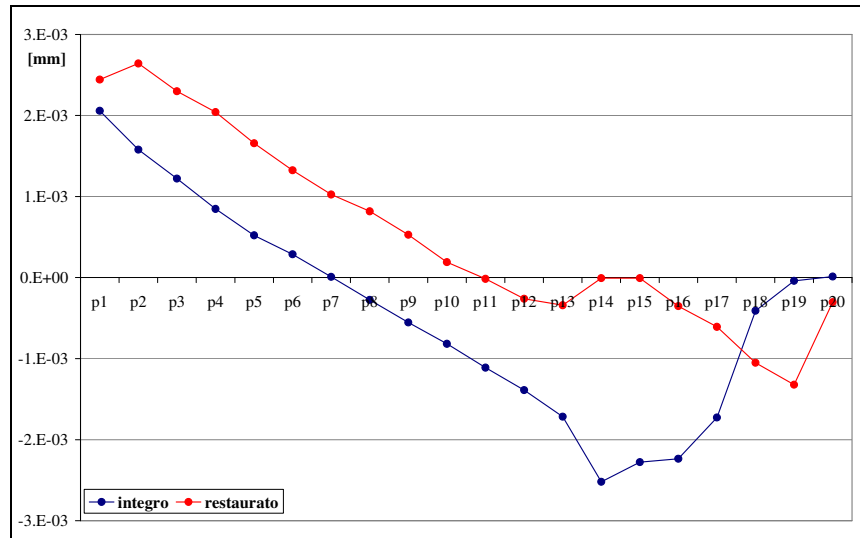


Figura 3.47 - Campione 2: spostamenti rilevati sperimentalmente sul dente integro (blu) e sul suo restauro (rosso)

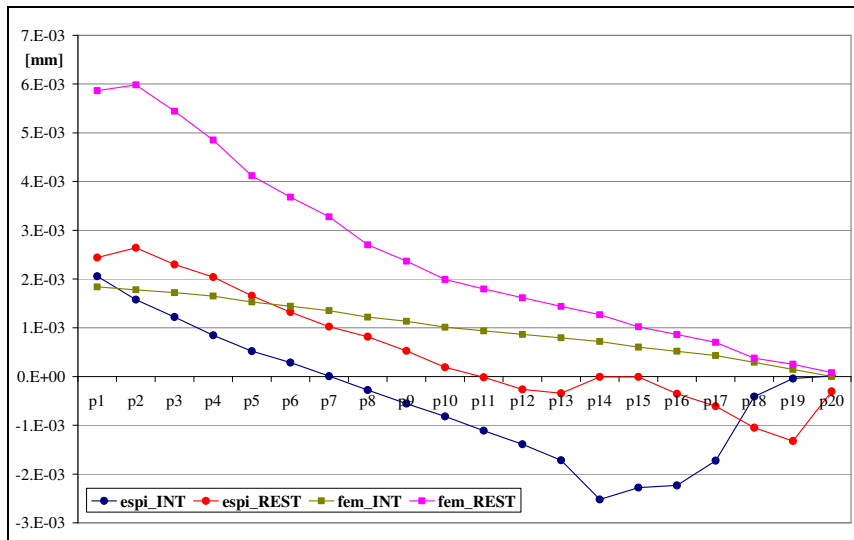


Figura 3.48 - Campione 2: prospetto degli spostamenti calcolati per via numerica e sperimentalmente sul dente integro e sul suo restauro



Figura 3.49 - Campione 2: il restauro con la faccetta

La Figura 3.48 riporta sia i dati sperimentali che quelli numerici calcolati su questo campione, è palese che la curva blu (dente integro misurato con l'ESPI) abbia un andamento fuori dalla norma. Tale andamento si spiega considerando che il dente si è rotto in fase di prova come mostrato dalla Figura 3.46. Dato che stava per sopraggiungere il distacco di una regione dello smalto, quest'area lesionata si è comportata come una trave sottoposta a carico di punta, il che spiega perché la metà inferiore della superficie si muova in verso opposto alla metà superiore.

Il restauro effettuato successivamente sul dente tenta di ripristinare l'andamento teorico del comportamento

del dente e vi riesce, almeno fino alla parte occupata dalla faccetta. Gli ultimi punti di osservazione invece continuano a muoversi in verso opposto al resto del dente, dato che, come intuibile osservando la Figura 3.49, essi si trovano sulla porzione residua di smalto, che risulta quindi molto sollecitata dalla protesi sovrastante. Osservando la Figura 3.48 e confrontando la curva sperimentale della protesi con quella teorica del dente integro, si vede quanto la faccetta eserciti la sua azione di ripristino del comportamento fisiologico.

### 3.5.4 IL CAMPIONE N° 3

Il terzo campione, mostrato nella Figura 3.41, è stato sottoposto alle prove sia da integro che da restaurato con una corona parziale in materiale composito, mostrata nella Figura 3.51.

La Figura 3.50 confronta gli spostamenti rilevati sperimentalmente sul dente prima e dopo il restauro in risposta ad un carico di 20 N. Dal grafico si può notare come il dente integro rispetti sia l'andamento che i valori teorici, il restauro al contrario ha un andamento abbastanza simile a quello teorico, ma degli spostamenti troppo bassi, tanto più che sono inferiori a quelli del dente integro.

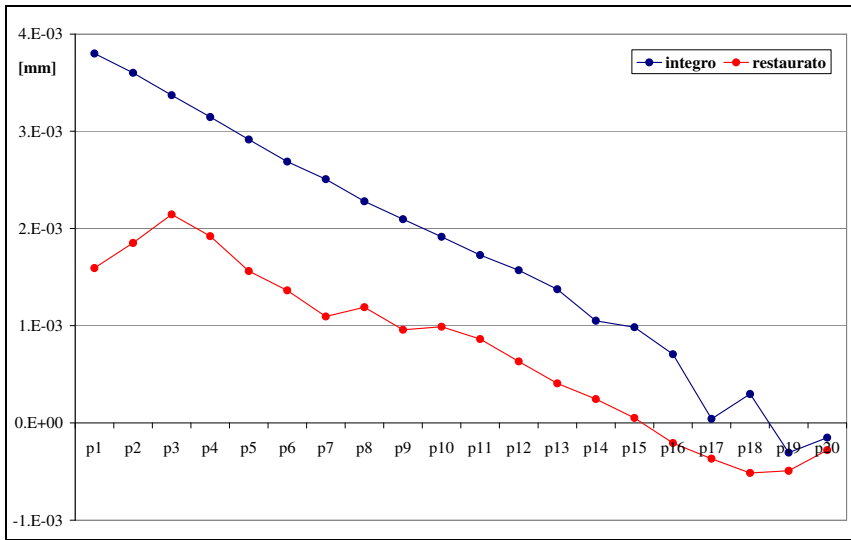


Figura 3.50 - Campione 3: spostamenti rilevati sperimentalmente sul dente integro (blu) e sul suo restauro (rosso)



Figura 3.51 - Campione 3: la corona parziale

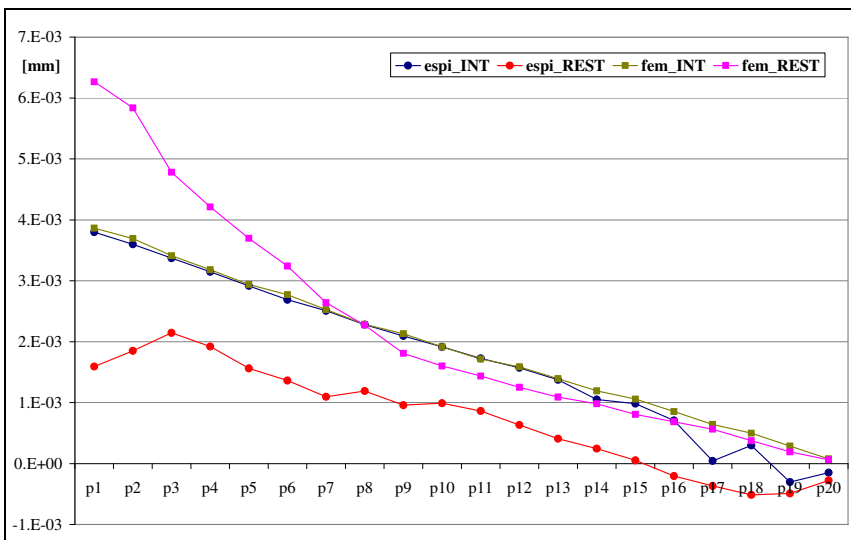


Figura 3.52 - Campione 3: prospetto degli spostamenti calcolati per via numerica e sperimentalmente sul dente integro e sul suo restauro

La Figura 3.52 mostra le curve di comportamento sia numeriche che sperimentali calcolate per questo campione. Dal grafico si vede come la curva relativa al modello del dente integro tenda a sovrapporsi a

quella relativa alle sue prove sperimentali; andando ad analizzare i valori di tali spostamenti, eccezion fatta per i punti di osservazione alla base dello smalto, si vede che tali valori differiscono di meno del 10%, il che porta a considerare il modello del dente integro come validato.

Dato che i restauri sia del campione numero 2 che di quello numero 3 nelle zone terminali dello smalto presentavano lo stesso tipo di andamenti, si può ipotizzare che la distribuzione delle tensioni in quell'area sia leggermente diversa da quella calcolata o che, in alternativa, la parte terminale del restauro non si esattamente come è stata modellata. Il fatto che anche il campione numero 3, perfettamente integro, mostra delle anomalie negli ultimi punti di osservazione in basso, si può dedurre che quella sia una zona particolarmente problematica per chi dovrà eseguire il restauro.

### 3.6 CONCLUSIONI

Fermo restando che tale numero di campioni è troppo basso per poter stabilire alcunché in merito alla bontà di un restauro, esso comunque raggiunge appieno l'obiettivo di confermare che l'Electronic Speckle Pattern Interferometry è una tecnica di misura potente ed idonea allo studio del comportamento meccanico dei denti. Essendo a campo pieno infatti essa permette di rilevare contemporaneamente sia i valori che gli andamenti degli spostamenti della superficie inquadrata. In tal modo si acquisiscono due importanti capacità: innanzitutto è possibile misurare gli spostamenti differenziali tra un punto e l'altro, dato che le condizioni di lavoro sono le medesime per tutti i punti dell'immagine (nel paragrafo dedicato alle prove col sensore a triangolazione si era visto quanto ciò fosse complesso da ottenere con le tecniche a singolo punto). In secondo luogo essa permette di individuare le zone critiche dell'oggetto analizzato; riferendosi ad esempio al campione trattato nel paragrafo esplicativo del metodo utilizzato, con una tecnica a singolo punto sarebbe stato impossibile individuare così bene sia la cricca che le criticità.

Come già accennato, questa abbondanza di informazioni viene acquisita al prezzo di un incremento dell'incertezza che affligge le misure; tra l'altro essa non è stata ancora stimata data la difficoltà di reperire un campione adeguato a tarare lo strumento. Dal punto di vista metrologico quindi un auspicabile sviluppo futuro di questo studio risiede nella taratura del sistema ESPI.

Dal punto di vista clinico questi pochi campioni permettono comunque di affermare che tra il dente restaurato e la sua protesi ci sono delle differenze di comportamento rilevabili, così come sono non trascurabili le differenze mostrate tra un campione integro e l'altro.

In futuro sarebbe auspicabile continuare a percorrere la strada aperta da questo lavoro, non solo utilizzando l'ESPI su un maggior numero di campioni, ma anche costruendo i campioni nella maniera più nota possibile, così da poter rendere i modelli agli elementi finiti sempre più aderenti alla realtà. Dallo studio dei denti integri si è infatti visto quanto anche l'analisi agli elementi finiti sia utili per poter evitare errori di interpretazione dei risultati.

### 3.7 BIBLIOGRAFIA

- [1] S. Sajauskas, V. Balvocius, 2001, Computer processing of electronic speckle pattern interferometry Ultragarsas, Issn1392-2114, Vol. 38, Issue 1, pp.23-28
- [2] National Instruments, "Vision Concepts Manual"

## CAPITOLO 4

### ANALISI TERMOGRAFICHE

#### 4.1 INTRODUZIONE

Il problema degli scambi di calore nella struttura dentale allo stato dell'arte attuale manca di una approfondita comprensione; ciò è dovuto alla combinazione tra complessità di una formulazione termodinamica del problema, che genera difficoltà riguardanti la modellazione analitica e numerica, ed alla mancanza di precisione e comprensione sperimentale dei dati concernenti le proprietà termofisiche del tessuto duro dei denti e dei materiali dentali. L'analisi bibliografica ha fornito alcuni lavori, sebbene in numero limitato, riguardanti ad esempio la stima del range di temperature cui può essere esposto il tessuto dentale senza provocare una sensazione di dolore durante l'assunzione di liquidi (Youngson, Barclay., 2000). Le tecniche a contatto, come si può ben capire, non sono consigliabili nella pratica clinica dentale, così come in ambito medico in generale, non solo in quanto si vuole interferire il meno possibile con il corpo biologico, ma, anche se si lavora in vitro, soprattutto perché generano un considerevole effetto di carico sul misurando, come si potrà osservare anche nel corso del paragrafo dedicato all'utilizzo delle termocoppie.

Nella conduzione di queste ricerche tra le varie tecniche è stata utilizzata quella della termografia a infrarossi (Kells et alii, 2000), che risulta essere un metodo non invasivo, altamente sensibile per la registrazione della temperatura superficiale di un corpo, benché tutte le problematiche ad essa connesse non siano state ancora risolte; le appena citate problematiche riguardano ad esempio il calcolo dell'emissività della struttura o il margine di incertezza piuttosto elevato connesso all'utilizzo della termocamera.

Sulla base dunque dei limitati dati messi a disposizione dalla letteratura, il lavoro svolto mira ad un'analisi del metodo della termografia attiva applicato allo studio di elementi dentali in vitro, evidenziando le difficoltà incontrate e le soluzioni migliorative apportate. Tale **scopo** è stato perseguito sottoponendo il campione, costituendo da un dente restaurato solo per metà, ad un periodo di riscaldamento controllato, una volta raggiunta la temperatura desiderata, si è tenuta sotto osservazione, con l'ausilio della termocamera, la sequenza di raffreddamento presentata dal campione. Il transitorio termico è stato analizzato per studiare il comportamento della struttura, in particolare per evidenziare eventuali differenze tra l'emissione di un dente integro con quella di una ricostruzione.

#### 4.2 LA TERMOGRAFIA ATTIVA

La Thermography Non-destructive Testing (TNDT) può essere divisa in due tipi di approcci, quello passivo e quello attivo. L'approccio attivo si differenzia da quello passivo per la necessità di eccitare l'oggetto dell'indagine mediante una fonte di calore esterna, così da generare una rilevante differenza di temperatura tra misurando ed ambiente.

Fornire un'eccitazione termica dall'esterno sul componente in esame, serve proprio a mettere in moto dei meccanismi di trasmissione del calore (in particolare di conduzione), già in atto nei componenti a temperatura maggiore di quella ambiente, che possano portare in superficie informazioni sulla conformazione interna dei componenti stessi. Il veicolo di questa informazione sono le onde termiche.

Quando una superficie viene riscaldata, nella zona prossima alla superficie, si generano delle onde soggette a una forte attenuazione e dispersione; queste onde furono scoperte e studiate dal matematico francese J. Fourier. L'interesse delle onde termiche nei TNDT è legato fondamentalmente alla possibilità di generarle appunto mediante una fonte di eccitazione termica e di usare un sistema termografico per rilevare senza contatto la loro influenza sulla temperatura superficiale.

La termografia passiva permette invece di testare materiali che si trovano spontaneamente a diversa temperatura rispetto a quella ambiente.

L'approccio attivo, nei test non distruttivi mediante termografia (TNDT) viene impiegato per ispezionare componenti che si trovano ad una temperatura non significativamente differente da quella dell'ambiente circostante, quindi in condizione di equilibrio termico. Mediante l'eccitazione termica esterna si innescano meccanismi di trasmissione del calore i quali sono in grado di "portare in superficie" informazioni relative alla conformazione interna dei componenti stessi.

### 4.2.1 L'ACQUISIZIONE TERMOGRAFICA

Per una corretta acquisizione termografica si deve innanzitutto riscaldare il provino con impulso termico di determinata durata a seconda del materiale (buono o cattivo conduttore termico).

Acquisire poi il transitorio di raffreddamento, dalla cui analisi risulta più semplice estrarre le informazioni relative alle proprietà termiche dell'oggetto. Questo perché un'immagine termografica di un oggetto contiene informazioni solo sulla superficie del corpo stesso, ma se la superficie del componente osservato viene riscaldata mediante uno stimolo termico e si acquisisce con la termocamera una sequenza di immagini della fase di raffreddamento che segue lo stimolo, questa serie di immagini nel tempo descrive come è variata la temperatura superficiale. Da questo andamento si può ricostruire un'immagine della struttura subsuperficiale, questo è possibile perché tutti i tipi di difetti sub-superficiali (delimitazioni, inclusioni, vuoti, etc...), viste le loro caratteristiche termiche diverse da quelle del materiale che le circonda, causano delle deviazioni del flusso di calore all'interno del corpo stesso.

Fondamentale nell'acquisizione termografica è una catena di misura costituita da:

- una sorgente di eccitazione termica;
- un sistema termografico (termocamera) per l'acquisizione della temperatura sulla superficie dell'oggetto della misura;
- un elaboratore per il processamento dei dati acquisiti.

Ovviamente oltre al sistema di misura per la termografia attiva, ha molta importanza anche il "termografista", cioè l'operatore umano che grazie alle sue conoscenze e alla sua esperienza riesce a dare interpretazione dei dati in uscita dalla termocamera, benché le tecniche di processamento dell'immagine possano ridurre fortemente l'influenza dell'interpretazione dell'operatore dei dati acquisiti.

## 4.3 ALLESTIMENTO DEL BANCO

Per effettuare l'analisi termografica è stato realizzato un banco di prova costituito da componenti in grado di realizzare una sollecitazione termica su un dente e rilevarne il transitorio conseguente, garantendo nel contempo un'adeguata protezione del campione dall'ambiente esterno; l'insieme della strumentazione utilizzata si presentava come mostrato in figura.

Durante la prova, il campione era contenuto all'interno della "camera nera" appositamente costruita, Figura 4.1, in modo che eventuali riflessioni esterne non fossero state rilevate dall'ottica della termocamera, anch'essa posta internamente a tale contenitore. Il corpo della termocamera era invece all'esterno della struttura, Figura 4.2, in modo che essa restasse "fruibile" per l'utente che, ad esempio, poteva osservare la scena inquadrata attraverso mirino senza perturbare la misura. All'interno di tale ambiente si trovava un supporto che era stato precedentemente allineato con le ottiche della termocamera, sul quale veniva posizionato il dente. Tale supporto era in legno ed era stato verniciato di nero in modo da limitare eventuali riflessioni.

La catena di misura costruita era composta dalla seguente strumentazione: Termocamera (FLIR ThermaCam S40), Personal Computer per l'elaborazione dei dati, Bagno Termostatico (Lauda-RCS6), Termocoppie e relativo sistema di acquisizione (National Instruments SC-2345), Pistola termica. Il sistema di acquisizione delle termocoppie verrà trattato nel paragrafo relativo al calcolo dell'emissività del campione.

La **termocamera** utilizzata lavora nella banda dell'Infrarosso Vicino (7.3 - 13  $\mu\text{m}$ ) ed ha un sensore FPA microbolometrico non raffreddato di dimensioni 320x240 pixel. La correzione della trasmissione sia delle ottiche che dell'atmosfera avviene automaticamente in base ai valori forniti dalla sensoristica interna. Il collegamento al pc sul quale è installato il software di gestione dedicato (ThermaCAM™ Researcher 2002) avviene con protocollo Firewire IEEE 1394 e scheda PCMCIA. La sua accuratezza dichiarata è di  $\pm 2^\circ\text{C}$  o  $\pm 2\%$  della lettura.

Il **bagno termostatico** è stato utilizzato per mantenere costante la temperatura dell'acqua, presente nella sua vasca. Tale vasca conteneva circa 5 litri di acqua distillata e l'intervallo di temperature cui la si poteva mantenere andava dai 30°C a 150°C. Il valore di temperatura impostato al bagno termostatico è stato confrontato con quello rilevato dalle due termocoppie successivamente utilizzate e da un'ulteriore sonda termometrica (Figura 4.3) dimostrando la sostanziale concordanza tra i tre strumenti.

La **pistola termica** (Master 10009) da 500 W di potenza, è stata utilizzata nelle prove iniziali come prima tecnica del riscaldamento del provino sul quale essa inviava un getto di aria ad alta temperatura. Sebbene il suo utilizzo sia risultato molto versatile, questo strumento è stato abbandonato dato che presentava lo

svantaggio di provocare un riscaldamento non uniforme del campione (a riguardo si rimanda al paragrafo sul calcolo dell'emissività).

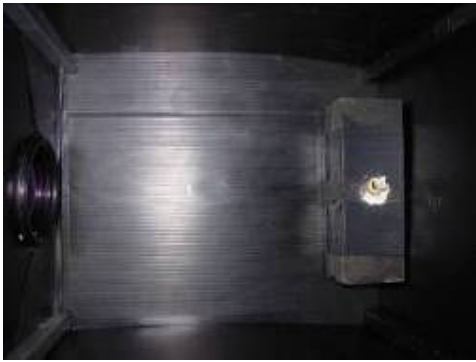


Figura 4.1 - Vista dall'alto del campione nella "camera nera"



Figura 4.2 - Vista laterale del box con la termocamera

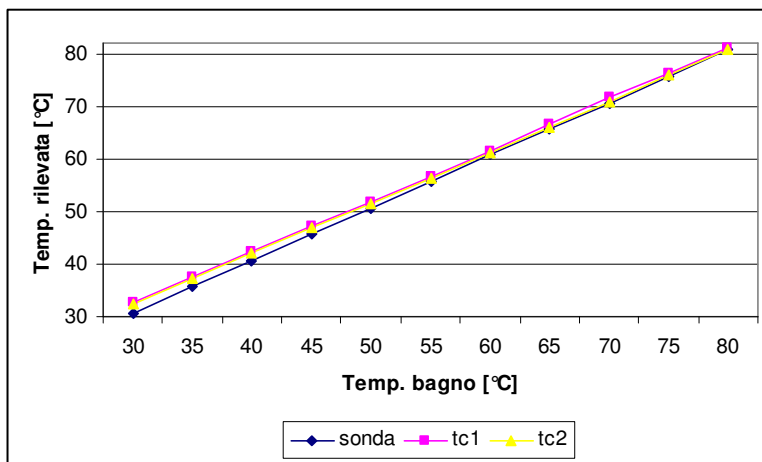


Figura 4.3 - Confronto fra le temperature impostate al bagno termostatico e quelle rilevate dalle termocoppie e da un'ulteriore sonda termometrica

#### 4.4 IL CAMPIONE UTILIZZATO

Desiderando evidenziare eventuali differenze di comportamento tra la struttura sana e la ricostruzione di uno stesso dente, nel corso di questo lavoro si è esaminato in particolare un restauro parziale su dente incisivo eseguito ad hoc dalla Clinica Odontostomatologica dell'Università Politecnica delle Marche.

Il campione in esame era costituito da un dente per metà integro e per metà restaurato; tale oggetto, anche se clinicamente inverosimile, ha permesso di poter analizzare contemporaneamente le risposte della struttura integra e del restauro alla stessa sollecitazione, consentendo quindi una stima della "compatibilità termica" dei materiali utilizzati nelle protesi dentarie, con la struttura dei denti integri.

Per costruire il campione, il dente utilizzato nell'analisi, dopo averne ricavato un calco da utilizzare nelle fasi successive, è stato sezionato, asportandone la parte destra (Figura 4.4). Successivamente si è proceduto con la modellazione del restauro, è stato quindi effettuato un trattamento di mordenzatura acida dell'interfaccia, in modo da aumentare considerevolmente la superficie disponibile per il contatto con la resina e modificarne la finitura per aumentarne l'aderenza (Figura 4.5). Si è proseguito poi con l'applicazione di un adesivo (Figura 4.6), che permette di eliminare il gap esistente tra le due diverse superfici; il legame tra smalto e materiale da restauro si stabilisce attraverso la polimerizzazione dei monomeri insinuatisi tra le microporosità del substrato, infatti durante la fase successiva si è assistito ad una polimerizzazione a strati (Figura 4.7), fino ad ottenere la forma data dal negativo dell'impronta (Figura 4.8). Il processo di restauro si conclude con i trattamenti superficiali di finitura e lucidatura, che portano il campione ad apparire come mostrato nella Figura 4.9.



Figura 4.4 - Impronta per il restauro



Figura 4.5 - Mordenzatura acida



Figura 4.6 - Applicazione dell'adesivo



Figura 4.7 - Polimerizzazione a strati



Figura 4.8 - Forma del restauro desiderata



Figura 4.9 - Il campione finale

Il dente in esame è piuttosto inverosimile se lo si considera in ambito medico, ma ingegneristicamente parlando la sua costruzione ha avuto un preciso scopo ed esso è stato utile nella conduzione delle successive analisi permettendo confronti e conclusioni importanti in quest'ambito. E' stato dunque condotto un **esame parallelo** della parte ricostruita e di quella integra, sottoponendo contemporaneamente entrambe alle stesse temperature e condizioni di misura e valutandone gli andamenti di temperatura; in questo modo si è potuto considerare il confronto altamente valido ed accurato.

Lo scopo delle prove è stato dunque quello di evidenziare, laddove fossero esistite, differenze termiche e di comportamento del transitorio di raffreddamento a partire da temperature comprese in un intervallo fisiologicamente reale, da 40 ad 80°C, in quanto quotidianamente la cavità orale potrebbe trovarsi a contatto con cibi o bevande ad una temperatura di quest'ordine, anche se con tempi di riscaldamento mai così lunghi come quelli imposti in questo lavoro. Dal confronto tra le due metà si è voluta estrarre una valutazione del materiale comunemente usato per le protesi dentarie e verificare che quest'ultimo fosse compatibile con il tessuto umano, non solo fisiologicamente, ma anche termicamente; una risposta agli stimoli termici simile a quella di un dente sano avrebbe garantito una perfetta sostituzione, non sottoposta a rischi di cedimento, causato da una tale stimolazione.

## 4.5 ACQUISIZIONE ED ELABORAZIONE DEI DATI

La termocamera (FLIR ThermaCAM S40) è connessa ad un computer portatile sul quale è installato il software "ThermaCAM Researcher 2002", prodotto dalla casa produttrice della termocamera e che permette l'acquisizione e la successiva elaborazione dei dati acquisiti. Terminate le operazioni di connessione, il software riconosce automaticamente la termocamera e sullo schermo appare l'immagine ripresa che si presenta con una colorazione fittizia, nella quale i vari colori corrispondono al livello di radiazione rilevata, quindi alla temperatura del corpo osservato, la legenda di tale scala cromatica viene comunque visualizzata (Figura 4.10).

Prima di iniziare l'acquisizione, devono essere impostati alcuni **parametri ambientali**, vale a dire: messa a fuoco, emissività dell'oggetto osservato, distanza cui esso si trova, eventuale presenza dell'ottica aggiuntiva; altre condizioni al contorno, come ad esempio la temperatura dell'ambiente e la sua umidità, sono calcolati dalla termocamera stessa.

Vanno poi impostati i **parametri di acquisizione**, tutte le prove sono state eseguite campionando le immagini con una frequenza di 1 Hz, essa è stata considerata adeguata non solo in vista di tempi di acquisizione piuttosto lunghi (120 o 360 s), ma anche perché è la più bassa frequenza di campionamento specificabile dall'utente. La termocamera ha infatti la possibilità di campionare più velocemente, ma negli altri casi non lo fa ad intervalli di tempo uniformi, si è dunque preferito avere tempi di campionamento leggermente alti, ma costanti.

Il software utilizzato offre anche la possibilità di **analizzare singole zone** dell'immagine, come riportato nella Figura 4.11 (le cui aree di interesse sono quelle relative alla seconda prova sperimentale in seguito

illustrata), e di modificarvi i parametri caratteristici, in modo da poter valutare la loro influenza sulla temperatura calcolata.

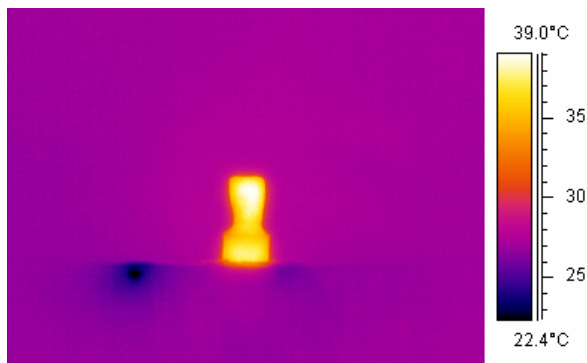


Figura 4.10 - Il campione come inquadrato dalla termocamera

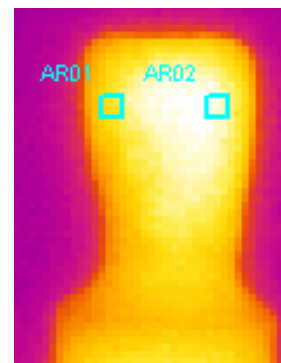


Figura 4.11 - Due aree di osservazione

## 4.6 CALCOLO DELL'EMISSIVITA' DEL DENTE

La temperatura rilevata dalla termocamera su di un corpo reale dipende anche dalla sua emissività; per poter dunque effettuare delle acquisizioni attendibili è necessario impostarne un valore abbastanza preciso. La stima di tale valore è stata il primo obiettivo dello studio e ha impiegato gran parte del lavoro, in quanto essa è influenzata dalle condizioni di misura e da diversi fattori che non sempre è stato possibile tenere sotto controllo. Tale parte del lavoro è stata motivata dalla necessità di comprendere le ragioni che avevano portato gli autori dell'unico articolo reperito in merito (Kells et alii, 2000) a calcolare il valore di emissività ad una sola temperatura e ad impostare questo stesso valore in tutte le prove successive.

Per conoscere l'emissività sia del dente che della "camera nera", sono state condotte diverse misure con metodologie differenti, in quanto le **problematiche incontrate** nel calcolo dell'emissività sono dovute ai diversi fattori che influenzano l'emissività stessa: la velocità di riscaldamento, la direzione del flusso termico di riscaldamento, la distanza della fonte di riscaldamento dall'oggetto, la direzione di osservazione rispetto alla lente della termocamera, la distribuzione non perfettamente uniforme della temperatura sulla superficie del dente, la dimensione delle aree indagate.

A partire dalle prime prove effettuate si è notato come la **distanza** della fonte di riscaldamento dall'oggetto influisse sulla stima dell'emissività. Una distanza ridotta della pistola termica rispetto all'oggetto (minore di 10 cm circa) provocava sì una distribuzione di temperatura uniforme sul pezzo, ma causava anche un veloce surriscaldamento, reputato spesso eccessivo; una distanza maggiore di 30 cm circa provocava invece una distribuzione di temperatura sul pezzo non uniforme.

Ugualmente si è potuta verificare l'influenza sul calcolo dell'emissività della **direzione** del flusso di calore della pistola termica. Quest'ultima era infatti tenuta in mano dall'operatore e puntata sul dente dall'alto della scatola; è quindi comprensibile come la direzione e la posizione dello strumento non potessero essere mantenute fisse durante la stessa prova e riproposte identicamente nelle diverse prove, inoltre la superficie non piatta, ma leggermente curva, del dente aumentava tale disuniformità.

Molta attenzione si deve dedicare anche al selezionamento delle **aree di interesse** sulla superficie dell'oggetto nel corso dell'analisi delle immagini termografiche attraverso il software dedicato; la dimensione di tali aree influenza infatti la misura, ancor di peggio accade riguardo alla posizione, soprattutto per una superficie non uniformemente riscaldata e divisa in fronti isotermici, come quella del dente.

Se si utilizza la palette "medicale" si nota infatti come la posizione delle aree e la relativa dimensione può riportare valori di temperatura differenti, a seconda del fronte isotermico su cui è posizionata e mentre un'area troppo piccola fornisce un valore quasi puntiforme, un'area di circa 4x4 pixel permette di ottenere già un valore di temperatura media del corpo in esame a cui si è interessati, questo sarà meglio chiarito più avanti.

Un altro svantaggio dell'utilizzo della pistola come metodo di riscaldamento del provino è legato allo scambio di calore tra dente e flusso d'aria per convezione, che genera un riscaldamento del pezzo non

uniforme, sono stati infatti registrati valori di temperatura maggiori per la parte superiore del dente e minori per la parte inferiore, in quanto la pistola è stata direzionata dall'alto della scatola. Quest'ultimo problema è stato successivamente risolto con l'utilizzo del bagno termostatico che, pur richiedendo dei tempi di riscaldamento maggiori, garantisce un riscaldamento uniforme dell'oggetto.

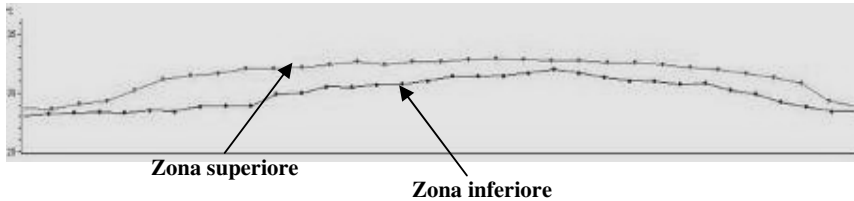


Figura 4.12 - Profili termici delle porzioni superiore e inferiore del dente

#### 4.6.1 APPROCCIO CON IL BAGNO TERMOSTATICO

Inizialmente si era pensato di utilizzare il bagno come se fosse un forno in cui tenere il dente affinché si portasse alla temperatura desiderata ed in queste condizioni effettuare il calcolo dell'emissività. Il dente è stato quindi posizionato su un pezzo di legno (precedentemente incavato per sostenere la base del dente), a sua volta poggiato in un recipiente in plastica (adatto a sopportare le alte temperature) e l'insieme è stato immerso nell'acqua distillata del bagno. In questo modo il dente sarebbe stato sottoposto alla temperatura cui era impostato il bagno, ma, essendo contenuto nel bicchiere, sarebbe rimasto asciutto, quindi il calcolo dell'emissività non sarebbe stato inficiato dall'acqua presente sulla superficie. Una volta trascorso il tempo necessario al riscaldamento uniforme del campione, il coperchio del bagno veniva sollevato e subitaneamente veniva acquisita un'immagine termografica della scena (Figura 4.13). Si sarebbe potuto dunque osservare il dente, senza spostarlo minimamente, con la termocamera fissata sull'apposito cavalletto che riprendeva dall'alto, inoltre sarebbe stato possibile tenere sotto controllo la temperatura del dente, poiché la precedente calibrazione aveva permesso di constatare come, dopo circa 30 minuti di immersione, il valore di temperatura riportato dal bagno coincidesse con quello letto dalla termocoppia applicata sul dente immerso.

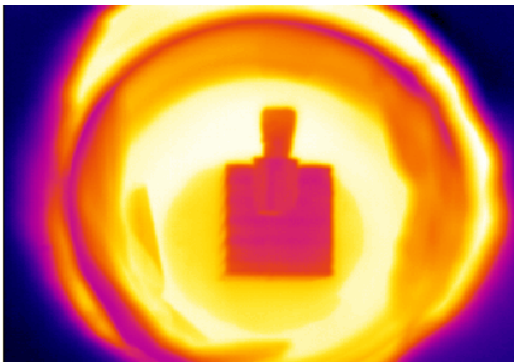


Figura 4.13 - Immagine termografica del dente immerso nel Bagno Termostatico

Benché questo arrangiamento del banco prendesse spunto da quanto fatto da Kells et alii (2000), dalle prove effettuate è subito emerso un problema riguardante la misura dell'emissività, dovuto all'eccessivo calore intorno al dente e quindi nella zona di focalizzazione, che disturbava la misura (cerchi gialli nella Figura 4.13).

E' intuibile come le varie tecniche di riscaldamento influenzino in maniera differente i risultati ottenuti; uno scopo del lavoro è stato anche quello di valutare i pro e i contro delle varie ipotesi di banco e validare una tecnica piuttosto che un'altra. A conclusione dello studio, dopo svariate prove, si è potuto considerare il Bagno Termostatico come la migliore tecnica adottabile in quest'ambito, in quanto ha permesso di ottenere sia valori di emissività del dente maggiormente simili a quelli riportati in letteratura che soprattutto una migliore distribuzione termica; a tal proposito di seguito si riportano le diverse metodologie di riscaldamento utilizzate durante le prove.

#### 4.6.2 APPROCCIO CON TARGET NERO E LA PISTOLA TERMICA

Inizialmente il calcolo dell'emissività è stato fatto seguendo il metodo più comunemente utilizzato a livello industriale, vale a dire quello che prevede il confronto del comportamento del corpo in esame con quello di un target nero sottoposto alle stesse condizioni di lavoro, nello specifico posto sul campione. Come stato di riferimento è stato quindi scelto un brandello di nastro isolante nero incollato al dente, di tale nastro era preventivamente stato effettuato il calcolo dell'emissività, quantificata in 0.95.

Nel caso in cui si usi il nastro come riferimento termico, durante l'acquisizione si imposta il suo valore di emissività noto, determinando così la temperatura dell'area del nastro precedentemente selezionata; supponendo una distribuzione di temperatura superficiale pressoché uniforme su regioni adiacenti, è possibile assegnare il valore di temperatura letto sul nastro alla zona vicina posta sul campione. Questo può essere fatto analizzando aree molto piccole (4x4 pixel) adiacenti al nastro, sulle quali effettuare il calcolo dell'emissività a partire dalla temperatura impostatavi. Il software di analisi dei dati richiede però che tra il campione e l'ambiente ci sia una differenza di temperatura di almeno 3°C, tale condizione ha quindi impedito i calcoli dell'emissività a temperatura ambiente.

Anche in queste prove il campione è stato inserito all'interno della "camera nera" sul basamento in legno, in cui è stata ricavata un'incisione per facilitare l'appoggio della base del dente, posto a circa 30 cm dall'obiettivo della termocamera (Figura 4.14). Le prove effettuate vengono riportate in tre scaglioni, a seconda dell'entità del riscaldamento apportato, per ognuna delle tre sezioni viene riportato un grafico contenente l'andamento dell'emissività calcolata in funzione della temperatura nel corso della prova.

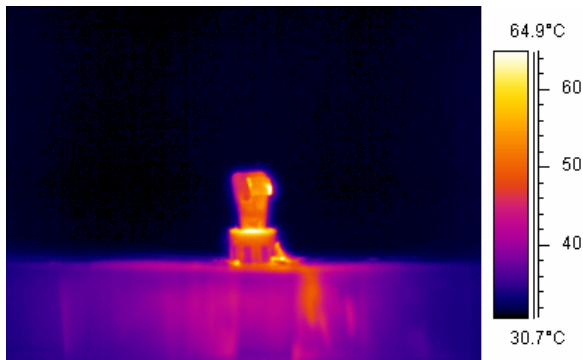


Figura 4.14 - Nastro isolante applicato sul campione, si nota come il nastro mostri i primi segni di cedimento e come il riscaldamento non sia uniforme su tutta la faccia del campione

Come si nota dal grafico riportato in Figura 4.15, se il campione viene sottoposto ad un riscaldamento oltre i 100°C, l'emissività si assesta su valori abbastanza alti (circa 0.85), si è visto però che ciò è dovuto al forte riscaldamento non sopportabile dal nastro isolante, quest'ultimo infatti dopo la prova mostra una perdita di consistenza, il che provoca molto probabilmente una variazione delle sue caratteristiche interne e di conseguenza del valore di emissività superficiale.

Un minore riscaldamento ha permesso di rilevare valori di emissività più verosimili, come si può notare dal grafico riportato nella Figura 4.16; la prima spezzata della curva corrisponde all'ultima fase di riscaldamento che raggiunge un picco di temperatura pari a 66.4°C. Nei primi istanti della fase di raffreddamento il valore di emissività tende ad aumentare, dopodiché si assesta su un valore poco maggiore di 0.8. Secondo la letteratura a riguardo, tale valore risulta ancora elevato; Kells et al. (2000) riportano un valore di emissività pari a 0.75 per un riscaldamento di circa 70°C. Si deve in ogni caso tenere conto che le condizioni dell'ambiente di misura sono differenti e soprattutto si deve considerare che variazioni di emissività di quest'ordine sono insignificanti ai fini del presente studio, in quanto comporterebbero comunque variazioni di temperatura assai basse.

Si è proseguito con altre prove sullo stesso dente, diminuendo la temperatura di riscaldamento fino a circa 60°C (Figura 4.16) e si è osservato un andamento dell'emissività simile al precedente: partendo da un valore di 0.65, dopo un decadimento della temperatura di circa 20°C, essa si assestava all'incirca a 0.85, restando costante fino al termine dell'acquisizione.

Il valore riportato, sebbene confermato in diverse prove, se si considerava quello sul quale il grafico si assestava, risultava essere una sovrastima di quello atteso; in realtà in questo tipo di calcoli andrebbero però considerati solo i **primi istanti** della sequenza di raffreddamento, in modo da valutare solo l'inizio del flusso termico e non essere influenzati dalla sua storia temporale.

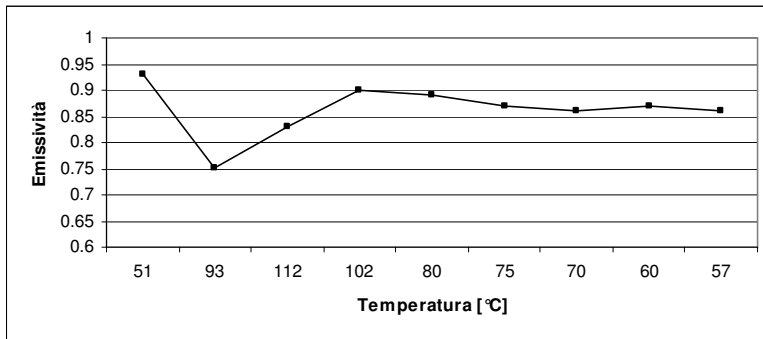


Figura 4.15 - Andamento dell'emissività calcolata sul dente per un riscaldamento oltre i 100°C

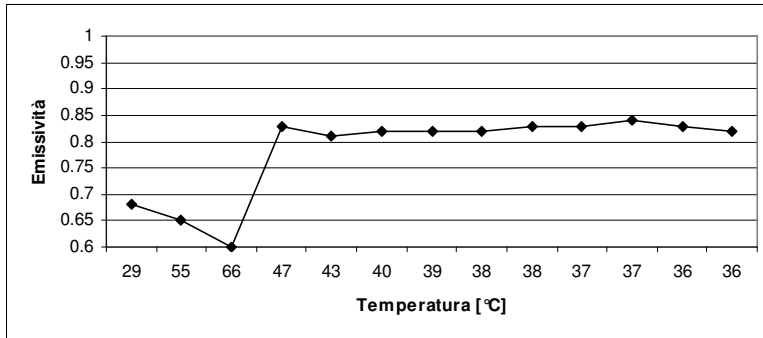


Figura 4.16 - Andamento dell'emissività calcolata sul dente per un riscaldamento minore di 70°C

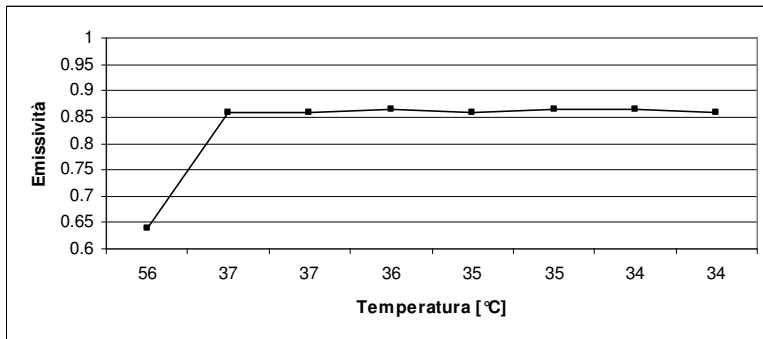


Figura 4.17 - Andamento dell'emissività calcolata sul dente per un riscaldamento minore di 60°C

**Riassumendo:** una prima osservazione ha messo in evidenza come il nastro presentasse segni di cedimento per riscaldamenti elevati o condotti ad una ridotta distanza dalla pistola termica; ciò molto probabilmente causava una variazione delle caratteristiche interne del materiale e quindi della temperatura da esso riportata, cosicché il nastro non poteva essere più considerato un riferimento attendibile. E' stata valutata a questo punto l'ipotesi di ripetere le misure utilizzando un riferimento termico differente e cioè una o più termocoppie applicate sulla superficie frontale del dente.

### 4.6.3 UTILIZZO DELLE TERMOCOPPIE

Tale metodo ha previsto l'utilizzo di due termocoppie i cui giunti di misura erano applicati direttamente sulla superficie del dente, la prima (tc1) sulla metà integra e la seconda (tc2) sulla metà restaurata; si era naturalmente cercato di posizionare i due giunti nella maniera più simmetrica possibile rispetto all'asse del dente stesso.

In rapporto a quello del nastro, il metodo di calibrazione con le termocoppie risulta più accurato, ma per contro è molto più invasivo, tanto che, pur riducendo il più possibile la quantità di collante usato, una cospicua parte della superficie del campione ne risulta oscurata, come riportato nella Figura 4.18. I dati provenienti dalle termocoppie sono stati acquisiti attraverso un apposito sistema di acquisizione (National Instruments SC-2345, Figura 4.19), la frequenza di campionamento impostata nelle varie prove era di 10 Hz, il tempo di acquisizione era invece di 360 s.



Figura 4.18 - Le due termocoppie applicate sulla superficie del dente (sinistra = metà integra; destra = metà restaurata)



Figura 4.19 - Il sistema di acquisizione dei dati provenienti dalle termocoppie

In questa serie di prove la metodologia di riscaldamento utilizzata è stata quella del bagno termostatico, il dente veniva posizionato al suo interno, dove restava per 30 minuti, esso veniva in seguito estratto e posizionato all'interno della "camera nera", in modo da ottenere le stesse condizioni di misura che si sarebbero avute nelle successive analisi termografiche di confronto.

Seguendo la procedura appena esposta, sono stati osservati diversi **transitori di raffreddamento**, la Figura 4.20 riporta appunto gli andamenti termici rilevati a partire da temperature di bagno pari a 80, 60 e 40°C. Si nota come il tempo di acquisizione scelto sia adeguato e come tutte e tre le coppie di curve seguano lo stesso andamento. In questo modo si sono potute avere delle informazioni estremamente accurate, ma riguardanti delle zone pressoché puntuali del campione, da poter confrontare con le informazioni in campo pieno, anche se meno accurate, provenienti dalla termocamera.

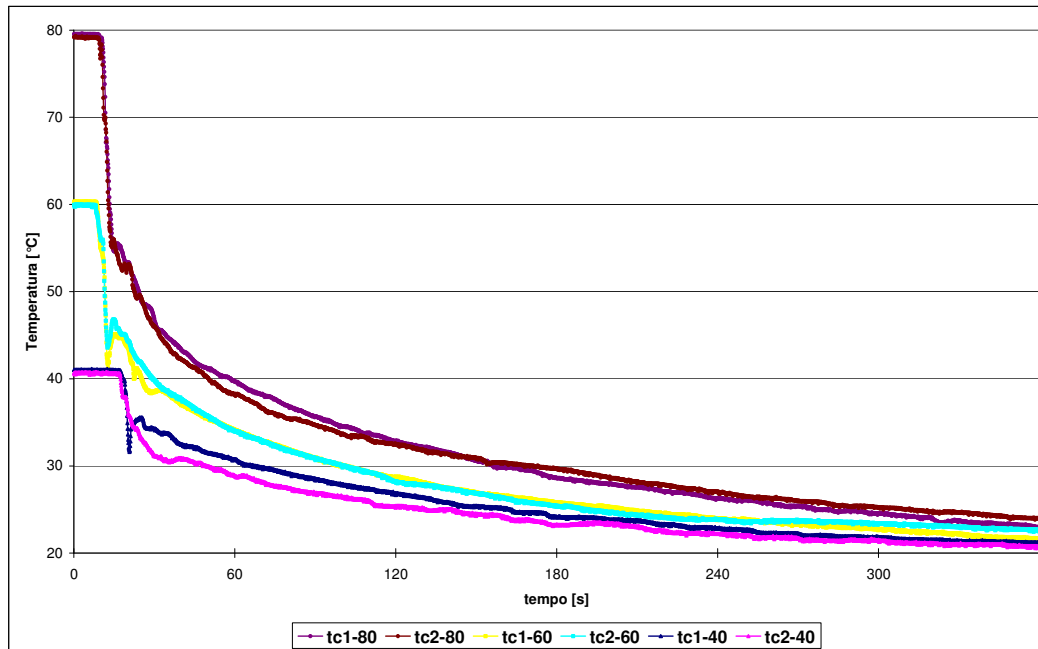


Figura 4.20 - Andamento delle temperature rilevate nel corso dei transitori termici ottenuti a partire da un riscaldamento in bagno termostatico a 80, 60 e 40°C, le termocoppie erano disposte come mostrato nella Figura 4.18

Il calcolo dell'emissività del dente è avvenuto sottoponendo due volte il dente alla stessa prova, riproducendo nel miglior modo possibile la procedura seguita: in un caso esso veniva estratto dal bagno e posto nella "camera nera" davanti alla termocamera, nell'altro esso veniva sottoposto agli stessi passi, ma era stato strumentato con le due termocoppie. L'emissività è stata calcolata **confrontando** i risultati ottenuti dalle termocoppie con quelli ottenuti dalla termocamera nelle regioni del dente in cui erano posti i giunti ed imponendo ai secondi il valore di temperatura ricavato dai primi. Le posizioni dei giunti delle due

termocoppie rispetto al perimetro del dente sono state infatti calcolate anche sui fotogrammi acquisiti dalla termocamera e si sono potuti confrontare i valori di temperatura registrati nei due casi.

La Figura 4.21 riporta le differenze di temperatura rilevate sottraendo alla temperatura rilevata durante la prova a 40 °C da ognuna delle due termocoppie la temperatura della corrispondente area rilevata dalla termocamera nelle stesse condizioni di prova e con emissività del campione impostata a 0.70. Si vede come tali differenze di temperatura siano piuttosto basse, inferiori ai 3 °C, e soprattutto come il loro valore rientri nell'ordine di grandezza di quello dell'incertezza della termocamera, il che conferma la correttezza del valore di emissività scelto. La termocamera infatti è affetta da un'incertezza sul valore assoluto della temperatura rilevata stimata in  $\pm 2^\circ\text{C}$  e stimata  $\pm 0.2^\circ\text{C}$  per le differenze di temperatura tra due punti di una stessa immagine.

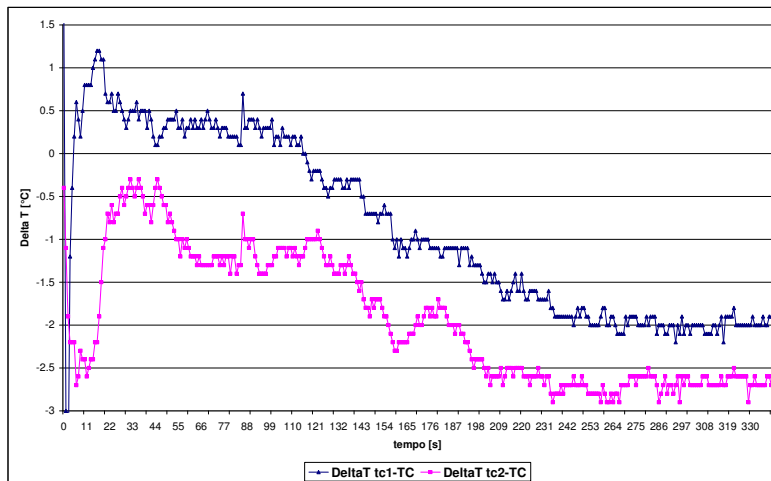


Figura 4.21 - Andamento delle differenze di temperatura riscontrate fra le termocoppie e la corrispondente area acquisita dalla termocamera ( $\epsilon=0.70$ ) nella prova precedente con riscaldamento in bagno a 40 °C (blu = termocoppia su metà integra, rosa = termocoppia su parte restaurata)

#### 4.6.4 CONCLUSIONI

Sebbene la stima del valore di emissività nell'intervallo di temperature utilizzato abbia comportato diversi problemi, tanto da definirne una sua variabilità rispetto alla temperatura, è anche vero che l'influenza di tale valore, compreso tra 0.6 e 0.75, sugli andamenti termici acquisiti è stata reputata trascurabile per l'analisi condotta.

Dalla Figura 4.22 risulta confermata l'ipotesi che un'acquisizione fatta impostando il valore dell'emissività a 0.6 piuttosto che a 0.7 comporta un transitorio simile, se non sovrapponibile, tra le due situazioni. Questa constatazione ha permesso di andare avanti con le misure impostando un **valore fisso** di emissività della superficie dentale (**0.7**) ed analizzando così i transienti relativi a dente sano e dente ricostruito.

I pochi secondi di tempo intercorrenti tra l'istante in cui il dente veniva estratto e quello in cui veniva posizionato nel box, potrebbero far perdere accuratezza alla misura, ma un scarto di qualche decimo di grado non comprometteva le prove, dato che si era interessati all'andamento del transitorio di raffreddamento più che al valore preciso di temperatura riportato sulla sezione del dente.

### 4.7 PROVE SPERIMENTALI

Sul dente ricostruito sono state condotte delle prove per la valutazione del suo transitorio termico, utilizzando sia la pistola termica unitamente alle termocoppie che il bagno termostatico ed impostando come emissività un valore di 0.7 per entrambe le metà. Inizialmente è stato esaminato con la termocamera l'andamento seguito dal dente in seguito a riscaldamento con la pistola termica (Figura 4.23):

Si nota che il raffreddamento delle due parti è quasi identico e che dopo circa 150 secondi l'intero dente ha raggiunto la temperatura ambiente, seguendo un decadimento uniformemente esponenziale.

Una conferma a questi risultati è stata cercata nell'utilizzo delle termocoppie. Il transitorio in Figura 4.24 è quello delle temperature riportate da due termocoppie applicate sulla zona destra (ricostruita) e su quella sinistra (intgra) del dente riscaldato con la pistola fino a circa 140°C. Le due curve si riferiscono

rispettivamente alle temperatura riportate dalla termocoppia del lato integro e da quella del lato ricostruito. Si potrebbe osservare in questo grafico una prima differenza di comportamento tra le due zone, in particolare un riscaldamento maggiore in fase di picco per la parte integra. In realtà la diversità tra le curve è dovuta al riscaldamento non uniforme avvenuto con pistola, tale metodo è infatti estremamente direzionale ed assai sensibile alle variazioni che possono essere imposte alla direzione di riscaldamento ad esempio da un tremolio della mano dell'operatore.

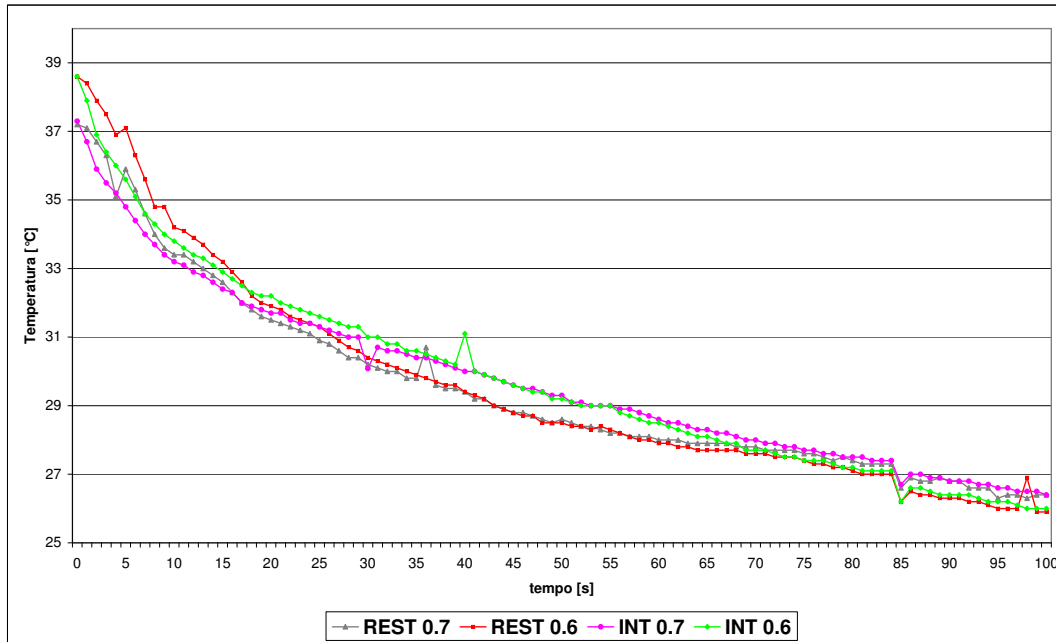


Figura 4.22 - Transitorio termico del dente con valori di emissività differente sia per la parte integra che per quella restaurata

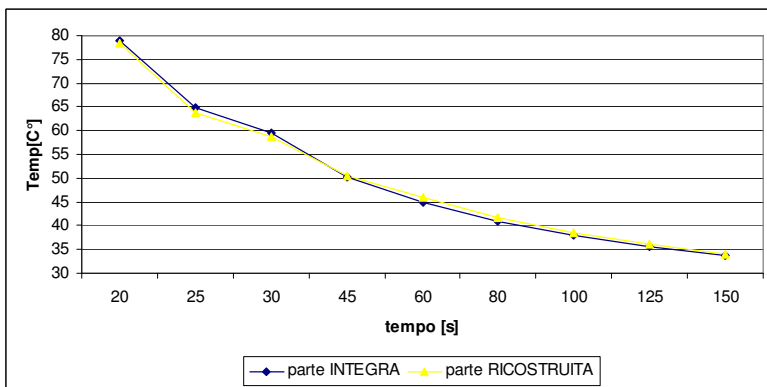


Figura 4.23 - Andamento delle due metà del campione in seguito a riscaldamento con pistola termica fino a circa 80°C, osservazione con termocamera su due aree di 4x4pixel

Se si osservano invece di nuovo i grafici in Figura 4.20 del transitorio di raffreddamento acquisito con le due termocoppie dopo un riscaldamento con bagno a 60°C, si può dimostrare che le ipotesi fatte osservando la Figura 4.23, sono confermate. Nella prova con riscaldamento in bagno le due termocoppie riportano un andamento pressoché sovrapponibile, evidenziando l'uniformità della distribuzione termica indotta da questo metodo, rispetto all'andamento riportato dalle stesse due termocoppie in seguito a riscaldamento con pistola riportato precedentemente.

Le misure sono state ripetute per temperature diverse e comprese nell'intervallo [40°-80°] passando per 40°C - 55°C - 65°C - 70°C - 80°C e prendendo come riferimento della temperatura ambiente quella riportata da un'area selezionata sul pannello posteriore del box. Di seguito si approfondisce lo studio condotto sulle prove agli estremi dell'intervallo, cioè 40 e 80°C.

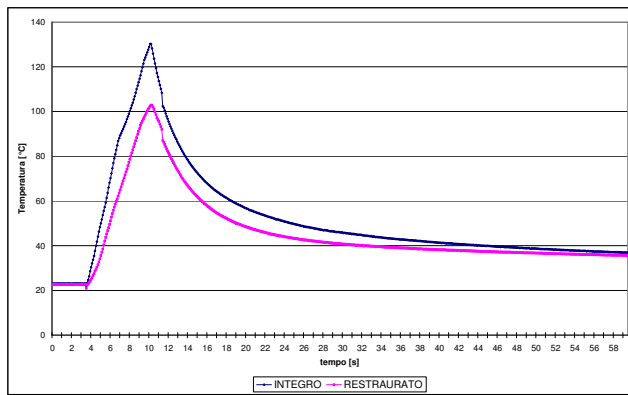


Figura 4.24 - Transitorio di riscaldamento e raffreddamento acquisito con due termocoppie (una sulla parte sana e una sulla parte ricostruita) in seguito al riscaldamento con pistola termica

### 4.7.1 RISCALDAMENTO A 40°C

Partendo dalla discussione del bagno a 40°C, è stato possibile osservare un andamento di temperatura media delle due aree di interesse selezionate (Figura 4.25), impostando prima un'emissività pari a 0.7 (Figura 4.26) e poi cambiando tale valore in 0.6 (Figura 4.27).

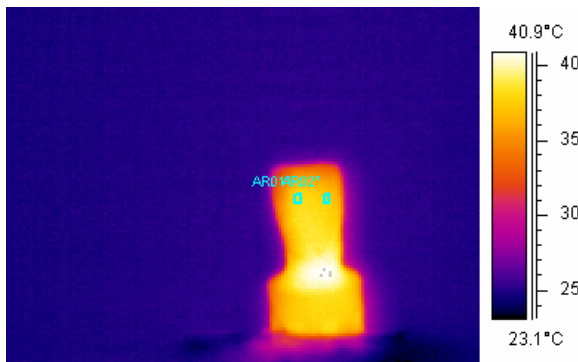


Figura 4.25 - Rappresentazione delle aree selezionate nella prova con bagno a 40°C

E' evidente come, anche in questo caso, le curve relative alle due metà si comportino in modo pressoché simile, raggiungendo dopo circa 100 secondi la temperatura ambiente e seguendo il medesimo andamento. Solo in alcuni tratti, vedasi il grafico in Figura 4.26, è possibile notare la presenza di piccoli picchi posizionati in modo irregolare e perciò molto probabilmente dovuti al fatto che la misura è stata sporcata da rumore termico casuale.

I cambi di emissività da 0.7 a 0.6 generano una piccola variazione della temperatura rilevata (meno di 2°C) tra le curve, che sposta leggermente più in alto l'origine della curva con valore 0.6, ma tra le due metà non si producono scostamenti rilevanti neanche nel confronto incrociato.

Si potrebbe concludere che le due porzioni simmetriche del dente, per uno stimolo di 40°C, subiscano lo stesso effetto termico senza apprezzabili differenze. E' interessante osservare che, sebbene questo sia vero per la temperatura media delle due aree selezionate (Figura 4.25), in realtà dalle **mappe termiche** dell'intera struttura dentale sono state rilevate delle differenze (da Figura 4.28 a Figura 4.32).

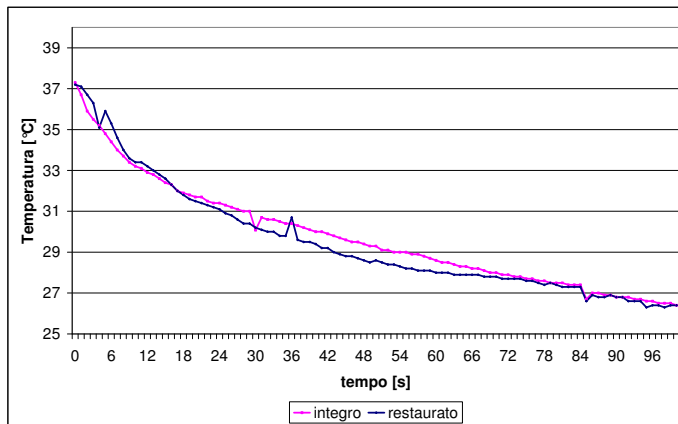


Figura 4.26 - Transitorio di raffreddamento delle due metà dopo il riscaldamento in bagno termostatico a 40°C ( $\epsilon=0.7$ )

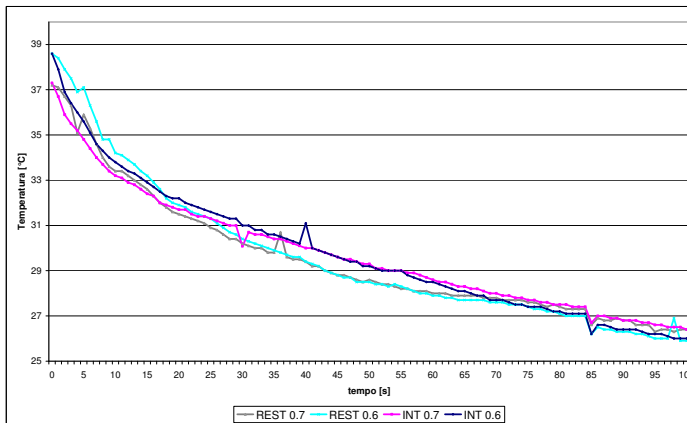


Figura 4.27 - Transitorio di raffreddamento per parte ricostruita e non con bagno a 40°C con emissività impostata sia a 0.7 che a 0.6

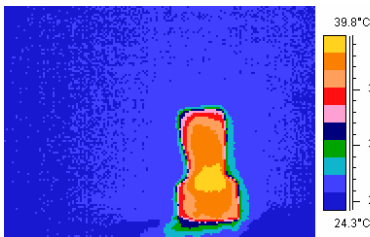


Figura 4.28 - Immagine dopo 12 secondi dall'estrazione dal bagno

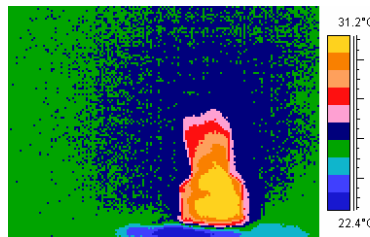


Figura 4.29 - Immagine dopo 80 secondi dall'estrazione dal bagno



Figura 4.30 - Immagine dopo 115 secondi



Figura 4.31 - Immagine dopo 143 secondi



Figura 4.32 - Immagine dopo 254 secondi

Dalla storia termica del campione è stato immediatamente evidente come in realtà le due metà subiscano un diverso smaltimento del calore. Dopo un intervallo di 12 secondi (Figura 4.28) dal primo istante di acquisizione l'intera struttura mostra una distribuzione termica uniformemente simmetrica e divisa in fronti isotermici, sottoposti ad una temperatura che diminuisce andando dalla parte più spessa a quella più sottile (zona apicale), per via della stessa differenza di spessori. Nella seconda immagine, relativa all'ottantanovesimo secondo (Figura 4.29), si mostra una prima asimmetria, infatti la parte inferiore destra (corrispondente alla ricostruzione), presenta colori più caldi, soprattutto rispetto alla porzione di dente in alto a sinistra, il che significa che il materiale protesico utilizzato smaltisce il calore più lentamente.

Questa osservazione resta confermata nella terza mappa (Figura 4.30) e nelle due successive (Figura 4.31 e Figura 4.32), tanto che, al passare dei secondi, i fronti più esterni si mimetizzano con la parte posteriore del box a significare che sono già in equilibrio con l'ambiente.

Dall'ultima delle cinque mappe (Figura 4.32) si constata che in realtà il raggiungimento della temperatura ambiente, dopo 254 secondi, non è ancora stabile: la porzione sinistra raggiunge addirittura una temperatura inferiore di uno, due gradi circa, a quella ambiente mentre nel frattempo la metà destra, integra, si è equilibrata con il pannello. Si può aggiungere a quest'analisi che gli scambi di calore sono ancora in atto dopo più di quattro minuti dall'estrazione del dente dal bagno.

In conclusione, le differenze di comportamento tra le due zone, sebbene minime, sono però esistenti per un raffreddamento da 40°C, che avviene ad una velocità di raffreddamento stimata in circa 0.1°C/s, .

#### 4.7.2 RISCALDAMENTO A 80°C

Si è esaminato poi il raffreddamento conseguente al riscaldamento in bagno termostatico a 80°C, in modo da poter valutare se il comportamento fosse influenzato anche dalla temperatura massima raggiunta e quindi dalla velocità di raffreddamento. Il transitorio è stato seguito su due aree di 4x4 pixel posizionate come in Figura 4.33 e con un valore di emissività impostato a 0.7, il grafico che se ne è ottenuto è riportato nella Figura 4.34.

Lo scostamento tra due curve è stato in questo caso maggiormente apprezzabile (circa 5°C) per un intervallo di acquisizione di 100 secondi circa. La totalità della registrazione ha evidenziato che in realtà la differenza tende a diminuire durante la fase di dissipazione del calore e che dopo circa 250 secondi le differenze si sono pressoché annullate fino a far coincidere le due curve.

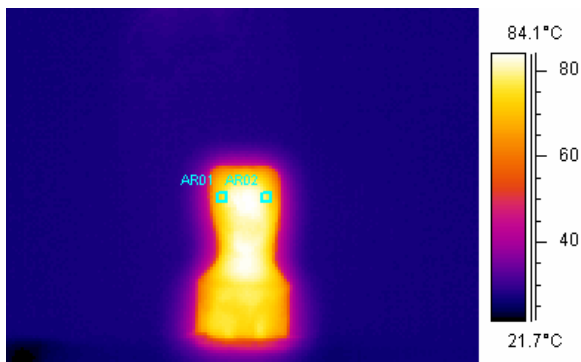


Figura 4.33 - Rappresentazione aree selezionate nella prova con bagno a 80°C ( $\epsilon=0.7$ )

Un'ulteriore valutazione può essere fatta riguardo a zone a diversa altezza sulla struttura dentale; è stato esaminato il profilo relativo ad una zona superiore e ad una inferiore del dente sia per la parte sana (Figura 4.35) che per quella ricostruita (Figura 4.36), evidenziando anche l'interpolazione delle curve con le rispettive polinomiali del terzo ordine. Gli andamenti ripetono la sequenza dell'intero dente, già trattata, ma si nota in particolare come la temperatura della zona inferiore della metà ricostruita si mantenga a valori leggermente maggiori, cosa che invece non è apprezzabile per quanto riguarda la metà sana.

Un riscontro su queste valutazioni si può avere dalle mappe della **storia termica** (da Figura 4.37 a Figura 4.41) del dente sottoposto a 80°C, che permettono di avere una visione totale del campione e della sua distribuzione termica, da confrontare con i precedenti risultati di temperature medie di piccole aree selezionate simmetricamente.

Contrariamente a quanto ci si poteva aspettare dopo l'acquisizione dell'andamento riportato in Figura 4.34, per il bagno a 80°C le mappe termiche rivelano un comportamento perfettamente simmetrico tra la parte integra e quella restaurata, con le sole differenze termiche relative ai diversi fronti, mostrando dunque un decremento della temperatura uniformemente stratificato.

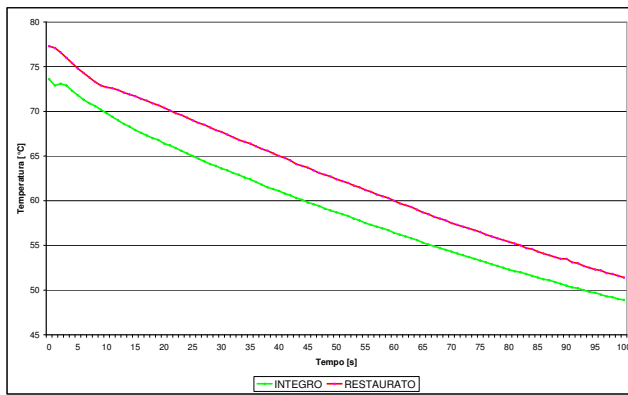


Figura 4.34 - Transitorio di raffreddamento delle due metà per riscaldamento in bagno a 80°C

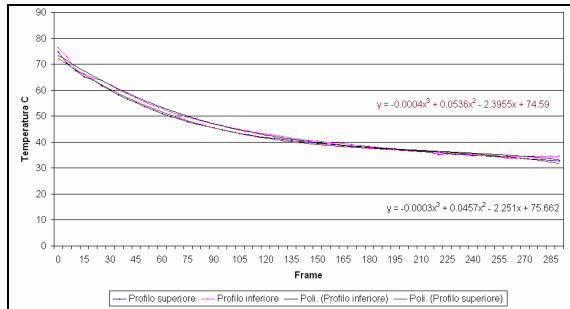


Figura 4.35 - Transitorio di raffreddamento della parte superiore e inferiore della metà sana

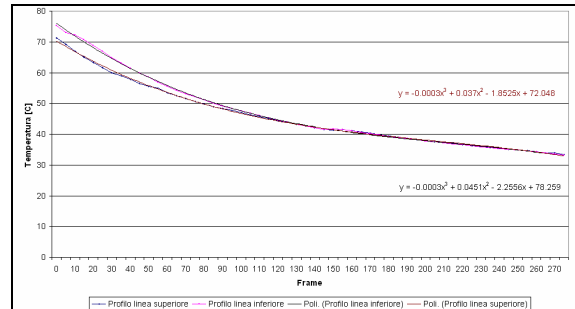


Figura 4.36 - Transitorio di raffreddamento della parte superiore e inferiore della metà ricostruita

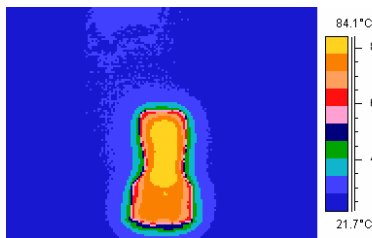


Figura 4.37 - Immagine dopo 9 secondi dall'estrazione dal bagno



Figura 4.38 - Immagine dopo 75 secondi

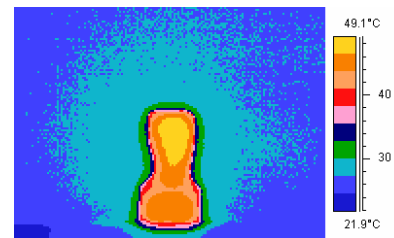


Figura 4.39 - Immagine dopo 130 secondi



Figura 4.40 - Immagine dopo 160 secondi



Figura 4.41 - Immagine dopo 240 secondi

Il motivo di questa discordanza tra i risultati delle mappe e quelli delle temperature medie è stato successivamente individuato, tramite un'attenta analisi delle aree precedentemente selezionate. I grafici di transitorio riportano i valori di temperatura registrati sulle aree manualmente selezionate in posizione circa simmetrica, ma evidentemente non situate sullo stesso fronte termico (Figura 4.42, rettangoli azzurri). L'immagine mostra come in realtà l'area di destra sia totalmente sul fronte termico più interno di colore giallo, mentre l'area di sinistra è stata presa, seppur di ugual dimensione, sul fronte termico successivo. Analizzando l'area rosa e quella azzurra di destra, si sarebbero ottenuti gli stessi valori di temperatura, quindi un grafico composto da due curve sovrapposte. Si è voluto comunque trattare questo argomento per permettere di capire quanto il posizionamento delle aree possa influenzare la misura, che come visto può addirittura fornire risultati discordanti; nello stesso inconveniente si può incorrere utilizzando le due termocoppie o, in generale, utilizzando tutte le tecniche di analisi puntuale.

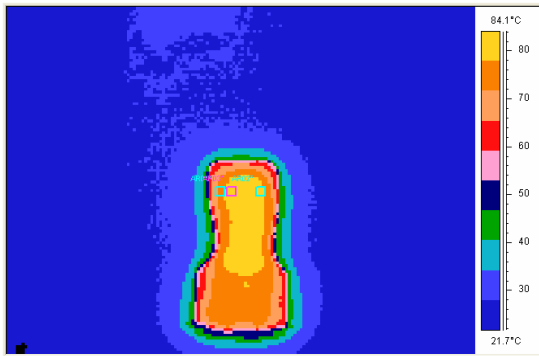


Figura 4.42 - Prospetto delle due aree utilizzate per l'analisi del raffreddamento a partire da 80°C (azzurro) e della posizione corretta che avrebbe dovuto avere l'area di sinistra (rosa)

## 4.8 CONCLUSIONI

Lo scopo di analisi proposto è stato sviluppato occupandosi inizialmente dell'allestimento del banco di misura, procurandosi quindi gli strumenti di misura da utilizzare e costruendo un box di profilati e fogli plastificati per proteggere il campione da sorgenti di calore esterne. Dopo aver commissionato la ricostruzione di un incisivo, questo è stato utilizzato come campione sia del materiale naturale che di quello da restauro, ricavandone un valore unico di emissività, compatibile con quello riportato in letteratura (0.7), e il transitorio termico risultante.

L'analisi è stata condotta utilizzando inizialmente il riscaldamento veloce con la pistola termica, provvedendo a risolvere le varie difficoltà di distribuzione non uniforme; successivamente è stato preso in considerazione un metodo di riscaldamento più lento con bagno termostatico, decisamente più uniforme rispetto al precedente. Le prove sono state ripetute più volte e per temperature di riscaldamento differenti per verificare la riproducibilità delle misure.

L'intero percorso si è concluso proponendo la termografia ad infrarossi come tecnica adeguata all'investigazione dei trasferimenti di calore che si possono verificare nella struttura dentale. A differenza di quanto sia possibile con altre tecniche con o senza contatto, la termografia gode del vantaggio di essere una tecnica "full field" (a campo pieno), e permette dunque un'analisi completa ed una valutazione di aspetti che non sarebbe stato possibile effettuare con metodi di misura puntuali.

La complessità della misura permane però nella preparazione delle misure, essendo necessario impostare i parametri in modo appropriato e soprattutto tenere presente le problematiche riguardanti il calcolo dell'emissività.

In merito alla **ricostruzione protesica**, è lecito considerare i materiali utilizzati termicamente compatibili con il tessuto naturale dei denti, poiché dall'analisi sui risultati ottenuti nel range termico considerato [40°C-80°C] non sono state riscontrate apprezzabili differenze di comportamento e nonostante la presenza di una variazione differenziale di temperatura massimo di 2°C, l'andamento riportato è stato concordante in tutte le prove.

Per un riscaldamento a 40°C, le differenze sono maggiormente evidenti, poiché la velocità di raffreddamento è minore e quindi più facilmente rilevabile rispetto a quanto può essere osservato per un riscaldamento a 80°C. Si è appunto concluso che la zona destra (ricostruita) trattiene per più tempo il calore assorbito.

Inoltre la porzione del dente prossima alla radice ha dimostrato di smaltire il calore, in entrambi i casi, meno velocemente rispetto alla coronale di spessore relativamente minore. In ogni caso queste differenze rilevate sono di minima entità, e, per quanto possano essere valutabili con la tecnica termografica, non comportano una divergenza sostanziale.

## 4.9 BIBLIOGRAFIA

- [1] B.E. Kells, J.G. Kennedy, P.A. Biagioni, P.J. Lamey, 2000, Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. A protocol for thermal imaging of human teeth, *Journal of Endodontic Journal*, Vol. 33, pp. 442-447
- [2] B.E. Kells, J.G. Kennedy, P.A. Biagioni, P.J. Lamey, 2000, Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 2. Rewarming of healthy human teeth following a controlled cold

stimulus, *Journal of Endodontic Journal*, Vol. 33, pp. 448-462

[3] A.J. Panas, M. Preiskorn, M. Dabrowski, S. Zmuda, 2007, Validation of hard tooth tissue thermal diffusivity measurements applying an infrared camera, *Infrared Physics & Tecnology*, Vol. 49, pp. 302-305

[4] W.S. Brown, W.A. Dewey, H.R. Jacobs, 1970, Thermal properties of teeth, *Journal of Dental Research*, Vol. 49, Issue 4, pp. 752-755

[5] C.W. Barclay, D. Spence, W.R.E. Laird, 2005, Intra-oral temperatures during function, *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 32, pp. 886-894

[6] M. Toparli, N. Gokay, T. Aksoy, 2000, An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method, *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 27, pp. 1077-1081

[7] M. Toparli, H. Aykul, S. Sasaki, 2003, Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method, *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 30, pp. 99-105

[8] M. Toparli, S. Sasaki, 2003, Finite element analysys of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth, *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 30, pp. 921-926

---

---

***PARTE III:***  
***PROVE SU IMPIANTI PROTESICI***

---

## CAPITOLO 5

### PROVE A STRAPPO

#### 5.1 INTRODUZIONE

Le tecniche concernenti il montaggio degli impianti sono oramai unificate, ma, benché sia reperibile molta bibliografia riguardante il comportamento meccanico degli impianti stessi, ben poco è stato scritto riguardo a come l'elemento con il quale l'impianto è usualmente accoppiato, vale a dire la cappa aurogalvanica, si rapporti alla protesi collocata superiormente. Lo scopo di questa parte del lavoro è dunque di iniziare a colmare tale lacuna, analizzando nel corso di prove a strappo il comportamento del sistema costituito da abutment + cappa aurogalvanica + "equivalente della protesi" ossia materiale composito collocato in una apposita sovrastruttura.

Come solitamente accade nel caso di provini montati "a mano", è possibile che la metodologia di **montaggio** influenzi i risultati delle prove; per limitare gli effetti di tali disomogeneità, questa parte del lavoro analizza anche i difetti più comuni che possono affliggere il provino e propone dei semplici, ma efficaci, dispositivi da utilizzare durante il montaggio e le prove.

Una volta standardizzati sia il montaggio che la prova dei campioni, 47 provini saranno sottoposti al test di trazione, tale numero di campioni renderà possibile anche un'analisi statistica dei risultati ottenuti.

Il totale dei provini sarà diviso in due **classi**, a seconda della finitura superficiale data alla cappa aurogalvanica, questa divisione permetterà di quantificare meglio l'influenza della cappa sulla capacità di ritenzione della protesi.

I provini saranno sottoposti a trazione; data la conicità della cappa aurogalvanica e dell'abutment, la forza applicata si tradurrà in una sollecitazione di **taglio** per le interfacce cementate (abutment/cappa e cappa/composito).

#### 5.2 SCELTA DELLA FORMA DEL PORTACAMPIONE

Il primo passo compiuto è stato quello della scelta della forma da dare al campione una volta montato; esso, come mostrato dalla Figura 5.1, si presentava composto da diversi elementi. Con riferimento alla figura stessa, dal basso si possono individuare: il blocco di resina nel quale veniva già fornito l'impianto (grigio), l'impianto (grigio scuro) e la cappa aurogalvanica (color oro), al disopra di essi sono riportate le sezioni del bugliolo (azzurro) e del materiale composito che lo riempie.

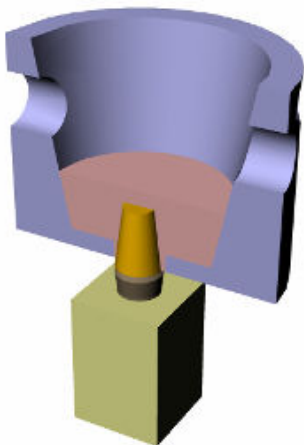


Figura 5.1 - Ricostruzione grafica (metà superiore del provino in sezione) dell'aspetto finale del campione



Figura 5.2 - Spaccato di un impianto

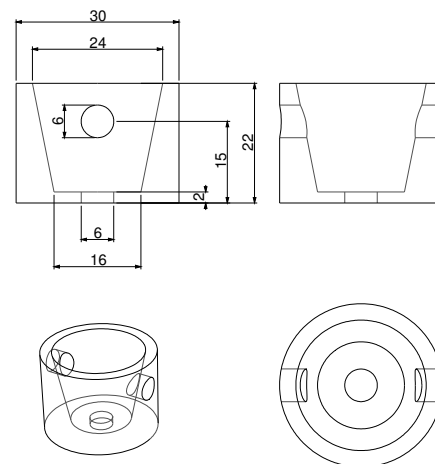


Figura 5.3 - Disegno meccanico del bugliolo, dimensioni in millimetri

Tutti gli **impianti** testati, vedasi la Figura 5.2, erano composti dalla fixture, vale a dire la vite che va ad integrarsi con l'osso, dall'abutment, ossia il componente che si troverà a contatto con la ricostruzione, e dalla vite interna che unisce i due precedenti elementi. Tali impianti erano di tipo ITI solid screw implants 10 mm-long, 4.1 mm-wide, e su ognuno di essi è stato poi posizionato un abutment di tipo 5.5 mm-high, 8 degree tapered, anch'esso di produzione ITI, avvitandovelo, con l'apposito strumento, fino a una coppia di serraggio di 35 N•cm. La fixture di ogni impianto era precedentemente stata annegata in un **parallelepipedo di resina** autopolimerizzante, di dimensioni circa 10x10x15 mm.

Il componente destinato a contenere il composito di riempimento è stato chiamato "**bugliolo**", la sua forma finale, riportata nella Figura 5.3, è stata dettata da diverse esigenze. In primo luogo essa non deve influenzare il distacco del composito dalla cappa. A tale scopo il foro nel fondello del bugliolo ha un diametro maggiore di 1 mm rispetto a quello dell'impianto, in modo da non creare un'eccessiva concentrazione delle tensioni attorno al collo dell'impianto, pur assicurando un buon sostegno al composito in trazione. In secondo luogo essa deve consentire un agevole posizionamento del composito attorno all'impianto, a tale scopo le pareti interne del bugliolo presentano una svasatura di circa 12°. A livello meccanico questa caratteristica è ininfluente, ma è stata introdotta su esplicita richiesta dell'odontotecnico, che così riesce, premendo sul composito stesso, ad evitarvi la formazione di bolle d'aria vicino agli spigoli interni del bugliolo ed anche a farlo aderire perfettamente alla cappa dell'impianto.

### 5.2.1 ANALISI FEM SULLA FORMA DEL BUGLIOLO

I valori dello spessore del bugliolo, così come quelli dello spazio che lo separa dal collo dell'impianto, sono stati decisi dopo l'analisi dei risultati di **simulazioni FEM** condotte su varie configurazioni. A titolo di esempio si riportano alcuni dei risultati ottenuti da tali simulazioni, le mappe rappresentano una emi-sezione del sistema impianto-composito-bugliolo [unità di misura dei dati nelle legende cromatiche: sempre MPa].

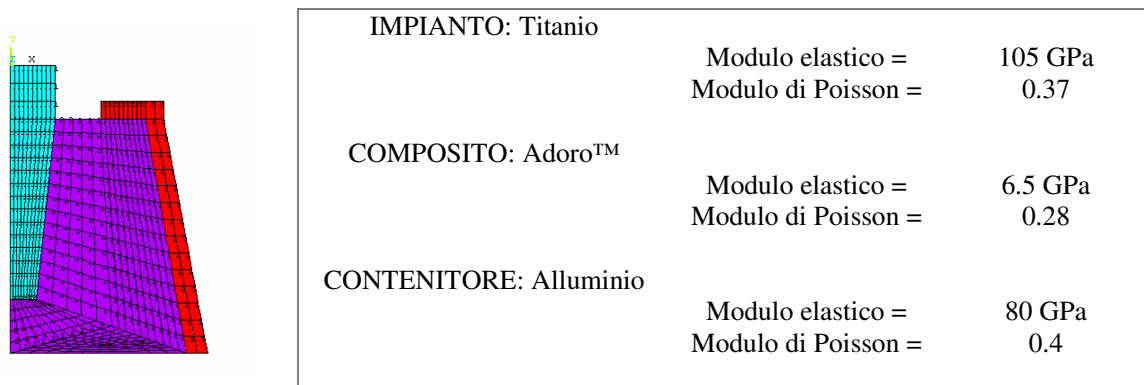


Figura 5.4 - Il modello agli elementi finiti realizzato e le caratteristiche imposte ai vari materiali

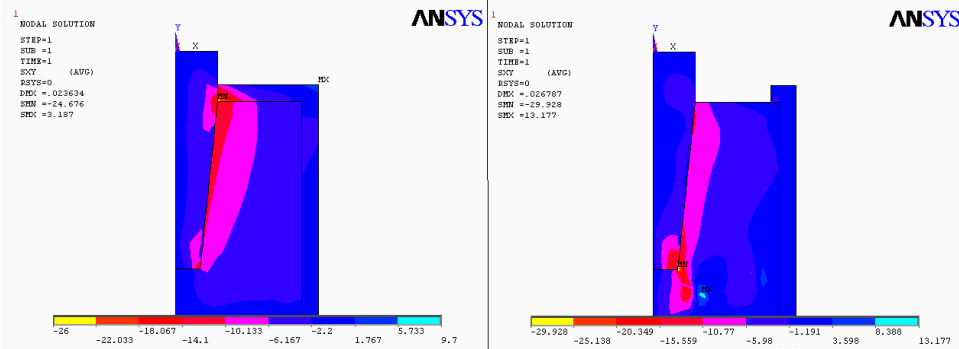


Figura 5.5 - Andamento della tensione di taglio lungo l'asse Y e di normale l'asse X (abbreviato in SXY), SINISTRA nel caso in cui il collo dell'impianto e il fondo del bugliolo siano a battuta; DESTRA nel caso in cui tra essi intercorra una distanza di 4.5 mm.

Sia nella Figura 5.5 che nella Figura 5.6, si nota che i valori della sollecitazione di taglio lungo l'asse Y e di normale X nella zona di interesse, vale a dire lungo il fianco della cappa, non subiscono variazioni rilevanti al mutare della configurazione del bugliolo.

Le stesse conclusioni si possono applicare alla SY, vale a dire alla tensione agente lungo l'asse Y (lungo l'asse dell'impianto). La Figura 5.7 mostra come nonostante le diverse configurazioni, il valore della SY nella zona di interesse, vale a dire sulla punta della cappa, non subisca mutamenti rilevanti.

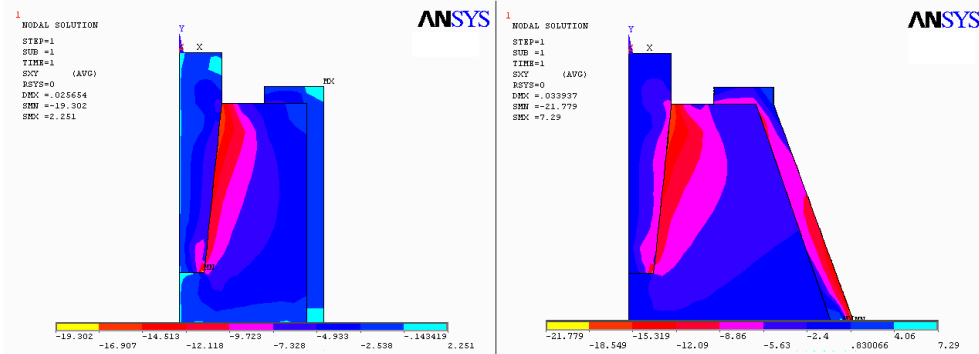


Figura 5.6 - Andamento della SX, SINISTRA nel caso di bugliolo a pareti verticali, DESTRA nel caso di pareti svasate di 20°, in entrambi i casi tra il collo dell'impianto e il bugliolo intercorre una distanza di 2.5 mm.

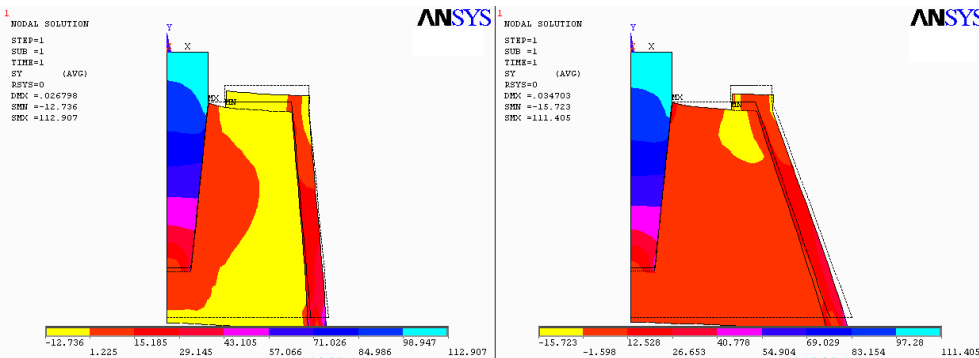


Figura 5.7 - Mappe della SY, tra le due metà variano sia l'angolo di inclinazione delle pareti interne (a sinistra pari a 5°, a destra pari a 20°), che la distanza tra il collo dell'impianto e il fondo del bugliolo (a sinistra pari a 1 mm, a destra pari a 3.5 mm)

Ulteriori simulazioni sono state eseguite per valutare l'influenza degli **errori di posizionamento** dell'impianto nel bugliolo, tali errori consistono in una traslazione o in una rotazione dell'asse dell'impianto rispetto alla sua posizione teorica. Anche in caso di inclinazione dell'impianto rispetto al bugliolo, il variare della configurazione non comporta differenze rilevanti fra i valori assunti dalle due grandezze nelle rispettive, già citate, zone di interesse.

Da entrambe le figure (Figura 5.8 e Figura 5.9) si può notare come i valori assunti dalle sollecitazioni nelle zone di interesse (lungo il fianco della cappa per la SX e sulla sua punta per la SY) non subiscano sostanziali variazioni al mutare dell'eccentricità.

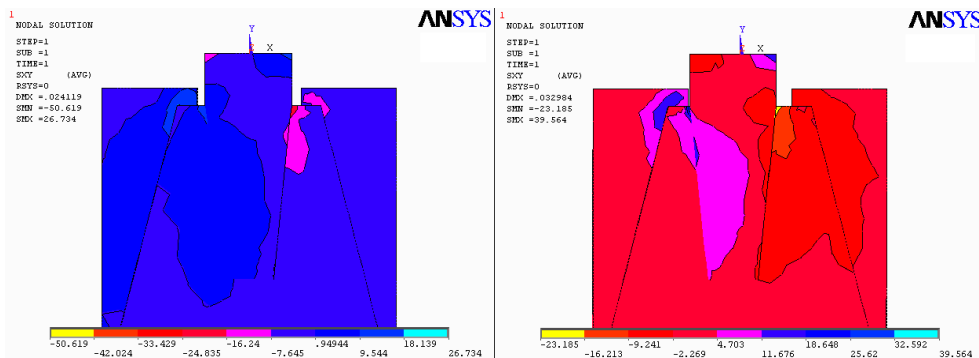


Figura 5.8 - Andamento della SX nel caso in cui l'impianto sia eccentrico rispetto al bugliolo, risultando spostato a destra di 0.05 mm, a sinistra di 0.4 mm.

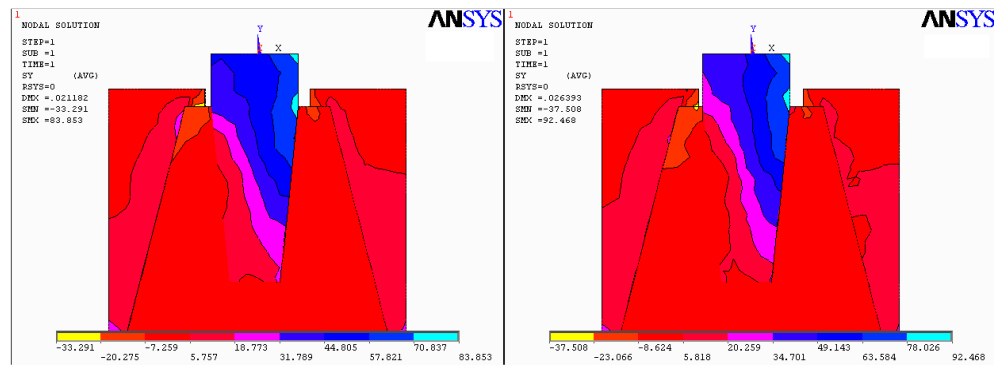


Figura 5.9 - Andamento della SY se l'impianto è eccentrico, SINISTRA di 0.15 mm; DESTRA di 0.25 mm

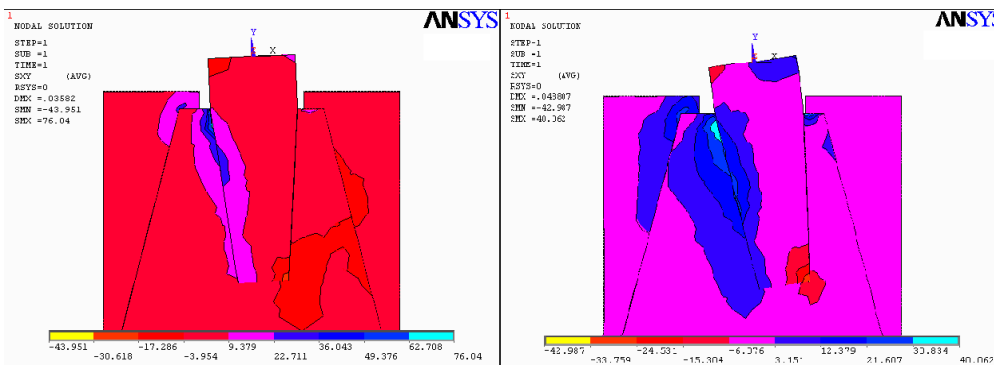


Figura 5.10 - Andamento della SXY nel caso in cui l'asse dell'impianto formi con quello del bugliolo un angolo rispettivamente di 3° a sinistra e di 8° a destra

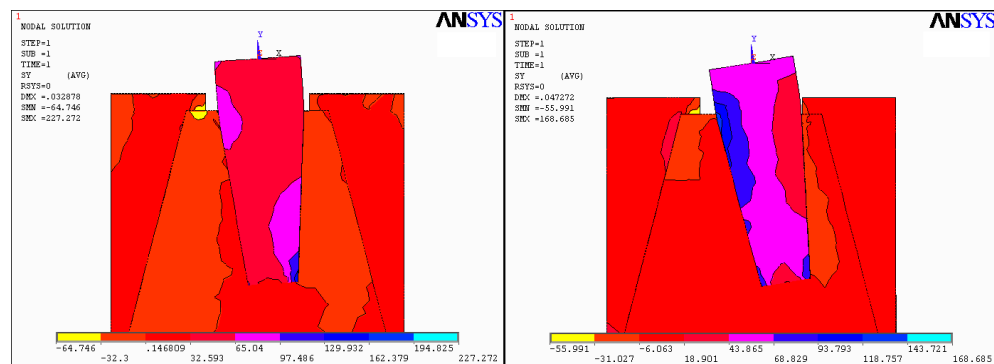


Figura 5.11 - Andamento della SY per un impianto inclinato a sinistra di 4° e a destra di 9°.

Dalle simulazioni si vede come l'inclinazione relativa tra l'asse del bugliolo e quello dell'impianto non sembra avere una rilevante influenza sull'entità delle sollecitazioni che si generano alle interfacce impianto-composito e composto-bugliolo. Le stesse conclusioni possono applicarsi anche allo spostamento relativo tra i suddetti assi

Ciononostante, tali inclinazioni e spostamenti andranno limitati e controllati, a tal fine la procedura di assemblaggio dei provini stessi verrà standardizzata, anche attraverso l'utilizzo di utensili appositamente progettati. Nel corso del paragrafo seguente verranno spiegati i motivi che inducono ad evitare tali disallineamenti.

### 5.3 MONTAGGIO E PROVE SUI PROVINI PRELIMINARI

Per poter valutare al meglio non solo le problematiche riscontrabili nel corso del montaggio dei provini, ma anche la loro eventuale influenza sui risultati delle prove, si è deciso di testare quattro provini assemblati in maniera completamente manuale. La preparazione di questi pochi provini, ha evidenziato delle

problematiche che, se non risolte, inficerebbero i risultati delle prove sulla grande serie. Se ne deduce quindi come la progettazione del bugliolo debba procedere di pari passo con quella di una procedura, o di degli utensili, che lo rendano adeguatamente fruibile. In altri termini, è necessario che il bugliolo, in grado di fornire determinate prestazioni, sia utilizzato in un contesto tale che queste prestazioni siano, se non garantite, quantomeno statisticamente probabili, ed è proprio questa ottica ad aver imposto la progettazione di un utensile da utilizzarsi in fase di montaggio.

### 5.3.1 PROCEDURA DI MONTAGGIO DEI PROVINI

Per arrivare al sistema completo, mostrato in Figura 5.12, sono state necessarie nove **fasi di lavorazione**; al momento della costruzione della serie completa dei provini, tali fasi potranno essere razionalizzate individuando anche i dispositivi necessari al loro completamento.

FASE 1: la cappa galvanica, il cui aspetto è mostrato in Figura 5.13, viene preparata x elettrodeposizione direttamente sull'abutment dell'impianto, avvalendosi di una apposita macchina (A.G.C Micro machine, Goldbad, Wieland, Pforzheim, Germany).

FASE 2: sulla cappa viene spalmata della lacca spaziatrice, come mostrato in Figura 5.14, in modo da simulare lo spazio che sarà poi occupato dal cemento, stimato in circa 200 µm.



Figura 5.12 - Il campione assemblato



Figura 5.13 - Fase 1, cappa aurogalvanica



Figura 5.14 - Fase 2, lacca spaziatrice

FASE 3: sopra la lacca viene messo uno strato di materiale isolante, visibile cerchiato in Figura 5.15, in modo che il composito poi non aderisca alla lacca, rendendo così possibile la successiva rimozione dell'impianto.

FASE 4: questa fase, riguardante l'introduzione del composito, per chiarezza, può essere divisa in tre momenti: innanzitutto si spalma del composito sulla cappa, vedasi Figura 5.16, successivamente lo si spalma anche sul fondello del bugliolo (Figura 5.17) infine la cappa e il bugliolo vengono uniti tramite altri strati di composito via via fotopolimerizzato.

FASE 5: la cappa viene sfilata via dal bugliolo e da essa viene rimossa anche la lacca spaziatrice.

Nelle figure viste finora è sempre presente il blocco di resina con annegata la vite dell'impianto, in realtà in tutte queste fasi tale elemento non è assolutamente necessario, ma serve soltanto da supporto per la cappa. Per la costruzione della grande serie dei provini, all'odontotecnico sarà quindi fornito un supporto diverso e più rispondente alle sue necessità, come verrà accennato alla fine di questo paragrafo.



Figura 5.15 - Fase 3, materiale isolante



Figura 5.16 - Fase 4, composito sulla cappa



Figura 5.17 - Fase 4, composito nel bugliolo

FASE 6: vengono sabbiati sia la parte esterna della cappa, che il foro lasciato nel composito dalla cappa stessa, come mostrato in Figura 5.18 e Figura 5.19. A tale scopo si utilizzano delle apposite apparecchiature, che dirigono sulle parti da sabbiare dall'aria compressa, da 3 a 5 atmosfere, recante in sospensione del particolato di ossido di alluminio.

FASE 7: la cappa galvanica e il composito vengono uniti tramite del cemento resinoso, l'effetto finale è mostrato in Figura 5.20. In questa cementazione è stato usato un cemento di tipo Nimetic (ESPE Dental AG, Seefeld, Germany), ed è stata applicata una forza di circa 5 kg.

FASE 8: viene sabbiata anche la parte interna della cappa, con le stesse modalità attuate per la parte esterna.

FASE 9: viene effettuata la cementazione tra il sistema abutment-impianto-base e il sistema cappa-bugliolo; in questa seconda cementazione viene usato un cemento di tipo Panavia 21 (Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Okayama, Japan) ed è stata applicata una forza di circa 5 kg

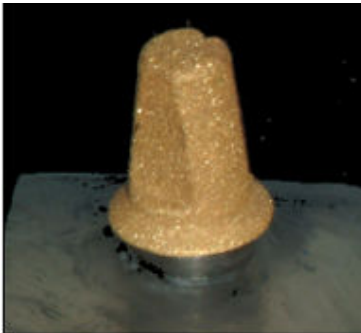


Figura 5.18 - Fase 6, la cappa sabbiata

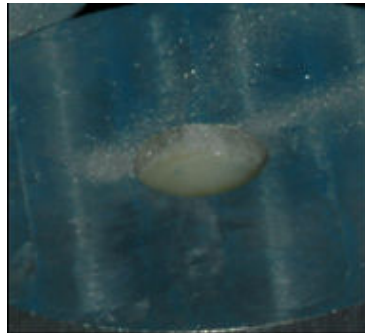


Figura 5.19 - Fase 6, il composito sabbiato



Figura 5.20 - Fase 7, cementazione della cappa al composito

### 5.3.2 RISULTATI ED ANALISI DEI PROVINI OTTENUTI

Tale assemblaggio non rigoroso ha permesso di individuare i problemi più dannosi che potevano verificarsi, nella Figura 5.21 sono quindi evidenziati i disallineamenti riscontrati, mentre la Figura 5.22 riporta un dettaglio del livello della cappa rispetto al foro nel bugliolo.

In particolare la Figura 5.21 evidenzia in nero l'inclinazione relativa tra l'asse del bugliolo e quello dell'impianto, che provoca anche la non costanza della distanza tra la sommità del blocco di resina e il fondo del bugliolo (evidenziato in verde), e la rotazione relativa tra le facce laterali del blocco di resina e i fori per il perno presenti nel bugliolo. Quest'ultimo disallineamento, evidenziato in rosso, rende indispensabile disporre di un meccanismo di applicazione della forza che consenta delle rotazioni relative tra il campione stesso e le morse superiore ed inferiore della macchina di prova.

Anche il difetto mostrato nella Figura 5.22 si dimostra molto dannoso in quanto tale abbassamento della cappa permette al cemento di arrivare in zone che non gli competerebbero, andando quindi a falsare il valore della forza necessaria a separare i due componenti.

I quattro provini assemblati manualmente, che si presentavano come mostrato dalla Figura 5.23, sono poi stati sottoposti alle prove a strappo. Essendo montati in maniera non idonea, essi hanno permesso di evidenziare molte problematiche legate anche al sistema di applicazione della forza. I provini differivano tra loro non solo dai punti di vista dell'inclinazione relativa tra il bugliolo e l'impianto e della rotazione relativa tra il blocco base e il bugliolo, come evidenziato nella Figura 5.21, ma anche riguardo alla riuscita della cementazione, come si vedrà dalle figure seguenti.

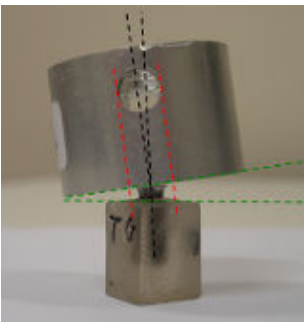


Figura 5.21 - Provino montato manualmente, con evidenziati i tre disallineamenti pericolosi



Figura 5.22 - Provino montato manualmente, cappa troppo inserita nel bugliolo

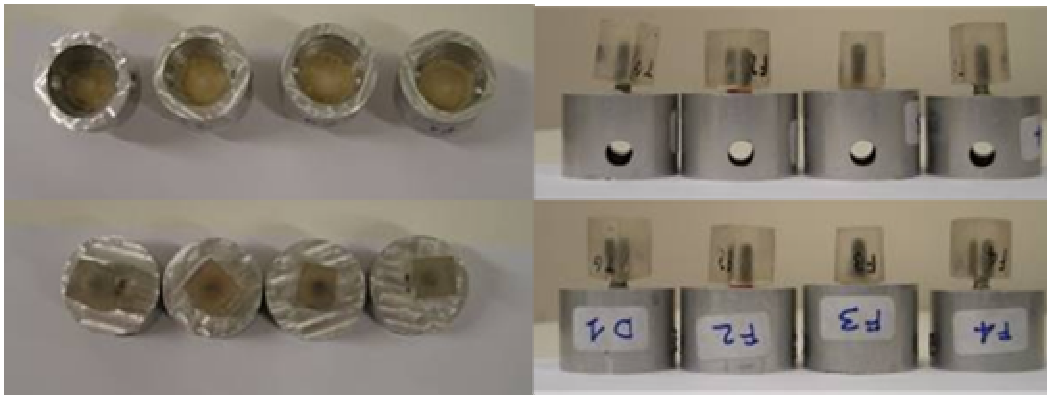


Figura 5.23 - I quattro provini “di prova” visti da diverse angolazioni

**Provino D1:** prima della rottura presentava la base di resina non troppo ruotata rispetto ai fori di passaggio del perno, su di esso è stato quindi possibile utilizzare un sistema rigido per imprimere la forza di trazione; tale sistema, mostrato nella Figura 5.24, sarà quindi migliorato in vista della successiva serie di prove. L'impianto invece presentava una rilevante inclinazione rispetto al bugliolo, per questo provino, neanche la cementazione è risultata essere ottimale. Come visibile già nella Figura 5.25, che riporta la parte superiore del provino dopo la rottura, ma ancor meglio nella Figura 5.26 che riporta solo il blocco di composito con la cappa ancora inserita, tra la cappa galvanica e il foro del bugliolo era presente molto cemento che, avendo anche aderito al blocco di resina come rilevabile dalla Figura 5.27, può aver impedito alla cappa di sfilarsi dal composito stesso.



Figura 5.24 - D1, applicazione della forza



Figura 5.25 - D1, parte superiore del provino dopo la prova



Figura 5.26 - D1, composito estratto dopo la prova



Figura 5.27 - D1, impianto dopo la prova

**Provino F2:** nonostante non fosse ottimale, l'allineamento tra i fori per il perno e le facce di afferraggio per la morsa è stato tale da consentire l'utilizzo dello stesso sistema di tiraggio del caso precedente, mostrato nella Figura 5.24. Anche in questo caso lo spazio che andava dal foro del bugliolo fino all'impianto era riempito da una eccessiva quantità di cemento, che ha impedito alla cappa di sfilarsi dal composito; essendo la resistenza del cemento maggiore di quella del composito stesso, il buon allineamento tra il bugliolo e l'impianto non è stato sufficiente per il corretto svolgimento della prova. Inoltre la cementazione non era stata soddisfacente anche perché i primi strati di composito avevano polimerizzato male. Il materiale rosso che circonda il collo della fixture, visibile nella Figura 5.28, è cera di uso odontoiatrico e serviva appunto a impedire che il cemento aderisse all'impianto, ma i ristretti spazi di lavoro non hanno poi consentito la rimozione di tale cemento, Figura 5.30.

Nel corso della prova l'impianto non si è staccato subito dal composito, dopo la prima fase di tiro, che si è conclusa con la registrazione di una forza di picco di circa 400 N, l'impianto e il bugliolo erano ancora uniti, si è così effettuata una seconda sessione di tiro, che si è conclusa con il distacco dei due elementi, dopo l'applicazione di circa 140 N. Anche in questo caso, la cappa non si è staccata dal composito, ma dall'impianto, come riportato dalla Figura 5.29.



Figura 5.28 - F2, parte superiore del provino dopo la prova



Figura 5.29 - F2, composito estratto dopo la prova



Figura 5.30 - F2, impianto dopo la prova

**Provino F3:** le condizioni di questo provino erano ancor più critiche di quelle dei precedenti, la base di resina arrivava infatti a diretto contatto col bugliolo, quindi il cemento aderiva ad entrambi i pezzi, come si vede in Figura 5.34 e Figura 5.32. Anche in questo caso è presente della cera intorno al collo della fixture, ma le sue proprietà meccaniche sono talmente basse da non costituire un problema. In questo caso, l'allineamento tra i fori del bugliolo e le facce del blocco di resina era talmente critico da aver richiesto un nuovo sistema di tiraggio, mostrato in Figura 5.31; si è quindi utilizzato un tratto di catena abbastanza lungo da permettere la riduzione dell'entità delle forze di torsione agenti sul provino. Data la grande presenza di cemento, l'estrazione della massa di composito dopo la prova è stata più difficoltosa che negli altri casi, tale composito si presentava come mostrato nella Figura 5.33.

Come nel caso precedente, è stato necessario effettuare una seconda sessione di tiro prima di avere il completo distacco tra il bugliolo e l'impianto. La forza registrata nella prima fase è stata di circa 610 N ed è servita a rompere lo strato di cemento tra il bugliolo e la base, mentre la forza registrata nella seconda fase, concordemente agli altri casi, è stata di circa 410 N ed è servita ad ottenere il distacco tra i due elementi.



Figura 5.31 - F3, applicazione della forza



Figura 5.32 - F3, parte superiore del provino dopo la prova



Figura 5.33 - F3, composito estratto dopo la prova



Figura 5.34 - F3, impianto dopo la prova

**Provino F4:** era il migliore sia dal punto di vista della cementazione che da quello dell'allineamento tra gli assi del bugliolo e dell'impianto; non essendo però i fori del perno allineati con il blocco base, la forza di tiro è stata applicata con lo stesso sistema usato nel caso precedente (Figura 5.31). A conferma delle sue buone caratteristiche, questo provino è stato l'unico a rompersi nella maniera desiderata, come mostrato nella Figura 5.35 e nella Figura 5.37. Il valore della forza a cui è avvenuto il distacco tra la cappa galvanica e il composito è stato di 250 N, valore considerato verosimile secondo il parere degli odontoiatri coinvolti. In questo caso, il composito (Figura 5.36) si è sfilato autonomamente dal bugliolo, non essendovi trattenuto dal cemento usato per ancorare l'abutment alla cappa.

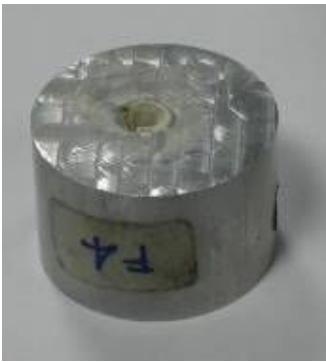


Figura 5.35 - F4, parte superiore del provino dopo la prova



Figura 5.36 - F4, composito estratto dopo la prova



Figura 5.37 - F4, impianto dopo la prova

### 5.3.3 CONCLUSIONI

Le prove effettuate hanno evidenziato la necessità di una corretta costruzione dei provini stessi, tre prove prototipali su quattro infatti non sono andate a buon fine, proprio a causa del montaggio (allineamento e/o cementazione) non idoneo, la motivazione di tale influenza sta nel fatto che un eventuale disallineamento permette al cemento di occupare spazi che altrimenti sarebbero riempiti dal composito, rendendo così necessaria, per la rottura del provino, l'applicazione di una forza ben maggiore che nel caso di provini assemblati in maniera ottimale. Per dimostrare quanto una corretta preparazione dei provini sia importante per la riuscita delle prove, basta confrontare l'aspetto dei quattro volumi di composito dopo la rottura; si vede infatti come l'unico che si sia comportato nella maniera voluta, F4, sia anche quello che appare più "pulito", ossia senza sbavature di cemento o inclinazioni indesiderate.

Ciononostante, nelle prime tre prove è stato possibile quantificare il valore di forza a cui si ha il distacco tra la cappa galvanica e l'abutment dell'impianto, tale valore è di 400-420 N, concordante quindi con la letteratura esistente [1]. Con la prova sul prototipo meglio assemblato, si è avuto invece il distacco tra la cappa galvanica e il composito che la circondava, con un valore della forza di trazione pari a 250 N.

## 5.4 IL DISPOSITIVO PER IL MONTAGGIO DEI PROVINI

Nel corso delle prove di trazione effettuate sui provini preliminari, ci si è resi conto di quanto eventuali disallineamenti tra l'impianto e il bugliolo influenzassero l'esito delle prove, per ottimizzare e rendere ripetibile il momento dell'assemblaggio è stato quindi necessario progettare un dispositivo e definire una procedura che permettessero di evitare i vari inconvenienti possibili. E' stato quindi progettato un sistema di supporto per il bugliolo, utilizzabile dall'odontotecnico durante la preparazione dei provini, nel corso di questo paragrafo si descriverà tale sistema e si illustrerà la procedura di assemblaggio dei buglioli.

Come già accennato, la necessità del supporto nasce dall'impossibilità di utilizzare i blocchi di resina come basamenti in fase di montaggio; tali blocchi infatti non solo sono troppo piccoli per poter essere un appoggio stabile per il bugliolo, ma soprattutto non sono fatti con criteri tali da renderli ingegneristicamente accettabili, essi infatti non sempre hanno la base ortogonale alle pareti, né le loro pareti sono a due a due parallele.

Il supporto proposto (vedasi Figura 5.38 e Figura 5.40) è stato progettato partendo da un blocco metallico, al centro del quale è stata ricavata una **cava** di diametro pari a quello esterno del bugliolo e spessore di mezzo centimetro. Questa cava garantisce il mantenimento della configurazione assunta dal bugliolo rispetto al supporto, infatti, una volta posizionatovi il bugliolo, l'odontotecnico potrà premere sul composito senza modificare nulla.

Al centro della cava è stato inserito un **abutment** del tipo usato per i provini, su cui, in fase di montaggio, verrà infilata la cappa aurogalvanica. L'inserimento dell'abutment ha lo scopo di garantire lo stesso posizionamento relativo tra l'impianto e il bugliolo per tutti i provini realizzati. Una volta terminato l'essiccamento del composito, tutti i componenti del sistema bugliolo-composito-cappa si troveranno quindi reciprocamente posizionati in maniera corretta.

La Figura 5.38 riporta una ricostruzione della sezione del sistema complessivo, mentre la Figura 5.39 riporta le dimensioni del supporto stesso.

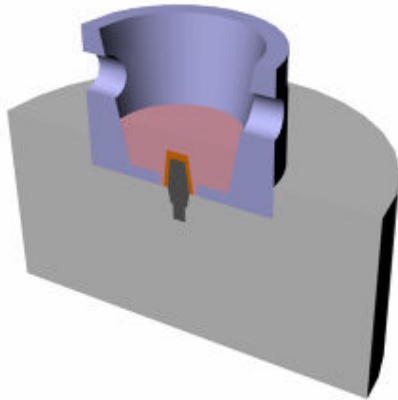


Figura 5.38 - Il supporto per il montaggio durante l'utilizzo, sezione. Dal basso sono visibili: il supporto (grigio), l'abutment al suo centro (grigio scuro), la cappa aurogalvanica (arancione), il bugliolo (azzurro) e il composito (rosa).

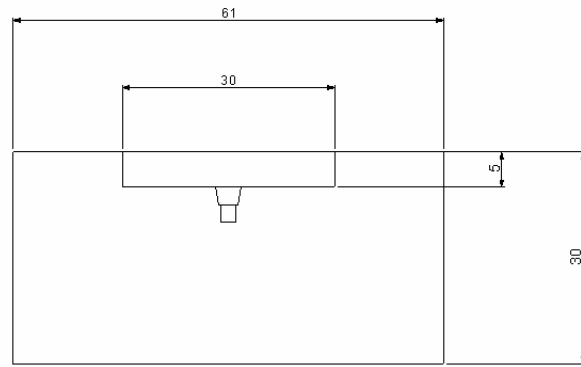


Figura 5.39 - Dimensioni del supporto in millimetri, vista frontale

Il supporto per il montaggio è stato **realizzato** in maniera leggermente diversa da come descritto, in modo che le caratteristiche funzionali rimanessero invariate, ma la sua costruzione risultasse più agevole; la Figura 5.40 riporta appunto una foto del supporto come effettivamente realizzato.

Si vede come esso sia costituito da tre elementi: la parte esterna (in foto, color argento), il cilindro interno (in foto color bronzo) e l'abutment. La scelta di realizzare il supporto tramite componenti distinti è nata da alcune considerazioni: innanzitutto l'alluminio non è in grado di essere filettato con passo M2, in secondo luogo un errore in fase di maschiatura del supporto monoblocco avrebbe comportato il rigetto di tutto il pezzo, con una grande perdita di materiale, infine questo sistema permette il riutilizzo della parte esterna del supporto, in special modo qualora in corso d'opera si avesse la necessità di posizionare l'abutment più in alto o più in basso rispetto al fondo della cava del cilindro interno.

La **parte esterna** serve a permettere il posizionamento del bugliolo, mentre la parte interna serve a supportare l'abutment ed è realizzata nello stesso alluminio usato per il buglioli, vale a dire l'Avional, noto per le sue elevate proprietà meccaniche. Al centro della cava è stato realizzato un foro passante, in cui verrà alloggiato il cilindro interno.

Tale **cilindro interno** serve a orientare l'abutment rispetto al supporto esterno, quindi rispetto al bugliolo. Esso va perciò ad inserirsi nel foro passante praticato nel supporto e presenta sulla sua sommità una filettatura tale da fissarvi l'abutment (M2, passo non standard). Esso è stato costruito in ottone, il suo diametro è tale da non causare né gioco né interferenza col foro in cui alloggia nel supporto; sul suo fondo è stata realizzata una piccola testa, in modo da impedirne eventuali spostamenti verso l'alto.

L'**abutment** è inserito nel cilindro interno fino a lasciare scoperta solo la parte normalmente a contatto con la cappa (6.05 mm). Ingrandita e vista in sezione la parte terminale del cilindro interno, con l'abutment inserito, si presentava come Figura 5.41 La Figura 5.42 riporta una foto del bugliolo correttamente posizionato sul supporto.

Oltre al suddetto supporto, l'odontotecnico si troverà ad utilizzare un altro nuovo elemento: il **cilindro di appoggio**, mostrato nella Figura 5.43, che sarà necessario durante le fasi di cementazione, in quanto fornirà la superficie su cui appoggiare il sistema nel corso della necessaria applicazione di una pressione di circa 5 kg. Di questo elemento si dà una descrizione molto meno accurata di quella fatta per il supporto, sia perché la sua geometria è palesemente semplice, sia perché le prestazioni che se ne vogliono ottenere sono piuttosto basse. Le modalità per il suo utilizzo saranno spiegate nel corso dell'illustrazione delle varie fasi di montaggio.

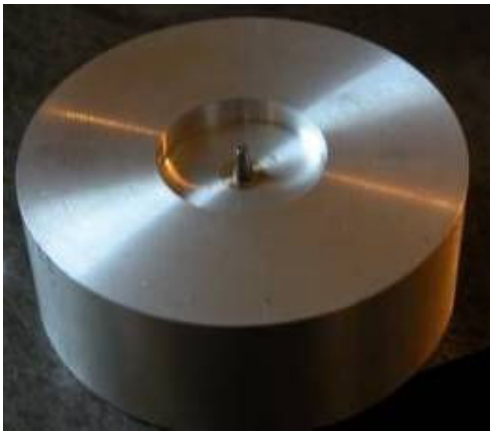


Figura 5.40 - Il supporto come effettivamente realizzato

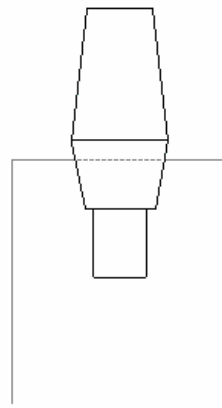


Figura 5.41 - Disegno in dettaglio dell'abutment inserito nel supporto



Figura 5.42 - Il supporto con il bugliolo correttamente posizionatovi

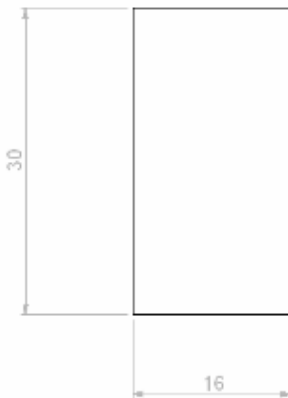


Figura 5.43 - Il cilindro di appoggio, dimensioni in millimetri e ricostruzione

#### 5.4.1 NUOVA PROCEDURA DI MONTAGGIO DEI PROVINI

Per arrivare ad un corretto assemblaggio del provino, sono necessari diversi passi, alcuni dei quali, pur non necessari dal punto di vista odontoiatrico, lo sono da quello ingegneristico. Proprio per questo, molti dei passi sotto illustrati concordano con quanto fatto per i buglioli preliminari ed esposto nel paragrafo precedente.

FASE 0: preparazione della base del provino. Dato che la costruzione dei basamenti è avvenuta ben prima di questa standardizzazione, non si è potuta creare una procedura che consentisse una corretta e ripetibile costruzione dei blocchetti. Per l'odontotecnico, il punto di partenza nella costruzione dei provini era quindi l'impianto già annegato nella resina, come mostrato nella Figura 5.44.

FASE 1: preparazione della cappa aurogalvanica.

FASE 2: posizionamento della cappa sull'abutment al centro del supporto; questa è la prima delle fasi di interesse solo ingegneristico. La cappa, una volta tolta dall'abutment su cui è stata costruita, viene posizionata sull'abutment al centro del supporto. Si garantisce così un corretto e ripetibile posizionamento della cappa stessa rispetto al bugliolo (Figura 5.45).

FASE 3: stesura dello strato di lacca spaziatrice sulla cappa.

FASE 4: stesura dell'isolante sopra la lacca.

FASE 5: unione, tramite il composito, di cappa e bugliolo. Questa fase si compone di quattro momenti:

5.1: stesura del composito sulla parte esterna della cappa

5.2: stesura del composito sulla parte interna del bugliolo

5.3: posizionamento del bugliolo sul supporto,

5.4: riempimento del bugliolo con strati successivi di composito via via polimerizzati. In questa fase è particolarmente importante il controllo della polimerizzazione; infatti, se scorretta, essa avrebbe un'influenza

nefasta sulle proprietà meccaniche del sistema nel suo complesso, come compreso grazie alle prove preliminari.

FASE 6: rimozione del bugliolo dal supporto. Il bugliolo, contenente ormai il foro generato dalla cappa, viene sfilato dal supporto. L'inserimento e la rimozione del bugliolo dal supporto sono possibili in quanto, in fase di progetto, tra le rispettive dimensioni è stato previsto un gioco sufficiente, ma di entità tale da non inficiare la bontà del centraggio dell'abutment.

FASE 7: rimozione della cappa dal bugliolo. La cappa viene sfilata via dal composito, cui non ha aderito grazie alla presenza dell'isolante spalmato nella fase 4; da essa vengono poi rimossi i residui di lacca spaziatrice e materiale isolante.



Figura 5.44 - Fase 0, l'impianto come fornito

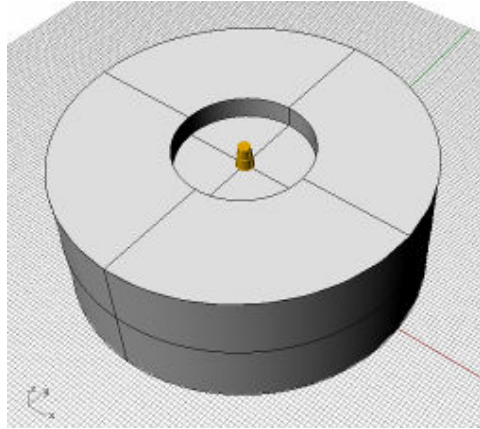


Figura 5.45 - Fase 2, la cappa sul supporto

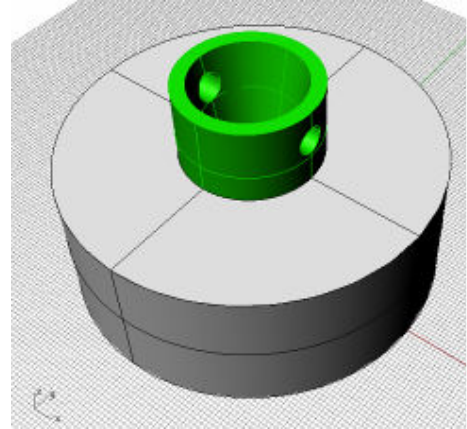


Figura 5.46 - Fase 5-3, posizionamento del bugliolo sul supporto

FASE 8: sabbiatura del foro lasciato dalla cappa nel composito interno al bugliolo.

FASE 9: sabbiatura della parte esterna della cappa

FASE 10: posizionamento del bugliolo capovolto sul cilindro di appoggio. Come visibile dalla ricostruzione nella Figura 5.47, tale cilindro permetterà di avere una superficie di appoggio nella fase di cementazione, nella quale si lavora sul fondo del bugliolo. Nel precedente paragrafo era stato accennato come questa fase fosse problematica proprio per la difficoltà di imprimere la pressione senza sbilanciare o ledere il sistema appena costruito.

FASE 11: cementazione della cappa al composito. La cappa e il composito vengono uniti attraverso uno strato di cemento resinoso; grazie al sostegno offerto al sistema dal cilindro, l'odontotecnico potrà imprimere la necessaria pressione di circa 5 kg.

FASE 12: sabbiatura della parte interna della cappa. La parte interna della cappa, così come è avvenuto per la parte esterna, viene sabbiata, con lo stesso macchinario usato in precedenza.

FASE 13: cementazione della cappa all'abutment. La cappa aurogalvanica, ormai unita al sistema composito-bugliolo, viene cementata all'abutment, utilizzando un apposito cemento, di tipo diverso dal precedente. Questa volta la pressione sarà obbligatoriamente esercitata attraverso il blocco base di resina.

Il sistema si presenterà quindi come mostrato nella ricostruzione di Figura 5.48.

Fase 14 : sabbiatura della parte di sistema compresa tra il bugliolo e il blocco di resina. Tale sabbiatura ha lo scopo di aiutare il tecnico nella rimozione di eventuali eccessi di cemento ancora presenti dopo la rimozione manuale.

## 5.4.2 CONCLUSIONI

Nel precedente paragrafo sui provini preliminari stata evidenziata la necessità di controllare l'allineamento interno dei provini, la procedura di montaggio appena illustrata ed il dispositivo progettato hanno appunto lo scopo di dare una risposta alle esigenze tecniche di due figure professionali distinte quali l'ingegnere e l'odontoiatra, riguardo alla costruzione del provino.

La suggerita modalità di utilizzo del supporto, inoltre, offre buone garanzie di correttezza per il posizionamento dei provini, anche in virtù del fatto che i giochi lasciati tra i vari componenti sono i minimi necessari.

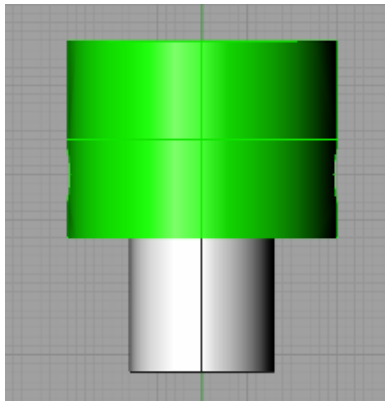


Figura 5.47 - Fase 10, posizionamento del bugliolo sul cilindro di appoggio

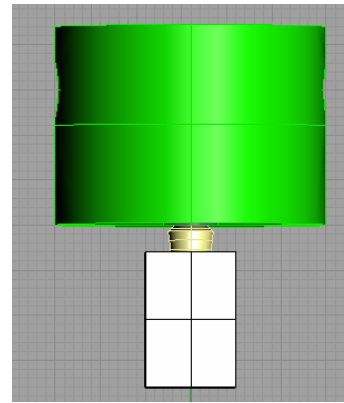


Figura 5.48 - Ricostruzione del campione finito

## 5.5 IL DISPOSITIVO PER L'APPLICAZIONE DELLA FORZA

Nel corso delle prove di trazione effettuate sui provini preliminari, ci si è resi conto di quanto eventuali rotazioni relative tra il bugliolo e il blocco base influenzino l'esito delle prove, condizionando le modalità di trasmissione della forza di tiro. Nel precedente paragrafo, sono stati mostrati i due sistemi usati nel corso delle prove preliminari e che hanno portato alla progettazione del sistema presentato in questo paragrafo. Il nuovo sistema di trazione si pone infatti l'obiettivo di riunire i vantaggi mostrati dai due sistemi precedenti; il sistema utilizzato coi provini D1 e F2 infatti si era dimostrato di agevole utilizzo, mentre l'altro presentava il vantaggio di assorbire le rotazioni del perno rispetto alle ganasce.

Il nuovo sistema (Figura 5.51) è quindi costituito da due componenti, denominati staffa e afferraggio, i cui disegni sono riportati rispettivamente nella Figura 5.49 e nella Figura 5.50. La staffa consente di imprimere correttamente la forza di tiro al bugliolo; l'afferraggio invece ha il compito di rendere il sistema afferrabile dalle morse della macchina di prova.

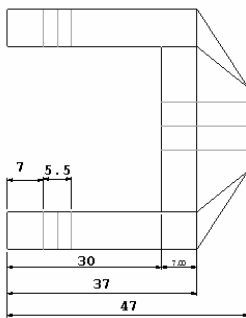


Figura 5.49 - Disegno tecnico e dimensioni della staffa in millimetri

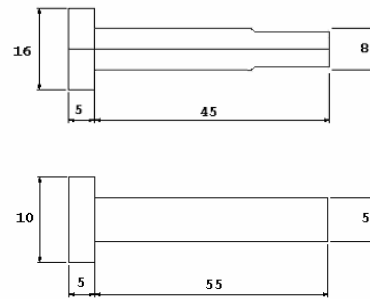
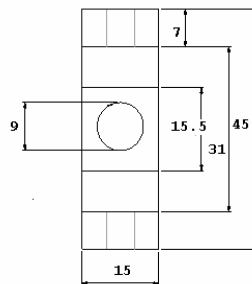


Figura 5.50 - Disegno tecnico e dimensioni in mm dell'afferraggio (in alto) e del perno per il bugliolo (in basso)

L'unione dei due componenti permette di posizionare correttamente il provino (Figura 5.52), consentendo di orientarne la base indipendentemente dal vincolo superiore. Essendo infatti i due componenti separati, le rotazioni relative, in fase di posizionamento tra l'afferraggio e la staffa (quindi tra l'afferraggio e il bugliolo o il blocco base), sono sempre permesse e di entità illimitata. Il sistema effettivamente realizzato si presentava come in, in cui è riportato anche il perno che lo connette al bugliolo.

Inizialmente si era pensato di realizzare un unico pezzo, che fungesse contemporaneamente da staffa e da afferraggio, esso però, per rispondere alle suddette esigenze di orientamento, avrebbe dovuto avere la sommità cilindrica, il che, pur non essendo molto differente dal punto di vista meccanico, avrebbe potuto comportare delle difficoltà di presa da parte delle ganasce.



Figura 5.51 - Il dispositivo per il montaggio come realizzato



Figura 5.52 - Il dispositivo per il montaggio con inseritovi un bugliolo

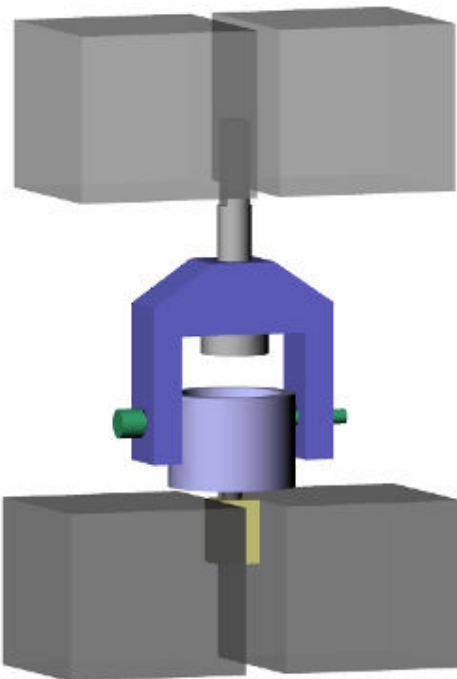


Figura 5.53 - Ricostruzione del provino una volta montato nella macchina di prova.  
Dall'alto: morse superiori (grigio scuro)  
afferraggio (grigio chiaro)  
staffa (blu)  
perno (verde)  
blocco in resina (beige)  
morse inferiori (grigio scuro)

### 5.5.1 POSIZIONAMENTO DEI PROVINI SULLA MACCHINA DI PROVA

Nella precedente relazione, era stata esposta la procedura di assemblaggio dei singoli provini, pensata allo scopo di standardizzare il più possibile il loro montaggio; nella stessa ottica, è stata stilata anche una breve procedura riguardante la messa in opera del provino stesso, vale a dire il suo posizionamento sulla macchina di prova. Tale successione di passi ha lo scopo di sopperire ad eventuali difetti ancora presenti nei provini, nello specifico riguardo al loro allineamento.

**FASE 1 :** completare il montaggio del sistema: inserire l'afferraggio nella staffa, posizionare il bugliolo tra i due bracci della staffa, collegare i due elementi tramite il perno).

**FASE 2 :** chiudere l'afferraggio tra le ganasce superiori della morsa. **NOTA:** gli spigoli presenti sull'afferraggio, evidenziati dall'ovale rosso, non sono squadrate, per non risultare punti di concentrazione delle tensioni, né arrivano allo stesso livello; essi non sono quindi utilizzabili come riferimenti per il posizionamento dell'afferraggio stesso nelle ganasce.

Posizionando inizialmente la parte alta del sistema si riesce ad avere un primo grado di controllo sull'inclinazione del sistema stesso; aiutato dalla forza di gravità, il sistema tenderà infatti ad assumere una configurazione allineata, ossia a "cadere a piombo".

Un secondo grado di controllo si otterrà invece visivamente, il verificarsi di una situazione come quella

riportata nella parte destra della Figura 5.54 sarà infatti poco verosimile, in quanto il tecnico che effettuerà le prove tenderà ad ottenere la situazione mostrata nella parte sinistra della stessa figura, che schematizza appunto un'ipotetica vista laterale dell'afferraggio sopra una ganaschia (nero = ganaschia, rosso = afferraggio).



Figura 5.54 - Allineamento dell'afferraggio, corretto a sinistra, errato a destra

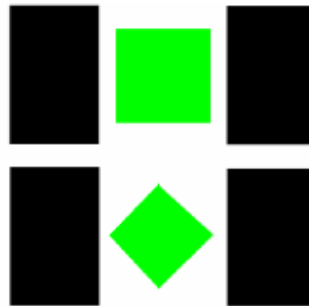


Figura 5.55 - Allineamento del blocco in resina tra le ganasce, corretto in alto, errato in basso; vista dall'alto

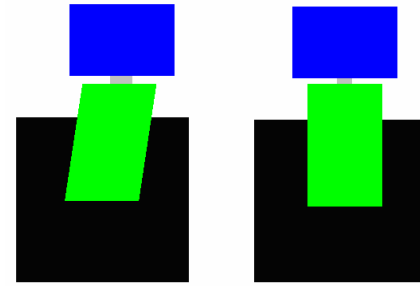


Figura 5.56 - Allineamento del blocco in resina tra le ganasce, vista laterale, sono entrambi corretti

**FASE 3 :** abbassare la parte superiore della macchina, fino a portare il blocco di resina contenente la fixture tra le ganasce inferiori.

**FASE 4 :** orientare il blocco base tra le ganasce, fino ad ottenere il necessario parallelismo tra le rispettive facce. Nella Figura 5.55 è schematizzata un'ipotetica vista dall'alto del blocco base tra le ganasce della morsa (nero = ganasce, verde = blocco in resina). L'orientamento voluto per il blocchetto tra le ganasce è schematizzato nella parte alta della figura; qualora invece esso risultasse come quello mostrato nella parte bassa della stessa figura, si potrebbe rimediare ruotando il sistema blocco-bugliolo-staffa attorno all'afferraggio, fino ad ottenere la configurazione voluta. Tale possibilità di rotazione indipendente tra la parte superiore e quella inferiore del sistema è consentita dal fatto che la staffa e l'afferraggio sono due corpi distinti.

Nelle figure appena mostrate, l'enfasi è posta solo sul parallelismo tra i piani delle facce afferrate e delle morse. Niente infatti vieta che, pur verificando le condizioni esposte nelle precedenti fasi, il blocco base risulti inclinato rispetto alle ganasce che lo afferrano, come schematizzato nella Figura 5.56, che rappresenta un'ipotetica vista del sistema davanti ad una delle ganasce inferiori della morsa (nero = ganaschia inferiore, verde = blocco in resina, grigio = impianto, blu = bugliolo). Ad essere importanti sono, infatti, il corretto orientamento della cappa aurogalvanica rispetto al bugliolo e quello del bugliolo stesso rispetto alla forza applicata, dove il primo requisito è ragionevolmente garantito dalla procedura di assemblaggio effettuata tramite l'ausilio del supporto, mentre il secondo è ottenuto tramite l'utilizzo del nuovo sistema di tiro.

**FASE 5 :** serrare il blocco base tra le ganasce inferiori della morsa.

## 5.6 PROVE SPERIMENTALI

### 5.6.1 I CAMPIONI

I 47 campioni erano divisi in due classi rispettivamente di 23 e 24 elementi, la divisione in classi è stata operata in base ai trattamenti effettuati sulla cappa aurogalvanica prima di cementarla all'impianto ed al composito. Entrambe le tipologie di trattamento effettuate sono utilizzate in ambito clinico, si sono così potute confrontare le prestazioni dei due metodi standard di utilizzo della cappa aurogalvanica. Gli impianti utilizzati, come già ribadito, erano invece tutti della medesima tipologia; dello stesso tipo (Panavia 21, Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Okayama, Japan) in entrambe le classi era anche il cemento utilizzato per vincolare la cappa all'abutment.

Nel caso dei campioni appartenenti alla prima classe, denominata "**control**", la cappa aurogalvanica era stata sabbata sia esternamente (sulla superficie che avrebbe poi aderito al composito) che internamente (sulla superficie che avrebbe poi aderito all'abutment). Essa era poi stata cementata al composito tramite cemento di tipo Nimetic.

Nel caso dei campioni appartenenti alla seconda classe, denominati "**trattati**", la cappa aurogalvanica era stata sabbata solo internamente, la sua superficie esterna era invece stata trattata con un trattamento

commerciale (Rocatec, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) e con agenti silanici. Essa era poi stata vincolata al composito tramite un cemento adeguato alla sua finitura superficiale (Unicum, ESPE Dental AG, Seefeld, Germany).

La Figura 5.57 mostra due cappe aurogalvaniche prima di essere cementate al composito, si nota come i diversi trattamenti effettuati abbiano reso differenti i provini appartenenti alle due classi; la cappa appartenente alla classe trattata (a destra nella figura) appare ad esempio molto più liscia di quella appartenente alla classe di controllo (a sinistra).

Dopo essere state trattate, le cappe venivano cementate al composito utilizzando il cemento che compete alla loro classe di appartenenza. Avendo utilizzato l'utensile illustrato nel paragrafo 5.4.1, una volta cementate tutte le cappe si presentavano come illustrato dalla Figura 5.58, vale a dire correttamente a livello col fondo del bugliolo.

La Figura 5.59 mostra la totalità dei provini appartenenti alla classe "Trattati". Si vede come i blocchi-base dei vari impianti presentino tutti degli orientamenti diversi fra loro; gli effetti negativi di tali rotazioni vengono neutralizzati dal dispositivo di prova progettato. La Figura 5.60 mostra appunto un provino durante la fase di test, si vede come i fori per il passaggio del perno nel bugliolo non siano paralleli ad alcuna faccia del blocco-base; tale rotazione è però risolta dalla possibilità di rotazione tra la staffa e l'afferraggio.



Figura 5.57 - Due cappe aurogalvaniche prima della loro cementazione al composito.  
SINISTRA: cappa del gruppo Control;  
DESTRA: cappa del gruppo Trattati



Figura 5.58 - La cappa aurogalvanica dopo la cementazione nel composito



Figura 5.59 - Parte posteriore dei provini appartenenti al gruppo trattato



Figura 5.60 - Un provino durante il test

### 5.6.2 RISULTATI E DISCUSSIONE

La Figura 5.61 mostra gli istogrammi dei valori di forza massimi registrati. Si nota come, benché i valori siano variabili, tra il gruppo di controllo e quello dei campioni trattati vi sia una differenza di comportamento, nello specifico il gruppo trattato presenta valori di forza di distacco mediamente più alti che il gruppo di controllo.

NOTA: la nomenclatura con cui nel seguito vengono presentati i provini è stata imposta successivamente alle prove.

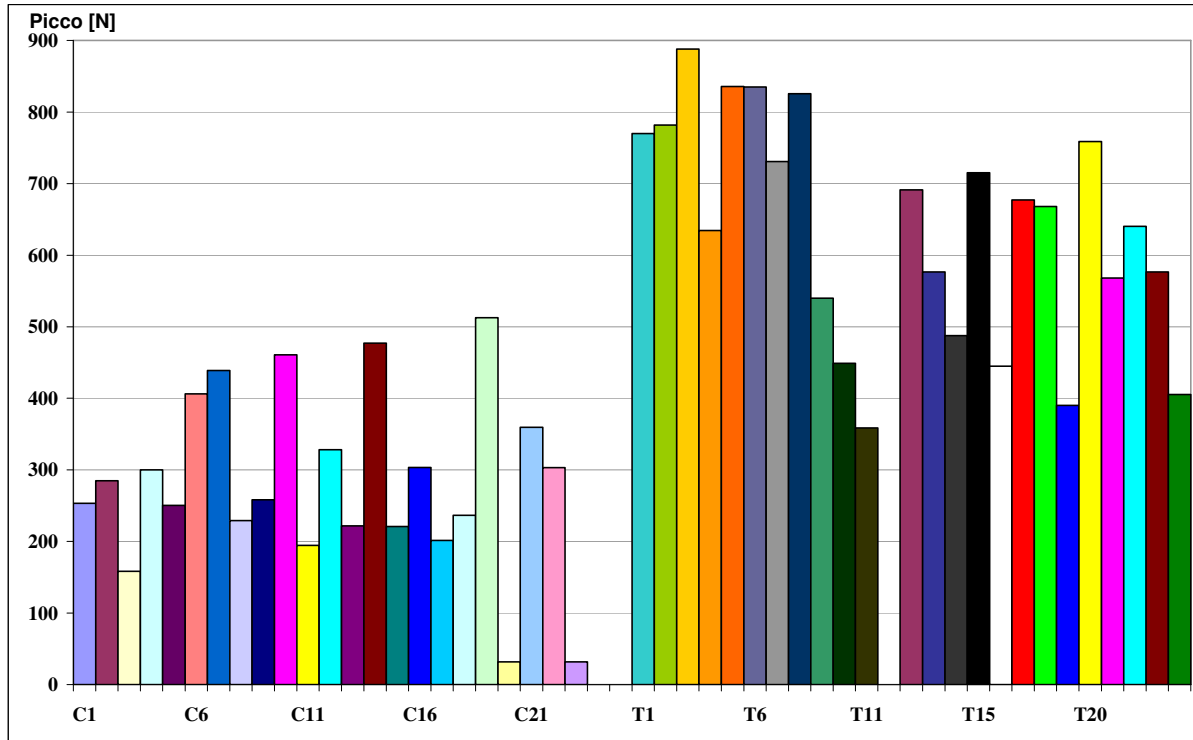


Figura 5.61 - Valori di forza ricavati dal totale delle prove

Prima di analizzare i valori ricavati vanno però analizzate le **modalità di rottura** dei provini, che variano con la classe di appartenenza. I provini appartenenti alla classe di controllo alla fine della prova presentavano tutti il distacco della cappa aurogalvanica dal composito, come mostrato dalla Figura 5.62. I provini appartenenti alla classe dei trattati invece si sono divisi in due gruppi pressoché dello stesso numero di elementi. In un gruppo di provini trattati (campioni da T1 a T11) l'abutment si è separato dalla cappa aurogalvanica come mostrato dalla Figura 5.63, mentre in un secondo gruppo (campioni da T12 a T24) la rottura è avvenuta come per i provini della classe di controllo, vale a dire per separazione della cappa dal composito.



Figura 5.62 - Distacco della cappa dal composito



Figura 5.63 - Distacco della cappa dall'abutment

Dato che in tutti i provini, a prescindere dalla loro classe, la cappa era stata vincolata all'abutment col medesimo cemento, tale differenza di modalità di separazione è da imputare ai diversi trattamenti effettuati all'interfaccia cappa-composito nelle due classi. Le cappe della classe dei trattati risultavano visibilmente più lisce di quelle della classe di controllo (si rimanda alla Figura 5.57), ciononostante esse hanno presentato delle caratteristiche di adesione al composito migliori, tanto che in 11 provini su 24 l'interfaccia cappa-abutment ha ceduto prima di quella cappa-composito.

La Tabella 5.1 riporta i **valori** di forza registrati nel corso delle prove ed alcuni loro parametri statistici. Innanzitutto va specificato che i risultati provenienti dai campioni C20 e C23 non sono stati utilizzati nel calcolo dei parametri statistici, i loro valori sono infatti talmente diversi dal resto dei campioni della classe che li si è considerati "dati spuri".

Le forze registrate presentano una non trascurabile variabilità all'interno delle classi, come dimostrato dall'ammontare della deviazione standard, mai inferiore ai 100 N. Il distacco della cappa dal composito nella classe di controllo è comunque avvenuto per forze mediamente inferiori a quelle che hanno portato alla rottura dei provini trattati. Il test di Student effettuato sulle due distribuzioni ha confermato che esse sono statisticamente separate.

Osservando i parametri statistici nelle ultime due colonne della tabella, si può notare come il rapporto fra la deviazione standard e la media vada progressivamente diminuendo nel passare dai provini di controllo al secondo gruppo di quelli trattati (da 0.33 a 0.21, valendo 0.25 per i due casi intermedi). Ciò può essere spiegato dalla sabbiatura effettuata anche sull'esterno delle cappe della classe di controllo, tale sabbiatura effettuata manualmente con aria a 5 atm risulta infatti poco controllabile dall'operatore.

Gruppo di Controllo		Gruppo Trattati		Gruppo Controllo	
C1	253.3	Distacco cappa-abutment		(esclusi C20 e C23)	
C2	284.7	T1	769.9	max	512.8
C3	158.4	T2	781.9	min	158.4
C4	300.1	T3	887.9	media	304.7
C5	250.6	T4	634.5	sd	101.4
C6	406.3	T5	835.7		
C7	438.8	T6	835.0		
C8	229.3	T7	730.8		
C9	258.4	T8	825.7		
C10	460.8	T9	540.1		
C11	194.5	T10	448.9		
C12	328.1	T11	358.5		
C13	221.7	Distacco cappa-composito		Gruppo Trattato - totale	
C14	477.0	T12	691.3	max	887.9
C15	220.9	T13	576.6	min	358.5
C16	303.3	T14	487.6	media	635.4
C17	201.4	T15	715.3	sd	155.9
C18	236.6	T16	445.1		
C19	512.8	T17	677.1		
C20	31.8	T18	668.0		
C21	359.4	T19	390.0		
C22	303.1	T20	758.7		
C23	31.7	T21	568.1		
		T22	640.2		
		T23	576.5		
		T24	405.4		
				Gruppo Trattato	
				Distacco cappa-abut.	
				max	887.9
				min	358.5
				media	695.4
				sd	175.9
				Gruppo Trattato	
				Distacco cappa-comp.	
				max	758.7
				min	390.0
				media	584.6
				sd	121.3

Tabella 5.1 - Forze [N] ricavate per ognuno dei campioni e relativi parametri statistici

Una fonte di variabilità dei risultati risiede senz'altro nella fase di **applicazione del cemento** che rimane il grande "punto oscuro" del montaggio dei provini. Come mostrato nella Figura 5.64, essa avviene spalmando un velo di prodotto con un pennellino; il controllo effettuabile sulla quantità di prodotto utilizzato e sullo spessore del velo applicato è dunque assai basso, così come la possibilità di riprodurre la stessa condizione in due provini diversi. Quindi, mentre l'applicazione del medesimo cemento tra l'abutment e la cappa in

entrambe le classi può essere considerata come una sorta di “errore sistematico” che inficia allo stesso modo tutti i provini, l’applicazione del secondo tipo di cemento in combinazione con il diverso tipo di finitura superficiale mostra chiaramente i suoi effetti sui risultati della classe dei provini trattati.



Figura 5.64 -  
Applicazione del  
cemento,  
SINISTRA: sulla cappa,  
DESTRA: sul composito

## 5.7 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Lo sforzo progettuale compiuto per rendere riproducibile la costruzione dei provini, ha permesso di considerare la variabilità dei risultati non tanto come un problema, ma come un’utile fonte di informazioni sul comportamento dei provini stessi.

Dato che i provini erano stati assemblati con attenzioni tali da avere una forma il più possibile riproducibile, la variabilità dei risultati può ora essere imputata solo ai materiali ed ai trattamenti utilizzati per cementare la cappa. Dall’analisi dei risultati si nota come le caratteristiche di adesione siano fortemente correlate a tali trattamenti e come questi ultimi siano difficilmente riproducibili in maniera identica tra un provino e l’altro.

Ciononostante è possibile concludere che i trattamenti cui è stata sottoposta la superficie esterna della cappa nella classe dei provini trattati influenzano positivamente le caratteristiche di adesione della corona all’impianto, dato che i valori di forza di distacco per questa seconda classe sono maggiori che per i provini di controllo.

Un auspicabile sviluppo futuro per questo studio prevede l’analisi dei processi di trattamento subiti dalla cappa aurogalvanica, in modo da renderli maggiormente riproducibili.

## 5.8 BIBLIOGRAFIA

[1] Di Felice R., Rappelli G., Campioni E., Cattani M., Meyer J.M., Belser U.C., Cementable implant crowns, composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study, *Clinical Oral Implant Research*



## CAPITOLO 6

### PROVE A FATICA

#### 6.1 INTRODUZIONE

Un impianto odontoiatrico è un dispositivo progettato per essere inserito nell'osso mascellare o mandibolare in modo da poter sorreggere una protesi tale da ripristinare la funzionalità del dente perso. Tale tipo di dispositivo, proprio per il fatto che andrà ad interagire con l'organismo umano, deve rispettare determinati criteri non solo di biocompatibilità, ma anche di stabilità biomeccanica a breve e lungo termine.

Lo studio del comportamento a lungo termine di un componente meccanico viene effettuato attraverso le prove a fatica; in ambito odontoiatrico tali prove sono regolate dalla norma **UNI EN ISO 14801** (Dentistry-Fatigue test for endo-osseous dental implants), che regolamenta l'allestimento del banco e lo svolgimento delle prove stesse. La normativa non si occupa però della preparazione del campione, nel corso di questo studio si è quindi cercato il modo di rendere i diversi campioni il più possibile simili tra loro, in modo che non ci fossero differenze nel montaggio tali da provocare differenze nel comportamento dei campioni.

Lo scopo di questa parte del lavoro, realizzato in collaborazione con l'azienda produttrice degli impianti testati (BioSAF), era quello di stabilire un protocollo che permettesse di effettuare delle prove di fatica il più possibile riproducibili, va ricordato infatti che i risultati delle prove di fatica sono di per sé molto variabili. Nel corso di questo studio si è quindi cercato il modo di rendere il più riproducibili possibile almeno le condizioni di preparazione e di prova dei campioni. In sintesi, il fine del lavoro era stabilire e concretizzare una procedura per la valutazione della resistenza a fatica di questo tipo di impianti, ma che fosse applicabile anche ad impianti diversi, quando l'azienda l'avesse richiesto, così da permettere un eventuale confronto fra le due serie di dati.

I singoli componenti degli impianti analizzati si presentavano come mostrato nelle Figure 6.5 e seguenti, si ricorda che essi vengono chiamati: fixture (la vite che va osteointegrata), abutment (la parte superiore, su cui verrà incollata la protesi) e vite interna (vite di connessione tra fixture ed abutment).

In totale si disponeva di cinque impianti, nonostante l'esiguità del loro numero, questi campioni sono stati in numero sufficiente per identificare e risolvere le problematiche concernenti il montaggio dei provini stessi e le loro condizioni di prova.

#### 6.2 STATO DELL'ARTE6

La base di partenza del lavoro è stata comprensione dello stato dell'arte riguardo alle prove di fatica su questo tipo di oggetti; si sono quindi analizzate dapprima la normativa vigente e successivamente la letteratura tecnica, in modo da capire come i diversi gruppi avessero interpretato le "zone oscure" presenti nella norma.

##### 6.2.1 LA NORMATIVA VIGENTE

La normativa riguardante le prove a fatica sugli impianti odontoiatrici è la UNI EN ISO 14801; essa, allo scopo di definire le modalità con cui condurre le prove, si articola in sezioni riguardanti ad esempio i macchinari utilizzati, il modulo e la direzione dei carichi applicati, il supporto per il provino ed altre "condizioni al contorno" delle prove.

Riguardo all'allestimento del **banco**, la norma stabilisce che esso debba essere allestito come nella Figura 6.1; il carico deve quindi essere trasferito, per mezzo di una superficie piana disposta perpendicolarmente all'asse di carico, su di un membro di forma emisferica a sua volta vincolato alla sommità dell'impianto. La sfericità dell'equivalente della corona garantisce infatti che il carico sia applicato puntualmente per tutta la durata della prova, anche nella fase finale nella quale il provino si flette in avanti.

La forza  $F$  deve poter essere applicata in modo tale che non ci siano vincoli laterali e che il centro della semisfera si trovi all'intersezione tra l'asse di carico e l'asse dell'impianto, tra questi due assi deve però essere presente un'inclinazione di  $30^\circ \pm 1^\circ$ . La norma suggerisce poi di calcolare il momento flettente agente sull'impianto mediante la relazione:  $M=0.5 \cdot F \cdot l$  (dove  $M$  è il momento flettente,  $l$  è la lunghezza della parte di impianto non vincolata ed  $F$  è il carico applicato). La stessa normativa impone di fornire in ingresso un carico variabile nel tempo tra un valore massimo ed un valore minimo pari al 10% di quest'ultimo, con una frequenza non superiore ai 15 Hz per test condotti in aria. Un valore di carico massimo pari all'80% del carico di rottura è consigliato per i primi test.

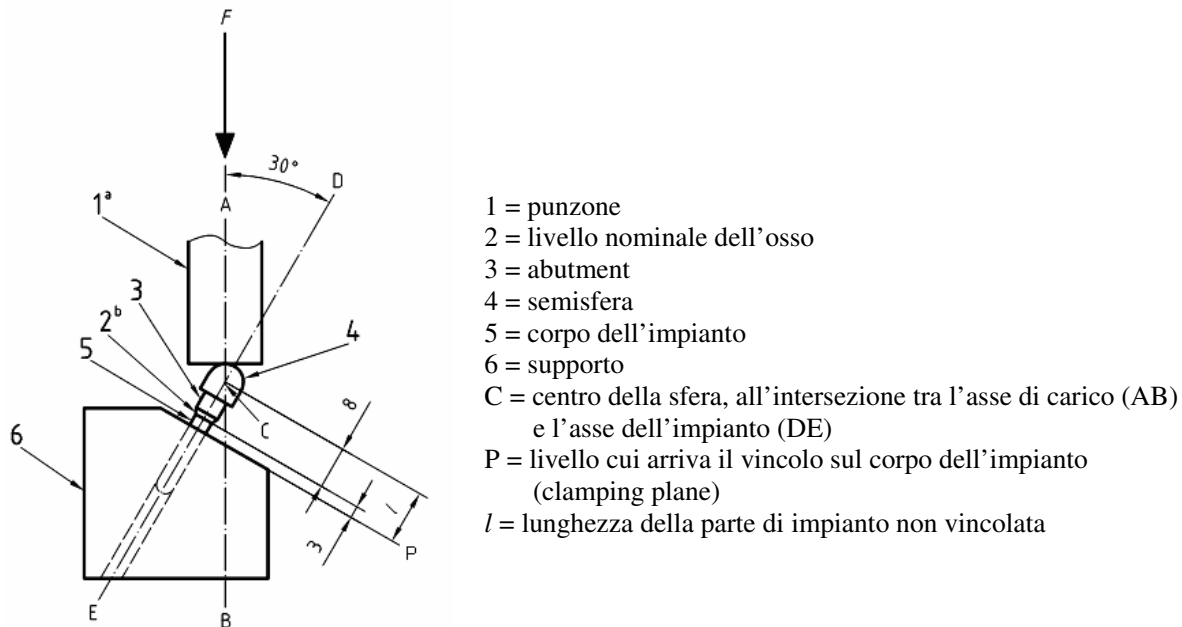


Figura 6.1 - Condizioni di lavoro del provino secondo la normativa

La parte di impianto vincolata al piano inclinato dovrà essere immersa in un materiale che possa sostituire l'osso, questa condizione si traduce in un modulo elastico che deve valere al minimo 3 GPa. Tale materiale deve sostenere la fixture in modo che vi sia immersa dalla sua base fino ad una distanza di 3 mm dal "nominal bone level" [quest'ultimo è il livello fino al quale la fixture deve essere avvitata nell'osso, esso è caratteristico dell'impianto stesso e viene specificato dal produttore].

La distanza  $l$ , precedentemente definita, deve essere pari a  $11.0 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$ , la normativa prevede comunque il caso di "impianto lungo", quindi con componenti di dimensioni maggiori, per il quale può essere scelto un valore di  $l$  maggiore, che va però giustificato.

Dalla prova su ogni impianto si deduce quindi il numero di cicli cui è sopraggiunta la rottura. Il comportamento a fatica del dispositivo viene determinato sottoponendo ai test un certo numero di campioni per ogni diverso valore di carico che si intende applicare. La norma suggerisce anche di adottare il valore di  $5E6$  come il numero di cicli che può essere associato alla vita infinita.

Una volta registrati i dati delle prove è possibile disegnare la **curva di fatica** (o "load-cycle diagram"), nella quale in ascissa è riportato il numero di cicli alla rottura ed in ordinata il valore massimo del carico applicato (le scale sono logaritmica per le x e lineare per le y, per facilitarne la comprensione). Essendo delle prove distruttive, il numero di punti presenti nella curva è solitamente basso. La Figura 6.2 riporta appunto la curva di fatica citata dalla normativa. Si vede come per ogni valore di carico applicato debbano essere ricavati almeno due valori di cicli a rottura; dalla stessa figura (si guardi all'interno dell'ovale rosso) si nota come questi due valori non siano assolutamente coincidenti, a testimoniare appunto come le prove di fatica forniscano, per loro stessa natura, dei risultati dispersi. Ancora a testimoniare la variabilità dei risultati ottenibili da questo tipo di prove, nello stesso grafico si possono individuare delle frecce, esse marcano i campioni che hanno superato il numero limite di cicli (5 milioni) senza rompersi, si vede come questa eventualità si possa verificare anche ad un valore di forza inferiore al limite di fatica ( $F_{FL}$ ).

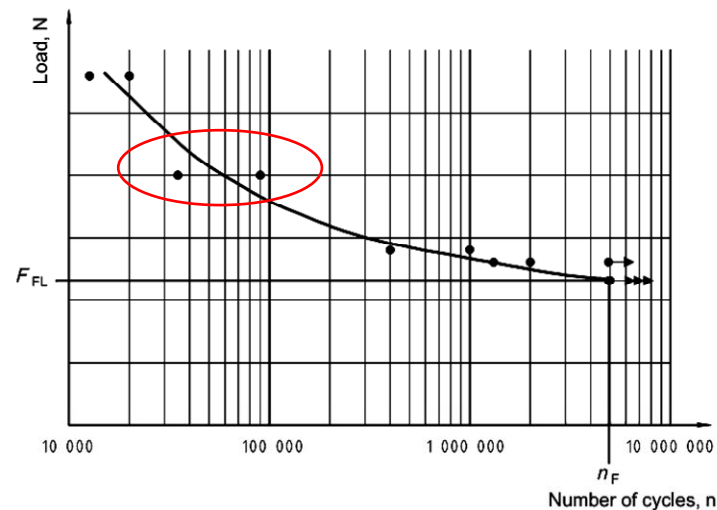


Figura 6.2 - Diagramma carico-cicli tratto dalla norma

### 6.2.2 STUDIO BIBLIOGRAFICO

Gli impianti odontoiatrici sono attualmente al centro di numerosi e differenti tipi di studi, volti a comprendere la vita a fatica, la resistenza meccanica, i punti di maggiore concentrazione della tensione e le eventuali modifiche da apportare a tali dispositivi per renderli più adatti alle loro funzionalità.

Da tutti i vari studi citati si può notare come il numero di impianti coinvolti sia sempre estremamente basso (al massimo 5 impianti per ogni classe); le motivazioni sono da ricercarsi non tanto nella lunga durata delle prove, quanto nell'alto costo dei campioni stessi.

In Buranadham et alii (2001) è stato esaminato un totale di 10 impianti con il fine di scoprire se la diversa dimensione influenzasse i tempi e le modalità di rottura del giunto; i campioni erano raggruppati in due classi caratterizzate da differenze nei diametri e nella coppia di serraggio, all'interno di ognuna delle due classi i campioni si differenziavano in due sottogruppi a seconda della lavorazione superficiale subita dalla fixture. Su tali dispositivi sono stati compiuti test dinamici a fatica, utilizzando un'apparecchiatura in parte diversa da quella trattata nei paragrafi seguenti, in quanto presenta una struttura superiore e un collare di allineamento inferiore che hanno la funzione di mantenere nella posizione corretta un estensimetro che serve per misurare la deformazione, e quindi rilevare l'apertura della giunzione abutment screw-fixture. I risultati hanno permesso di affermare che le lavorazioni all'interfaccia impianto-abutment modificano il numero di cicli sopportabile e che questo non è invece influenzato dal diametro della fixture stessa.



Figure 6.3 e 6.4 -  
Due viste del setup  
utilizzato per le prove in  
Bedini et alii (2001)

In Bedini et alii (2001/10), cui si riferiscono le Figure 6.3 e seguente, sono state effettuate prove di resistenza a fatica utilizzando il supporto per il campione mostrato nelle suddette figure, ma soprattutto un punzone appuntito e senza utilizzare il membro emisferico incollato all'abutment. Queste ultime due caratteristiche hanno fatto sì che le prove eseguite esulassero da quanto previsto dalla normativa. In totale sono stati testati tre impianti, sottoposti a tre tipi di carico diversi.

A conferma dell'esiguità di campioni utilizzata in questo tipo di prove, un ulteriore lavoro effettuato dallo stesso gruppo (Bedini et alii, 2001/15) ha utilizzato un totale di 25 impianti, divisi in gruppi da 5 ciascuno, sui quali sono state eseguite delle prove di trazione.

Per cercare di compensare la penuria di dati sperimentali, sta avendo grande sviluppo lo studio degli impianti attraverso l'analisi agli elementi finiti. Ad esempio si può citare Erzincanlı et alii (2006) che ne ha analizzato il comportamento a fatica in funzione del materiale costituente, nello specifico il titanio di grado V veniva confrontato con una lega cromo-cobalto. In questo caso si può ottenere a "costo zero" una grande mole di dati, ma restano tutte le criticità dovute alla modellazione, non tanto a livello geometrico, quanto a livello di caratteristiche meccaniche e fisiche.

### 6.2.3 CONSIDERAZIONI

La normativa UNI EN ISO 14801 illustra gli aspetti riguardanti la predisposizione del banco di prova e delle modalità di elaborazione dei dati. Essa specifica con precisione le caratteristiche da rispettare in merito alla disposizione del banco, ma, pur essendo accurata in molti dettagli, essa non dà indicazioni su come progettare e costruire il supporto e su quale tipo di soluzione adottare per adattare quest'ultimo ai diversi tipi di impianto, normale o lungo. Ciò porta a dover fare delle scelte non semplici, in quanto, come si vedrà nel seguito, occorre considerare una serie di aspetti. Uno di questi è il fatto che adottare un supporto libero di traslare è sicuramente molto comodo, ma comporta problemi di diversa distribuzione del peso in base alle condizioni operative (si rimanda alla, alla Figura 6.8 e seguenti).

Se, al contrario, si sceglie la soluzione descritta dettagliatamente nei paragrafi seguenti, consistente nello spostare il "clamping plane", la normativa non suggerisce una metodologia e un dispositivo adatti ad annegare l'impianto nella resina e allo stesso tempo mantenerlo nella posizione richiesta per il tempo necessario affinché la resina indurisca.

La normativa, inoltre, non fornisce indicazioni sulla semisfera, né a livello di dimensioni né di materiale costituente, e non è neanche ben chiaro quale sia la sua influenza sul tipo di rottura che insorge durante le prove.

## 6.3 I CAMPIONI ANALIZZATI

Lo scopo di questo lavoro è valutare le prestazioni meccaniche a fatica di cinque impianti odontoiatrici. La loro forma è riportata nelle Figure 6.5 e seguenti, unitamente alle loro dimensioni; da queste ultime si vede come si rientri nel caso di "impianto lungo", quindi la specifica " $l=11$  mm" non può essere rispettata.

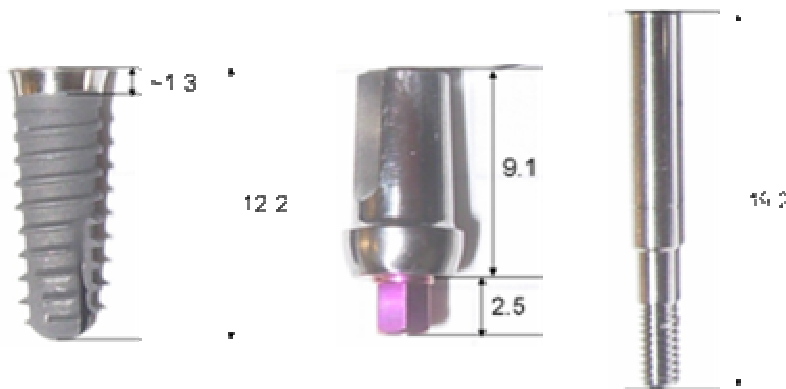


Figure 6.5, 6.6 e 6.7 -  
Vista frontale e dimensioni  
rispettivamente di fixture,  
abutment e vite interna  
degli impianti utilizzati

L'impianto è cilindrico, in titanio commercialmente puro di grado IV, ha un diametro di 3.8 mm ed il collo si presenta liscio e conico. La filettatura progressiva serve ad assicurare stabilità, adattamento elastico dell'osso

e assenza di sovratensioni elastiche. La superficie della fixture è trattata con sabbiatura, per eliminare il rischio di contaminazione e ridurre la diffusione di particelle di titanio durante l'intervento chirurgico, ed acidificazione, per crearvi microanfratti allo scopo di migliorare l'adesione cellulare ed accelerare il processo di integrazione.

La doppia connessione con l'abutment è costituita da una prima terrazza parallela e prosegue con un esagono interno la cui profondità è di 3 mm; questo tipo di geometria permette un aumento della resistenza meccanica al carico extra-assiale e della superficie di contatto. L'abutment è diritto, anch'esso totalmente in titanio, ed è lungo 9.1 mm.

La vite interna che vincola l'abutment alla fixture ha una lunghezza eccessiva pari a 19.2 mm, essa quindi prima di essere serrata dovrà essere tagliata alla lunghezza desiderata. Il serraggio della vite interna deve essere compiuto con un apposito utensile che permette di ottenere la coppia richiesta, pari a 20 Nm.

La lunghezza totale dell'impianto, montato dopo il taglio della vite interna, è pari a 21.2 mm.

## 6.4 IL MONTAGGIO DEI CAMPIONI

Il primo punto da chiarire riguardava la forma del supporto da utilizzare. Disponendo di un supporto già esistente (riportato nella Figura 6.23) e dovendo posizionare l'impianto conformemente alla normativa (si osservi la Figura 6.8), in un primo momento si era pensato di costruire una piattaforma sulla quale far traslare il supporto stesso in direzione orizzontale, come illustrato dalla Figura 6.9. Questa soluzione non è sembrata però idonea a causa del fatto che il peso del supporto non avrebbe più agito al centro della cella di carico della macchina, provocando uno sbilanciamento della forza applicatavi.

L'altra soluzione ideata, mostrata nella Figura 6.10, consiste nell'annegare la fixture nella resina a livelli diversi a seconda del tipo di impianto in esame, in modo tale che venga rispettata la posizione di C fissata; in tale caso la posizione dell'impianto rispetto al cilindro porta-campione è variabile, mentre è fissa la posizione "assoluta" della sfera su cui viene applicato il carico e del supporto stesso. In sintesi, con questa soluzione è il clamping plane a spostarsi in funzione dell'impianto, mentre tutto il resto del banco resta immutato, garantendo la corretta distribuzione dei pesi.

Un altro problema riguarda il montaggio dei campioni, all'inizio non si disponeva infatti di alcun tipo di dispositivo per la suddetta operazione. Era necessario dunque un dispositivo che potesse garantire allo stesso tempo la precisione della quota alla quale montare l'impianto, la perpendicolarità dello stesso rispetto al piano del supporto ed il suo centraggio nel portacampione. Tale lacuna è stata colmata con la costruzione del dispositivo per il montaggio, che sarà descritto nel corso del paragrafo seguente.

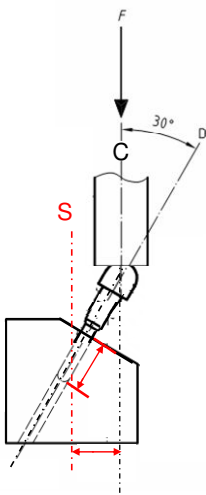


Figura 6.8 - Allestimento da ottenere secondo normativa

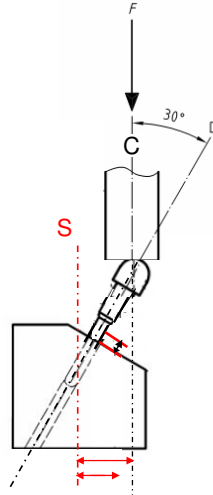


Figura 6.9 - Impianto lungo, soluzione 1: traslazione supporto

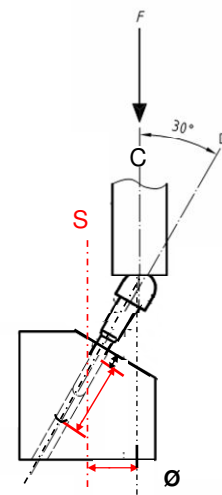


Figura 6.10 - Impianto lungo, soluzione 2: spostamento del "clamping plane"

### 6.4.1 L'ATTREZZATURA NECESSARIA

La procedura per il montaggio dei campioni, che sarà illustrata nel paragrafo 6.4.2, permette di montare la fixture a livelli diversi, spostando il “clamping plane” in base al tipo di impianto; in questa maniera verrà rispettato il vincolo sulla posizione di C, centro della semisfera, che deve trovarsi all'intersezione dell'asse dell'impianto con l'asse di carico.

Tale metodica, tramite semplici calcoli sulle quote da rispettare all'atto del montaggio, permette di variare la posizione dell'impianto rispetto al cilindro porta-campione, ma allo stesso tempo di mantenere fissa la posizione “assoluta” della sfera e dello “specimen holder”.

Il dispositivo che sarà descritto nel seguito garantisce una buona precisione per l'impostazione della quota alla quale montare l'impianto e la perpendicolarità dello stesso rispetto al piano del supporto.

Il **cilindro porta-campione**, in acciaio inox, con diametro pari a 12 mm, permette di collocare il provino nel supporto; una volta riempito con la resina fino al livello desiderato, vi verrà annegata la fixture. La Figura 6.19 mostra un provino completamente assemblato nel cilindro.

Il **dispositivo per il montaggio del provino** è stato progettato e realizzato specificamente per le prove in oggetto. Esso è mostrato nelle Figure 6.11 e seguente in cui sono riportati anche i nomi e le dimensioni dei singoli componenti. Le parti metalliche sono state realizzate con acciaio inox; il dispositivo è composto da:

- un'asta verticale, con la possibilità di traslare in direzione verticale;
- un riferimento per la quota, che va vincolato all'asta per mezzo di una brugola e che serve a fissare la quota di zero, della base della fixture rispetto al bordo del cilindro porta-campione, e ad ottenere la quota richiesta, in modo che l'impianto verrà annegato nella resina della quota desiderata;
- una manopola che serve per impedire all'asta di muoversi, utile nella fase di presa della resina
- l'intelaiatura, ovvero la struttura stessa del dispositivo, che ha la funzione di sostegno
- un foro alla base, nel quale va inserito il cilindro porta-campione, nelle varie fasi del montaggio.

Il dispositivo permette di garantire la perpendicolarità dell'asse dell'impianto rispetto al piano inclinato del supporto e di posizionare la fixture nel cilindro porta-campione nella posizione corretta, ovvero, con buona approssimazione, al centro.

Per inglobare il campione ed incollare il membro emisferico al moncone, viene utilizzata la **resina X60**, la quale presenta le caratteristiche richieste dalla normativa, ovvero il suo modulo elastico è maggiore di 3 GPa.



1= Asta verticale interna  
(h = 101 mm,  $\varphi$  = 6 mm)

2= Riferimento per la quota, con al centro la vite per il bloccaggio sull'asta verticale  
( $\varphi$  = 15 mm, h = 10.0 mm)

3= Manopola per il bloccaggio dell'asta verticale

4= Intelaiatura  
(altezza alla sommità = 84 mm  
spessore alla sommità = 13 mm  
spessore alla base = 29 mm)

5= Foro in cui alloggiare il cilindro porta-campione  
( $\varphi$  = 12 mm, h = 19 mm)

Figure 6.11 e 6.12 - Viste frontale e laterale del dispositivo progettato per il montaggio della fixture ed identificazione delle sue parti con le relative dimensioni

### 6.4.2 PROCEDURA DI MONTAGGIO

La procedura di seguito descritta permette di realizzare la condizione di spostamento del clamping plane (ossia del livello della resina), quindi di rendere conforme alla normativa l'allestimento del banco e nello

stesso tempo consente una buona riproducibilità di montaggio.

**PASSO 1** = Svitando la manopola che la serra (elemento 3), estrarre l'asta verticale dal dispositivo per il montaggio, ed inserire nel foro che essa presenta nella base inferiore la vite interna (chiamata per brevità AS da abutment screw).

**PASSO 2** = Avvitare l'AS nella fixture (in questa fase la coppia di serraggio deve essere minore dei 20 Nm richiesti), ottenendo quanto riprodotto dalla Figura 6.14.

**PASSO 3** = Inserire, dal basso, il cilindro porta-campione **capovolto**, nel foro posto sul fondo dell'intelaiatura.

**PASSO 4** = Reinscrivere l'asta verticale nel dispositivo e, abbassandola, portare la fixture a contatto con il fondo del cilindro porta-campione, come illustrato nella Figura 6.15.

**PASSO 5** = Bloccare l'asta verticale nella posizione ottenuta serrando la manopola. Questo passo permette di ricavare la "quota di zero" della punta della fixture rispetto al bordo del cilindro porta-campione; scendendo da tale livello verrà calcolata la "quota desiderata".

**PASSO 6** = Svitare il riferimento per la quota (elemento 2) con l'apposita chiave, portarlo alla **quota richiesta** avvalendosi di un calibro e bloccarlo in questa nuova posizione riavvitando la brugola, serrando in maniera non eccessiva. La quota richiesta è calcolabile sommando lo spessore del riferimento di quota (10.0 mm) alla **quota desiderata**, vale a dire alla distanza che deve intercorrere tra la base della fixture e il bordo del cilindro porta-campione (calcolata analiticamente seguendo il procedimento illustrato nella Figura 6.13).

**PASSO 7** = Estrarre il cilindro porta-campione, riempirlo con la resina appena preparata fino al **livello richiesto** ed inserirlo dal basso nel dispositivo. Anche il livello richiesto è calcolabile come espresso nella Figura 6.13.

**PASSO 8** = Svitare la manopola per il bloccaggio dell'asta verticale e lasciare scorrere liberamente quest'ultima, facendo scendere la fixture nella resina, fino a che il riferimento per la quota non arriva a battuta con l'intelaiatura, come illustrato dalla Figura 6.17.

**PASSO 9** = Lasciare che la resina faccia presa per il tempo necessario (circa mezz'ora, dopo il passo 10 sono necessarie altre 12 ore nel quale il provino non viene toccato).

**PASSO 10** = Allentare la manopola per il bloccaggio dell'asta verticale, svitare l'AS dalla fixture ruotando l'asta verticale ed estrarre dal foro in basso il solo campione che apparirà come mostrato dalla Figura 6.18.

**PASSO 11** = Inserire l'abutment nella fixture e vincolarlo serrando l'AS già tagliata alla giusta lunghezza fino a 20 Nm utilizzando l'apposito utensile.

**PASSO 12** = Incollare la semisfera all'abutment con la resina X60 per ottenere il provino completo illustrato nella Figura 6.19.

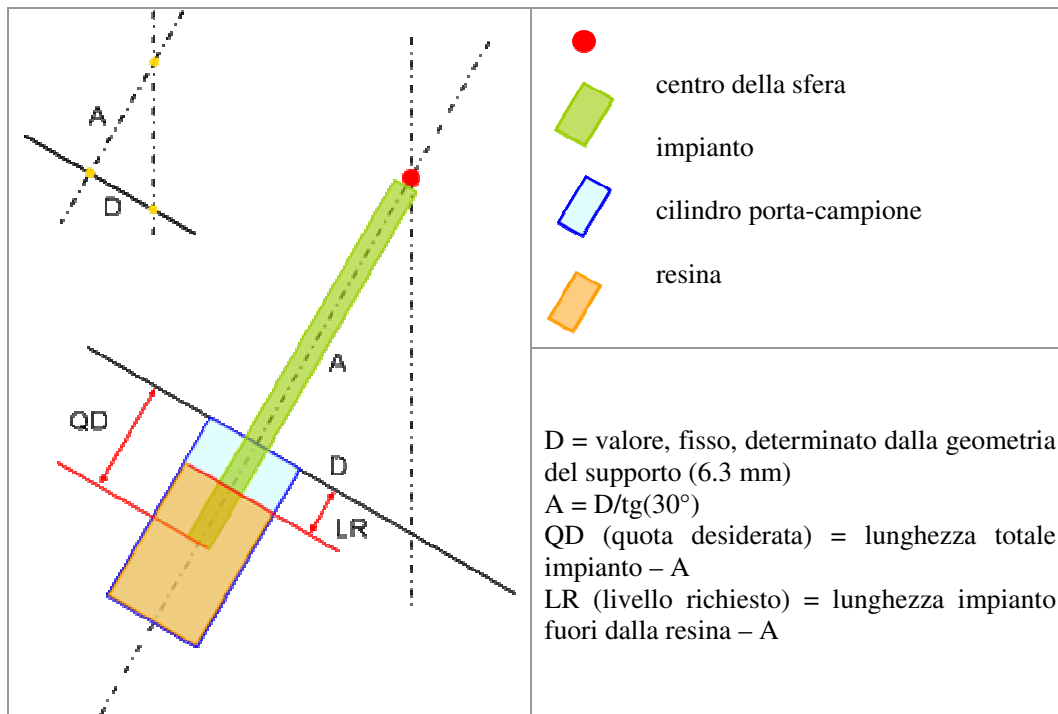


Figura 6.13 - Procedura per il calcolo della quota desiderata



Figura 6.14 - Asta verticale interna con riferimento per la quota, vite interna e fixture montati



Figura 6.15 - Quota di zero



Figura 6.16 - Sistemazione del riferimento per la quota alla "quota richiesta"



Figura 6.17 - Annegamento della fixture



Figura 6.18 - Fixture annegata nella resina, vista dall'alto



Figura 6.19 - Provino completo

### 6.4.3 SISTEMAZIONE DEI PROVINI NELLA MACCHINA

Per le prove di fatica è stata utilizzata una **macchina servo-pneumatica** della Si-Plan Electronics Ltd, mostrata nella Figura 6.20.

L'intelaiatura è costituita da due colonne in acciaio, lungo le quali scorre la traversa regolabile alla quota voluta. Alla base è posizionata la cella di carico da 3kN (calibrata fino a 2 kN e di Classe1), su di essa viene montato il supporto tramite un prigioniero filettato. La macchina è dotata di un attuatore, strumentato con sensori di spostamento (dichiarato di Classe1), cui è permessa una corsa totale 50 mm; ad esso va avvitato il punzone.

Il sistema è provvisto di un controllore digitale e un'unità di acquisizione pilotati entrambi da un software dedicato.

Il **supporto**, mostrato nella Figura 6.23, ha alla base un foro filettato che ne permette la connessione con la cella di carico. Sulla superficie superiore è ricavato un alloggiamento per il cilindro porta-campione, che permette il posizionamento del provino in modo conforme a normativa, ovvero con l'asse dell'impianto inclinato di 30° rispetto all'asse del carico.

Il **punzone**, mostrato nella Figura 6.24, serve per applicare il carico sulla sferetta incollata con la resina all'impianto dentale rispettando le condizioni imposte dalla normativa.

La conformità a normativa è stata conseguita mettendo in atto la procedura per il montaggio degli impianti, esposta nel paragrafo precedente, che consiste nello spostare il livello della resina all'interno del cilindro porta-campione. Mediante tale soluzione, si ottiene inoltre che il peso del supporto rimanga sempre centrato, evitando un eventuale offset dovuto al peso, che risulterebbe distribuito ogni volta in modo diverso.

Tale metodo garantisce anche che l'asse dell'impianto sia perpendicolare al piano dello del supporto ed inclinato di 30° rispetto all'asse di carico, inoltre la fixture risulterà montata al centro del cilindro portacampione. La procedura di preparazione del campione seguita assicura che l'intersezione tra l'asse di carico e quello dell'impianto coincida col centro della semisfera, nonché che tutti i diversi campioni siano montati nello stesso modo, fatto salvo naturalmente il livello della resina che deve essere ottenuto manualmente.



Figura 6.20 - La macchina di prova



Figura 6.21 - Supporto e punzone nella macchina



Figura 6.22 - Un provino durante un test

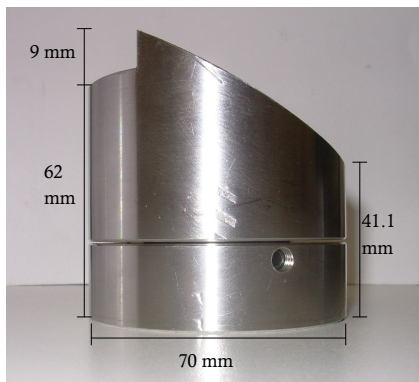


Figura 6.23 - Il supporto per il provino (fianco e pianta)



Figura 6.24 - Il punzone



## 6.5 PROVE SPERIMENTALI

### 6.5.1 PARAMETRI DELLE PROVE

Tutti gli impianti sono stati montati allo stesso modo, con riferimento alle grandezze indicate nella Figura 6.13, nello specifico si aveva:

- la distanza tra il centro della sfera e il "clamping plane" deve essere  $l = 12.1$  mm (caso di impianto lungo, 9.1 mm = lunghezza abutment, + 3 mm a partire dal livello nominale dell'osso).
- Lunghezza Richiesta (LR) =  $l - A = 12.1 - 10.9 = 1.2$  mm
- Quota Desiderata (QD) = lunghezza totale impianto - A =  $21.2 - 10.9 = 10.3$  mm
- Quota Richiesta (QR) = QD + 10 = 20.3 mm.

Fatto salvo il primo impianto, i parametri utilizzati nelle prove di fatica sono stati:

- prove effettuate in controllo di forza
- carico ciclico applicato in maniera sinusoidale
- frequenza della sinusoide = 10 Hz
- valore massimo del carico = 680 N per gli impianti 2, 3 e 4 (80% del carico di rottura); 500 N per l'impianto 5 (60% del carico di rottura)

- valore minimo del carico = 68 N per gli impianti 2, 3 e 4; 50 N per l'impianto 5 (in entrambi i casi pari al 10% del carico massimo)
- velocità di incremento del carico dallo zero alla condizione di inizio della prova = 10 N/s
- frequenza di campionamento del segnale = 100 Hz (tenendo presente che potevano essere raggiunti i 5 milioni di cicli effettuati).

## 6.5.2 RISULTATI

### IMPIANTO NUMERO 1

Come suggerito dalla normativa, prima di procedere con le prove dinamiche a fatica è stata condotta una prova a rottura del primo impianto, in modo da capire a quali carichi si sarebbe dovuto sottoporre la serie di campioni.

Il test è stato condotto in controllo di spostamento, la velocità di variazione dello spostamento dell'attuatore è stata imposta pari a 0.03 mm/s. I dati sono stati campionati con una frequenza di 1kHz.

La Figura 6.25 raffigura il provino nel corso della prova, si nota che esso si flette sempre di più, ma il contatto rimane puntuale ed allineato con l'asse della macchina.

Come mostrato nella Figura 6.26, la rottura è avvenuta nella vite interna e ad essa è seguita la deformazione della fixture e dell'abutment, entrambi questi ultimi non hanno presentato cricche visibili.

Il carico di rottura misurato è stato di 840 N.



Figura 6.25 - Impianto 1 durante la prova



Figura 6.26 - Impianto 1, deformazione della fixture e rottura della vite interna

### IMPIANTO NUMERO 2

L'impianto si è rotto dopo circa 190000 cicli di prova, mostrando la rottura della vite interna e due cricche nella fixture.

La Figura 6.27 mostra il provino nel corso della prova ed enfatizza la cricca che si sta formando sulla fixture; la Figura 6.28 mostra invece la fixture e ciò che resta della vite interna dopo la prova.



Figura 6.27 - Impianto 2, cricca sulla fixture cerchiata in rosso



Figura 6.28 - Impianto 2, la fixture dopo la prova



Figura 6.29 - Impianto 4, la fixture dopo la prova

### IMPIANTO NUMERO 3

La prova è stata interrotta al raggiungimento dei 5 milioni di cicli effettuati, l'impianto non presentava alcun segno di deformazione.

La Figura 6.30 riporta l'andamento dei parametri registrati nel corso della prova. Si vede come il carico effettivamente applicato (curva verde) segua abbastanza fedelmente l'andamento del carico teorico (curva blu), soprattutto tenendo presente che gli scostamenti in direzione orizzontale non hanno alcuna influenza.

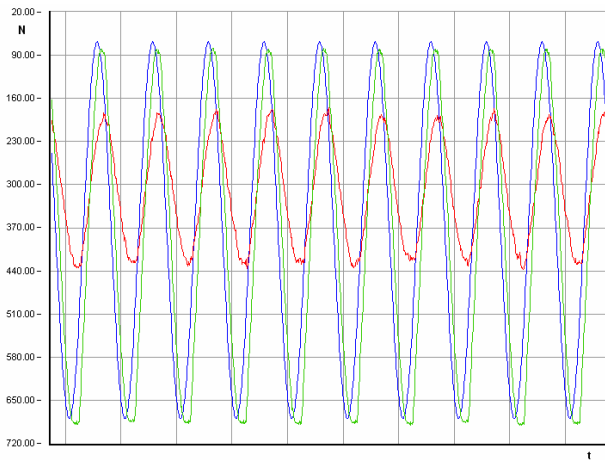


Figura 6.30 - Andamento dei parametri registrati nel corso di una prova (durata della finestra = 1 secondo)

Blu = carico in input richiesto [N];  
 Verde = carico in input effettivo[N],  
 Rosso = spostamento [mm, non in scala]

#### IMPIANTO NUMERO 4

L'impianto si è rotto dopo circa 230000 cicli di prova, mostrando la rottura della vite interna e due cricche nella fixture, come visibile dalla Figura 6.29.

#### IMPIANTO NUMERO 5

Come accennato, l'ultimo impianto è stato sottoposto ad un carico minore dei precedenti, in modo da avere almeno un punto relativo ad un carico pari al 60% del carico di rottura.

La prova è stata interrotta al raggiungimento dei 5 milioni di cicli effettuati e l'impianto non presentava alcun segno di deformazione.

#### CURVA DI FATICA

Benché siano in numero esiguo, dai risultati dei test effettuati si può iniziare a costruire curva di fatica della tipologia di impianti analizzata. Come suggerito anche dalla norma, su di un diagramma vengono riportati in ascissa il numero di cicli in scala logaritmica ed in ordinata il valore del carico in scala lineare; in tale piano cartesiano vanno poi inseriti i quattro punti ricavati sperimentalmente.

Il diagramma ricavato è mostrato dalla Figura 6.31. In esso si notano due punti seguiti da una freccia, essi rappresentano i due impianti che non si sono rotti nella prova. La distanza orizzontale tra i punti 2 e 4 è invece accettabile, data la variabilità propria dei risultati delle prove di fatica (si rimanda alla Figura 6.2 nella quale era riportata la curva di fatica citata dalla norma stessa).

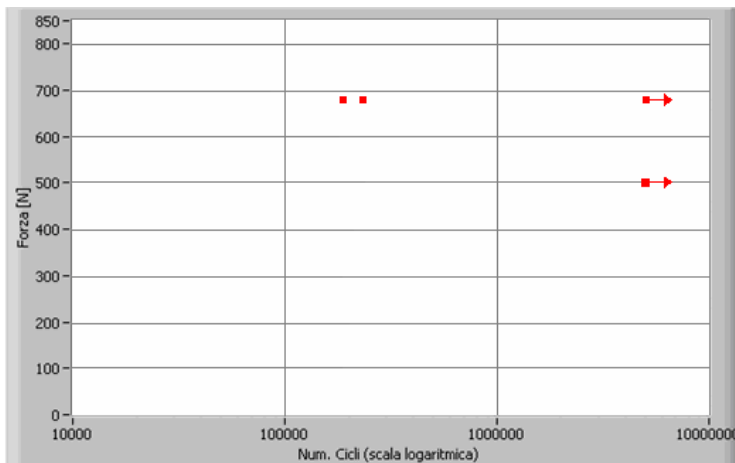


Figura 6.31 - Diagramma carico-cicli ottenuto dagli impianti testati

### 6.5.3 COMMENTI

Le prove hanno mostrato la tendenza, tipica di tali tipologie di impianti, a riportare la rottura della vite interna. Le prove 2 e 4 sono state soddisfacenti in quanto i provini, entrambi sollecitati con lo stesso ingresso, si sono rotti ad numero di cicli piuttosto simile (190000 e 230000), se si fa riferimento alla situazione riportata sulla normativa, e hanno mostrato un comportamento simile per quanto riguarda le

cricche riportate da entrambi lungo la fixture. Un discorso a parte va fatto per le prove sugli impianti n°3 e 5, che, dopo un numero di cicli pari a 5000000, non hanno riportato segni visibili di cedimento benché fossero sollecitati rispettivamente con un carico pari all'80% e al 60% di quello di rottura,.

Un problema cui non si è ancora posto rimedio riguarda le vibrazioni cui è soggetto il supporto. Esse dipendono dalla macchina di prova e da come vi si vincola il supporto, ovvero con un collegamento filettato tra questo e la cella di carico. A causa di ciò, il carico applicato non viene completamente trasmesso al provino, ma una parte viene assorbita dal basamento stesso. Una possibile soluzione potrebbe consistere nel disporre una serie di tiranti tra il basamento della macchina ed il supporto.

Nonostante l'esiguo numero dei campioni, l'attività svolta ha prodotto risultati soddisfacenti. In primis si sono comprese a fondo le funzionalità essenziali della macchina di prova applicata in questo contesto e si sono risolte le relative problematiche. In secundis si è giunti al traguardo vero e proprio che ci si era prefissati, ossia lo sviluppo di una procedura per testare il comportamento a fatica di impianti odontoiatrici. L'esito delle prove deve perciò essere interpretato sia come risultato sperimentale, che nell'ottica studio preliminare per lo svolgimento di future prove.

## 6.6 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Dato che lo scopo del lavoro era provare che la variabilità intrinsecamente correlata alle prove di fatica può essere quantomeno limitata da una buona preparazione dei campioni, si può essere soddisfatti dei risultati ottenuti nonostante si avessero a disposizione solo cinque impianti. Nel corso di questo studio si sono infatti analizzate, ed in massima parte risolte, le criticità correlate alla preparazione dei provini ed allo svolgimento delle prove.

In primo luogo è stata deciso un allestimento che potesse essere applicabile a diversi tipi di impianti pur rispettando sempre i vincoli imposti dalla normativa vigente, quindi si è deciso quale forma dare al supporto ed al punzone, valutando i pro ed i contro di tutte le possibili ipotesi (traslazione del supporto o spostamento del camping plane).

In secondo luogo, e soprattutto, è stata ideata e messa in pratica una procedura che permettesse di montare correttamente i vari impianti, anche alla luce delle specifiche richieste dal tipo di allestimento adottato. Lo sviluppo di questa procedura ha comportato anche la progettazione di un dispositivo per il montaggio dei provini stessi ed il calcolo dei parametri da rispettare (quelli che sono stati chiamati quota richiesta, desiderata etc). Tale sforzo progettuale è stato ripagato da una buona riproducibilità delle caratteristiche dei vari campioni; va infatti tenuto presente che il montaggio dei cinque campioni ha anche permesso di comprendere quali sia la migliore fluidità da ottenere per la resina, a quanto ammonti il suo ritiro etc.

Dato il buon esito dello studio, esso in un futuro prossimo verrà proseguito incrementando il numero di impianti coinvolti. Si è infatti deciso di sottoporre a prova almeno tre impianti per ogni valore del carico e di testare almeno cinque diversi valori di sollecitazione, si andrà quindi a valutare un totale di quindici impianti.

Per il futuro immediato, inoltre, si è parlato di testare anche impianti dello stesso tipo ma costruiti con materiali e/o tecnologie diversi. Tali dispositivi differiranno da quelli analizzati in questo studio sperimentale per la costituzione dell'abutment che presenterà una struttura esterna in zirconio unita ad una struttura interna in titanio. Lo scopo sarà vedere se il carico con cui saranno sollecitati gli impianti troverà all'interfaccia tra questi due materiali un punto di concentrazione della tensione. Tali tipi di prova si focalizzeranno, soprattutto, su un aspetto in parte diverso da quelli visti finora. L'obiettivo sarà quello di testare la resistenza in primo luogo dell'abutment, non più dell'impianto, e il ruolo che lo zirconio ha nel conferimento di determinate proprietà biomeccaniche a tali impianti. Per questo motivo sarà necessario pensare se sia bene continuare ad utilizzare la sfera incollata al moncone o eliminarla, facendo prove fuori normativa. Quello che si può affermare sin da ora è che sicuramente saranno svolte alcune prove con le stesse modalità impiegate per gli impianti totalmente in titanio.

## 6.7 BIBLIOGRAFIA

[1] <http://www.bio-saf.com/prodotti/winsix01.html>

- [2] Norma UNI EN 1642 2004
- [3] Norma UNI EN ISO 14801 2005



---

***PARTE IV:***  
***PROVE SU MATERIALI DA IMPRONTA***  
***ED APPARECCHI ORTODONTICI***

---

# CAPITOLO 7

## STUDIO DEI MATERIALI DA IMPRONTA

### 7.1 INTRODUZIONE

I materiali da impronta, vale a dire i materiali attraverso cui si ricava il calco delle arcate dentarie, rivestono un ruolo fondamentale nelle applicazioni odontoiatriche di routine e condizionano parte del successo di una protesi; le svariate applicazioni che li coinvolgono comprendono ad esempio il rilievo delle impronte di precisione necessarie per la costruzione delle protesi.

Tra le diverse proprietà che caratterizzano questi materiali, una delle più significative è la fluidità, perché responsabile della scorrevolezza del prodotto anche in zone difficili e quindi determinante per il grado di precisione nel rilievo dei dettagli. Per valutare questa proprietà, l'azienda 3M ha proposto un test, denominato **"Shark-Fin Test"** [1]; il nome deriva dalla forma assunta dai campioni, somiglianti appunto ad una pinna di squalo. Da questo test si ricavano degli oggetti la cui altezza è determinata dall'attitudine del materiale a riempire una fessura ricavata nello stampo, quindi direttamente proporzionale alla fluidità dell'impasto.

Per valutare l'altezza delle "pinne" dapprima si è seguito il metodo correntemente utilizzato, che prevede l'utilizzo del **calibro**. Questo strumento si è rivelato però inadeguato, in quanto, lavorando a contatto, nel corso della misura va ad alterare l'altezza del campione, per sua natura molto flessibile; i risultati che se ne ottengono sono quindi scadenti riguardo a ripetibilità e riproducibilità. Si è quindi valutata la possibilità di effettuare una scansione dell'oggetto, appositamente movimentato da slitte micrometriche, attraverso un sensore laser a triangolazione; anche questo metodo si è rivelato non idoneo, non in termini di accuratezza della misura, bensì riguardo al tempo necessario per l'acquisizione ed alla complessità delle apparecchiature coinvolte.

Lo scopo di questa parte del lavoro è stato quindi quello di progettare un banco di misura che consentisse una misura delle pinne, non solo senza contatto, ma anche rapidamente e con una complessità ridotta. Entrambe queste esigenze hanno fatto sì che ci si orientasse verso i **metodi ottici**. La prima idea è stata quella di avvalersi di misure effettuate su rilievi fotografici dell'oggetto, se le pinne fossero state come in Figura 7.11, sarebbe bastato fotografarle frontalmente e misurare l'altezza della pinna in pixel e poi tradurla in millimetri tramite una taratura del software. In realtà però i campioni si presentavano come nella Figura 7.20 e la volontà di non modificare i provini più dello stretto necessario (vedasi paragrafo 7.1.2 in particolare la Figura 7.9 e la Figura 7.10) ha fatto sì che si dovessero abbandonare tutti i metodi ottici "statici", vale a dire basati su una sola acquisizione dell'immagine dell'oggetto. Tra i vari metodi basati su sistemi di visione "dinamici" che si sarebbe potuto adottare, ci si è orientati verso un misuratore di forma basato sull'analisi delle perturbazioni causate dal campione sulla lama d'ombra che lo scansiva. Scendendo più nel dettaglio: le misure con il nuovo sistema avvengono facendo transitare sul campione una lama d'ombra opportunamente generata, mentre una videocamera, movimentata solidalmente ai sistemi di illuminazione e di generazione dell'ombra, registra costantemente la scena; la serie di immagini che se ne ricava viene poi analizzata in termini di intensità luminosa, dal momento che la forma della zona di transizione tra luce ed ombra è determinata dalla forma dell'oggetto in esame.

Si è attuata quindi una procedura per la taratura statica dello strumento per determinare la relazione attraverso la quale far corrispondere i valori di intensità luminosa registrati a quelli di altezza del campione. I provini da misurare erano 160, divisi in due classi da 80 elementi ciascuno; la divisione in classi è stata operata in base a differenti procedure di produzione della pinna, ogni classe era composta da otto materiali, per ognuno dei quali erano stati preparati dieci provini; l'elevato numero di elementi misurati ha poi permesso il trattamento in termini statistici dei dati ottenuti.

#### 7.1.1 I MATERIALI

I materiali attualmente utilizzati per il rilievo di impronte sono quasi tutti costituiti da polietere ed hanno sostituito le diverse mescole utilizzate fino agli anni settanta grazie non solo alle loro migliori prestazioni, ma anche al fatto che non rilasciano sottoprodotti potenzialmente nocivi in fase di polimerizzazione.

La precisione e l'affidabilità con cui i materiali da impronta a base di polietere rilevano i dettagli è dovuta

essenzialmente a tre loro caratteristiche: la tissotropia, l'idrofilia ed il tempo di Snap-Set. La **tissotropia** determina la riduzione della viscosità in presenza di una forza esterna, terminata l'applicazione della forza, la viscosità torna ai suoi livelli originali. Tale proprietà è fondamentale nella fase iniziale della presa dell'impronta, durante la miscelazione e l'iniezione nel portaimpronta il materiale deve essere infatti il più fluido possibile; una elevata fluidità sarebbe invece dannosa dopo l'applicazione in bocca, in quanto il materiale colerebbe via. Essa è determinata dall'aggiunta al polietere base di additivi, che, nel corso dell'applicazione della forza esterna, allineano i loro reticoli facendo diminuire la viscosità complessiva del materiale. L'**idrofilia** è invece determinante per l'adesione dell'amalgama alle superfici umide dei denti, unita al corretto valore di viscosità, essa permette di riprodurre bene superfici dai profili complessi. L'ultima proprietà, il **tempo di Snap-Set**, è invece determinante per il mantenimento dell'impronta rilevata, in quanto definisce le modalità di transizione del materiale dallo stato plastico allo stato elastico (Figura 7.1). Durante la fase di lavorazione, il materiale da impronta deve essere totalmente plastico per poter scorrere in modo ottimale, nel corso del processo di polimerizzazione, il materiale deve acquisire proprietà elastiche sempre maggiori fino a divenire, al termine della polimerizzazione, un materiale quasi completamente elastico. Dato che una certa elasticità già in fase di lavorazione potrebbe provocare tensioni nel materiale, con il conseguente rischio di realizzare impronte imprecise, è necessario che il passaggio del materiale dallo stato plastico a quello elastico avvenga con modalità e tempi definiti. Il polietere ha avuto notevole successo nel campo dei materiali da impronta anche perché la sua polimerizzazione inizia dopo un tempo tale da consentire l'inserzione in bocca del portaimpronta e prosegue rapidamente, bloccando la configurazione assunta dall'amalgama. Come visibile nella Figura 7.1, per i siliconi tale transizione è meno brusca, il che si traduce anche in più lunghi tempi di permanenza dell'amalgama in bocca.

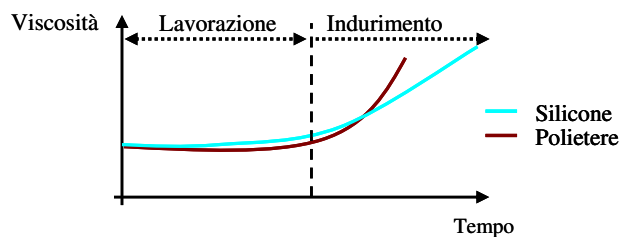


Figura 7.1 - Snap-set (transizione plastico-elastica) di due materiali da impronta

### 7.1.2 LO SHARK-FIN TEST

Lo Shark-Fin Test è una metodologia di prova proposta dalla 3M allo scopo di standardizzare la produzione dei campioni attraverso i quali confrontare le prestazioni di diversi materiali da impronta. L'**attrezzatura** necessaria alla costruzione del provino (Figura 7.2) è composta da diversi pezzi da interconnettere; tale frammentazione ha anche lo scopo di permetterne una perfetta pulizia.

Il primo passo della **costruzione del provino** è la preparazione del materiale, che deve avvenire attraverso l'apposito miscelatore automatico e seguendo le istruzioni fornite dal produttore; con l'impasto ottenuto si riempie la **base** (Figura 7.3) e se ne livella la sommità con una spatola (Figura 7.4), in modo da utilizzare per ogni provino il corretto volume di materiale, pari a 10 ml. L'eventualità della formazione di bolle d'aria all'interno del provino viene evitata tenendo la punta del miscelatore immersa nell'amalgama nel corso della fase di riempimento. Sulla base viene poi posizionato il **contenitore metallico** al cui interno si trova lo **stampo**; quest'ultimo a sua volta è costituito da un involucro contenente due metà dal peso complessivo di 147 g, sagomate in modo tale da formare una cava a sezione triangolare di larghezza massima 1.6 mm. Trascorso un determinato tempo, lo stampo viene sganciato (Figura 7.5) e lasciato affondare nell'amalgama sottostante che penetrerà all'interno della fessura in misura diversa a seconda della propria scorrevolezza; trascorso il determinato periodo di tempo necessario all'indurimento, il cilindro viene rimosso (Figura 7.6) e i vari componenti smontati (da Figura 7.6 a Figura 7.9); il provino è da considerarsi pronti dopo averne rimosso l'eccesso di materiale dai bordi (Figura 7.10). La Figura 7.11 mostra un provino cui sono stati rimossi sia tutto il bordo esterno che parte della base in modo da enfatizzare la forma della pinna di cui si andrà a valutare l'altezza.

Le dimensioni dei provini ottenuti dal test sono dell'ordine di: diametro 25 mm, altezza del bordo 14 mm, spessore del bordo 2 mm, altezza totale del campione non superiore ai 25 mm, spessore della pinna al suo massimo 1.8 mm, altezza della pinna variabile in base al materiale.

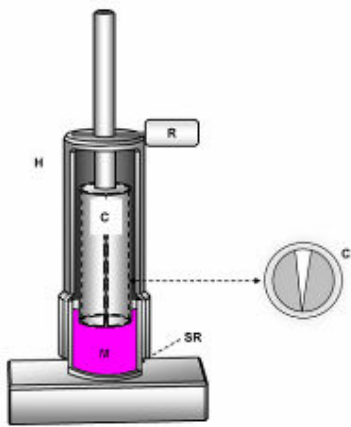


Figura 7.2 - Attrezzatura per lo Shark-Fin Test

H (housing): contenitore metallico esterno

C: cilindro contenente le due metà dello stampo [di cui è riportata a lato la sezione]

R (rod): fermo pe il cilindro

SR (split ring): base che conterrà il materiale da plasmare

M: amalgama



Figura 7.3 - Riempimento della base



Figura 7.4 -Livellamento del materiale



Figura 7.5 - Rimozione del fermo dello stampo



Figura 7.6 e Figura 7.7 - Rimozione dell'involucro esterno (è visibile lo stampo circondato dal materiale polimerizzato)



Figura 7.8 - Estrazione del provino



Figura 7.9 - Lo stampo ed il provino



Figura 7.10 - Taglio dei bordi del provino



Figura 7.11 -Un provino

In questo caso la fase illustrata nella Figura 7.10 non è stata effettuata, i bordi venivano tagliati all'altezza del bordo del bicchiere, tagliarli maggiormente avrebbe oltrepassato "lo stretto necessario" accennato nell'introduzione del capitolo. Tutti i provini realizzati presentavano dei bordi molto più bassi di quanto illustrato nella Figura 7.9, tanto che in alcuni di essi i bordi non sono stati tagliati, risultando già alla stessa altezza del bicchiere.

## 7.2 LA TECNICA DI MISURA

### 7.2.1 STATO DELL'ARTE

Dallo studio bibliografico è emerso come i lavori pubblicati a riguardo [4, 5] trascurino l'aspetto metrologico del test, soffermandosi quasi esclusivamente sul confronto delle prestazioni dei vari materiali, in tutti i lavori le misure sono infatti state effettuate tramite l'utilizzo di un calibro; nell'ambito di questo lavoro, il calibro è parso fin da subito uno strumento poco adeguato, avendo come principale limite quello di lavorare a contatto. I campioni in esame sono infatti piuttosto cedevoli sia per il materiale che per la loro stessa forma, la misurazione con il calibro potrebbe dunque deformati, modificando la lettura anche il funzione della pressione applicata (si veda la Figura 7.12 Figura 7.12 e le seguenti). Inoltre con il calibro non si può scegliere dove posizionare il livello di 0, il fondo, della pinna, in quanto la base è fissata una volta poggiato lo strumento sulla punta della pinna.



Figura 7.12, Figura 7.13, Figura 7.14 e Figura 7.15 - Misurazione di un campione tramite calibro, effetto della pressione e livello base

Si è dunque deciso di effettuare uno studio preliminare per valutare la ripetibilità e la riproducibilità delle misure effettuate su un singolo oggetto, nello specifico una stessa pinna è stata misurata dieci volte da dieci operatori diversi utilizzando un calibro digitale ventesimale.

La **ripetibilità** è il grado di concordanza tra una serie di misure di uno stesso misurando, quando le singole misurazioni sono effettuate: dallo stesso operatore, con lo stesso strumento di misura, nel medesimo luogo, con le medesime condizioni di utilizzo dello strumento e del misurando, nell'arco di un breve periodo di tempo. La Figura 7.16 riporta l'andamento di dieci misure effettuate da uno stesso operatore sul medesimo campione i rapida successione (circa 2 minuti), si vede come il range di variabilità sia piuttosto ampio (0.58 mm) così come la deviazione standard (0.18 mm).

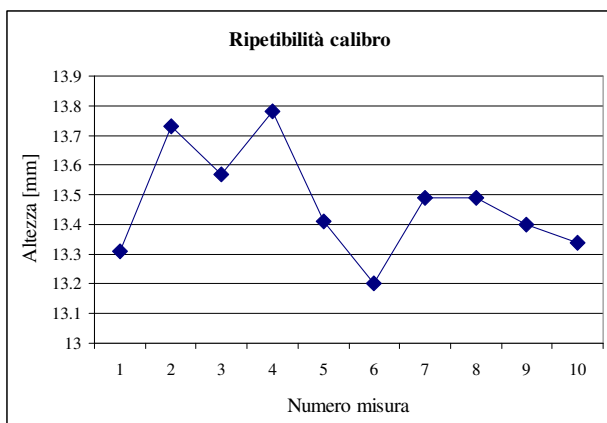


Figura 7.16 - Andamento di dieci misure effettuate da uno stesso operatore sul medesimo campione utilizzando un calibro

La **riproducibilità** invece non presuppone il mantenimento di tutte le condizioni operative, ma solo la specificazione delle condizioni che sono state variate. La sua valutazione è stata necessaria per confermare che le misure effettuate col calibro erano estremamente influenzate dall'operatore, per tale scopo, lo stesso campione è stato fatto misurare per dieci volte a dieci diversi operatori. La Figura 7.17 riporta gli andamenti di tutte le misure, la retta rossa rappresenta il valor medio delle misure, le rette tratteggiate individuano invece l'intervallo di confidenza al 95%, la Tabella 7.1 contiene un prospetto dei valori medi, delle deviazioni

standard e dei range di variabilità delle misure divise per singoli operatori; osservando la Figura 7.18 si vede come le letture siano molto variabili inter ed intra-operatore.

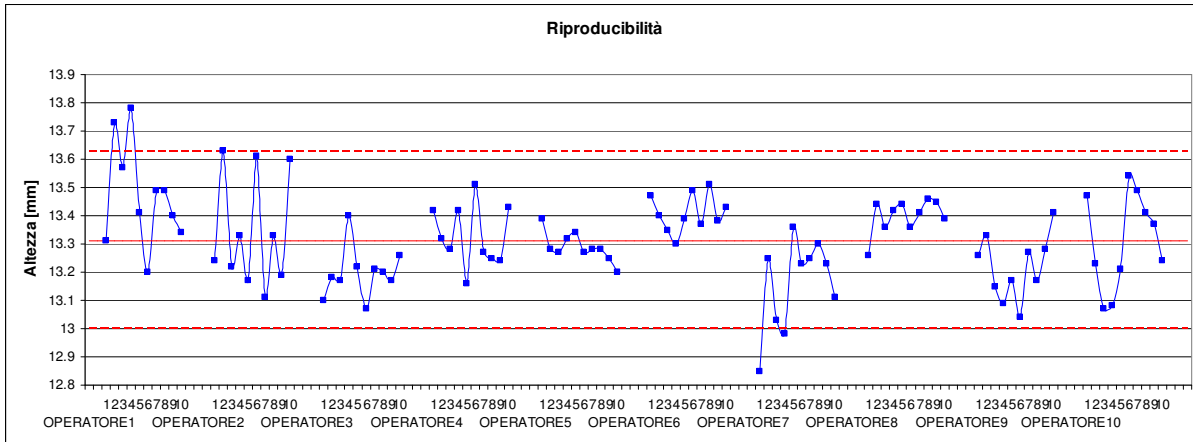


Figura 7.17 - Riproducibilità: andamento di dieci misure effettuate da dieci diversi operatori sul medesimo campione utilizzando un calibro

	range di variabilità [mm]	valor medio [mm]	deviazione standard [mm]
Operatore 1	0.58	13.47	0.18
Operatore 2	0.52	13.34	0.20
Operatore 3	0.33	13.20	0.09
Operatore 4	0.35	13.33	0.11
Operatore 5	0.19	13.29	0.05
Operatore 6	0.21	13.41	0.07
Operatore 7	0.51	13.16	0.16
Operatore 8	0.20	13.40	0.06
Operatore 9	0.37	13.22	0.11
Operatore 10	0.47	13.31	0.17

Tabella 7.1 - Riproducibilità: prospetto delle misure effettuate dai dieci operatori con il calibro

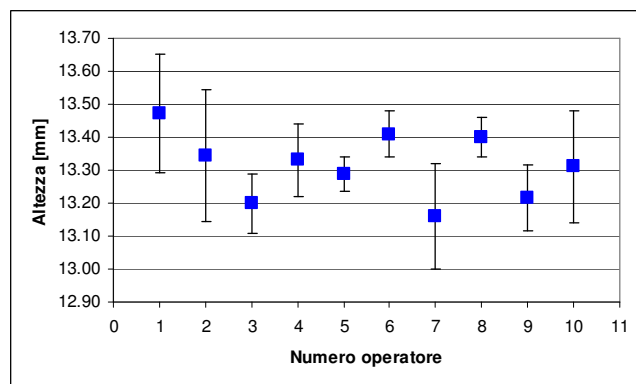


Figura 7.18 - Riproducibilità: andamento dei valori medi delle misure effettuate dai dieci operatori col calibro

### 7.2.2 IL METODO OTTICO

Dall’osservazione dei risultati esposti nel paragrafo precedente, si è deciso di misurare i campioni con un metodo senza contatto, la scelta del quale è avvenuta tenendo conto non solo dell’accuratezza ottenibile, ma anche dei costi e della facilità di utilizzo.

In un primo momento si era pensato di effettuare le misure tramite un sensore **laser a triangolazione**, tale soluzione mentre da un lato avrebbe permesso di ottenere un’elevata accuratezza, dall’altro avrebbe comportato la necessità di un sistema di movimentazione del provino all’altezza delle prestazioni dello strumento di misura. In altri termini: dato che lo spot del sensore ha un diametro di circa 200  $\mu\text{m}$ , la sommità della pinna, di larghezza massima 1.6 mm, avrebbe dovuto essere sottoposta ad almeno 3 diverse misurazioni (come illustrato nella Figura 7.20), le diverse acquisizioni sarebbero dovute avvenire quindi a circa 300  $\mu\text{m}$  l’una dall’altra. Una movimentazione a così alta precisione del provino sarebbe potuta avvenire soltanto attraverso l’utilizzo di slitte micrometriche, il loro costo non è però parso giustificato in questo contesto, considerando inoltre che qualsiasi metodo non a contatto avrebbe apportato considerevoli miglioramenti rispetto agli standard correnti.

Se i provini fossero stati tagliati come in Figura 7.11, le misurazioni sarebbero potute avvenire attraverso immagini fotografiche prese frontalmente, in modo da poter valutare contemporaneamente il livello di base e la sommità della punta. In questo caso si è però scelto di intaccare il provino il meno possibile, tanto che i

bordi esterni sono stati tagliati tutti allo stesso livello rispetto allo stampo, come riportato in Figura 7.20.



Figura 7.19 - Vista dall'alto di un provino con disegnati in scala tre spot del sensore a triangolazione



Figura 7.20 - Esempi di provini di diversi materiali

Si è dunque deciso di utilizzare un metodo ottico che lavorasse dall'alto, la scelta è ricaduta su una tipologia di triangolazione che sfrutta una **lama d'ombra**, nello specifico vengono analizzate le perturbazioni prodotte dall'oggetto sulla lama d'ombra, perturbazioni quindi proporzionali all'oggetto stesso. In altri termini: la ricostruzione della forma avviene lungo una riga che via via si sposta spazzando tutto il campione, posizionando una terna destrorsa sotto la camera al posto del campione, ogni singolo frame del filmato permette dunque di calcolare  $Z(X)$ , mentre l'intera serie di immagini consente di ottenere  $Z(X,Y)$ . Sul campione, che rimane fermo (condizione dettata dal fatto che le pinne più alte, se mosse, tenderebbero ad ondeggiare), viene fatta transitare una lama d'ombra generata attraverso un sistema di illuminazione ed un profilo metallico mentre una telecamera registra costantemente la scena sottostante. La Figura 7.21 e le due seguenti riportano dei frammenti da fotogrammi diversi nei quali si nota lo scorrere dell'ombra. [Nota: le immagini appaiono poco nitide perché sono estremamente ingrandite, la dimensione originale dei singoli riquadri è di 117x103 pixel].



Figura 7.21, Figura 7.22 e Figura 7.23 - Tre diversi fotogrammi acquisiti durante la misura di un campione

Sui filmati ottenuti dalla telecamera si effettua poi un'**elaborazione** attraverso un algoritmo implementato in ambiente LabView, che permette di analizzare le perturbazioni subite dalla lama d'ombra. Il filmato originale viene scomposto nei suoi singoli fotogrammi (320x240 pixel, 8 bit) che a loro volta vengono convertiti in immagini monocromatiche scegliendo un solo piano-colore. Dopo averne selezionato la sottomatrice di interesse ed averla trasposta, un frame relativo ad un generico istante si presenta come nella Figura 7.24; in esso si possono notare i vari livelli assunti dal fronte d'ombra sul bordo esterno, sulla base del provino e sulla pinna, nella figura è anche evidenziata la riga la cui elaborazione è alla base dei grafici successivi. Ogni singola riga viene analizzata in termini dell'intensità luminosa posseduta dai suoi elementi

(Figura 7.25) ed il segnale risultante viene sottoposto ad un filtraggio di tipo passa-basso; dal grafico (Figura 7.26) si vede come tale operazione provochi non solo lo smoothing della curva, ma anche la comparsa di valori out-of-range, vale a dire superiori a 256 o inferiori a 0.

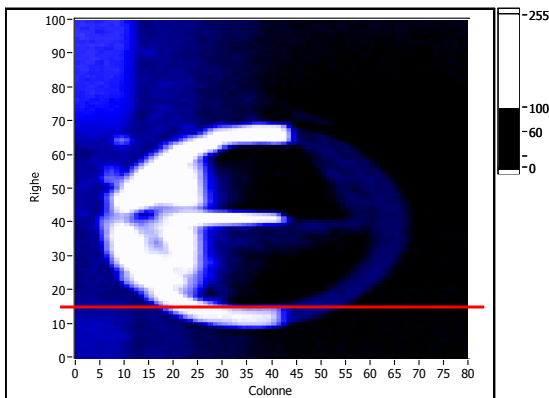


Figura 7.24 - Un frame prima dell'elaborazione la riga rossa indica la posizione della riga analizzata nelle figure successive

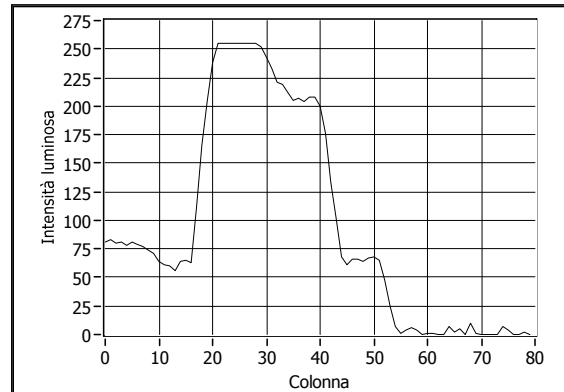


Figura 7.25 - Andamento non filtrato dell'intensità luminosa registrato nella riga evidenziata nella figura precedente

L'intensità luminosa dei vari pixel avrà un valore basso dove l'oggetto non è presente o è in ombra, mentre avrà valore alto nel caso riguardi l'oggetto illuminato; derivando la curva dell'intensità luminosa si può quindi avere la prima indicazione della posizione del fronte d'ombra, dato che la derivata presenterà un massimo nella zona di passaggio ombra-luce ed un minimo nella transizione luce-ombra, come mostrato nella Figura 7.27. Dato che si stava cercando la transizione luce-ombra, la curva derivata è stata invertita di segno, in modo che i suoi minimi diventassero massimi e fossero più facilmente rilevabili; per ognuna delle righe del singolo frame si troverà dunque la posizione del suo punto di massimo.

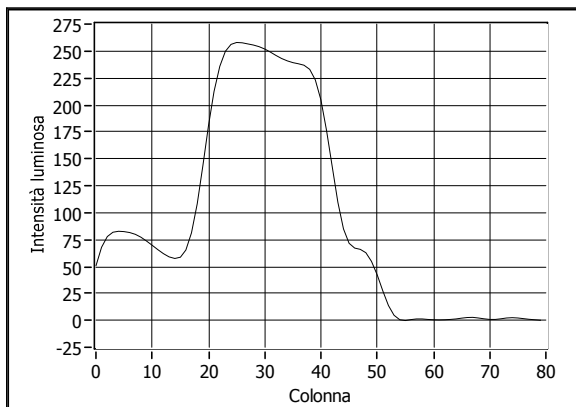


Figura 7.26 - Andamento del grafico precedente dopo il filtraggio

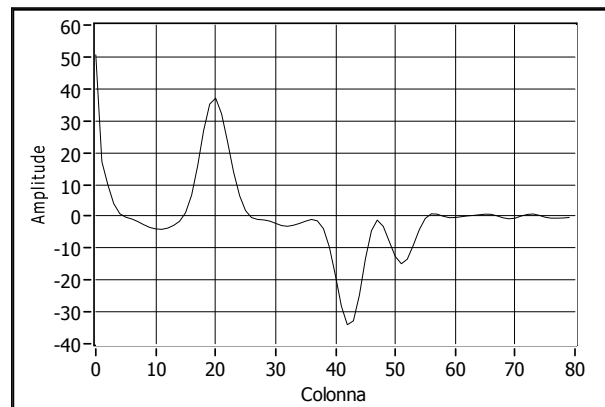


Figura 7.27 - Derivazione della curva riportata nella figura precedente

Terminata l'elaborazione di tutte le righe del frame si otterrà quindi un array mono-dimensionale con tanti elementi quante sono le righe del frame stesso e nel quale ogni elemento conterrà la collocazione del massimo della riga che lo ha originato. In questo caso, essendo partiti da una matrice di 100x80 elementi, si otterrà un array 100x1, i cui elementi a loro volta avranno un valore compreso tra 0 e 80 (numero massimo delle colonne) e con un andamento tale da ricostruire la forma del fronte d'ombra originario, come riportato nella Figura 7.28. Ogni frame dà quindi origine ad una colonna del grafico relativo al filmato complessivo, mostrato nella Figura 7.29 dopo essere stato sua volta sottoposto ad un filtraggio passa-basso. Nelle Figure precedenti è stato analizzato il sedicesimo frame del filmato, il grafico riportato nella Figura 7.28 corrisponde dunque alla sedicesima colonna del grafico nella Figura 7.29; dalla Figura 7.25 alla Figura 7.27 sono riportati invece i passaggi necessari all'ottenimento del quindicesimo elemento di tale colonna.

Da quanto detto emerge anche che il valore associato all'altezza della pinna, C, è pari all'indice di colonna dell'elemento per il quale l'inverso della derivata dell'intensità luminosa su tutta la riga presenta un massimo.

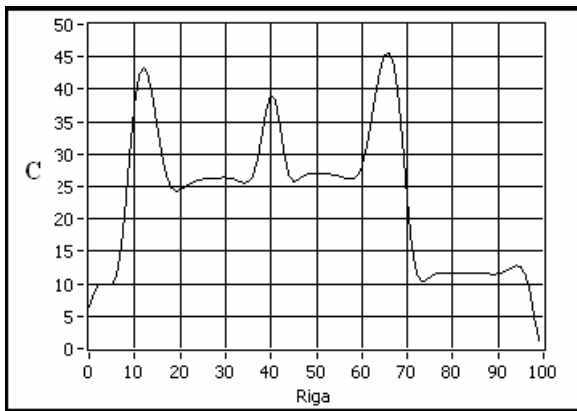


Figura 7.28 - Grafico finale derivante dal frame della Figura 7.24

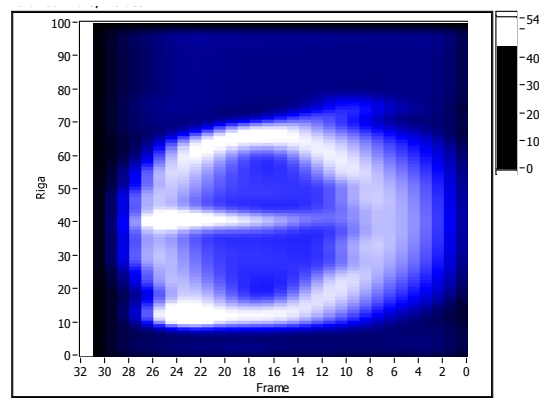


Figura 7.29 - Grafico finale derivante dalla sequenza di cui la Figura 7.24 era il sedicesimo frame

### 7.3 IL BANCO DI MISURA

Il banco di misura, di cui la Figura 7.30 riporta un dettaglio, si compone di tre diversi sistemi: uno per generare la lama d'ombra, uno di visione per registrare la scena ed uno di movimentazione dei precedenti.

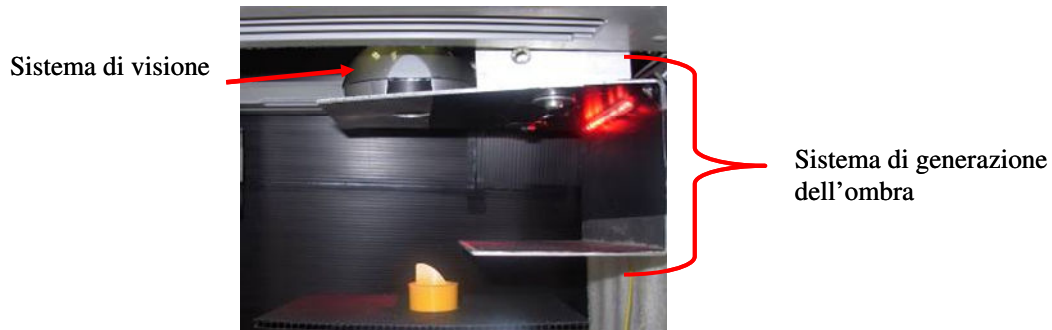


Figura 7.30 - Vista laterale del sensore utilizzato (il provino è in posizione corretta)

Il sistema di **generazione** della lama d'ombra è costituito da dei led vincolati ad un profilato metallico, esso ha inoltre il compito di muovere la telecamera solidalmente alla lama stessa. I led sono stati scelti come sistema di illuminazione in quanto forniscono luce monocromatica e priva di componenti nell'Infrarosso e nell'Ultravioletto; prima di scegliere il tipo di colore da utilizzare sono stati provati sia led rossi che verdi. Nel caso di led verdi, erano particolarmente rumorosi i piani-colore del verde e del rosso, nel caso dei led rossi invece il rumore si concentrava prevalentemente nel piano del rosso (si osservi ad esempio la retta riportata nella Figura 7.34); si è dunque deciso di illuminare utilizzando 10 led rossi ad alta luminosità, che sono stati disposti in parallelo e dotati di alimentazione indipendente dagli altri componenti del banco.

Il sistema di **visione** è costituito da una telecamera commerciale, uno dei requisiti del banco era infatti quello di essere a basso costo, quindi non si è ritenuto opportuno utilizzare un hardware particolarmente ricercato. Va però detto che i sensori CCD normalmente utilizzati nelle telecamere commerciali forniscono buone prestazioni, quello che invece si scosta molto dal livello della strumentazione da laboratorio è l'ottica che li precede.

La telecamera è stata posizionata ortogonalmente all'oggetto e si è inclinata la sorgente di illuminazione; in questo modo è stato possibile sia limitare gli errori di ricostruzione dovuti alla vista in prospettiva dell'oggetto pur mantenendo l'ottica commerciale sia alleggerire i calcoli necessari alla ricostruzione della geometria dell'oggetto. L'acquisizione dei filmati avveniva a 15 frame/s, la risoluzione del sensore CCD era di 240x320 pixel, quindi, seppur non alta, adeguata alle dimensioni dello specifico provino.

Il sistema di **movimentazione** (non riportato nella figura) è infine costituito da un motore passo-passo e dal relativo circuito di pilotaggio. Questo tipo di motore è stato scelto perché è controllabile molto agevolmente

via computer e può ruotare indifferentemente in ambo i versi; per contro esso produce delle vibrazioni che influenzano negativamente le prestazioni della telecamera, inoltre a bassi regimi può manifestare un comportamento instabile. Il motore era controllato dallo stesso computer che gestiva l'acquisizione delle immagini, in questo modo si è potuto ottimizzare l'utilizzo del banco, acquisendo solo i frames (in media venticinque per campione) che effettivamente contenevano delle informazioni.

I limiti del banco erano dunque il motore con cui si movimentava la telecamera e l'ottica della stessa; la velocità non nota e le vibrazioni del primo hanno infatti impedito di avere una risoluzione strutturale nota nella direzione di avanzamento, mentre la seconda ha impoverito la qualità delle informazioni che arrivavano al sensore, è stata infatti utilizzata l'ottica propria della telecamera, che aveva quindi delle caratteristiche inferiori a quelle della strumentazione comunemente utilizzata a scopo di misura.

## 7.4 TARATURA DEL SISTEMA

Prima di poter procedere con le misure è stato necessario tarare il sistema costruito, allo scopo di ricavarne la retta di taratura; si è deciso dunque di procedere analizzando le risposte date dal sistema al variare della quota imposta ad un oggetto.

Il **campione** scelto era di caratteristiche simili ai materiali da testare, si è utilizzato infatti uno di campioni difettosi che si era deciso di escludere dalle statistiche; il suo colore (viola) era tale da sommare in sé molte delle caratteristiche dei vari gruppi. L'oggetto è stato vincolato ad una barra metallica, a sua volta vincolata ad un lab-jack la cui quota era regolabile tramite una vite; con questo sistema è stato possibile far variare l'altezza cui si trovava il campione a **passi** discreti e costanti, nello specifico pari a 0.02 mm, coprendo un'altezza di 30 mm, vedasi Figura 7.30. La quota raggiunta dal campione veniva monitorata tramite un sensore laser a triangolazione (Keyence, LC-2320) e ad ogni step di salita veniva registrato una sequenza di immagini di cui si analizzavano i valori di intensità luminosa nella zona di interesse; la Figura 7.31 e le due seguenti riportano tre fotogrammi acquisiti ad altezze crescenti.



Figura 7.31, Figura 7.32 e Figura 7.33 - Fotogrammi acquisiti in fase di taratura alla quota rispettivamente di 5, 15 e 25 mm

I filmati acquisiti erano a colori, ma per poter essere analizzati dovevano essere convertiti in immagini monocromatiche; si è dunque deciso di estrarre più **piani-colore**, in modo da poterne confrontare i risultati, nello specifico sono stati valutati i tre piani della scomposizione RGB (Rosso, Verde e Blu) ed il piano dell'Intensità Luminosa. La nuvola di punti ottenuta ( $q_i$ = quota cui era sollevato il campione,  $q_o$ = valore registrato espresso dalla C) è stata approssimata col metodo dei **minimi quadrati**, a riguardo si rimanda all'APPENDICE III, ottenendo l'equazione della retta di taratura e la stima dell'incertezza del sistema. Dalla Figura 7.34 alla Figura 7.37 sono riportate le rette di taratura calcolate per i diversi piani-colore, la Tabella 7.2 riporta invece un prospetto delle equazioni delle rette calcolate nei vari casi.

Piano-colore	m	b
Red	2.57	15.11
Blue	2.20	13.84
Green	2.42	13.26
Intensity	2.50	13.68

Tabella 7.2 - Prospetto dei coefficienti delle rette di taratura ricavate dai diversi piani-colore

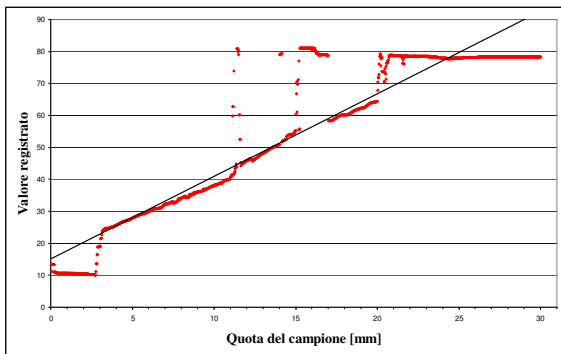


Figura 7.34 - Retta di taratura del sistema ottenuta analizzando il piano-colore del Rosso

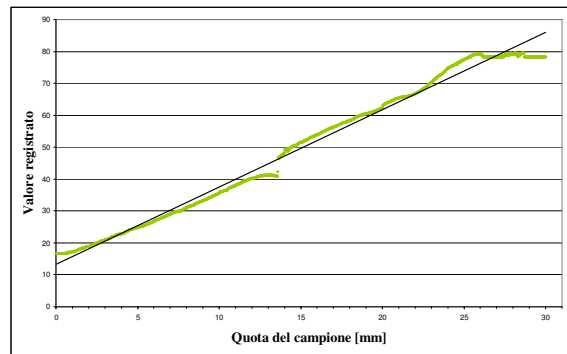


Figura 7.35 - Retta di taratura del sistema ottenuta analizzando il piano-colore del Verde

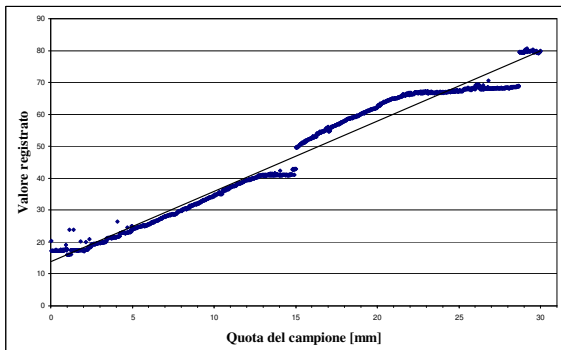


Figura 7.36 - Retta di taratura del sistema ottenuta analizzando il piano-colore del Blu

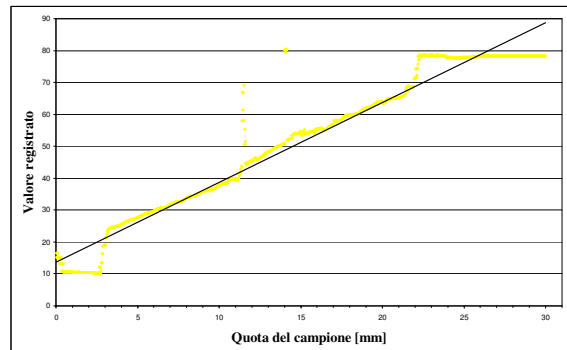


Figura 7.37 - Retta di taratura del sistema ottenuta analizzando il piano-colore dell'Intensità

Dopo aver analizzato i diversi set di risultati, si è deciso di lavorare sempre su piano del verde. Il calcolo dell'**incertezza** effettuato ha portato a stabilire in  $\pm 1.88$  mm il valore a due sigma; si è dunque utilizzato l'approccio statistico, valutando l'incertezza di categoria A, utilizzando una popolazione di 1485 campioni. Va detto che, essendo il sistema in fase di studio di fattibilità, non era richiesta un'incertezza particolarmente bassa, infatti qualsiasi valore essa avesse assunto sarebbe comunque stato indice di prestazioni migliori rispetto allo stato dell'arte attuale (misure effettuate con il calibro) in cui essa non è quantificabile. Dato che la base della pinna non avrebbe mai avuto un'altezza inferiore al millimetro, né la sua sommità sarebbe stata ad una quota maggiore di 25 mm, la stima dell'incertezza è stata nuovamente effettuata considerando solo il range da 1 a 25 mm. I risultati di questi nuovi calcoli mostrano come il maggior contributo sia dato dalle fasce estreme della nuvola di punti, in questo secondo caso infatti l'incertezza a due sigma ha un valore di  $\pm 1.19$  mm.

Al termine della taratura sono state effettuate delle prove di **ripetibilità**: uno degli operatori che aveva in precedenza effettuato le prove di riproducibilità ha misurato il medesimo campione per dieci volte con il metodo ottico. I risultati delle prove sono riportati nella Figura 7.38 e nella Tabella 7.3, si nota come tra i risultati ottenuti da questo operatore con il calibro e quelli ottenuti con il metodo ottico sia presente uno scarto medio di 0.81 mm, a conferma dal fatto che le misure con il calibro tendono ad abbassare la pinna nel corso della misura stessa. Si nota inoltre come la deviazione standard ottenuta col metodo ottico sia la terza parte di quella calcolata nel caso delle misure col calibro; con riferimento alla Tabella 7.1, si vede come un solo operatore su dieci avesse ottenuto con il calibro una deviazione standard più bassa, parimenti tra i due valori medi si ha una notevole discrepanza. Nonostante l'incertezza gravante sulle misure ottenibili con questo banco non sia molto bassa, si può comunque affermare che si è apportato un notevole miglioramento rispetto allo standard.

Le prove di riproducibilità invece non sono state ripetute in quanto in questo caso il parametro operatore non ha influenza sul risultato della misura.

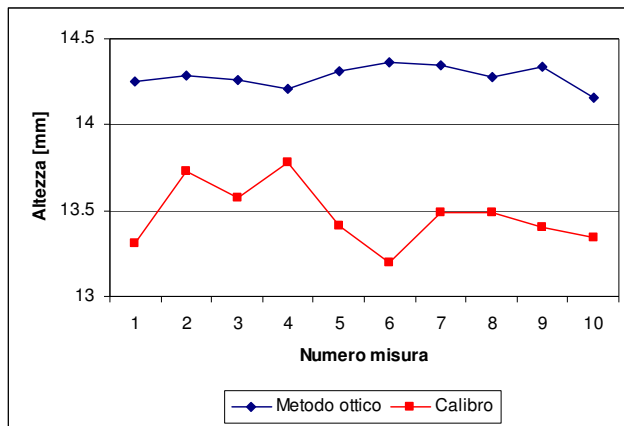


Figura 7.38 - Ripetibilità: confronto tra le misure effettuate da uno stesso operatore sulla medesima pinna con il calibro e con il metodo ottico (dieci misure per ogni tecnica)

	Calibro	Metodo ottico
range variabilità [mm]	0.58	0.21
valor medio [mm]	13.47	14.28
deviazione standard [mm]	0.18	0.06

Tabella 7.3 - Ripetibilità: prospetto di valori medi e deviazioni standard delle misure riportate in Figura 7.38

## 7.5 PROVE SPERIMENTALI

In questo lavoro sono stati confrontati diversi tipi di materiali, a loro volta suddivisi in due classi: nel caso dei **provini** appartenenti alla **Classe A** lo stampo è stato sganciato una volta raggiunto l'80% del valore del rispettivo tempo di lavorazione specificato dal produttore, nel caso dei provini appartenenti alla **Classe B** lo stampo è stato rilasciato dopo 25 secondi dalla fine del tempo di miscelazione, quindi ad un tempo minore di quanto fatto per la classe A. Il **tempo di lavoro** è un tempo che comprende il tempo di miscelazione ed il tempo mediamente necessario a riempire i portaimpronta e ad arrivare alla bocca del paziente, è quindi il tempo durante il quale il materiale può essere preparato ed entro il quale deve essere posto in opera; un prospetto dei tempi di lavorazione dei singoli materiali è riportato nella Tabella 7.4. Il tempo di 25 secondi è stato fissato dagli odontoiatri, in quanto è il tempo mediamente necessario a prendere velocemente l'impronta di un dente singolo in condizioni di lavoro comode.

Ciascuna delle due classi era composta da ottanta campioni, dieci per ognuno dei materiali in esame, quattro provini in totale non sono stati considerati perché in condizioni non idonee. Sono stati utilizzati otto tipi di **materiali** da impronta commerciali forniti dal produttore (3M,ESPE): Impregnum, Permadyne Penta Heavy, P2 Light, P2 Monofase, P2 Heavy, Aquasil Ultra XLV Reg Set, Aquasil Ultra LV Reg Set, Aquasil Ultra Heavy Reg. Nello specifico, i primi cinque materiali sono a base di polietere, mentre gli ultimi tre sono dei siliconi di nuova generazione (resi idrofili tramite additivazione).

La Tabella 7.5 e la Tabella 7.6 riportano un prospetto dei valori medi e delle deviazioni standard ottenuti dalle misure sulle due classi di campioni; la Figura 7.39 e la Figura 7.40 riportano invece i prospetti di tali misure, (i diversi valori assunti da uno stesso materiale sono stati collegati da linee in modo da rendere più agevole la comprensione visiva del loro andamento), la Figura 7.41 e la Figura 7.42 riportano infine i valori medi delle altezze ottenute per i diversi tipi di materiale.

Impregnum	165
Permadyne Penta Heavy	150
P2 Light	120
P2 Monofase	120
P2 Heavy	120
Aquasil Ultra XLV	150
Aquasil Ultra LV	150
Aquasil Ultra Heavy	150

Tabella 7.4 - Tempi di lavorazione consigliati dal produttore per i vari materiali [valori in secondi]

Dall'osservazione degli istogrammi sopra riportati si evince come il materiale che fornisce le migliori prestazioni in entrambi i casi sia l'Aquasil Ultra XLV. Similmente appare evidente l'anomalia del primo campione della serie A dell'Aquasil Ultra LV, escludendolo dall'analisi il P2 light si dimostra in entrambe le classi come il materiale a maggiore range di variabilità.

I campioni della classe B si sono dimostrati quasi tutti più alti rispetto a quelli ottenuti rilasciando lo stampo

al termine del tempo consigliato dal produttore; i rapporti tra le altezze dei vari materiali osservati nel caso precedente non si sono mantenuti perché in questo caso veniva a cadere la costanza del grado di polimerizzazione raggiunto al momento dell'applicazione della forza. Si è dunque dedotto come in questo secondo ciclo di prove venissero favoriti i materiali con tempo di polimerizzazione più lungo, non a caso il maggior incremento di prestazioni si è avuto nei materiali silicnici meno addizionati (Aquasil Ultra Heavy e LV), quelli per cui il tempo di transizione plastico-elastica è maggiore (vedasi Figura 7.1).

La Figura 7.43 riporta un prospetto delle differenze di altezza rilevate fra i campioni della classe A e quelli della classe B, si nota come il materiale Aquasil Ultra XLV sia l'unico la cui altezza diminuisce nel passare dal metodo di preparazione A a quello B.

Se invece i materiali testati vengono divisi per composizione chimica, da un lato quelli a base di polietere e dall'altro i silicnici, la gerarchia dettata dalle migliori prestazioni viene mantenuta indipendentemente dai tempi di lavorazione: per i polieteri le maggiori altezze si hanno con il P2 Light, decrescendo attraverso Impregnum, Permadyne Penta H, P2 Monofase e P2 Heavy, pressoché equivalenti; per i silicnici invece: Aquasil Ultra XLV, Aquasil Ultra LV ed infine Aquasil Ultra Heavy.

	range di variabilità [mm]	valor medio [mm]	deviazione standard [mm]
Impregnum	2.30	9.59	0.631
Permadyne Penta H	0.65	9.01	0.213
P2 Light	4.87	10.79	1.630
P2 Monofase	0.99	4.63	0.317
P2 Heavy	0.54	4.65	0.210
Aquasil Ultra Heavy	1.31	3.96	0.427
Aquasil Ultra XLV	1.75	21.10	0.523
Aquasil Ultra LV	9.69	6.90	2.938

Tabella 7.5 - Prospetto dei risultati sui campioni della CLASSE A

	range di variabilità [mm]	valor medio [mm]	deviazione standard [mm]
Impregnum	1.94	13.88	0.665
Permadyne Penta H	0.91	9.62	0.247
P2 Light	3.45	18.54	1.041
P2 Monofase	1.79	8.35	0.531
P2 Heavy	1.23	8.48	0.489
Aquasil Ultra Heavy	3.11	10.01	0.851
Aquasil Ultra XLV	1.00	19.93	0.309
Aquasil Ultra LV	1.40	14.74	0.466

Tabella 7.6 - Prospetto dei risultati sui campioni della CLASSE B

## 7.6 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Lo strumento di misura illustrato in questo capitolo permette una misura più ripetibile e più riproducibile dei campioni rispetto alla metodologia comunemente utilizzata, vale a dire il calibro. La mancanza di contatto con il misurando permette di aumentare il livello di accuratezza ottenuto, il che in ambito odontoiatrico permette una migliore analisi del comportamento dei vari materiali. Utilizzando questo banco si sono potute rilevare delle differenze di comportamento tra i campioni delle due classi, segno che, come prevedibile, le modalità di preparazione influenzano le prestazioni del materiale.

In futuro questo banco potrà essere migliorato modificando l'ottica della telecamera, in modo da avere minori disturbi e poter arrivare ad un'incertezza molto più bassa di quella calcolata con questo allestimento. Per l'analisi dei materiali invece sarebbe opportuno valutare l'influenza della temperatura sull'altezza dei campioni; in questo studio infatti i vari provini erano stati preparati senza monitorare le condizioni di temperatura dell'ambiente e del materiale, andrebbero dunque studiate delle modalità di controllo delle condizioni dello stampo, in modo da poter arrivare a costruire i campioni alla temperatura cui sarebbero sottoposti nelle normali condizioni di utilizzo.

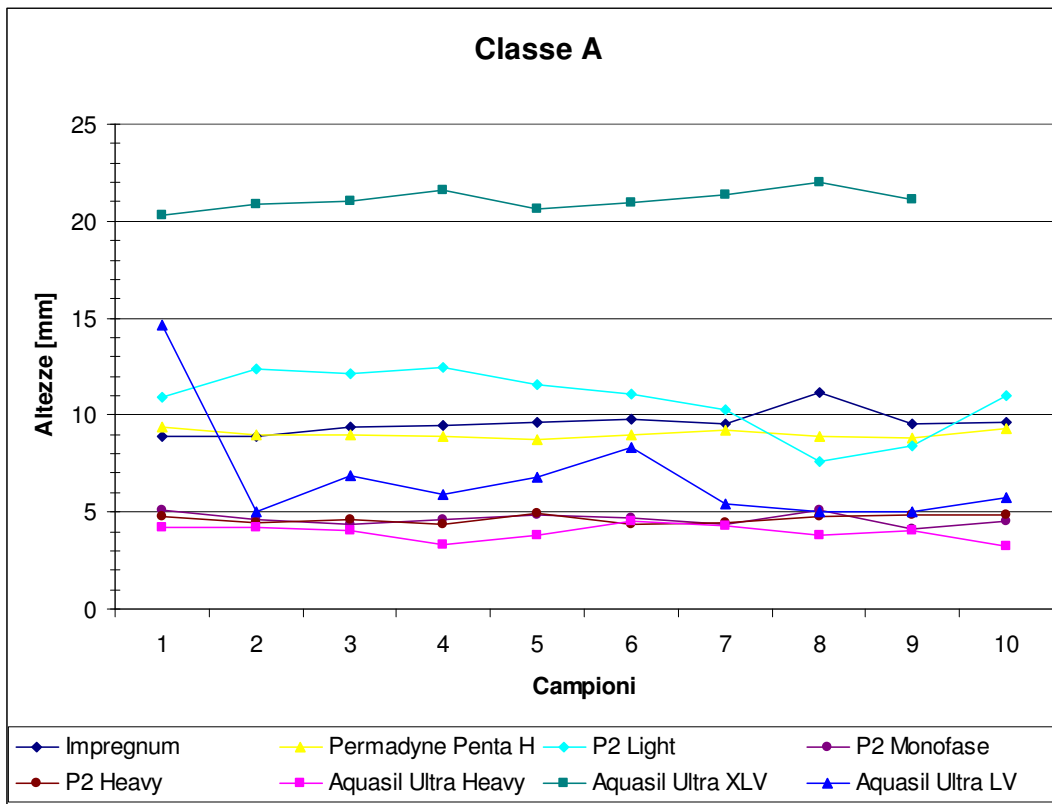


Figura 7.39 - Grafico complessivo delle misure effettuate sui campioni di Classe A

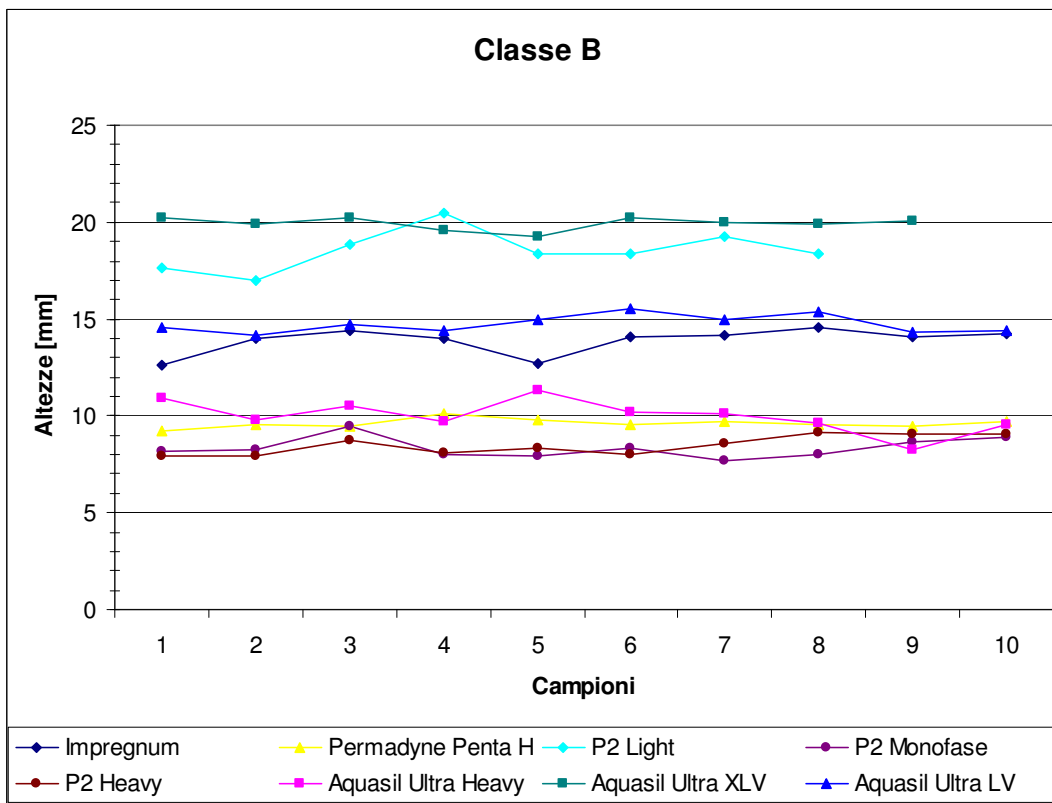


Figura 7.40 - Grafico complessivo delle misure effettuate sui campioni di Classe B

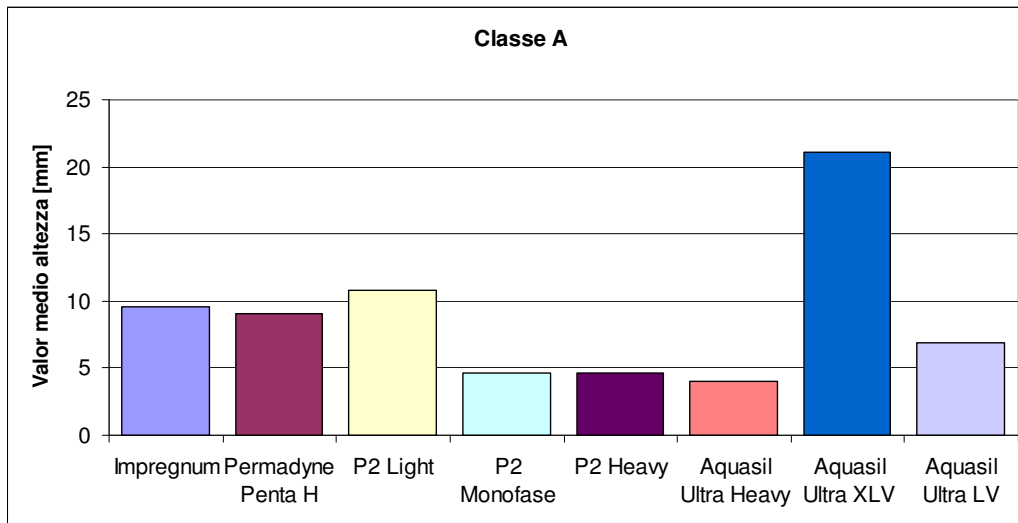


Figura 7.41 - Istogramma con i valori medi di ogni tipologia di materiale testato appartenente alla Classe A

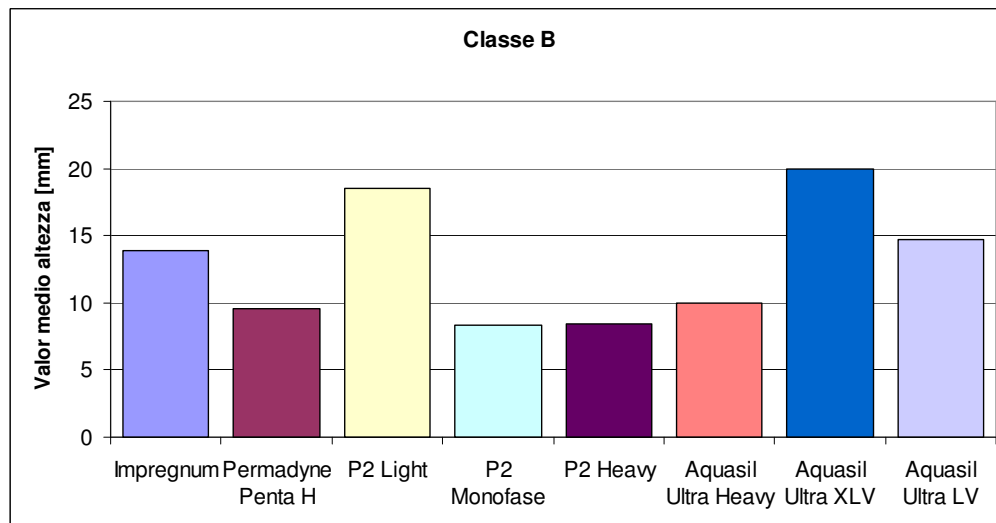


Figura 7.42 - Istogramma con i valori medi di ogni tipologia di materiale testato appartenente alla Classe B

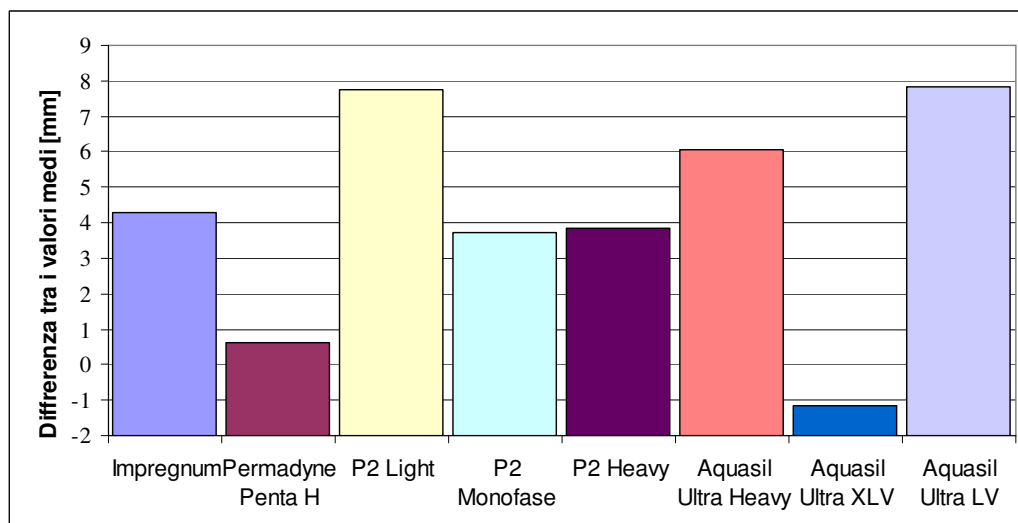


Figura 7.43 - Prospetto delle differenze tra i valori medi rilevati nella prima e nella seconda classe per ognuno dei materiali testati

## 7.7 BIBLIOGRAFIA

- [1] www.3M.com sia per le caratteristiche dei diversi materiali utilizzati, che per la definizione dello Shark-Fin Test
- [2] M. Balkenhol, M. Kanehira, W.J. Finger, B. Wostmann, 2007, Shark fin test and impression quality: A correlation analysis, *Journal of Dentistry*, 35, pp 409–415
- [3] J. Benchimol, R. Perry, G. Kugel, J. Hoffmann, 2005, Impression Materials Flow with 1mm Slit at End-Working-Time, *Proceedings of IADR 83rd General Session*, March 9-12, Baltimore
- [4] J.C. Broome, J.O. Burgess, N.C. Lawson, 2006, Flow of fast and regular set elastomeric impression materials, *Proceedings of IADR Pan European Federation*, September 13-16, Dublin
- [5] J.C. Russ, “Image Analysis Handbook” Third Edition, CRC Press LCC, Boca Raton, Florida, 1999
- [6] G. Fanti, “Sistemi di visione per misure dimensionali”, Edizioni Libreria Progetto, Padova, 1999
- [7] E.O. Doebelin, “Strumenti e metodi di misura”, McGraw-Hill, ISBN 88-386-6148-0
- [8] M. Loreti, “Teoria degli errori e fondamenti di statistica”, 1998, Decibel–Zanichelli, ISBN 88-08-09785-4

---

# CAPITOLO 8

## CARATTERIZZAZIONE

### DI UN APPARECCHIO ORTODONTICO

#### 8.1 INTRODUZIONE

In questo capitolo verrà illustrato lo studio compiuto in collaborazione con il dottor Paolo Pasquali, mirante a determinare i valori delle forze generate dall'apparecchio ortodontico riportato in Figura 8.1.

Il nome commerciale dell'oggetto analizzato è *treppiede* poiché, a fronte di un unico dente da distalizzare, tre denti sono utilizzati come appoggio per l'apparecchio stesso. Esso ad oggi non è ancora stato oggetto di studi sperimentali approfonditi, essendo stato solo recentemente brevettato dallo stesso dottor Pasquali.

Il sistema di attuazione è composto da una vite la cui funzione è quella di caricare le fasce che sono normalmente applicate alle corone dentarie; ogni quarto di giro della vite provoca un incremento della distanza tra le fasce di 0.2 mm. Generalmente le forze trasmesse da un generico apparecchio ai denti coinvolti si distinguono in forze "leggere" (minori di 2.5 N) e forze "ortopediche" (maggiori di 2.5 N). L'obiettivo di questa attività è quello di determinare l'entità delle forze trasmesse al dente da distalizzare ed a quello di appoggio, stabilendo a quale tipologia appartengano le forze trasmesse anche in funzione della tipologia di braccio distalizzatore utilizzata.

Per poter condurre le prove è stato necessario apportare delle modifiche all'apparecchio, illustrate nel paragrafo 8.2 insieme alle diverse tipologie di braccio studiate. La catena di misura utilizzata, illustrata nel paragrafo 8.3, è costituita da un supporto, sul quale sono stati vincolati sia l'apparecchio che le celle di carico, e dall'elettronica di controllo degli strumenti.

Le prove sperimentali sono state condotte secondo la logica illustrata nel paragrafo 8.4. I dati raccolti dalle singole prove sono poi stati elaborati in modo da dedurre il comportamento generalizzato dell'apparecchio; a tale scopo si sono utilizzati strumenti statistici quali la regressione polinomiale e si sono approfondite problematiche metrologiche delle prove, quali la ripetibilità e la riproducibilità (a riguardo si rimanda al paragrafo 8.5). Nel paragrafo 8.10 vengono confrontate le prestazioni dei diversi tipi di bracci analizzati (trattati singolarmente nei paragrafi dal 8.6 al 8.9).

Infine il paragrafo 8.11 è dedicato alle conclusioni del lavoro svolto e agli sviluppi possibili per questo studio.

#### 8.2 IL "TREPPIEDI"

##### 8.2.1 L'APPARECCHIO ORIGINALE

La Figura 8.1 mostra l'apparecchio oggetto delle prove montato su un calco della mascella. Una volta installato in bocca, esso servirà a distalizzare il molare destro, mentre gli altri denti imbragati forniranno tre punti di appoggio sui quali si scaricheranno le reazioni alla forza impressa al dente da spostare.



Figura 8.1 - *Treppiedi* installato su calco



Figura 8.2 - Apparecchio modificato



Figura 8.3 - Dettaglio delle piastre

In questo lavoro si è deciso di quantificare separatamente le forze agenti sul molare e sul premolare destri. L'analisi separata di entrambi i bracci permette infatti di verificare (o confutare) la tesi secondo la quale la spinta esercitata sul dente posteriore è di gran lunga superiore a quella analizzata sul dente anteriore e di valutare se quest'ultima sia trascurabile o meno. Il progetto del *treppiede* considera infatti che tutti i denti, tranne quello da distalizzare, rimangano non sollecitati, si è quindi deciso di analizzare solo metà della struttura e di considerare vincolata a terra la restante parte.

Le **modifiche apportate** all'apparecchio per adeguarlo alle necessità di prova riguardano la possibilità di poter vincolare la sua metà non di interesse e la capacità di sollecitare adeguatamente gli strumenti per la misura di forza utilizzati. L'apparecchio che in origine appariva come mostrato nella Figura 8.1 è diventato come mostrato nella Figura 8.2. Dato che la metà di apparecchio non utilizzata doveva essere considerata fissa, si è deciso di farla inglobare in un blocco di resina odontoiatrica; le caratteristiche di tale resina sono tali da poter considerare trascurabili i movimenti dell'apparecchio al suo interno. Il blocco di resina permette inoltre di afferrare più agevolmente l'apparecchio.

Si è deciso inoltre di modificare le fasce destinate a circondare i denti, in modo da renderle idonee a sollecitare le celle di carico. Si è dunque deciso di trasformare le fasce in piastre; le dimensioni di tali piastre (10x10 mm) sono state stabilite a partire dalla superficie dell'elemento sensibile delle celle di carico utilizzate. Le piastre, visibili in dettaglio nella Figura 8.3, sono state saldate in modo che l'asse della vite di attuazione fosse ortogonale alla loro superficie.

### 8.2.2 I CAMPIONI ANALIZZATI

La Figura 8.4 mostra i quattro tipi di bracci sottoposti alle medesime condizioni di prova.

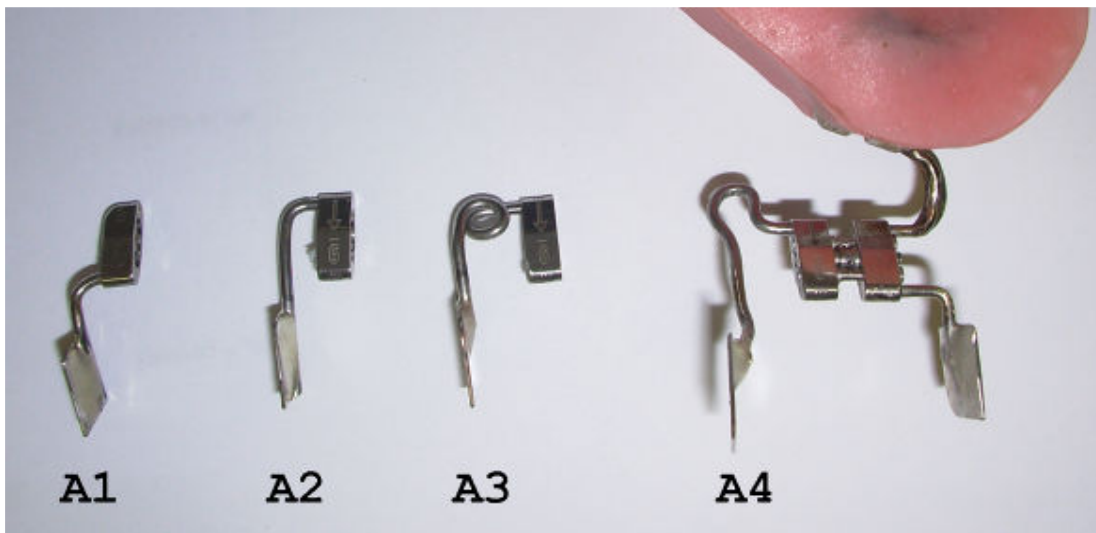


Figura 8.4 - Prospetto dei quattro tipi di braccio analizzati

Il primo tipo braccio (abbreviato come **A1**) è quello che ha dato origine a tutti i dati visti finora; esso è identico al braccio destro dell'apparecchio ed è anch'esso vincolato al foro più esterno del blocco di attuazione.

Il secondo tipo braccio (abbreviato come **A2**) è simile al braccio di tipo 1, l'ansa di entrambi è infatti a curva semplice, ma in questo caso esso è vincolato al foro più interno del blocco di attuazione.

Il terzo tipo braccio (abbreviato come **A3**) è vincolato al foro più interno del blocco di attuazione, ma la sua ansa compie un giro di 450° invece che di 90° come nel caso precedente.

Il quarto tipo braccio (abbreviato come **A4**) è vincolato al foro più interno del blocco di attuazione e la sua ansa risulta allungata e curvata in più versi.

Le modifiche apportate da un braccio all'altro erano state fatte al fine di arrivare ad imprimere sul dente da distalizzare (braccio sinistro) una forza "leggera", quindi minore di 2.5 N, cercando di sollecitare al minimo il dente di appoggio sulla sua stessa emi-arcata (braccio destro).

L'evoluzione da un braccio all'altro è quindi:

- stessa forma, il braccio destro sarà meno sollecitato perché vincolato dal ponte all'altra metà di apparecchio fisso (qui inglobato nella resina)
- il braccio sinistro viene allungato, cambiando il suo punto di vincolo al blocco di attuazione, in modo che, potendo flettersi più che il braccio destro, assorba una quantità ancora maggiore della forza applicata
- il braccio sinistro viene ancora allungato, ma cercando di limitarne l'ingombro, quindi la lunghezza aggiunta viene inserita sotto forma di spira
- il braccio sinistro viene leggermente allungato rispetto al caso precedente, ma stavolta senza porsi limiti di ingombro, imponendo all'ansa delle curve "semplici" attraverso le quali scaricare la forza applicata.

Confrontando i risultati di A1 con quelli di A2 si potrà valutare l'influenza della lunghezza del braccio sinistro sulla forza trasmessa ad entrambi i denti.

Confrontando i risultati di A2 con quelli di A3 ed A4 si potrà valutare invece l'influenza della forma data all'ansa.

Sia la presentazione che la discussione dei risultati verranno fatte dettagliatamente solo per il primo tipo di braccio analizzato, in modo da spiegare il metodo logico seguito. Per i restanti tipi di braccio i risultati saranno presentati in maniera molto più schematica, dato che il fulcro del lavoro risiedeva nel confronto tra le prestazioni delle diverse tipologie di braccio, esposto nel Capitolo 8.10.

### 8.3 LA CATENA DI MISURA

La Figura 8.5 mostra la catena di misura impiegata. Da sinistra, nella figura sono identificabili: il computer sul quale era installato il software di gestione delle celle di carico e dell'acquisizione dei dati, il gruppo di controllo e acquisizione, il supporto sul quale erano montate le celle di carico e l'apparecchio, la chiave di attuazione per l'apparecchio.

La Figura 8.6 mostra le **celle di carico** utilizzate ed inserite in un cilindro di alluminio, la Figura 8.7 mostra invece il loro disegno tecnico e le loro dimensioni notevoli.

Le due celle di carico sono in acciaio, il che le rende sufficientemente rigide in riferimento alle forze coinvolte in queste prove; il campo di misura va da 0 a 200 N. Con riferimento a quanto detto nel paragrafo precedente, si vede come le dimensioni delle piastre siano adeguate a quelle dell'elemento sensibile della cella di carico (identificato nella figura come "D4").

La Figura 8.8 e la Figura 8.9 mostrano, rispettivamente di fronte e dall'alto, il **supporto** progettato per le prove con l'apparecchio già posizionato. Tale supporto permette sia di bloccare la parte in resina, realizzando la prima condizione delle prove, che di sistemare ogni cella di carico nella migliore posizione rispetto alla rispettiva piastra.

Il supporto progettato permette di far compiere movimenti diversi alle celle di carico, mentre la barra di bloccaggio dell'apparecchio permette di scegliere il punto in cui bloccare quest'ultimo, così da regolare la posizione del centro delle piastre rispetto a quella del centro delle celle di carico. Il profilo angolare che connette la base ad ogni cella di carico permette di variare non solo la quota orizzontale della cella di carico, ma anche la quota verticale e la rotazione sul piano di quest'ultima. Il centro della cella di carico può quindi essere mosso in orizzontale, in verticale e ruotato sul piano di appoggio, cioè, unito al fatto che l'apparecchio stesso può essere traslato in profondità, permette di ottenere la coincidenza tra il centro della piastra e quello della cella di carico in maniera indipendente per i due diversi sensori.

Per l'alimentazione degli strumenti e per l'acquisizione dei segnali da essi prodotti si è utilizzata un'unica apparecchiatura elettronica, costituita dal sistema denominato "Spider8", di marca HBM, mostrata nella parte destra della Figura 8.5

I dati provenienti dalle celle di carico sono stati acquisiti con una frequenza di campionamento di 100 Hz.

Il software utilizzato per gestire gli strumenti ed acquisire i dati è quello dello Spider8 (CatmanEasy versione 1.1, realizzato anch'esso da HBM) ed ha permesso di gestire indipendentemente le due celle di carico.

Il valore di tensione acquisito dallo Spider8 è stato convertito in Newton via software; il fattore di conversione (la sensibilità di ognuna delle celle di carico) è stato determinato tramite taratura; per una trattazione più dettagliata, si rimanda al paragrafo seguente.

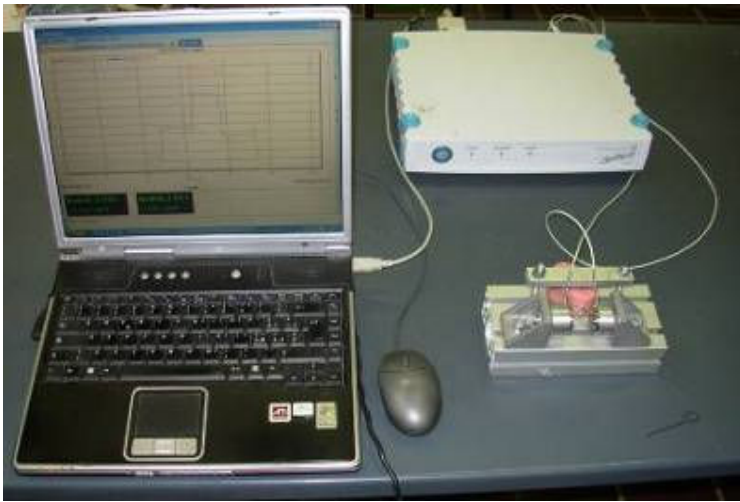


Figura 8.5 - Il banco di misura realizzato



Figura 8.6 - Le celle di carico utilizzate

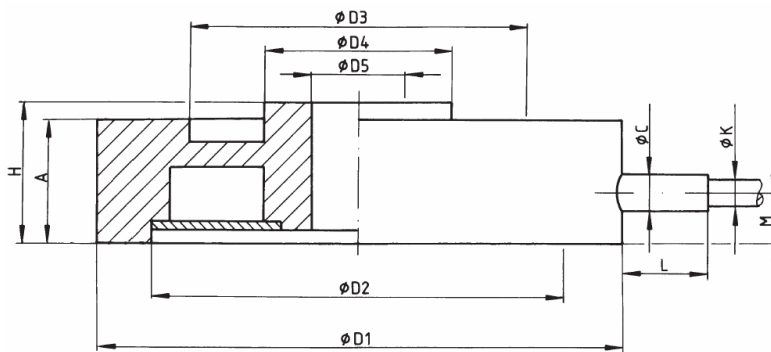


Figura 8.7 - Disegno tecnico e dimensioni delle celle di carico

- D1 = 28.0 mm
- D2 = 25.0 mm
- D3 = 22.0 mm
- D4 = 9.0 mm
- D5 = 5.5 mm
- H = 8.0 mm
- A = 7.0 mm

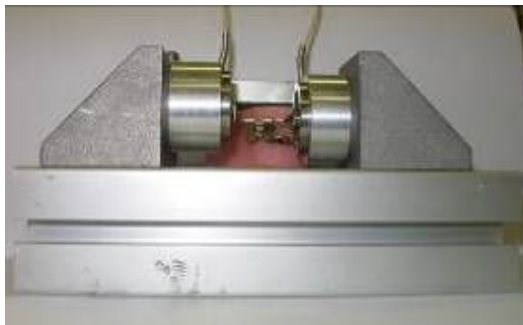


Figura 8.8 - Apparecchio nel supporto, vista frontale

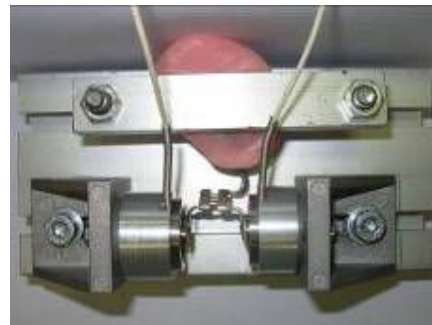


Figura 8.9 - Apparecchio nel supporto, vista dall'alto

## 8.4 ORGANIZZAZIONE DELLE PROVE

### 8.4.1 LE SESSIONI DI PROVA

Per raccogliere i dati che saranno presentati nei prossimi capitoli, sono state necessarie diverse sessioni di prove. Ogni singola sessione, costituita da un numero variabile di “unità di prova” a loro volta raggruppate in “cicli di prove”, si è svolta in un giorno differente, in modo da poter valutare la riproducibilità delle prove stesse.

La singola “unità di prova” prevedeva l’attuazione dell’apparecchio con otto step ed il suo ritorno allo stato di partenza. Gli otto step fatti corrispondono a due giri completi della vite di attuazione, quindi ad uno spostamento totale di 1.6 mm (ogni step, ossia ogni attuazione con 1/4 di giro della vite, comporta infatti uno

spostamento di 0.2 mm tra le due guide di attuazione).

Il “ciclo di prove” invece consiste nella reiterazione della medesima unità di prova per un numero di volte variabile da quattro ad otto a seconda della sessione osservata. Ogni singola sessione prevedeva:

- 1) accensione del sistema e suo riscaldamento per un’ora
- 2) taratura di entrambe le celle di carico
- 3) esecuzione della sessione di prova, in dettaglio:
  - sistemazione dell’apparecchio e delle celle di carico, per ottenere la configurazione mostrata in Figura 8.9
  - esecuzione di un “ciclo di prove”, ossia reiterazione dell’unità di prova, mantenendo inalterata la disposizione delle celle di carico (ad esempio strumento1 a sinistra e strumento2 a destra) e dell’apparecchio
  - inversione delle celle di carico (quella che all’inizio era a sinistra ora è posizionata a destra e viceversa) e regolazione delle altezze, in modo da far coincidere i loro centri coi centri delle piastre
  - esecuzione di un “ciclo di prove”, mantenendo inalterata la disposizione del banco
  - inversione e ri-sistemazione delle celle di carico reiterando i passi precedenti.

In totale sono state effettuate 80 “unità di prova”, distribuite in 5 sessioni, per un totale di 1360 valori sperimentali analizzati.

I cicli di prova hanno permesso di valutare la ripetibilità delle prove, mentre l’effettuare diverse sessioni in diversi giorni ha permesso di valutarne la riproducibilità. La ripetibilità è il grado di concordanza tra una serie di misure di uno stesso misurando, quando le singole misurazioni sono effettuate lasciando immutate le condizioni di misura; la riproducibilità è invece il grado di concordanza tra una serie di misure di uno stesso misurando, quando le singole misurazioni sono effettuate cambiando delle condizioni.

### 8.4.2 LA TARATURA

All’inizio di ognuna delle sessioni di prova, si è effettuata la taratura in situ delle due celle di carico. La taratura consiste nel calcolo della retta di taratura e della “sensibilità”. La retta di taratura di ognuna delle due celle è stata calcolata a partire da due punti, lo zero (cella non caricata) ed il punto corrispondente alla forza esercitata dal peso noto. I valori di tensione corrispondenti alle due condizioni di carico sono stati acquisiti più volte e si è effettuata l’interpolazione col metodo dei minimi quadrati. Tale equazione è stata poi inserita nell’apposito software.

La Figura 8.10 e la Figura 10 mostrano le condizioni di cella di carico scarica e cella di carico con peso noto (1000 g, corrispondenti ad una forza di 9.80 N). L’elemento posizionato sopra al supporto serve a mantenerlo stabile quando il peso viene applicato alla cella di carico.

La Tabella 8.1 ne riporta i parametri caratterizzanti le rette di taratura delle due celle di carico, si nota una minima differenza sia nella sensibilità che nell’intercetta.

Il calcolo delle due rette di taratura ha permesso di considerare le due celle di carico come strumenti distinti; l’importanza di questo risultato verrà chiarita nel capitolo seguente.



Figura 8.10 - Taratura di una delle celle di carico, primo step



Figura 8.11 - Taratura di una delle celle di carico, secondo step

	pendenza [V/N]	intercetta [V]
Cella 0	0.0052	0.0233
Cella 1	0.0053	0.0267

Tabella 8.1 – Parametri caratterizzanti le rette di taratura delle due celle di carico utilizzate

## 8.5 ANALISI DI UNA SESSIONE DI PROVA

Nel corso di questo paragrafo verrà illustrata la metodologia utilizzata per elaborare i dati relativi a ciascuna configurazione dell'apparecchio. I passi effettuati verranno spiegati dettagliatamente avvalendosi dei dati ricavati dalle prove sulla prima tipologia di braccio analizzata; le stesse elaborazioni sono state effettuate anche sugli altri tipi di bracci, ma non se ne parlerà in dettaglio per esigenze di sintesi.

### 8.5.1 I DATI GREZZI DI UN'UNITA' DI PROVA

Durante ogni unità di prova, i dati sono stati acquisiti in continuo; un esempio di dati raccolti per unità di prova è riportato nella Figura 8.12. Si distinguono gli otto step di attuazione della vite.

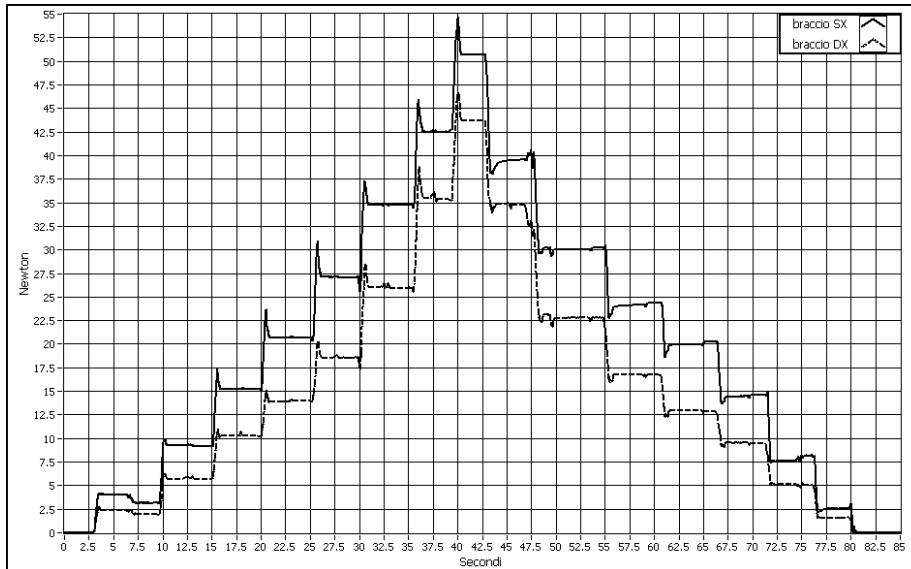


Figura 8.12 - Esempio di dati grezzi provenienti da una unità di prova

La Figura 8.13 riporta invece un dettaglio delle forze registrate durante alcuni step di carico; si vede come l'andamento non sia semplicemente a gradini, ma presenti quattro comportamenti distinti, ognuno associabile ad un diverso momento della fase di carico. Con riferimento a quanto indicato nella figura, si distinguono:

- **attuazione:** andamento crescente, culminante in un picco e poi leggermente discendente fino alla stazionarietà. La ripidezza del tratto di salita è legata alla velocità con cui avviene l'attuazione, ma il valore stazionario della forza non ne è influenzato.
- **fase utile:** la fase stazionaria dopo l'attuazione. Da essa si ricava il valore di forza cui la cella di carico è sottoposta. La zona utile ha una durata di circa due secondi, considerando che il segnale è stato campionato a 100 Hz, essa sarà composta da circa duecento campioni. Il valore di forza associato ad ogni step è dato dal valor medio calcolato su tali campioni.
- **estrazione della chiave di attuazione:** tra uno step e l'altro la chiave di attuazione deve essere estratta ed inserita nel foro successivo. Entrambe le operazioni provocano una variazione della forza registrata perché l'operatore comunque esercita una pressione (o una trazione) sull'apparecchio. E' possibile che il valore di forza registrato nella zona stazionaria dopo la rimozione della chiave non sia esattamente coincidente con quello precedente.
- **inserzione della chiave:** come nel caso dell'estrazione, le variazioni della forza rilevate sono dovute ai piccoli movimenti che l'operatore provoca sulla vite inserendovi la chiave.

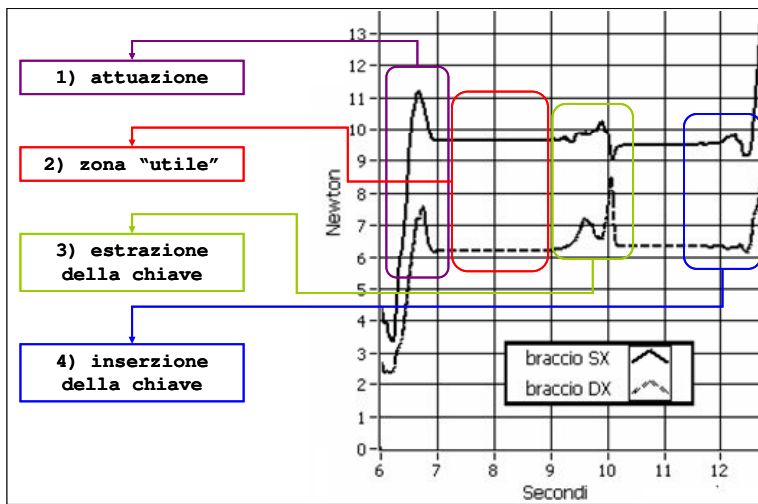


Figura 8.13 - Andamento seguito dalla forza durante gli step

## 8.5.2 ANALISI DI RIPETIBILITA' E RIPRODUCIBILITA'

Come già accennato, dal grafico a gradini sono stati estratti i valori di forza corrispondenti alle zone utili; a partire da tali valori si è poi cercato il metodo di elaborazione dei dati che consentisse la migliore descrizione del fenomeno, limitando l'influenza della non ripetibilità intrinseca ed enfatizzando le caratteristiche comuni alle varie prove.

In questo paragrafo si analizza una sessione di prova composta da 40 unità di prova:

- CICLO1 (da prova1 a prova8): la cella di carico "0" sta a sinistra, mentre la cella di carico "1" sta a destra. Lo stesso ciclo di carico, sempre di 8 step in salita poi in discesa, è stato reiterato in ogni unità di prova.
- CICLO2 (da prova10 a prova15): le due celle di carico sono disposte come nel ciclo precedente, solo che sono state invertite le connessioni elettriche al circuito di alimentazione e controllo. Lo stesso ciclo di carico, sempre di 8 step in salita poi in discesa, è stato reiterato in ogni unità di prova.
- CICLO3 (da prova16 a prova19): le celle di carico sono state invertite sul banco (quindi "0" a destra ed "1" a sinistra) e l'unità di prova è stata reiterata.
- CICLO4 (da prova20 a prova24): le celle di carico sono state smontate e rimontate sul banco cercando di ottenere la stessa disposizione del ciclo precedente e l'unità di prova è stata reiterata.
- CICLO5 (da prova25 a prova29): idem a ciclo4.
- CICLO6 (da prova30 a prova34): idem a ciclo4.
- CICLO7 (da prova35 a prova39): idem a ciclo4.
- CICLO8 (da prova40 a prova42): idem a ciclo4.

Confrontando i risultati delle unità di prova all'interno dello stesso ciclo, si può valutare la ripetibilità delle prove, dato che tra una prova e l'altra le condizioni di prova non sono state variate.

Confrontando i risultati del ciclo1 con quelli del ciclo2, si può valutare l'eventuale influenza dei diversi circuiti di gestione degli strumenti.

Confrontando i risultati medi dei cicli da 3 a 8, si può valutare la riproducibilità delle prove; tra una prova e l'altra infatti il banco è stato smontato e rimontato, cercando di ottenere ogni volta la medesima, corretta, configurazione di misura.

Confrontando i risultati dei primi due cicli con quelli dei cicli successivi si può valutare l'eventuale dipendenza del risultato dallo specifico strumento utilizzato per ottenerlo.

### 8.5.2.1 Valutazione della ripetibilità

La Tabella 8.2 riporta i valori di forza registrati, nel corso di tutte le 8 "unità di prova" del ciclo 1, sia dalla cella di carico applicata al ramo sinistro dell'apparecchio. Per ciascuno degli step di attuazione si sono poi calcolati i valori medi che sono stati riportati nel medesimo grafico, nonché i suddetti valori medi della forza registrata nei vari step. La Tabella 8.3 riporta invece gli stessi dati, ma riferiti al ramo destro dell'apparecchio.

step	sx1	sx2	sx3	sx4	sx5	sx6	sx7	sx8	media	sd
0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.003
1	3.58	3.25	3.19	3.02	3.38	3.16	3.16	2.82	3.19	0.228
2	9.78	9.88	10.20	10.46	10.06	10.01	9.65	10.70	10.09	0.352
3	19.09	17.87	18.31	17.78	18.18	17.13	17.67	18.03	18.01	0.567
4	26.22	24.81	25.57	25.49	24.68	23.34	25.36	24.68	25.02	0.860
5	33.42	34.12	33.25	35.07	32.03	33.91	34.07	34.05	33.74	0.877
6	44.62	43.94	43.46	43.82	43.33	43.58	43.06	44.14	43.74	0.496
7	54.82	54.00	53.72	53.69	53.78	54.31	52.55	52.81	53.71	0.739
8	63.36	62.95	62.50	63.11	62.40	63.80	62.00	63.99	63.01	0.693
7	48.97	48.90	48.45	49.05	48.64	49.12	48.54	49.49	48.89	0.345
6	38.27	39.02	38.38	37.58	37.76	37.39	37.85	37.86	38.01	0.521
5	28.38	28.65	29.99	29.10	29.14	29.97	29.40	29.78	29.30	0.597
4	21.81	22.33	22.13	21.97	22.48	22.77	22.36	22.10	22.24	0.303
3	14.88	15.33	15.42	16.41	15.99	15.61	15.54	15.75	15.62	0.458
2	8.49	8.63	8.35	8.46	8.87	8.75	8.71	9.17	8.68	0.260
1	2.59	2.45	2.63	2.56	2.55	2.72	2.69	2.62	2.60	0.082
0	-0.24	-0.04	-0.07	-0.05	-0.01	-0.09	-0.10	0.00	-0.08	0.076

Tabella 8.2 - Ciclo1, valori di forza registrati dalla cella di carico di sinistra e relativo valor medio

step	dx1	dx2	dx3	dx4	dx5	dx6	dx7	dx8	media	sd
0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.02	-0.01	0.00	0.01	0.00	0.007
1	2.60	2.34	2.11	2.04	2.21	2.11	2.32	1.91	2.20	0.212
2	7.96	7.75	7.56	7.44	7.52	7.67	7.73	7.63	7.66	0.162
3	14.15	13.94	13.87	13.87	13.92	14.07	13.95	14.03	13.97	0.099
4	20.65	20.18	20.07	20.03	19.91	19.80	19.86	20.00	20.06	0.266
5	27.70	27.60	27.46	27.73	27.25	27.57	27.45	27.67	27.55	0.162
6	37.13	37.35	37.46	37.25	37.36	37.56	37.43	37.21	37.34	0.142
7	46.68	47.12	47.04	46.88	46.77	46.64	47.27	47.07	46.93	0.226
8	55.45	55.65	56.03	55.08	55.92	55.43	55.95	56.01	55.69	0.347
7	48.06	48.16	48.36	48.43	48.26	47.84	48.10	48.10	48.16	0.186
6	37.16	35.29	37.24	36.73	35.83	36.09	36.51	36.38	36.40	0.659
5	26.85	27.13	26.88	26.96	27.04	27.11	27.37	27.18	27.06	0.170
4	19.07	19.20	19.08	19.45	18.79	18.68	18.91	19.12	19.04	0.244
3	12.31	12.14	12.27	12.59	12.39	12.32	12.30	12.43	12.34	0.131
2	6.54	6.45	6.35	6.60	6.49	6.56	6.33	6.56	6.48	0.100
1	1.85	1.74	1.81	1.88	1.82	1.88	1.82	1.87	1.83	0.047
0	-0.11	-0.02	-0.05	-0.04	-0.02	-0.06	-0.09	0.00	-0.05	0.039

Tabella 8.3 - Ciclo1, valori di forza registrati dalla cella di carico di destra e relativo valor medio

In entrambi i casi il valor medio della forza registrata nello stesso step delle varie unità di prova appare un parametro idoneo a descrivere i dati. Sia per il ramo destro che per quello sinistro si è verificata la normalità dei dati raccolti.

Per la deviazione standard, riportata nell'ultima colonna della tabella, si può osservare che:

- essa vale al massimo 0.88 N nel quinto step di salita a sinistra
- è sempre maggiore negli step di salita che in quelli di discesa
- è sempre maggiore sul ramo sinistro che su quello destro.

Per poter confrontare tra loro le curve dei valori medi relative alle due celle di carico si è scelto di utilizzare la regressione polinomiale di ordine due. Da questo tipo di regressione scaturisce una curva di equazione  $y=A \cdot x^0 + B \cdot x^1 + C \cdot x^2$ , nella quale:

- la  $x$  è il numero dello step considerato, che va quindi da 0 ad 8 per poi ritornare allo 0
- il coefficiente  $A$  è indicativo dell'isteresi del ramo di apparecchio analizzato

- il coefficiente  $B$  è indicativo della parte lineare della forza trasmessa.
- il coefficiente  $C$  è invece indicativo della non linearità del ramo considerato
- il comportamento dell'oggetto, studiato a partire dalla dispersione dei dati, può essere pensato come dovuto al termine  $B \cdot x$  (comportamento lineare), cui si vanno a sommare le non-linearità  $C \cdot x^2$  e le isteresi  $A$ , entrambe inevitabili in un oggetto di questo tipo.

La Figura 8.14 mostra gli andamenti dei valori medi delle dispersioni analizzate e le rispettive curve di regressione; si vede come tali curve modellino in maniera adeguata le misure sperimentali effettuate. Una conferma della validità di questo metodo arriva anche dal valore del coefficiente di correlazione lineare di Pearson (0.98 su un massimo di 1), anche se, come precedentemente detto, l'interpolante lineare non approssima bene i dati raccolti. I coefficienti delle curve sono riportati nella Tabella 8.4.

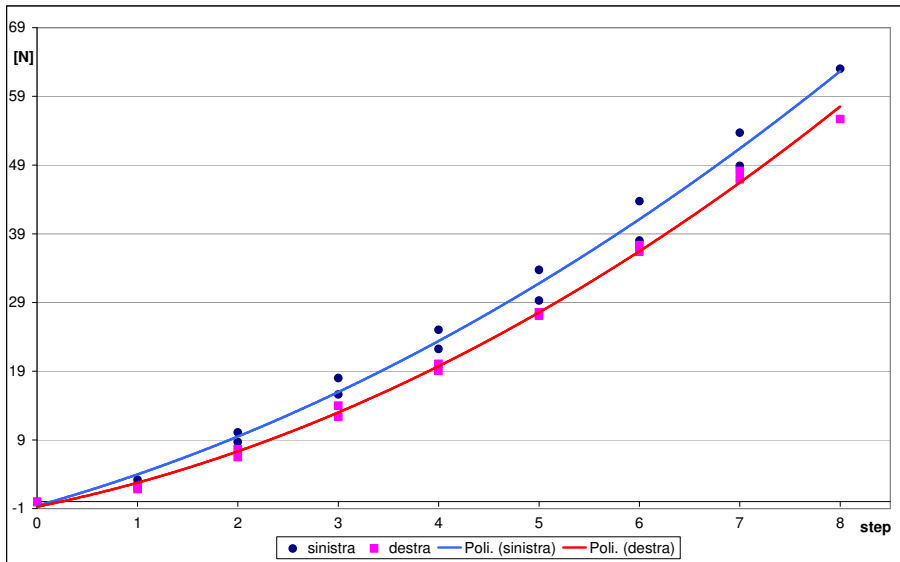


Figura 8.14 - Ciclo1, confronto tra le curve di regressione della cella di carico di sinistra e di quella di destra

	$A (x^0)$	$B (x^1)$	$C (x^2)$
Sinistra	-0.59	4.08	0.48
Destra	-0.72	2.94	0.54

Tabella 8.4 - Ciclo1, coefficienti di regressione polinomiale dei dati relativi ad entrambe le celle di carico

I coefficienti delle curve di regressione calcolati in questo singolo ciclo di prove differiscono leggermente da quelli calcolati sul totale delle prove effettuate (a riguardo si rimanda al capitolo seguente), ma dalla loro osservazione si possono comunque trarre delle considerazioni generalizzabili. A riguardo si osservi la Figura 8.15, nella quale sono mostrati separatamente i tre termini di entrambe le curve.

- Entrambi i bracci dell'apparecchio hanno un comportamento approssimabile da un polinomio del secondo ordine, quindi entrambi hanno un comportamento caratterizzato da non linearità.
- Il coefficiente  $C$  ha lo stesso ordine di grandezza sia a destra che a sinistra, quindi entrambi i bracci sono caratterizzati da non-linearità confrontabili.
- Il coefficiente  $C$  è minore di 1 in entrambi i casi, quindi il terzo termine del polinomio, alla fine degli otto step, avrà lo stesso ordine di grandezza del secondo termine (se  $C$  fosse stato maggiore di uno, il superamento sarebbe avvenuto nei primissimi step).
- Il coefficiente  $A$  è in entrambi i casi basso e negativo, il che significa che entrambi i bracci presentano isteresi, ma che tale isteresi è di piccola entità.
- Sia il coefficiente  $A$  che il coefficiente  $C$  danno origine a termini dello stesso ordine di grandezza in entrambi i bracci dell'apparecchio; la maggiore differenza di comportamento tra i due bracci è riscontrabile nel termine lineare.
- Il coefficiente  $B$ , relativo al primo ordine del polinomio, è il più elevato dei tre (è di un ordine di grandezza maggiore degli altri), quindi la parte lineare del comportamento è molto influente.

- Il coefficiente B è maggiore sul ramo di sinistra; ciò significa che, per ogni step, il braccio sinistro fornisce una forza maggiore di quello destro.
- Il coefficiente B del braccio destro non è nullo, il che significa che anche il dente anteriore subirà uno spostamento.

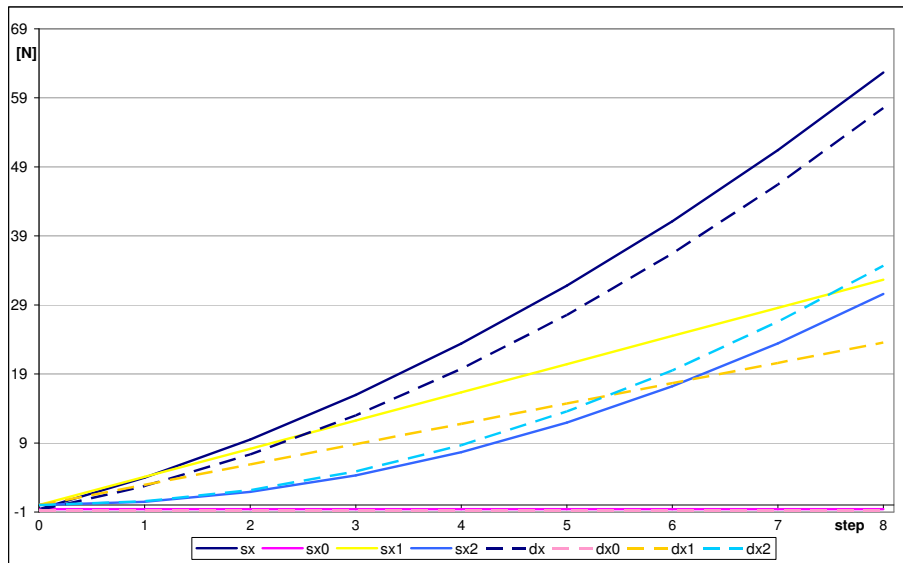


Figura 8.15 - Ciclo1, curve di regressione e loro scomposizione nei tre termini del polinomio

### 8.5.2.2 Valutazione della riproducibilità: connessioni elettriche

Con riferimento alla sessione di prova considerata finora, le condizioni cambiate rispetto al ciclo di prove precedente sono state, oltre a quelle ambientali come temperatura e umidità dell'aria, le connessioni elettriche. La disposizione delle celle di carico sul banco non è stata modificata, mentre si è invertita quella tra le celle di carico ed il circuito di gestione; in questo modo si è dimostrata la non influenza del circuito di controllo.

Nel Ciclo1, analizzato nel paragrafo precedente, si erano condotte otto prove che avevano portato al calcolo della curva media e dei tre coefficienti di regressione polinomiale. In questo secondo ciclo di prove si è proceduto alla stessa maniera, ottenendo altri tre valori dei coefficienti da poter comparare agevolmente a quelli calcolati in precedenza. La Tabella 8.5 riporta tali valori; la Figura 8.16 riporta invece in uno stesso grafico i valori di forza medi calcolati nei due cicli per entrambe le celle di carico.

Dalla tabella e dalla figura si vede come il cambiamento di connessioni elettriche non abbia influenza sull'esito delle prove, lo stesso si può dire delle condizioni ambientali. Le variazioni tra le curve di regressione dei due cicli sono infatti dello stesso ordine di grandezza, se non minori, di quelle riscontrabili tra unità di prova appartenenti allo stesso ciclo.

		A ( $x^0$ )	B ( $x^1$ )	C ( $x^2$ )
Sinistra	Ciclo1	-0.59	4.08	0.48
	Ciclo2	-0.61	4.20	0.46
Destra	Ciclo1	-0.72	2.94	0.54
	Ciclo2	-0.67	2.79	0.55

Tabella 8.5 - Ciclo1 e Ciclo2, coefficienti di regressione polinomiale dei dati relativi ad entrambe le celle di carico

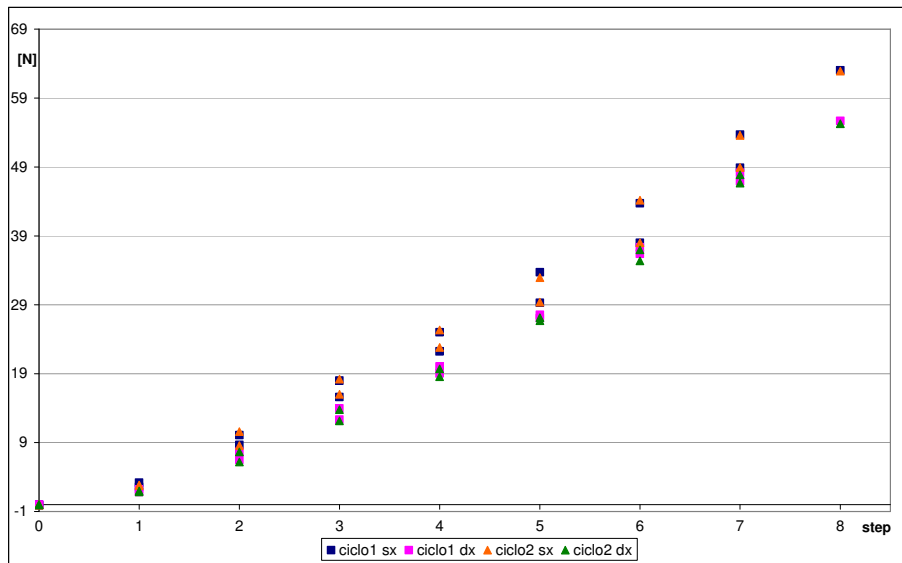


Figura 8.16 - Confronto tra i risultati medi del ciclo1 e del ciclo2

### 8.5.2.3 Valutazione della riproducibilità: disposizione dell'apparecchio sul banco

Con riferimento all'organizzazione della sessione di prova, i cicli di prova dal numero quattro al numero otto sono stati effettuati per valutare la riproducibilità delle misure variando la condizione sistemazione del banco. Tra un ciclo e l'altro infatti le celle di carico sono state smontate e rimontate, facendo attenzione a ottenere sempre la medesima disposizione.

La Figura 8.17 e la Figura 8.18 mostrano le curve medie dei cinque cicli di prove analizzati; da esse si vede come i valori di forza registrati varino da un ciclo all'altro, soprattutto per quanto riguarda il ramo destro. Si può anche notare come essi varino in maniera "concorde" tra il ramo destro ed il sinistro, vale a dire che ad esempio il ciclo6 presenta un valore di picco basso sia nel ramo destro che nel ramo sinistro.

La Tabella 8.6 riporta un prospetto dei coefficienti di regressione polinomiale calcolati sui cicli. Il ramo sinistro mostra sempre coefficienti B maggiori del ramo destro, mentre i coefficienti A e C sono sempre paragonabili nei due rami.

		A ( $x^0$ )	B ( $x^1$ )	C ( $x^2$ )
Sinistra	Ciclo4	-1.02	5.16	0.37
	Ciclo5	-0.68	5.26	0.34
	Ciclo6	-0.71	3.93	0.47
	Ciclo7	-0.60	4.76	0.38
	Ciclo8	-0.93	6.27	0.23
Destra	Ciclo4	-1.00	4.31	0.27
	Ciclo5	-0.94	4.61	0.36
	Ciclo6	-0.66	2.93	0.42
	Ciclo7	-0.59	3.10	0.33
	Ciclo8	-1.16	5.41	0.26

Tabella 8.6 - Cicli da 4 a 8, coefficienti di regressione polinomiale dei dati relativi ad entrambe le celle di carico

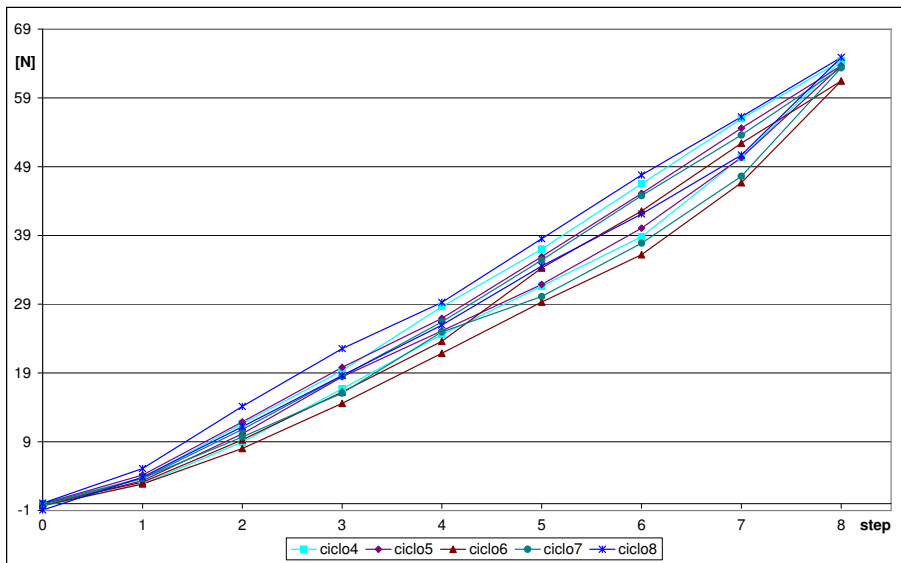


Figura 8.17 - Prospetto delle curve di carico medie della cella di carico di sinistra nei cicli da 4 a 8

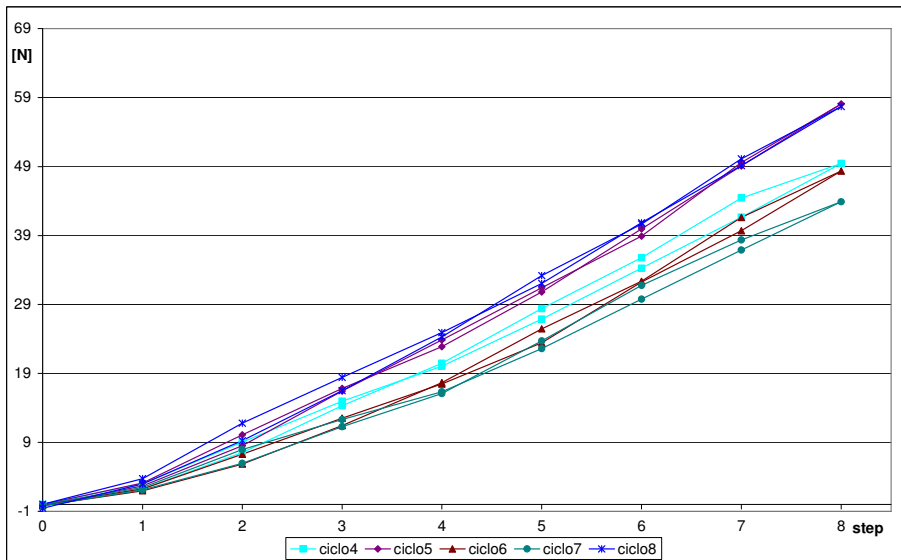


Figura 8.18 - Prospetto delle curve di carico medie della cella di carico di destra nei cicli da 4 a 8

#### 8.5.2.4 Valutazione della riproducibilità: inversione delle celle di carico sul banco

Il primo ed il secondo ciclo della sessione analizzata si differenziavano dagli altri perché dopo di essi le celle di carico erano state invertite; questa parte di analisi è necessaria per chiarire che tale inversione non provoca sostanziali mutamenti dei valori di forza rilevati o, in altri termini, che eventuali variazioni di forza possono essere attribuite con maggior probabilità alla variazione della sistemazione del banco più che all'inversione delle celle stesse. Va infatti ricordato che gli strumenti erano stati tarati indipendentemente l'uno dall'altro e che venivano gestiti separatamente dall'unità di controllo.

La Figura 8.19 e la Figura 8.20 mostrano le curve passanti per i punti medi di tutti i cicli di prova della sessione analizzata. Il ciclo3, considerato "dato spurio", frutto ad esempio di una errata disposizione delle celle di carico, è stato escluso dall'analisi totale.

Dai grafici si nota come il ciclo1 ed il ciclo2 non si discostino dagli altri, segno che l'inversione delle celle di carico sul banco non ha influenza sul comportamento rilevato. La Tabella 8.7 riporta i valori dei coefficienti della curva di regressione per tutta la sessione di prova considerata.

		A ( $x^0$ )	B ( $x^1$ )	C ( $x^2$ )
Sinistra	Ciclo1	-0.59	4.08	0.48
	Ciclo2	-0.61	4.20	0.46
	Ciclo4	-1.02	5.16	0.37
	Ciclo5	-0.68	5.26	0.34
	Ciclo6	-0.71	3.93	0.47
	Ciclo7	-0.60	4.76	0.38
	Ciclo8	-0.93	6.27	0.23
	Destra	Ciclo1	-0.72	2.94
Ciclo2		-0.67	2.79	0.55
Ciclo4		-1.00	4.31	0.27
Ciclo5		-0.94	4.61	0.36
Ciclo6		-0.66	2.93	0.42
Ciclo7		-0.59	3.10	0.33
Ciclo8		-1.16	5.41	0.26

Tabella 8.7 - Coefficienti di regressione polinomiale dei dati relativi ad entrambe le celle di carico in tutta la sessione di prova analizzata

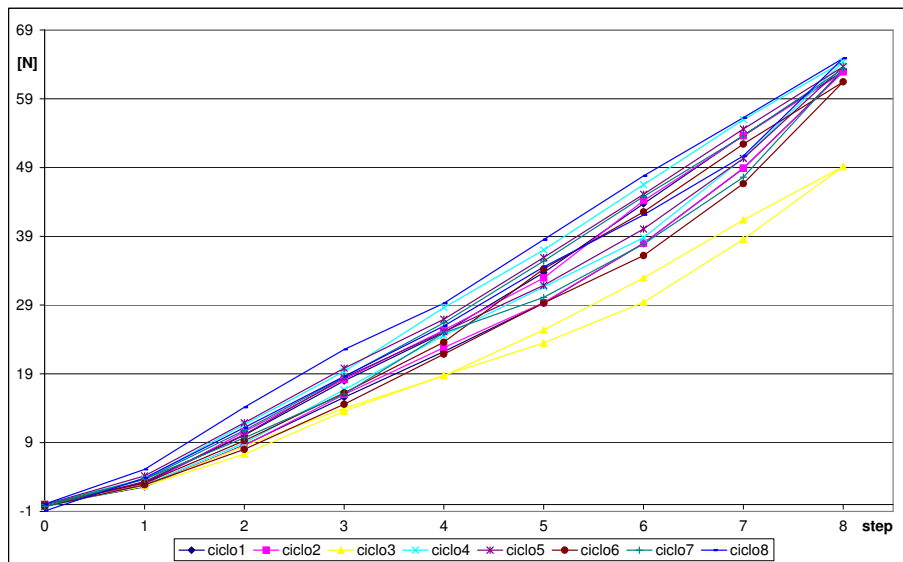


Figura 8.19 - Prospetto delle curve di carico medie della cella di carico di sinistra in tutti i cicli della sessione

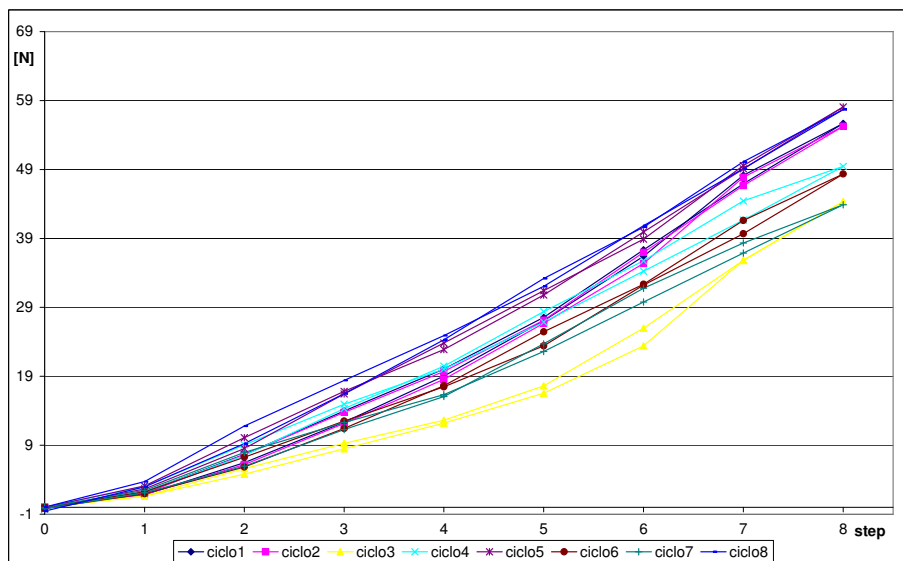


Figura 8.20 - Prospetto delle curve di carico medie della cella di carico di destra in tutti i cicli della sessione

### 8.5.3 PROSPETTO RIASSUNTIVO DELL'ELABORAZIONE DEI DATI

- I) Da ogni "unità di prova" si ottengono i dati grezzi riportati in Figura 8.12.
- II) La "zona utile" di ogni step (vedasi la Figura 8.13) viene identificata e, mediando i valori che le appartengono, si ottiene un unico valore di forza caratterizzante lo step. Effettuato sia sul ramo sinistro che su quello destro.
- III) Da ogni unità di prova vengono desunti diciassette valori di forza, uno per ogni step di carico (si veda ad esempio la seconda colonna della Tabella 8.2). Effettuato sia sul ramo sinistro che su quello destro.
- IV) Viene calcolato il valore medio dei valori di forza di ogni step del medesimo "ciclo di prove" (si veda l'ultima colonna della Tabella 8.2). Effettuato sia sul ramo sinistro che su quello destro.
- V) Si calcola la curva di regressione della dispersione media utilizzando un polinomio di secondo ordine; in questo modo si ottengono tre coefficienti che identificano il comportamento del ramo in oggetto nello specifico ciclo di prove (si vedano ad esempio la Figura 8.14 e la Tabella 8.4). Effettuato sia sul ramo sinistro che su quello destro.
- VI) Si calcola la curva di regressione del totale delle unità di prova nel totale delle sessioni, in modo da ricavare il comportamento generale del braccio dell'apparecchio. Effettuato sia sul ramo sinistro che su quello destro. Per la spiegazione di questa fase di lavoro si rimanda al paragrafo seguente.

## 8.6 PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A1

### 8.6.1 RISULTATI

Nel corso di questo capitolo verranno proposti e commentati i risultati relativi all'elaborazione del totale delle unità di prova effettuate sulla prima tipologia di braccio analizzata, in totale si disponeva di ottanta unità di prova.

Per arrivare ad un'unica curva di regressione per ognuna delle celle di carico sono dunque state utilizzate tutte le unità di prova. La Figura 8.21 e la Figura 8.22 mostrano tutte le curve relative ai valori misurati dalla cella di carico sinistra e destra. La legenda delle figure non è stata riportata volutamente dato che questi grafici servono non a stabilire quale curva corrisponda ad una data unità di prova, ma a comprendere come, nonostante le variazioni, tutte le prove abbiano lo stesso modello di comportamento.

In questo contesto si può ribadire quanto detto nel capitolo precedente riguardo alla variabilità, ossia che il range di variazione del valore di picco intra-sessione è dello stesso ordine di grandezza di quello inter-sessione, quindi tutte le prove possono essere considerate ugualmente valide.

La Tabella 8.9 riporta i coefficienti di regressione calcolati su ogni unità di prova; la considerazione fatta precedentemente è dimostrabile considerando che i primi trentasette valori sono appartenenti alla sessione di prova analizzata nel capitolo precedente (epurata dal ciclo3).

La regressione che ha portato alla definizione di una sola curva per ognuno dei bracci, calcolata a partire dalla totalità delle prove effettuate, ha permesso di ottenere i coefficienti riportati nella Tabella 8.8.

	A ( $x^0$ )	B ( $x^1$ )	C ( $x^2$ )
Sinistra	-0.40	4.19	0.37
Destra	-0.27	2.53	0.44

Tabella 8.8 - Coefficienti di regressione polinomiale delle curve calcolati sul totale delle unità di prova effettuate

Per i dati di ripetibilità e riproducibilità si rimanda al paragrafo successivo sulla discussione dei dati.

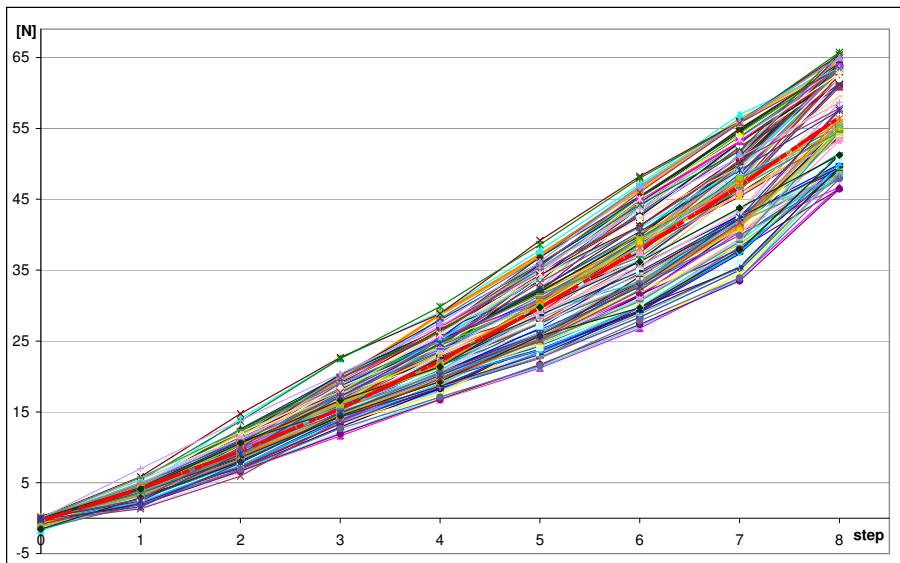


Figura 8.21 - Prospetto degli andamenti della forza rilevata dalla cella di carico di sinistra in tutte le unità di prova analizzate

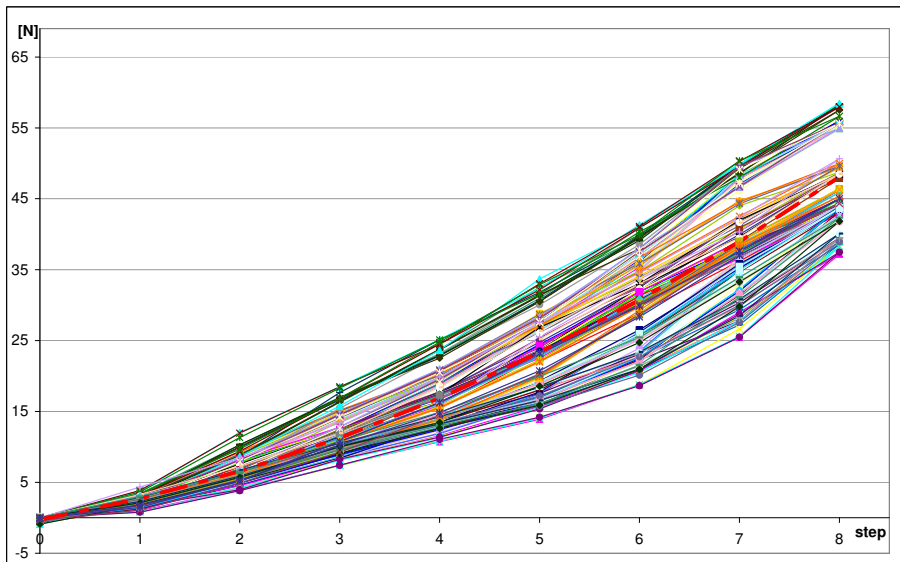


Figura 8.22 - Prospetto degli andamenti della forza rilevata dalla cella di carico di destra tutte le unità di prova analizzate

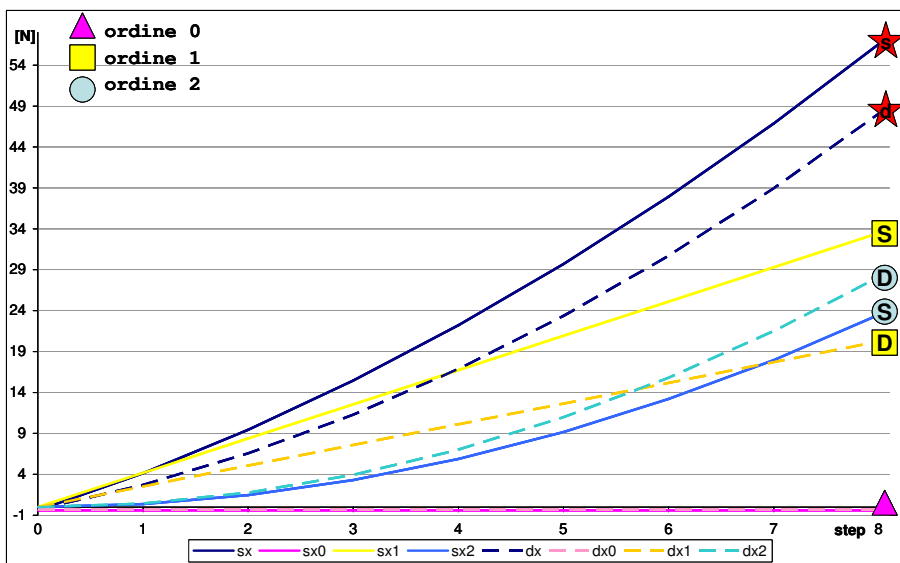


Figura 8.23 - Curve di regressione e loro composizione nei tre termini del polinomio

	x^0	x^1	x^2		x^0	x^1	x^2		x^0	x^1	x^2
sx1	-0.58	4.04	0.49	sx28	-0.48	3.89	0.48	sx55	0.08	2.75	0.38
sx2	-0.64	4.06	0.49	sx29	-0.61	4.09	0.45	sx56	-0.25	3.08	0.32
sx3	-0.69	4.22	0.46	sx30	-1.14	4.96	0.36	sx57	-0.45	3.72	0.30
sx4	-0.67	4.22	0.46	sx31	-0.79	4.70	0.40	sx58	0.02	3.67	0.31
sx5	-0.44	4.01	0.48	sx32	-0.13	4.64	0.39	sx59	-0.32	3.79	0.29
sx6	-0.45	3.82	0.52	sx33	-0.44	4.70	0.39	sx60	-0.50	3.96	0.27
sx7	-0.74	4.26	0.44	sx34	-0.49	4.82	0.37	sx61	-0.08	3.66	0.32
sx8	-0.49	4.04	0.49	sx35	-1.63	6.34	0.22	sx62	0.13	4.21	0.29
sx9	-0.61	4.01	0.49	sx36	-0.64	6.19	0.24	sx63	0.57	3.66	0.35
sx10	-0.64	4.13	0.47	sx37	-0.52	6.27	0.24	sx64	0.64	3.80	0.32
sx11	-0.36	3.98	0.50	sx38	-0.53	4.14	0.33	sx65	0.36	4.13	0.28
sx12	-0.69	4.28	0.46	sx39	-0.72	4.15	0.33	sx66	0.44	4.80	0.29
sx13	-0.89	4.52	0.41	sx40	-0.72	4.13	0.33	sx67	0.30	4.33	0.35
sx14	-0.46	4.31	0.43	sx41	-0.62	4.31	0.32	sx68	0.23	4.05	0.33
sx15	-1.61	5.42	0.34	sx42	-0.85	4.27	0.33	sx69	0.30	3.60	0.40
sx16	-0.88	5.30	0.35	sx43	-0.76	4.09	0.34	sx70	-0.25	3.79	0.38
sx17	-1.11	5.17	0.37	sx44	-0.52	4.42	0.47	sx71	0.07	3.95	0.33
sx18	-0.68	5.09	0.38	sx45	-0.63	4.45	0.45	sx72	0.18	3.66	0.39
sx19	-0.81	4.84	0.42	sx46	-0.74	4.47	0.43	sx73	0.36	3.49	0.41
sx20	-1.24	5.16	0.36	sx47	0.56	3.62	0.29	sx74	-0.48	3.59	0.27
sx21	-0.60	5.64	0.28	sx48	0.26	3.69	0.28	sx75	-0.03	4.08	0.22
sx22	-0.48	5.13	0.35	sx49	0.06	3.92	0.23	sx76	0.19	4.00	0.24
sx23	-0.67	5.19	0.35	sx50	0.28	3.78	0.24	sx77	0.32	4.42	0.25
sx24	-0.42	5.19	0.35	sx51	-0.70	3.31	0.44	sx78	-0.70	4.39	0.23
sx25	-1.00	3.73	0.50	sx52	-0.37	3.26	0.45	sx79	-1.02	4.00	0.40
sx26	-0.73	4.01	0.46	sx53	-0.20	3.05	0.33	sx80	-0.91	4.11	0.38
sx27	-0.70	3.93	0.47	sx54	0.08	2.66	0.39				
	x^0	x^1	x^2		x^0	x^1	x^2		x^0	x^1	x^2
dx1	-0.71	3.07	0.52	dx28	-0.68	3.05	0.41	dx55	0.46	0.63	0.47
dx2	-0.67	2.91	0.54	dx29	-0.63	3.08	0.40	dx56	0.35	0.74	0.45
dx3	-0.75	2.90	0.56	dx30	-0.90	2.91	0.35	dx57	0.45	1.03	0.52
dx4	-0.84	3.08	0.52	dx31	-0.53	3.01	0.35	dx58	0.62	1.07	0.52
dx5	-0.63	2.82	0.56	dx32	-0.39	3.22	0.31	dx59	0.51	0.94	0.54
dx6	-0.73	2.96	0.54	dx33	-0.48	3.05	0.34	dx60	0.42	1.11	0.52
dx7	-0.70	2.89	0.55	dx34	-0.66	3.29	0.30	dx61	0.60	0.99	0.54
dx8	-0.72	2.93	0.55	dx35	-1.42	5.40	0.27	dx62	0.56	1.45	0.44
dx9	-0.70	2.78	0.56	dx36	-1.05	5.37	0.27	dx63	0.63	1.30	0.47
dx10	-0.66	2.75	0.56	dx37	-1.02	5.46	0.23	dx64	0.81	1.34	0.46
dx11	-0.70	2.93	0.53	dx38	-0.71	3.22	0.32	dx65	0.66	1.50	0.43
dx12	-0.72	2.81	0.55	dx39	-0.82	3.24	0.32	dx66	-0.05	2.90	0.44
dx13	-0.62	2.72	0.57	dx40	-0.69	3.15	0.33	dx67	-0.44	2.84	0.43
dx14	-0.60	2.76	0.55	dx41	-0.76	3.15	0.33	dx68	0.11	1.93	0.49
dx15	-1.40	4.30	0.27	dx42	-0.81	3.19	0.32	dx69	0.01	1.97	0.49
dx16	-0.92	4.32	0.27	dx43	-0.87	3.20	0.31	dx70	-0.12	1.72	0.53
dx17	-1.00	4.36	0.27	dx44	-0.84	3.45	0.48	dx71	0.13	1.67	0.53
dx18	-0.80	4.30	0.28	dx45	-0.71	3.20	0.52	dx72	0.11	1.63	0.53
dx19	-0.89	4.30	0.27	dx46	-0.78	3.09	0.53	dx73	0.04	1.80	0.50
dx20	-1.32	4.53	0.38	dx47	0.89	1.50	0.38	dx74	0.47	1.57	0.36
dx21	-0.89	4.75	0.34	dx48	0.70	1.56	0.37	dx75	0.66	1.74	0.35
dx22	-0.88	4.68	0.35	dx49	0.69	1.48	0.38	dx76	0.70	1.68	0.36
dx23	-0.80	4.52	0.37	dx50	0.63	1.61	0.35	dx77	0.60	1.48	0.44
dx24	-0.83	4.58	0.35	dx51	0.06	0.94	0.58	dx78	0.29	1.29	0.46
dx25	-0.70	2.71	0.43	dx52	0.17	1.07	0.55	dx79	-0.84	2.31	0.44
dx26	-0.67	2.97	0.42	dx53	0.45	0.76	0.45	dx80	-0.60	2.29	0.44
dx27	-0.62	2.86	0.43	dx54	0.47	0.61	0.48				

Tabella 8.9 - Prospetto dei coefficienti di regressione ricavati dalla totalità delle prove per entrambi i bracci

## 8.6.2 DISCUSSIONE

La Figura 8.23 mostra le curve di regressione di entrambe le celle di carico e la loro scomposizione nelle curve relative ai tre ordini del polinomio (il valore dei vari coefficienti si può reperire nella Tabella 8.8).

- Entrambi i bracci dell'apparecchio hanno un comportamento approssimabile da un polinomio del secondo ordine, quindi entrambi hanno un comportamento caratterizzato da non linearità; nel grafico si osservino le due curve marcate con la stella. Tutti i sistemi reali presentano degli scostamenti dal loro modello teorico e tali scostamenti sono tanto più accentuati quanto più i singoli elementi costituenti sono "imperfetti". In questo caso le "imperfezioni" derivano, ad esempio, dal fatto che la barra che collega le due metà dell'apparecchio (vedasi la parte sinistra della Figura 8.3) non è sufficientemente rigida da poter considerare vincolata a terra la metà di apparecchio analizzato. Inoltre il braccio sinistro ha una curvatura leggermente diversa dal braccio destro (si rimanda alla parte destra della Figura 8.3). Come ultimo esempio di causa delle non-linearità si può citare la conformazione della parte di attuazione (si osservi la parte centrale della Figura 8.3), nella quale sono presenti la vite e le due guide.
- Il coefficiente  $C$ , relativo al termine di ordine due, ha lo stesso ordine di grandezza sia a destra che a sinistra, quindi entrambi i bracci sono caratterizzati da non-linearità confrontabili; nel grafico si osservino le curve marcate con il cerchio. Ciò può essere motivato dal fatto che le svariate cause di non-linearità in parte possono dare dei contributi che tendono ad annullarsi tra loro.
- Il coefficiente  $C$  è minore di 1 in entrambi i casi, quindi il terzo termine del polinomio, alla fine degli otto step, avrà più o meno lo stesso ordine di grandezza del secondo termine, si osservi a riguardo la Figura 8.23. Ciò indica che le non-linearità esistono, ma che non sono la componente principale del comportamento dell'apparecchio, soprattutto nei primi step. Se  $C$  fosse stato maggiore di uno, il superamento sarebbe avvenuto già alla seconda attuazione.
- Il coefficiente  $A$  è in entrambi i casi basso e negativo, il che significa che entrambi i bracci presentano isteresi, ma che tale isteresi è di piccola entità. La presenza dell'isteresi, comunque sempre presente in prove con oggetti di questo tipo, era intuibile dalla conformazione stessa dei bracci, soprattutto dalle curvature e dalle giunzioni con le piastre.
- Sia il coefficiente  $A$  che il coefficiente  $C$  danno origine a termini dello stesso ordine di grandezza in entrambi i bracci dell'apparecchio. Per quanto diverse e molteplici, le non-linearità e l'isteresi provocano quindi un effetto simile su entrambi i bracci dell'apparecchio, questo comportamento è motivabile considerando che il braccio destro e quello sinistro hanno pressoché la stessa lunghezza.
- Il coefficiente  $B$ , relativo al primo ordine del polinomio, è il più elevato dei tre (è di un ordine di grandezza maggiore degli altri), quindi la parte lineare del comportamento è molto influente. Nella Figura 8.23 si vede che la differenza tra le curve totali dei due bracci è decisamente maggiore di quella tra le curve dovute al termine del secondo ordine e di quella tra le rette rappresentanti il termine di ordine zero; ciò significa che il maggior contributo alla diversità delle due curve è dovuto al termine di primo ordine. Il comportamento lineare dell'oggetto è dovuto alla vite, vale a dire che un'attuazione dell'apparecchio fa variare linearmente lo spostamento della vite, mentre il fatto che la variazione della forza non sia lineare è da correlare alle modalità di trasmissione della forza alle celle di carico, quindi ai bracci dell'apparecchio ed alle loro connessioni sia con la vite che con i denti.
- Il coefficiente  $B$  è maggiore sul ramo di sinistra; ciò significa che, per ogni step, il braccio sinistro fornisce una forza maggiore di quello destro. All'aumentare del numero di attuazioni infatti si può notare come il braccio sinistro sia più sollecitato, sia per la conformazione stessa del blocco di attuazione che perché lo stesso blocco di attuazione è frenato a destra dalla barra di collegamento con la restante metà di apparecchio.
- Il coefficiente  $B$  del braccio destro non è nullo, il che significa che anche il dente anteriore subirà uno spostamento. Come accennato al punto precedente, la barra di collegamento con la metà di apparecchio inglobato nella resina limita gli spostamenti del braccio destro nella direzione di attuazione, ma non è in grado di impedirli completamente. In questo modo il dente-appoggio nell'emi-arcata di quello da distalizzare risulterà comunque sollecitato, quindi subirà degli spostamenti.
- La ripetibilità e la riproducibilità possono essere stimate attraverso la deviazione standard delle distribuzioni della forza nei singoli step di attuazione. La Tabella 8.10 riporta appunto un prospetto di tali valori, nelle colonne di destra media e deviazione standard sono calcolate sul singolo ciclo di prova già analizzato nel paragrafo 8.5.2.1, nelle colonne di sinistra invece gli stessi calcoli sono stati effettuati sul totale delle unità di prova disponibili.

Il fatto che i valori di deviazione standard calcolati sul singolo ciclo di prova siano bassi, sempre minori

di 1 Newton, permette di affermare che le prove sono ripetibili.

I valori da deviazione standard calcolati sul totale delle prove sono molto più alti di quelli calcolati sul singolo ciclo, il che dimostra come la riproducibilità delle prove sia inferiore alla loro ripetibilità. La causa di questo comportamento però non dipende dal banco progettato, bensì dall'apparecchio stesso, dato che il suo posizionamento è particolarmente critico. Pur imponendo in tutti i cicli di prova una disposizione corretta degli elementi, le piccolissime variazioni di configurazione si ripercuotono visibilmente sui valori di forza ricavati.

<b>Ramo di SINISTRA</b>				
<b>Ciclo 1</b>		attuazioni	<b>Totale prove</b>	
media [N]	deviazione [N]		media [N]	deviazione [N]
0.00	0.00	0	0.01	0.04
3.19	0.23	1	3.76	0.90
10.09	0.35	2	10.32	1.46
18.01	0.57	3	17.26	2.12
25.02	0.86	4	23.91	2.94
33.74	0.88	5	31.79	3.86
43.74	0.50	6	40.34	4.96
53.71	0.74	7	49.06	5.59
63.01	0.69	8	57.62	6.04
48.89	0.34	7	43.75	5.60
38.01	0.52	6	34.46	4.33
29.30	0.60	5	27.26	3.49
22.24	0.30	4	21.35	2.54
15.62	0.46	3	15.13	1.65
8.68	0.26	2	8.56	1.10
2.60	0.08	1	2.94	0.76
-0.08	0.08	0	-0.24	0.38

<b>Ramo di DESTRA</b>				
<b>Ciclo 1</b>		attuazioni	<b>Totale prove</b>	
media [N]	deviazione [N]		media [N]	deviazione [N]
0.00	0.01	0	0.01	0.02
2.20	0.21	1	2.46	0.57
7.66	0.16	2	7.17	1.66
13.97	0.10	3	12.33	2.50
20.06	0.27	4	17.16	3.47
27.55	0.16	5	23.31	4.60
37.34	0.14	6	31.06	5.81
46.93	0.23	7	39.41	6.28
55.69	0.35	8	47.73	6.31
48.16	0.19	7	39.54	7.57
36.40	0.66	6	30.03	6.62
27.06	0.17	5	22.70	5.54
19.04	0.24	4	16.49	3.72
12.34	0.13	3	11.26	2.39
6.48	0.10	2	6.11	1.20
1.83	0.05	1	1.97	0.53
-0.05	0.04	0	-0.14	0.22

Tabella 8.10 - Ripetibilità e riproducibilità: confronto tra i valori medi e le relative deviazioni standard calcolati sul primo ciclo di prove analizzato e sul totale delle unità di prova effettuate

### 8.6.3 CONCLUSIONI

Per facilità di confronto si è effettuata anche una regressione lineare col metodo dei minimi quadrati, le forze misurate nelle condizioni di prova descritte in questo caso valgono:

- 6.98 N/giro (pendenza lineare) sul braccio sinistro.
- 5.87 N/giro (pendenza lineare) sul braccio destro.

Vale la pena ricordare ancora una volta che la curva step-carico (ovvero carico per attuazione) è non lineare e che quindi progressivamente il carico applicato per ogni giro aumenta.

I massimi valori di forza misurati sono stati:

- 65.8 N sul braccio sinistro
- 58.5 N sul braccio destro.

Tali valori permettono di descrivere le forze applicate in ogni step come “ortopediche” ovvero maggiori di 2.5 N (nelle condizioni di prova realizzate).

I risultati per questo presentano una buona ripetibilità all’interno del ciclo di prove, vale a dire che, se si ripete N volte la stessa prova, si ottengono N risultati tra loro compatibili.

La riproducibilità ottenuta è invece inferiore alla ripetibilità, ma ciò non dipende dal banco progettato, bensì dall’apparecchio stesso. Il posizionamento dell’apparecchio è infatti critico, in quanto piccolissime variazioni della sua posizione rispetto alle celle di carico producono variazioni ben rilevabili sui risultati; in tutte le prove effettuate naturalmente era stato verificato il corretto posizionamento dell’apparecchio stesso.

*NOTA: come già spiegato, per le successive tre tipologie di bracci testate non verrà trattata l’elaborazione effettuata sui dati; i risultati verranno quindi espressi direttamente in termini di curve di regressione polinomiale e di quanto scritto nel paragrafo 8.6.3 per A1.*

## 8.7 PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A2

La Figura 8.24 mostra in uno stesso grafico tutti i valori forza ricavati dalle unità di prova effettuate sul braccio di tipo 2; in questo caso sono state effettuate 45 misurazioni ripartite in 6 cicli svolti in un’unica sessione. La riduzione del numero di prove è stata resa possibile sia dal comportamento più omogeneo di questa configurazione che dall’aver compreso, tramite l’analisi svolta nel Paragrafo 8.5, quali fossero i parametri non influenti (ad esempio l’inversione degli strumenti sul banco).

Si può notare come i risultati provenienti da entrambi i bracci possano coesistere nello stesso grafico senza sovrapporsi come invece avveniva per A1; questo risultato era prevedibile, dato che i due bracci ora non sono più identici e che il sinistro è palesemente più “debole” rispetto che per A1.

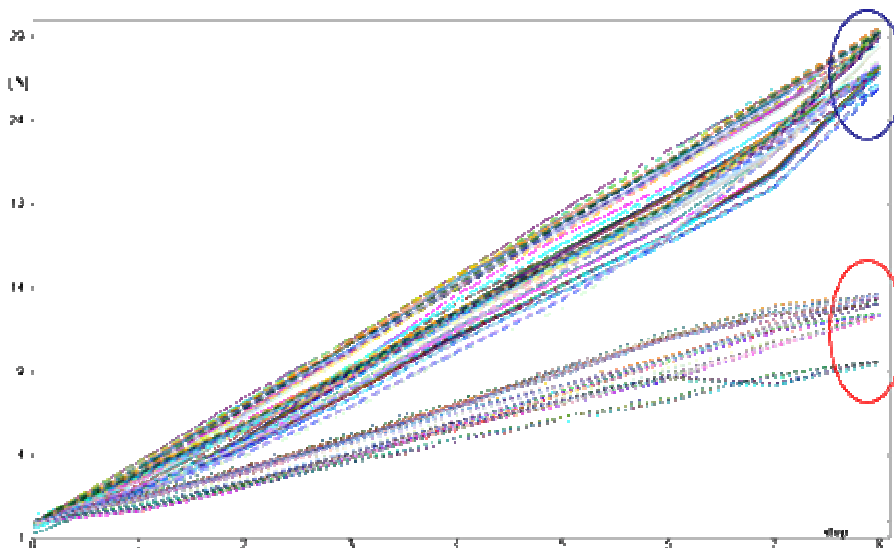


Figura 8.24 - (A2)  
Prospetto degli andamenti della forza rilevata da entrambe le celle di carico in tutte le unità di prova analizzate [sx cerchiato in blu, dx in rosso]

La Tabella 8.11 riporta i coefficienti della regressione polinomiale effettuata su entrambe le serie di dati, i risultati verranno discussi nel capitolo dedicato al confronto tra le varie tipologie di bracci. La Figura 8.25 riporta le curve di regressione calcolate a partire da tali coefficienti, mentre la Figura 8.26 riporta le stesse curve scomposte nei loro singoli termini (ordine 0, 1 e 2). Anche questo aspetto dell'analisi verrà trattato nel capitolo dedicato al confronto tra le prestazioni delle quattro configurazioni.

	A ( $x^0$ )	B ( $x^1$ )	C ( $x^2$ )
Sinistra	-0.13	2.68	0.10
Destra	-0.27	1.59	0.01

Tabella 8.11 - (A2) Coefficienti di regressione polinomiale delle curve calcolati sul totale delle unità di prova effettuate

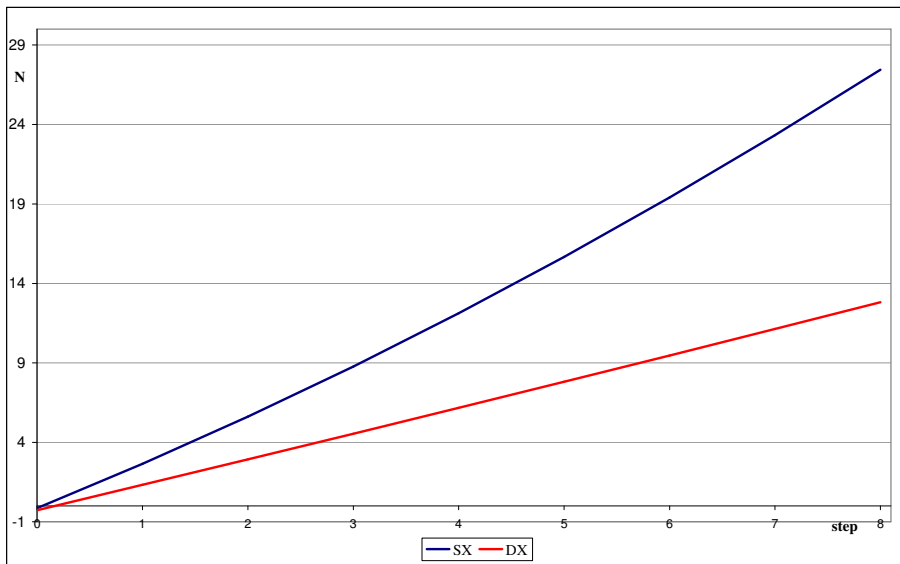


Figura 8.25 - (A2) Curve di regressione sul totale dei valori di forza registrati dalle due celle di carico

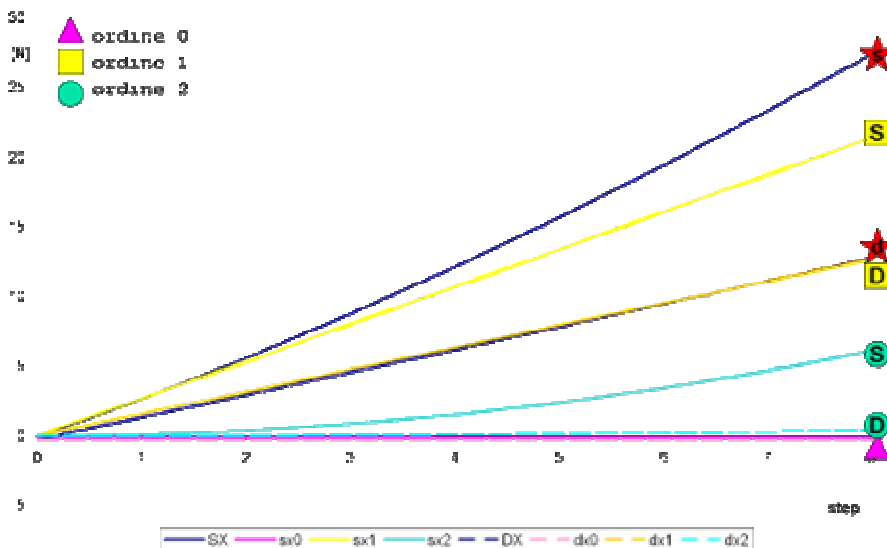


Figura 8.26 - (A2) Scomposizione delle curve di regressione nei tre termini del polinomio

Per facilità di confronto si è effettuata anche una regressione lineare col metodo dei minimi quadrati, le forze misurate nelle condizioni di prova descritte in questo caso valgono:

- 3.41 N/giro (pendenza lineare) sul braccio sinistro.
- 1.64 N/giro (pendenza lineare) sul braccio destro.

Sempre tenendo presente che la curva step-carico (ovvero carico per giro) è non lineare e che quindi il carico applicato per giro varia progressivamente.

I massimi valori di forza misurati sono stati:

- 29.58 N sul braccio sinistro
- 13.67 N sul braccio destro.

Tali valori permettono di descrivere le forze applicate in ogni step come “ortopediche” (ovvero maggiori di 2.5 N) per il braccio sinistro, mentre per il braccio destro esse risultano al confine tra ortopediche e leggere.

I risultati presentano una buona ripetibilità all’interno del ciclo di prove (massima deviazione standard calcolata all’ottavo step: 0.31 N a sinistra e 0.22 a destra).

La riproducibilità ottenuta è inferiore alla ripetibilità (massima deviazione standard calcolata: 1.17 N all’ottavo step a sinistra e 1.51 N a destra nel primo step di discesa), ma non drasticamente come avveniva per A1. Il posizionamento dell’apparecchio è quindi meno critico che nel caso precedente, anche se le piccole variazioni della sua posizione rispetto alle celle di carico producono comunque variazioni rilevabili sui risultati; in tutte le prove effettuate naturalmente era stato verificato il corretto posizionamento dell’apparecchio stesso.

### 8.8 PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A3

La Figura 8.27 mostra in uno stesso grafico tutti i valori forza ricavati dalle unità di prova effettuate sul braccio di tipo 3. In questo caso sono state effettuate 80 misurazioni ripartite in 12 cicli svolti in 3 sessioni. In questo caso il numero di unità di prova non è stato ridotto perché si pensava che la spira avrebbe influenzato la riproducibilità delle prove in maniera più negativa di quanto sia effettivamente accaduto; se si fossero effettuate solo 46 unità di prova come per A2 si sarebbe giunti pressoché agli stessi risultati.

Si può notare come anche in questo caso le curve provenienti dai due bracci possano coesistere nello stesso grafico senza sovrapporsi.

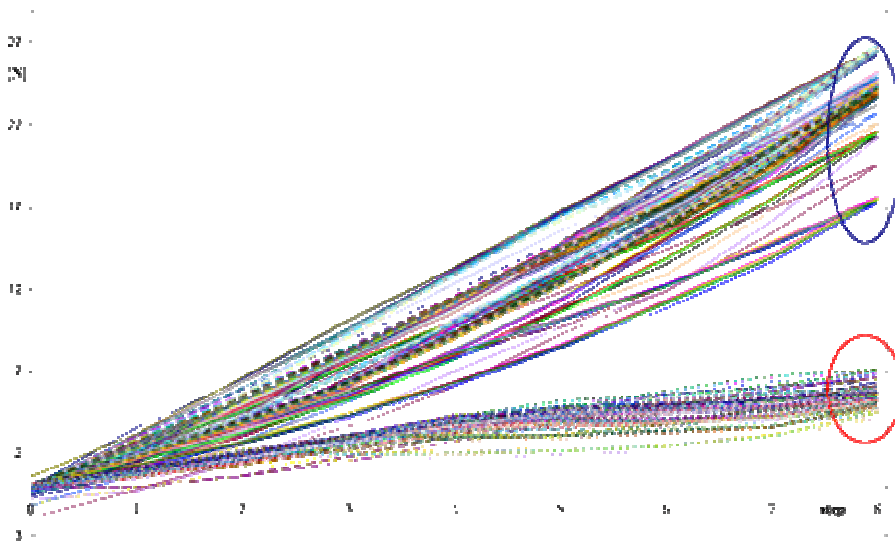


Figura 8.27 - (A3) Prospetto degli andamenti della forza rilevata da entrambe le celle di carico in tutte le unità di prova analizzate [sx cerchiato in blu, dx in rosso]

Come è avvenuto per le altre tipologie di braccio, la Tabella 8.12 riporta i coefficienti di regressione polinomiale per entrambi i bracci, mentre la Figura 8.29 permette di comprendere il loro effetto sulla curva totale; nella Figura 8.28 sono invece riportate le curve che approssimano il comportamento di questo campione.

Per la discussione dei dati si rimanda al capitolo relativo al confronto.

	A ( $x^0$ )	B ( $x^1$ )	C ( $x^2$ )
Sinistra	-0.09	2.03	0.12
Destra	-0.09	1.08	-0.05

Tabella 8.12 - (A3) Coefficienti di regressione polinomiale delle curve calcolati sul totale delle unità di prova effettuate

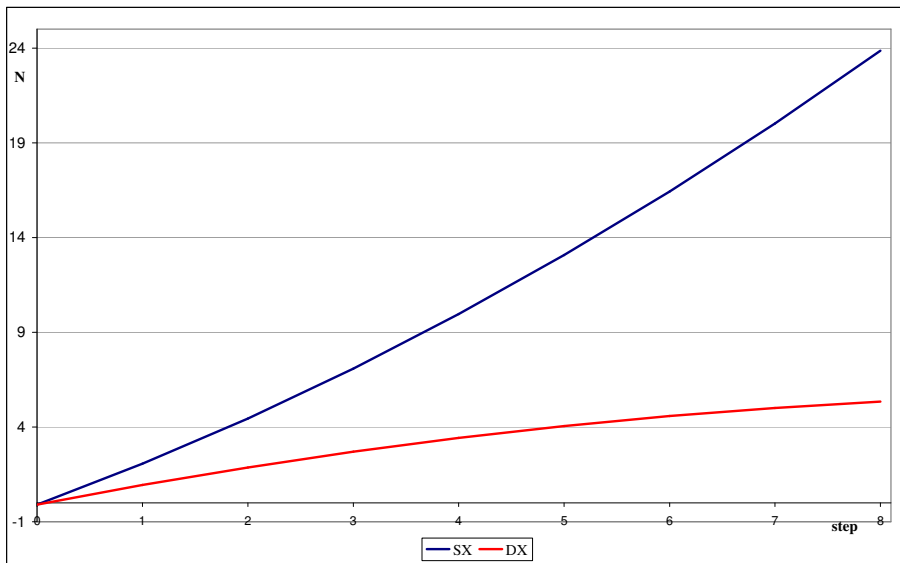


Figura 8.28 - (A3)  
Curve di regressione sul totale dei valori di forza registrati dalle due celle di carico

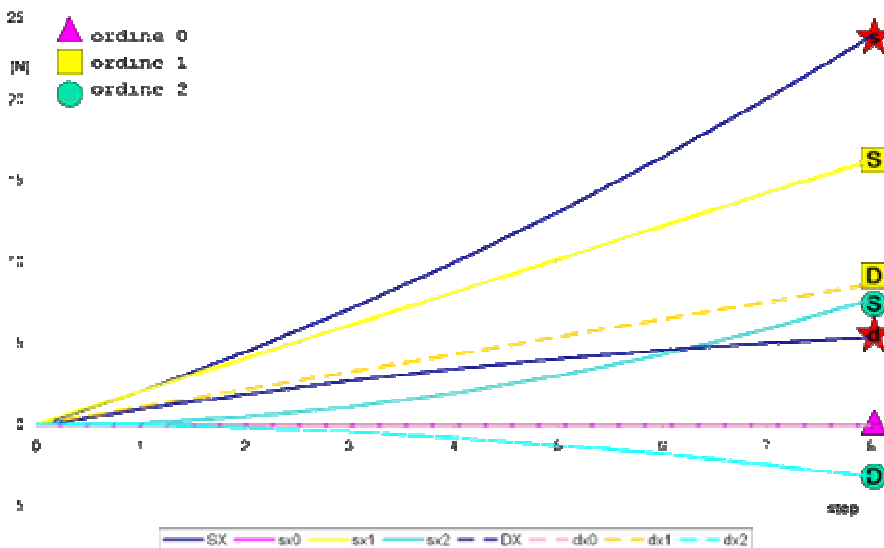


Figura 8.29 - (A3)  
Scomposizione delle curve di regressione nei tre termini del polinomio

Per facilità di confronto si è effettuata anche una regressione lineare col metodo dei minimi quadrati, le forze misurate nelle condizioni di prova descritte in questo caso valgono:

- 2.95 N/giro (pendenza lineare) sul braccio sinistro.
- 1.67 N/giro (pendenza lineare) sul braccio destro.

Sempre tenendo presente che la curva step-carico (ovvero carico per giro) è non lineare e che quindi il carico applicato per giro varia progressivamente.

I massimi valori di forza misurati sono stati:

- 26.92 N sul braccio sinistro
- 7.13 N sul braccio destro.

Tali valori permettono di descrivere le forze applicate in ogni step come al confine tra ortopediche e leggere per quanto riguarda il braccio sinistro, mentre per il braccio destro esse risultano decisamente essere “leggere” (minori cioè di 2.5 N).

I risultati presentano una buona ripetibilità all’interno del ciclo di prove (massima deviazione standard calcolata: 0.49 N all’ottavo step a sinistra e 0.27 N a destra nel primo step di discesa).

La riproducibilità ottenuta è sempre inferiore alla ripetibilità, non drasticamente come avveniva per A1, ma più di quanto avvenisse per A2, soprattutto per il ramo sinistro (massima deviazione standard calcolata: 2.29 N all’ottavo step a sinistra e 0.82 N a destra nel secondo step di discesa). Il posizionamento dell’apparecchio

torna ad essere critico, le piccole variazioni della sua posizione rispetto alle celle di carico producono variazioni rilevabili sui risultati; in tutte le prove effettuate naturalmente era stato verificato il corretto posizionamento dell'apparecchio stesso.

### 8.9 PROVE SPERIMENTALI CON IL BRACCIO A4

La Figura 8.30 mostra in uno stesso grafico tutti i valori forza ricavati dalle unità di prova effettuate sul braccio di tipo 3. In questo caso sono state effettuate 45 misurazioni ripartite in 6 cicli svolti in un'unica sessione, come era avvenuto per A2.

Si può notare come anche in questo caso le curve provenienti dai due bracci possano coesistere nello stesso grafico senza sovrapporsi, anche se, a causa dei bassi valori di forza registrati, esse tendano ad essere molto vicine.

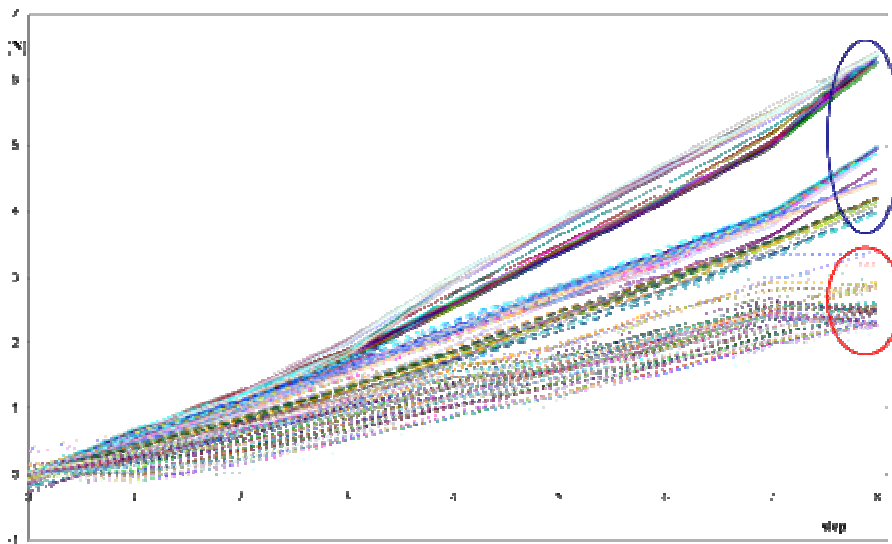


Figura 8.30 - (A4) Prospetto degli andamenti della forza rilevata da entrambe le celle di carico in tutte le unità di prova analizzate [sx cerchiato in blu, dx in rosso]

Come è avvenuto per le altre tipologie di braccio, la Tabella 8.13 riporta i coefficienti di regressione polinomiale per entrambi i bracci, la Figura 8.31 mostra le curve di regressione calcolate sul totale delle prove effettuate, mentre la Figura 8.32 mostra invece l'effetto dei singoli termini del polinomio sulla curva totale.

Per la discussione dei dati si rimanda al capitolo relativo al confronto.

	A ( $x^0$ )	B ( $x^1$ )	C ( $x^2$ )
Sinistra	-0.02	0.50	0.02
Destra	-0.07	0.32	0.00

Tabella 8.13 - (A4) Coefficienti di regressione polinomiale delle curve calcolati sul totale delle unità di prova effettuate

Per facilità di confronto si è effettuata anche una regressione lineare col metodo dei minimi quadrati, le forze misurate nelle condizioni di prova descritte in questo caso valgono:

- 0.63 N/giro (pendenza lineare) sul braccio sinistro.
- 0.35 N/giro (pendenza lineare) sul braccio destro.

Sempre tenendo presente che la curva step-carico (ovvero carico per giro) è non lineare e che quindi il carico applicato per giro varia progressivamente.

I massimi valori di forza misurati sono stati:

- 6.46 N sul braccio sinistro
- 3.39 N sul braccio destro.

Tali valori permettono di descrivere le forze applicate in ogni step come “leggere” (minori cioè di 2.5 N) sia per il braccio sinistro che per il destro.

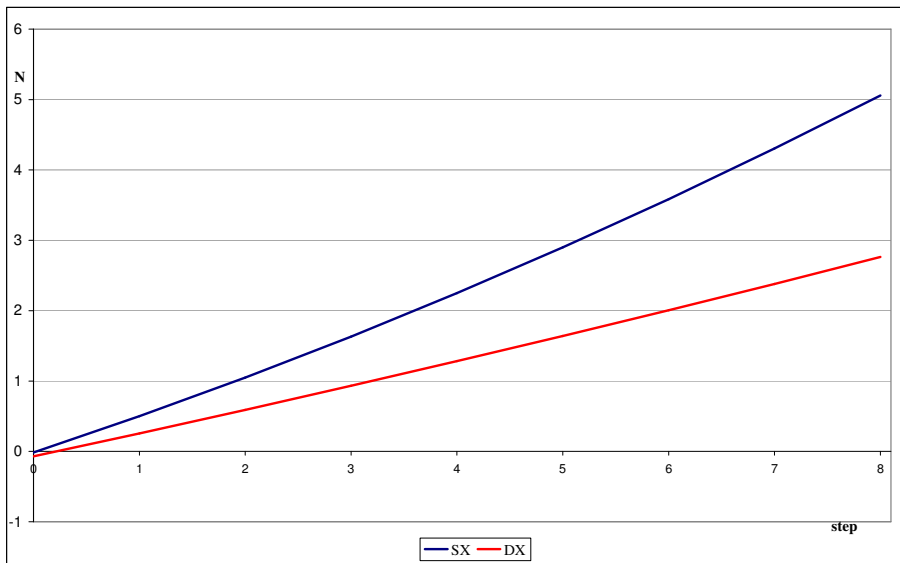


Figura 8.31 - (A4)  
Curve di regressione sul totale dei valori di forza registrati dalle due celle di carico

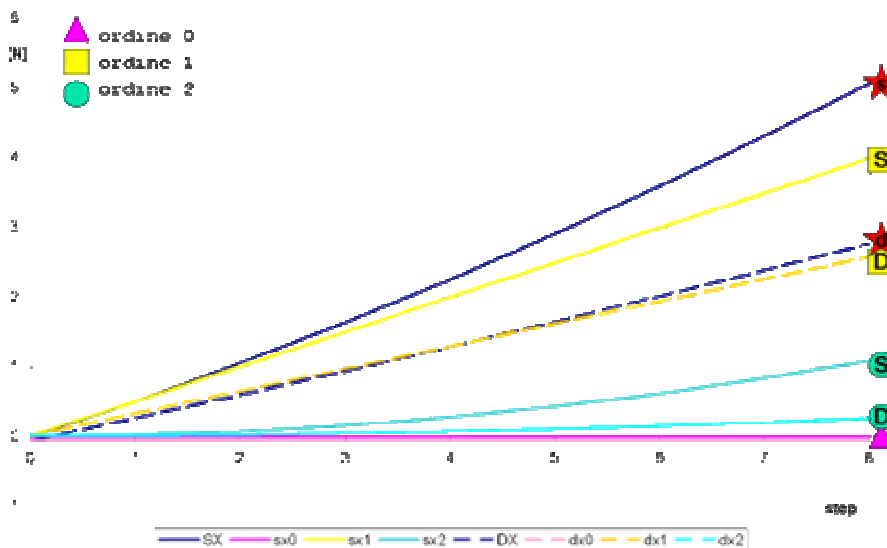


Figura 8.32 - (A4)  
Scomposizione delle curve di regressione nei tre termini del polinomio

I risultati presentano una buona ripetibilità all'interno del ciclo di prove (massima deviazione standard calcolata: 0.15 N al quarto step di discesa a sinistra e 0.29 N a destra nel secondo step di discesa)..

La riproducibilità ottenuta è sempre inferiore alla ripetibilità, più di quanto avvenisse per A2 ed A3 (gli altri due bracci vincolati verso l'interno), soprattutto per il ramo sinistro tenendo anche presente che con questo tipo di braccio si registrano valori di forza massimi ben minori che con i precedenti (massima deviazione standard calcolata: 0.89 N all'ottavo step a sinistra e 0.37 N a destra nel secondo step di discesa).

Il posizionamento dell'apparecchio si dimostra di nuovo un parametro fondamentale, data la modica entità delle forze coinvolte in questo caso, le piccole variazioni della sua posizione rispetto alle celle di carico producono variazioni rilevabili sui risultati; in tutte le prove effettuate naturalmente era stato verificato il corretto posizionamento dell'apparecchio stesso.

## 8.10 CONFRONTO TRA I RISULTATI OTTENUTI DAI QUATTRO TIPI DI BRACCI

La Figura 8.33 mostra le curve di regressione calcolate per tutte le tipologie di braccio analizzate; la Tabella 8.14 riporta invece i valori di forza competenti ai vari step secondo le leggi dedotte.

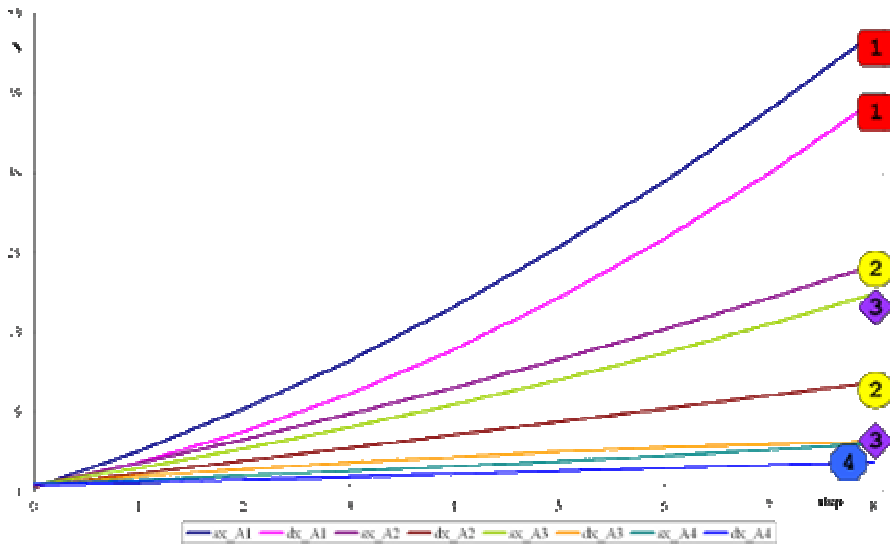


Figura 8.33 - Prospetto delle curve di regressione ricavate per tutti i tipi di braccio analizzati

	sx_A1	dx_A1	sx_A2	dx_A2	sx_A3	dx_A3	sx_A4	dx_A4
0	-0.40	-0.27	-0.13	-0.27	-0.09	-0.09	-0.02	-0.07
1	4.15	2.70	2.64	1.32	2.06	0.94	0.50	0.26
2	9.44	6.55	5.61	2.93	4.46	1.87	1.05	0.59
3	15.46	11.28	8.77	4.55	7.09	2.70	1.63	0.93
4	22.22	16.88	12.12	6.18	9.97	3.43	2.25	1.28
5	29.71	23.36	15.67	7.82	13.08	4.06	2.90	1.64
6	37.93	30.72	19.40	9.47	16.43	4.59	3.59	2.01
7	46.89	38.96	23.33	11.14	20.03	5.01	4.30	2.38
8	56.58	48.07	27.45	12.82	23.86	5.34	5.06	2.76

Tabella 8.14 - Punti all'origine del grafico in Figura 8.33

- Nel passare da A1 ad A2 (i bracci di sinistra hanno diversa lunghezza e diverso punto di vincolo) si nota una drastica diminuzione della forza applicata da entrambi i bracci, inoltre aumenta la differenza tra la forza applicata dal braccio sinistro e quella applicata dal destro.
- Nel passare da A2 ad A3 (i bracci hanno diversa forma, curva semplice vs spirale) il valore della forza applicata diminuisce soprattutto sul braccio destro. Le curve di A3 inoltre tendono a distanziarsi molto di più di quanto facciano quelle di A2, segno che la differenza tra le forze applicate a sinistra ed a destra aumenta in maniera più rapida.
- Nel passare da A3 ad A4 (i bracci hanno diversa lunghezza e forma, spirale vs due curve) si nota la drastica diminuzione della forza applicata da entrambi i bracci.

La Tabella 8.15 riporta i valori dei tre coefficienti in ognuna delle otto curve calcolate, mentre dalla Figura 8.34 alla Figura 8.36 sono riportati i grafici relativi al valore dei singoli coefficienti sui due rami in funzione della tipologia di braccio.

In linea generale si può già affermare che il modulo dei vari coefficienti tende a diminuire nel passare dalla prima all'ultima configurazione.

	sx_A1	dx_A1	sx_A2	dx_A2	sx_A3	dx_A3	sx_A4	dx_A4
A ( $x^0$ )	-0.400	-0.266	-0.133	-0.271	-0.091	-0.089	-0.015	-0.069
B ( $x^1$ )	4.186	2.530	2.680	1.588	2.034	1.079	0.498	0.322
C ( $x^2$ )	0.367	0.439	0.096	0.006	0.120	-0.050	0.017	0.004

Tabella 8.15 - Prospetto dei coefficienti ricavati per entrambi i bracci delle diverse configurazioni analizzate

Con riferimento alla Figura 8.34, si può notare come il coefficiente A di ordine 0 del braccio destro (curva rossa) non sia influenzato in maniera rilevante dal punto di vincolo del braccio sinistro (verso l'esterno o

l'interno del blocco di attuazione), mentre è invece influenzato dall'eventuale presenza di curvature sull'ansa sinistra. Il coefficiente **A** del braccio sinistro è invece, come era prevedibile, fortemente influenzato da qualsiasi variazione di lunghezza del braccio stesso. In sintesi, passando da A1 ad A4, l'isteresi subita da entrambi i bracci diminuisce progressivamente.

Con riferimento alla Figura 8.35, si può notare come il coefficiente **B** (quota lineare di forza applicata nel singolo step) diminuisca in entrambi i lati all'aumentare della lunghezza del braccio sinistro. Inoltre osservando la Figura 8.23 (termini per A1), la Figura 8.26 (termini di A2), la Figura 8.29 (termini di A3) e la Figura 8.32 (termini di A4), si può notare come la parte lineare del comportamento sia la predominante per tutte le tipologie di braccio sinistro non vincolate alla stessa altezza del destro.

Per quanto riguarda il coefficiente **C** relativo al termine di terzo ordine del polinomio, dalla Figura 8.36 si può notare come esso sia influenzato positivamente sia dallo spostamento del vincolo che dall'allungamento del braccio sinistro, mentre la formazione della spira ne comporta un leggero peggioramento. Dalla Figura 8.29 (scomposizione delle polinomiali per A3) si nota infatti come per il braccio destro di A3 le non linearità siano di entità tale da portare la curva di regressione al disotto del suo termine lineare.

La Figura 8.37 riporta infine il valore del rapporto tra la forza applicata dal braccio sinistro e quella applicata dal braccio destro in funzione dello step di carico per le varie configurazioni (il rapporto allo step di partenza non è stato considerato in quanto sarebbe dovuto essere pari a 0/0).

Si nota come A1 dia sempre il rapporto più basso, dato che i due bracci erano pressoché identici, e tendente asintoticamente ad 1.

La maggiore differenza, in proporzione, tra quanto applicato a sinistra e a destra si ha con A3 a causa della spira; in questo caso il rapporto aumenta fino a raddoppiare nel corso degli step di attuazione.

A2 ed A4 mostrano invece un comportamento assai simile, le differenze apportate dalle varie curve di A4 hanno infatti un effetto blando sul rapporto, dato che hanno abbassato drasticamente i valori della forza applicata da entrambi i bracci.

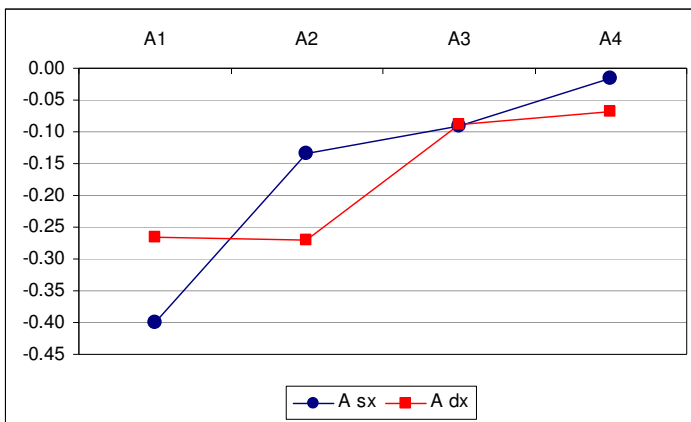


Figura 8.34 - Prospetto dei valori ricavati per il coefficiente di regressione di ordine zero su entrambi i bracci per tutte le configurazioni

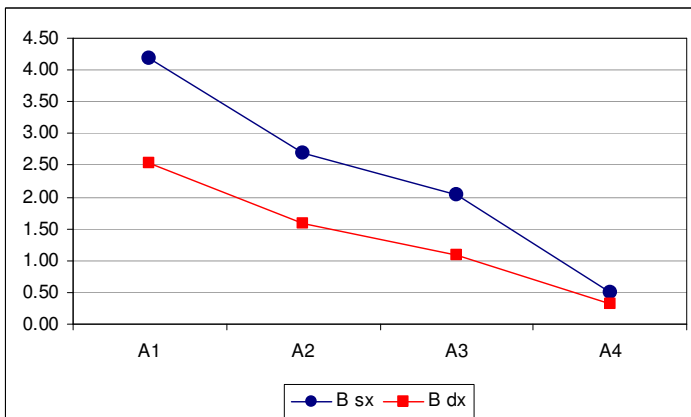


Figura 8.35 - Prospetto dei valori ricavati per il coefficiente di regressione del primo ordine su entrambi i bracci per tutte le configurazioni

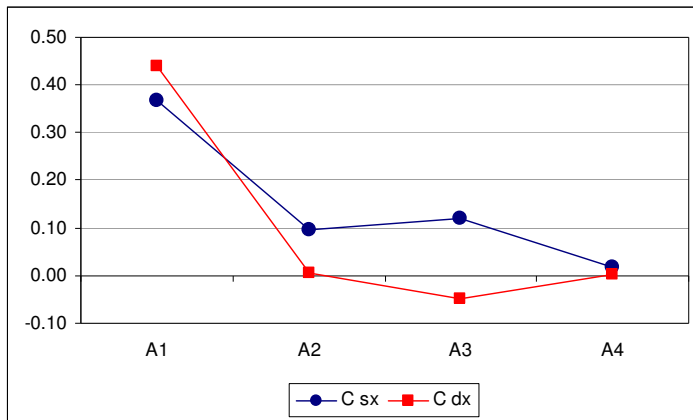


Figura 8.36 - Prospetto dei valori ricavati per il coefficiente di regressione del secondo ordine su entrambi i bracci per tutte le configurazioni

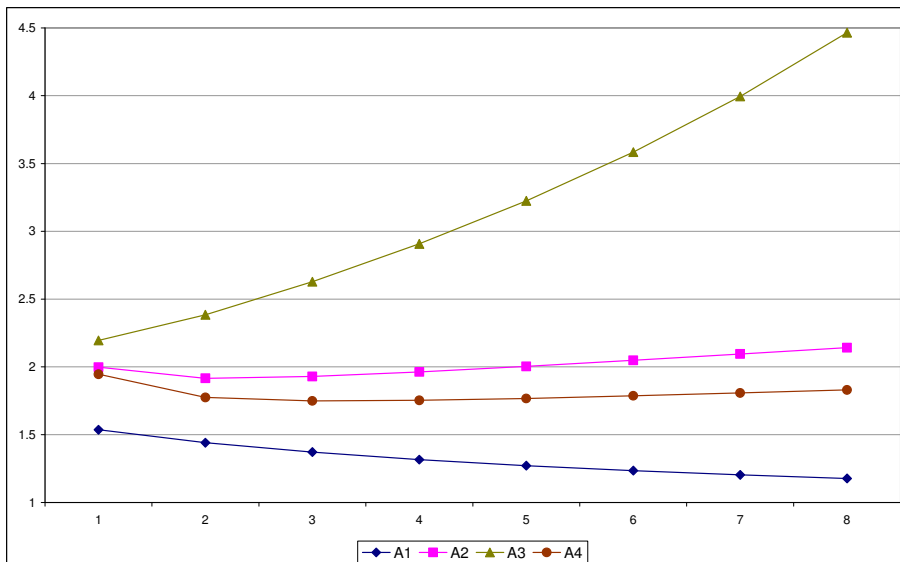


Figura 8.37 - Rapporto tra la forza applicata a sinistra e quella applicata a destra in funzione dello step nelle varie configurazioni

## 8.11 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

### 8.11.1 CONSIDERAZIONI APPLICATIVE

Il modello finora illustrato approssima bene il comportamento dell'apparecchio, a prescindere dal tipo di braccio applicativi, nelle condizioni di prova in vitro; si deve però considerare il fatto che in vivo l'apparecchio non lavorerà spingendo su di un oggetto rigido perfettamente vincolato, ma su di un oggetto rigido a sua volta connesso ad un elemento smorzante. Il dente è infatti vincolato non direttamente all'osso, ma al legamento parodontale, che lo aiuterà a gestire le spinte provenienti dall'apparecchio, permettendogli ad esempio di spostarsi non appena sollecitato per poi cercare di riprendere la posizione originale, modulando quindi il valore della reazione prodotta.

Inoltre nelle condizioni in vivo l'apparecchio non verrà mai utilizzato attuando otto step senza che si produca alcuno spostamento ad opera del braccio di sinistra; nella pratica quindi l'apparecchio si troverà a lavorare in una condizione molto simile a quella che nel corso di queste prove era identificata dagli step 1 e 2. All'inizio di uno step di attuazione l'apparecchio infatti non si troverà scarico, ma pre-caricato, dato che non sarà stata smaltita tutta la forza derivante dallo step precedente. Tra gli step 1 e 2 inoltre il comportamento dell'apparecchio si discosta dalla linearità in maniera assai minore di quanto faccia negli step successivi, come mostrato dalla Figura 8.23 (A1), dalla Figura 8.26 (A2), dalla Figura 8.29 (A3) e dalla Figura 8.32 (A4).

### 8.11.2 CONCLUSIONI

Fatte salve le differenze fra le prove in vitro ed le condizioni di lavoro in vivo, questo studio ha permesso di determinare delle condizioni di prova tali da permettere lo studio dell'apparecchio in maniera corretta ed accurata. Le condizioni di lavoro testate hanno inoltre permesso di valutare le prestazioni dell'apparecchio nelle condizioni più critiche possibili. Tali condizioni sarebbero riscontrabili, ad esempio, qualora si agisse su una protesi sostenuta da un impianto.

Le prove sono state condotte su di un banco appositamente allestito, il che ha permesso di poter confrontare tra loro i comportamenti delle diverse configurazioni. Le differenze nel montaggio sui singoli cicli di prova infatti in parte si elidono effettuando un adeguato numero di cicli di prove, in parte possono essere considerate un errore sistematico che affligge pressoché allo stesso modo tutte le configurazioni (perché statisticamente nessuna delle configurazioni testate ha una diversa probabilità di essere montata male rispetto alle altre).

Il metodo di elaborazione dei dati utilizzato, vale a dire la regressione polinomiale di ordine due, si è dimostrato un utile strumento di analisi per il comportamento dell'apparecchio. I tre coefficienti infatti, pur essendo di agevole interpretazione, permettono di analizzare le differenti complessità del problema, quali l'isteresi e le non linearità, pur non sminuendo l'importanza della parte di comportamento lineare dell'apparecchio.

Il comportamento rilevato per l'apparecchio si mostra in linea con quanto ipotizzato prima delle prove; il sistema mostra infatti delle non-linearità che vanno ad aggiungersi ad una spiccata tendenza al comportamento lineare. I vari materiali utilizzati ed il blocco di attuazione sono infatti tutti di caratteristiche lineari, mentre è la loro disposizione a favorire le non linearità; come esempio si può citare la forma curva delle anse. Gli effetti delle modifiche apportate nel passaggio da un braccio all'altro sono stati quantificati, così da avere cognizione di causa riguardo ai pro ed ai contro della scelta di una configurazione in luogo dell'altra.

### 8.11.3 SVILUPPI FUTURI

Per migliorare lo studio appena concluso, si dovrebbe andare a valutare l'andamento nel tempo della forza applicata (in vivo gli step di attuazione vengono compiuti con cadenza circa settimanale) in modo da validare, o confutare, la teoria secondo la quale una forma allungata per il braccio sinistro migliora il comportamento dell'apparecchio, perché trasmette le forze al dente in maniera più uniforme nel tempo.

Un ulteriore sviluppo auspicabile per questo lavoro è quello di ripetere le prove svolte frapponendo tra le celle di carico e le piastre dell'apparecchio un materiale più cedevole rispetto all'acciaio, in modo da quantificare eventuali differenze da esso indotte nel comportamento del sistema.

## 8.12 BIBLIOGRAFIA

- [1] <http://www.ortho-news.com/> sito riguardante lo specifico apparecchio utilizzato

## CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Nel corso di questa tesi si sono analizzati vari ambiti di interesse odontoiatrico con modalità e mezzi tali da rendere i risultati ottenuti validi anche dal punto di vista metodologico-ingegneristico. Lo scopo di incrementare il know-how nei vari settori toccati si può quindi considerare raggiunto. Al termine di ognuna delle fasi di lavoro effettuate infatti da un lato si è giunti a risultati clinicamente importanti e dall'altro tali risultati sono stati ottenuti con metodologie di prova mirate, quindi avendo cognizione delle problematiche metrologiche ad esse connesse. Ciascuna delle quattro sezioni ha dunque permesso di aumentare le conoscenze nello specifico settore trattato.

Per quanto riguarda lo sviluppo dei modelli finiti, utilizzando le caratteristiche meccaniche dei materiali fornite dalla letteratura, esso ha avuto una duplice finalità. Innanzitutto i modelli così come presentati nel primo capitolo hanno permesso di confrontare tra loro le prestazioni di diversi tipi di restauro "generici". Ad esempio essi hanno permesso di capire che mirare sollecitare al minimo le porzioni di smalto residuo (possibile con i restauri in composito) è ben diverso che mirare a ripristinare la distribuzione delle tensioni che si ha nel dente integro (possibile invece con i restauri in ceramica); allo stesso modo si sono potuti calcolare e confrontare gli spostamenti causati dal medesimo carico su restauri diversi. In secondo luogo, gli stessi modelli, contestualizzati con le specifiche dimensioni e condizioni di vincolo dei campioni effettivamente utilizzati nel corso del terzo capitolo, hanno quantificato l'ordine di grandezza degli spostamenti che ci si doveva aspettare dalle prove sperimentali.

Osservando i risultati ottenuti dalle prove sperimentali con il sistema ESPI, si è potuta effettuare un'analisi comparata tra il dente integro ed il suo restauro. Ciò è stato possibile perché, nonostante le non ottimali caratteristiche ottiche dei denti, l'ESPI si è dimostrato un metodo di misura potente dato che consente l'acquisizione contemporanea dei valori e degli andamenti dello spostamento del campione, senza contatto, quindi senza indurre su di esso effetti di carico; contrariamente alle tecniche a singolo punto inoltre esso permette di calcolare gli spostamenti differenziali tra due qualsiasi punti inquadrati, così da poter eliminare i moti rigidi del banco che tanto creavano problemi nelle misure con il sensore a triangolazione.

Grazie alle potenzialità della tecnica ESPI, si sono inoltre potuti confrontare i comportamenti del dente integro e della sua protesi, osservando che tra i due si manifestano delle differenze.

Riallacciando il discorso a quanto detto sui modelli FEM, grazie ad essi si è andati ad analizzare più in dettaglio il campione numero 1 che presentava spostamenti anomali. Allo stesso modo essi hanno permesso di comprendere fin dalla prima prova che il campione numero 2 fosse danneggiato, dato che esso presentava una notevole discrepanza dal modello numerico non tanto nei valori degli spostamenti, quanto nel loro verso. Il campione sperimentale numero 3, l'unico che si è scoperto non essere anomalo o danneggiato in maniera non preventivamente visibile, ha permesso invece di validare il modello di dente integro costruito, dato che le differenze tra gli spostamenti rilevati e quelli calcolati sono inferiori al 10%, quindi imputabili a "condizioni al contorno" o a piccole sfumature, ma non a errori strutturali nella modellazione.

Anche le analisi effettuate sulla giunzione amelo-dentinale sono state utili per confermare la correttezza dei modelli agli elementi finiti. Dato che essa fa sì che lo smalto e la dentina si comportino come se fossero incollati l'uno all'altro fino allo schianto della giunzione, il non inserirla nel modello agli elementi finiti non costituisce un'omissione, ma una ragionevole semplificazione se i carichi sono di entità fisiologica.

Le analisi effettuate sui campioni demineralizzati hanno permesso di confermare la teoria che afferma che la giunzione fa da "guarnizione" tra lo smalto e la dentina, inoltre esse hanno consentito anche di capire che tale comportamento è dovuto alla parte organica della giunzione. Le stime del modulo elastico, pur se approssimative, sono servite a fornire una prima via per la quantificazione della precedente teoria, che altrimenti sarebbe stata supportata "soltanto" dalle micrografie dei campioni che evidenziavano modalità di danneggiamento dipendenti dalla presenza del collagene nei tubuli.

L'analisi termografica ha indagato invece sulla capacità della protesi di ripristinare le caratteristiche termiche del dente. Si è visto come essa assolva al suo compito nel caso quantomeno in risposta a carichi termici uniformi. Le differenze riscontrate tra una metà e l'altra dell'apposito campione infatti non sono mai state tali da poter rappresentare un pericolo per la "collaborazione" tra i due materiali. Il campione progettato ed utilizzato per questo tipo di prove si è dimostrato estremamente utile in quanto ha permesso in toto il

confronto tra quanto rilevato sulla parte integra e quanto rilevato sul restauro, dato che si aveva la certezza che entrambi i materiali erano nelle medesime condizioni di lavoro.

Per quanto riguarda le prove a strappo sugli impianti, esse hanno permesso di capire quanto la fase di cementazione sia influente sulla capacità che l'impianto ha di ritenere la protesi. E' infatti possibile concludere che i trattamenti cui è stata sottoposta la superficie esterna della cappa nella classe dei provini trattati influenzano positivamente le caratteristiche di adesione della corona all'impianto, dato che i valori di forza di distacco per questa seconda classe sono maggiori che per i provini di controllo. Lo sforzo progettuale effettuato per rendere riproducibili sia la costruzione dei provini che la conduzione delle prove ha infatti permesso di affermare che la variabilità mostrata dai risultati è determinata proprio dalla colla utilizzata e dai suoi procedimenti di applicazione. Se i provini fossero stati montati senza gli appositi utensili, i risultati ottenuti dalle prove sarebbero stati ancora più variabili e meno correlati tra loro, come dimostrato dai quattro provini preliminari.

L'idea alla base delle prove di fatica è la stessa appena esposta per le prove a strappo, quindi la maggior parte degli sforzi è stata convogliata sulla conduzione delle prove. Dato che lo scopo del lavoro era provare che la variabilità intrinsecamente correlata alle prove di fatica può essere quantomeno limitata da una buona preparazione dei campioni, si può essere soddisfatti dei risultati ottenuti nonostante si avessero a disposizione solo cinque impianti. Nel corso di questo studio si sono infatti analizzate, ed in massima parte risolte, le criticità correlate alla preparazione dei provini ed allo svolgimento delle prove.

Si è quindi arrivati ad una procedura che, partendo da un generico impianto, permette di montarlo e provarlo in modo conforme alla normativa e di ottenerne risultati che sono confrontabili con quelli delle stesse prove effettuate su tipi di impianti diversi. Nel corso di questo capitolo si è quindi arrivati a stabilire delle modalità di prova cui tutti gli impianti sono adattabili, non si è quindi adottato l'approccio classico che consiste nell'adattare la prova all'oggetto.

Lo studio dei materiali da impronta ha permesso non solo di comparare le prestazioni di diversi materiali commerciali, ma anche di farlo in maniera metrologicamente corretta. Quanto appena affermato è dimostrabile, avendo effettuato la taratura del sistema utilizzato. Quindi, benché l'incertezza che affligge le misure ottenute non sia trascurabile, la tecnica proposta ha permesso di ottenere un grado di riproducibilità molto più elevato di quanto avvenga con la tecnica utilizzata allo stato dell'arte.

Fatte salve le differenze fra le prove in vitro ed le condizioni di lavoro in vivo, lo studio effettuato sull'apparecchio "Treppiedi" ne ha consentito l'analisi in maniera corretta ed accurata, avendo definito delle idonee condizioni di prova. Il banco appositamente allestito ha permesso di poter confrontare tra loro i comportamenti delle diverse configurazioni. Le differenze nel montaggio sui singoli cicli di prova infatti in parte si elidono effettuando un adeguato numero di cicli di prove, in parte possono essere considerate un errore sistematico che affligge pressoché allo stesso modo tutte le configurazioni.

Il comportamento rilevato per l'apparecchio, anche grazie al metodo di elaborazione dei dati utilizzato, si mostra in linea con quanto ipotizzato prima delle prove; il sistema presenta infatti delle non-linearità che vanno ad aggiungersi ad una spiccata tendenza al comportamento lineare. Gli effetti delle modifiche apportate nel passaggio da un braccio all'altro sono stati quantificati, così da avere cognizione di causa riguardo ai pro ed ai contro della scelta di una configurazione in luogo dell'altra.

In generale, si può ribadire come tutti i metodi di misura e le procedure di attuazione proposti siano stati scelti al fine di ridurre l'intrinseca variabilità dei risultati ed aumentare la riproducibilità degli esperimenti. Quest'ultimo traguardo può considerarsi raggiunto, dato che in ogni ambito si è arrivati ad ottenere risultati coerenti. I lavori presentati in questa tesi hanno quindi permesso di studiare le protesi (o gli impianti) a partire da dati sperimentali validi anche dal punto di vista metrologico. Se infatti la variabilità dei risultati non può essere eliminata in quanto peculiarità dei campioni, l'aver condotto delle prove metodologicamente accurate permette quantomeno di affermare che essa non è frutto di errori di interpretazione.

Come tutti gli studi scientifici, anche questo lavoro non può considerarsi esente da limiti o da miglioramenti apportabili in futuro. Il maggior limite nell'analisi di alcuni degli ambiti trattati risiede nel limitato numero di campioni utilizzati, è quindi auspicabile che tali studi proseguano e che lo facciano su un numero di oggetti tale da poter dare significato statistico ai risultati. Tale limitazione è però intrinseca all'utilizzo dei denti

umani come campioni, non è infatti agevole reperire parecchi denti che siano contemporaneamente dello stesso tipo (specie se si tratta di incisivi centrali), integri, esenti da patologie e recentemente estratti. In aggiunta va considerato anche il fatto che la loro conservazione, pur se nelle corrette condizioni, è possibile solo per un tempo limitato, dopo il quale si verifica un cambio delle loro caratteristiche fisico-meccaniche.

Analizzando più in dettaglio i vari capitoli, per quanto riguarda i modelli agli elementi finiti sarebbe auspicabile che venisse condotta una serie di prove sperimentali volta a calcolare le caratteristiche meccaniche dei materiali coinvolti, in modo da potersi svincolare dalla variabilità che in letteratura caratterizza non solo i loro valori, ma anche i metodi con cui li si è calcolati.

Nel caso dello studio della giunzione amelo-dentinale, andrebbe utilizzato un maggior numero di campioni non tanto per diminuire la variabilità dei risultati, pur coerenti, ottenibili dai campioni di controllo, quanto piuttosto per poter migliorare le modalità di demineralizzazione, ottenendone campioni più omogenei tra loro nell'entità della demineralizzazione stessa.

In merito allo studio comparato tra il provino integro ed il suo restauro con il sistema ESPI, sarebbe opportuno tarare lo strumento in modo da calcolare l'incertezza che affligge le misure ottenute. Questo passo non è stato ancora effettuato a causa della difficoltà di individuare un campione sufficientemente accurato. Inoltre si dovrebbe analizzare un numero di campioni più elevato. Questo permetterebbe innanzitutto di poter validare tutti i modelli di restauro costruiti con gli elementi finiti, inoltre permetterebbe di iniziare un'analisi in merito alle differenze di comportamento riscontrabili sulla stessa tipologia applicata a diversi campioni.

Per quanto riguarda l'analisi termografica delle protesi, prima di evolversi a confrontare coppie di campioni come con il sistema ESPI, bisognerebbe completare lo studio sottoponendo il medesimo oggetto già utilizzato a dei carichi termici velocemente tempovarianti. In questo modo si potrebbe capire se la restaurazione delle proprietà termiche del dente integro avvenga o meno solo a seconda del tipo di carico termico coinvolto.

Nel caso delle prove a strappo, in futuro si dovrebbe cercare di rendere più controllabili la fase di cementazione della protesi ed i trattamenti superficiali effettuati sulla cappa.

Dato che la procedura di prova a fatica è adattabile a diversi tipi di impianti, sarebbe opportuno iniziare una serie di prove che coinvolga famiglie diverse di provini, per poter confrontare le loro prestazioni. Per ottenere una buona curva di fatica si dovrebbero utilizzare almeno tre impianti per ogni valore del carico e testare almeno cinque diversi valori di sollecitazione, andando a valutare un totale di quindici impianti per ognuna delle famiglie studiate.

Dato il controllo che, grazie a questo lavoro, si riesce ad ottenere sul montaggio del provino, sarebbe opportuno analizzare anche famiglie di impianti aventi la medesima forma, ma costruiti in materiali diversi; ad esempio sarebbe interessante confrontare i nuovi impianti in zirconio con i loro omologhi in titanio.

Per quanto riguarda il banco proposto per la misura dei campioni in materiale da impronta, sarebbe auspicabile che esso, ormai dimostrata la sua validità, venisse migliorato agendo in primo luogo sulla sua ottica. Se si passasse infatti da un'ottica commerciale a lenti da laboratorio si potrebbe ridurre drasticamente l'incertezza che affligge le misure. Parallelamente si dovrebbe cercare di ottenere un maggiore controllo sul sistema di movimentazione.

Inoltre sarebbe opportuno che i nuovi campioni venissero costruiti tutti nelle medesime condizioni ambientali, in modo da capire se esse abbiano o meno influenza sulle caratteristiche dei provini ottenuti.

Per migliorare la parte di lavoro sull'apparecchio ortodontico, dato che in vivo gli step di attuazione vengono compiuti con cadenza circa settimanale, si dovrebbe andare a valutare l'andamento nel tempo della forza applicata, così si potrebbe validare, o confutare, la teoria secondo la quale una forma allungata per il braccio sinistro migliora il comportamento dell'apparecchio, perché trasmette le forze al dente in maniera più uniforme nel tempo. Prima però sarebbe opportuno ripetere le prove svolte frapponendo tra le celle di carico e le piastre dell'apparecchio un materiale più cedevole rispetto all'acciaio, in modo da quantificare eventuali differenze da esso indotte nel comportamento del sistema.

In generale, gli sviluppi proposti per il futuro si possono qualificare come dei miglioramenti, vale a dire che

essi indicano la necessità di condurre gli studi su una strada che si è dimostrata in salita, ma promettente. L'approccio metodologico seguito infatti si è dimostrato corretto sia dal punto di vista metrologico che da quello clinico. Come ci si era prefissati si è riusciti a far comunicare due distinte professionalità ottenendo dei risultati che fossero corretti sia dal punto di vista metodologico che da quello della significanza clinica dei risultati, è quindi auspicabile che si prosegua nel dialogo iniziato, se possibile anche aumentandolo.

---

## *APPENDICI*



## APPENDICE I LA TECNICA ESPI

Nel corso di questo capitolo si introdurrà la tecnica dell'Electronic Speckle-Pattern Interferometry (ESPI), si presenterà un peculiare layout basato su una configurazione in fibra, si descriveranno i test effettuati sul sistema ESPI e si valuterà il suo funzionamento su provini di dimensioni ridotte e proprietà ottiche simili a quelle dei materiali biologici.

Partendo da queste premesse, il banco ESPI è stato utilizzato dapprima su di un **blocchetto di alluminio** e gli spostamenti generati dal ciclo di carico sono stati confrontati con quelli registrati da un sensore laser a triangolazione. I risultati ottenuti possono essere solo confrontabili quanto ad ordine di grandezza, dato che la risoluzione del sistema ESPI è quasi doppia rispetto a quella del sensore a triangolazione. Le prove hanno comunque permesso di appurare che la tecnica può essere utilizzata su campioni di dimensioni confrontabili con quelle di un generico dente umano, con il vantaggio di ottenere il comportamento globale del campione.

Successivamente sullo stesso banco è stato testato un **provino cilindrico in polistirene**; in questo caso le dimensioni erano maggiori e l'allineamento più semplice, ma le proprietà ottiche del materiale più simili a quelle dei materiali biologici. I risultati provenienti da questo secondo set di prove sono stati confrontati con quelli provenienti da simulazioni agli elementi finiti su un modello che ricostruiva il provino reale. Fatte salve le discrepanze dovute all'imperfezione delle caratteristiche strutturali del modello e/o del campione, anche in questo caso i due risultati concordano non solo riguardo all'ordine di grandezza, ma soprattutto riguardo agli andamenti degli spostamenti rilevati.

### AI.I INTRODUZIONE

L'ESPI è una tecnica interferometrica negli anni Settanta che fa parte del raggruppamento delle tecniche di misura basate sulla registrazione e sulla successiva elaborazione di ologrammi; nello specifico, in questo capitolo verrà trattato il particolare tipo di tecnica ESPI noto come "ESPI with spatial carrier".

La tecnica ESPI deduce la misura di spostamenti dal confronto del pattern dello speckle generato da una sorgente di luce coerente (laser) in due stati di carico differenti del provino. In questo particolare setup si valuta la componente out-of-plane dello spostamento. Il nome stesso indica l'utilizzo di immagini digitali, dato che in Electronic Speckle Pattern Interferometry (di cui ESPI è l'acronimo), la parola Electronic sta ad indicare il fatto che come supporto per le immagini si usino sensori e non più, come in origine, pellicole fotografiche.

### AI.I.I TEORIA ALLA BASE DELL'ESPI

Lo **speckle** è un fenomeno che si manifesta quando una sorgente di luce coerente illumina una superficie con una rugosità dello stesso ordine di grandezza della lunghezza d'onda della luce illuminante.

Una superficie rugosa è costituita da tanti picchi ed avvallamenti disposti in maniera casuale, la luce che verrà riflessa da tali picchi/avvallamenti avrà quindi una distribuzione di intensità e direzione casuale, la quale darà luogo ad interferenze costruttive e distruttive che verranno percepite dall'osservatore come una serie di "pallini" scuri che rendono tremolante l'immagine.

Esistono due tipologie di speckle: quello oggettivo e quello soggettivo, a seconda che esso sia osservato sulla superficie stessa o su di un sensore. Il primo tipo di speckle dipende quindi solo dal piano nello spazio nel quale è osservato, mentre il secondo dipende anche dal sistema di formazione dell'immagine utilizzato, come illustrato nella Figura AI.1.

Dato che lo **speckle soggettivo**, quello utilizzato in questo tipo di prove, dipende dal sistema ottico attraverso il quale si osserva il fenomeno, andranno tenuti in considerazione anche i suoi limiti reali, primo tra tutti quello della diffrazione dall'apertura della lente, che fa sì che un punto sia proiettato sul piano oggetto non più come un punto, ma come una distribuzione di intensità attorno al punto immagine.

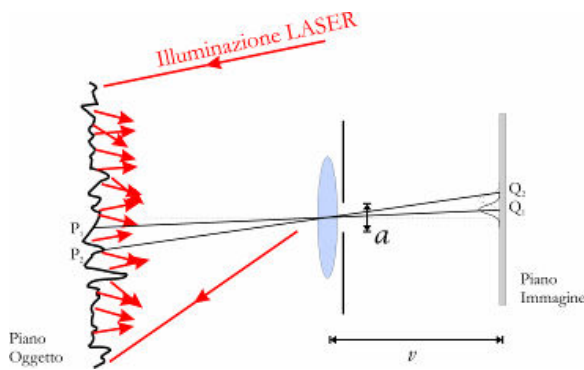


Figura AI.1 - Lo speckle soggettivo

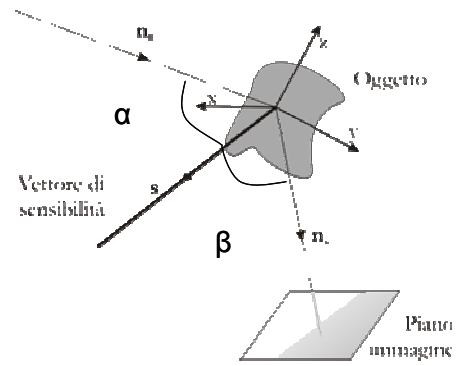


Figura AI.2 - Definizione di angoli e vettori

La grandezza di ogni singolo speckle sarà quindi funzione non solo della superficie e della radiazione monocromatica utilizzata, ma anche della distanza tra la lente ed il piano immagine e dall'apertura della lente. Per fornire immagini con una risoluzione tale da poter essere adeguatamente elaborate, se si lavora con un sensore CCD, uno speckle dovrebbe avere dimensioni di circa 3 pixel.

La tecnica ESPI parte dall'osservazione della luce diffusa dalla superficie illuminata e proiettata dalla lente su un piano nel quale l'oggetto è a fuoco. Se tale superficie si deforma, la luce subisce una variazione di cammino ottico che si traduce in una variazione della fase proporzionale allo spostamento subito [2]. Definendo “**vettore di sensibilità**”  $s$  quel vettore che giace lungo la bisettrice tra la direzione di illuminazione e quella di osservazione (vedasi Figura AI.2) e  $d$  il vettore spostamento di un punto illuminato della superficie, il valore della variazione di fase conseguente allo spostamento sarà dato da:

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} (s \circ d) \tag{AI.1}$$

L'intensità luminosa acquisita dal sensore su ogni singolo pixel sarà quindi funzione delle intensità dei raggi riferimento ed oggetto e della variazione di fase:

$$I(x, y) = I_o(x, y) + I_R(x, y) + 2\sqrt{I_o(x, y)I_R(x, y)} \cos(\Delta\phi(x, y)) \tag{AI.2}$$

La differenza tra le intensità luminose dei pixel nei due stati di carico sarà quindi proporzionale alla differenza di fase dovuta allo spostamento (avendo già tolto i contributi di  $I_o$  ed  $I_R$ , che rimangono costanti nella prova):

$$I_2(x, y) - I_1(x, y) \cong 2\sqrt{I_o(x, y)I_R(x, y)} \left[ \cos(\Delta\phi^I(x, y)) - \cos(\Delta\phi^F(x, y)) \right] \tag{AI.3}$$

Per valori piccoli degli sfasamenti, l'equazione si può semplificare in:

$$I_2(x, y) - I_1(x, y) \cong 2\sqrt{I_o(x, y)I_R(x, y)} \left[ \cos(\Delta\phi^I(x, y)) - \cos(\Delta\phi^F(x, y)) \right] \tag{AI.4}$$

dalla quale è ricavabile il valore di  $\Delta\Phi$ .

Sostituendo il valore di  $\Delta\Phi$  appena calcolato e definendo

$$N = \frac{\Delta\phi}{2\pi} \tag{AI.5}$$

come il numero di frange, lo spostamento  $\delta$  lungo la direzione normale alla superficie diventa pari a:

$$\delta = \frac{\lambda N}{\cos\alpha + \cos\beta} \tag{AI.6}$$

Nel caso in cui si abbia  $\alpha=\beta=0$  (quindi la direzione di osservazione coincida con la normale alla superficie, a sua volta illuminata dalla stessa direzione di osservazione), si può affermare che per ogni frangia contata nella mappa di fase si è avuto uno spostamento nella direzione out-of-plane di una quantità pari a  $\lambda/2$ .

$$\delta = \frac{\lambda N}{\cos \alpha + \cos \beta} = N \frac{\lambda}{2} = \frac{\Delta \varphi \lambda}{2\pi 2} \quad (\text{Al.7})$$

## Al.I.II IL BANCO OTTICO

Un sistema ESPI comprende dunque due diversi gruppi di elementi: un gruppo ottico ed uno elettronico; nel primo vengono generate le frange di interferenza tra due fasci di luce coerente, nel secondo vengono invece acquisite ed elaborate le immagini relative a tali frange.

Il banco ottico utilizzato, illustrato nella Figura Al.3 è composto, in sintesi, da una sorgente laser, dalla telecamera che acquisisce le immagini e dall'ottica necessaria a inviare e raccogliere i raggi luminosi. La caratteristica più importante di questo banco è quella di utilizzare delle fibre ottiche per trasportare i due fasci laser, in tal modo si può mantenere la coerenza della luce per distanze ben maggiori di quella di coerenza propria della radiazione, si può quindi posizionare il provino ad elevate distanze dalla testa del laser, aumentando anche la versatilità del sistema (con "distanza di coerenza" si intende l'intervallo di distanza entro il quale la radiazione può essere considerata perfettamente sinusoidale).

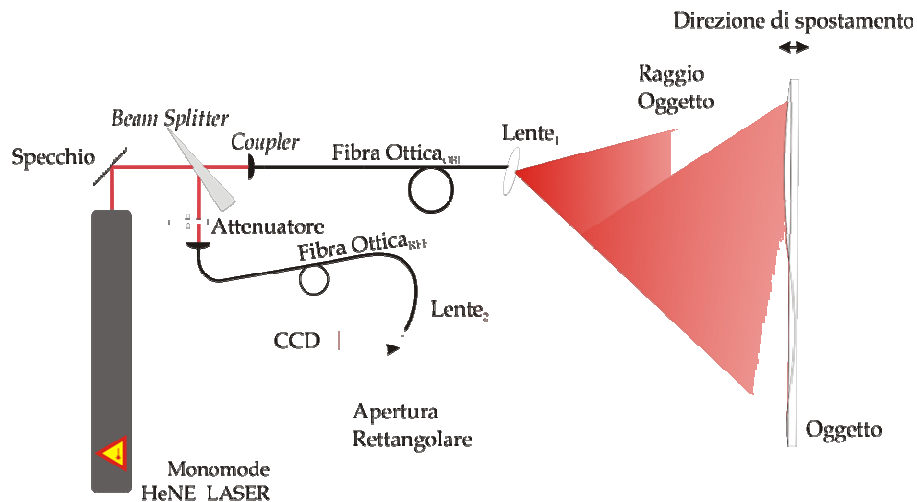


Figura Al.3 - Schema del banco ottico utilizzato

La **sorgente laser** è necessaria in quanto l'interferenza, alla base della misura, si verifica tra radiazioni coerenti tra loro. Utilizzando questo tipo di sorgente si riescono ad ottenere dei raggi di luce coerente, monocromatica e ad elevata intensità. In questo contesto è stato utilizzato un laser a miscela di HeNe, ottenendo una radiazione monocromatica di  $\lambda=628$  nm, con un fascio a distribuzione gaussiana intorno all'asse centrale di propagazione.

La lunghezza di coerenza di tale radiazione è pari a circa 30 cm e va a determinare il range di distanza dal sistema in cui è possibile collocare l'oggetto. Tenendo conto dei parametri già imposti al sistema, la condizione

$$L_{REF} - L_C \leq L_{OGG} \leq L_{REF} + L_C \quad (\text{Al.8})$$

[dove  $L_C$  è la lunghezza di coerenza spaziale del laser;  $L_{REF}$  il cammino ottico del raggio di riferimento e  $L_{OGG}$  il cammino ottico del raggio oggetto] in questo specifico banco si risolve imponendo che il provino si trovi ad una distanza compresa tra 5 e 35 cm.

Il **beam splitter** è il componente deputato a dividere il raggio laser uscente dalla sorgente in due raggi, quello di misura e quello di riferimento, in modo da garantire la loro coerenza. La potenza del raggio originale viene inviata per il 90% al raggio di misura e per il 10% al raggio di riferimento. Tale sbilanciamento è dovuto alle elevate perdite che affliggono il raggio di misura e la sua diffusione dall'oggetto al sensore. Operando una divisione 9:1 si riesce a convogliare sul sensore due raggi di potenza assai simile.

La **Lente1** ha il compito di aprire il fascio laser ed illuminare l'oggetto. La sua eventuale presenza va decisa dopo aver considerato che le esigenze di potenza dell'onda incidente sono in contrasto con la risoluzione

spaziale sulla superficie dell'oggetto. L'inquadrare una maggiore superficie aumentando la divergenza del raggio, provocando anche speckle di dimensioni maggiori, implica infatti il diminuire dell'intensità dell'onda che investe ogni singolo punto.

La **Lente2** serve invece a focalizzare sul sensore CCD tutta la luce proveniente dall'area di interesse.

L'**apertura rettangolare** infine svolge diversi compiti: innanzitutto permette la formazione dello speckle soggettivo (cioè di quello legato al piano immagine, non solo all'oggetto osservato), sostiene la fibra che trasporta il raggio di riferimento e soprattutto filtra la radiazione proveniente dal provino, lasciandone passare solo le componenti parassiali, ossia quelle che contengono la maggior parte dell'informazione sul suo spostamento out-of-plane.

L'influenza dell'apertura rettangolare è visibile nello spettro dell'immagine (vedasi Figura AI.12, Figura AI.13 e Figura AI.14), non nell'immagine stessa; è lo spettro infatti ad essere di forma rettangolare, mentre l'immagine lo sarebbe se l'apertura fosse posizionata tra la lente ed il provino.

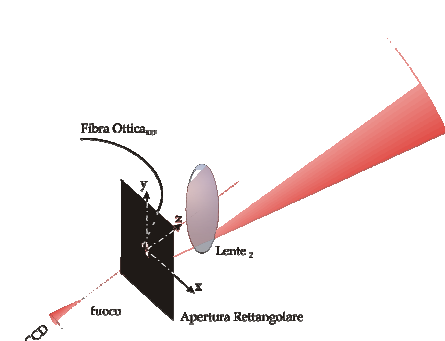


Figura AI.4 - Apertura rettangolare

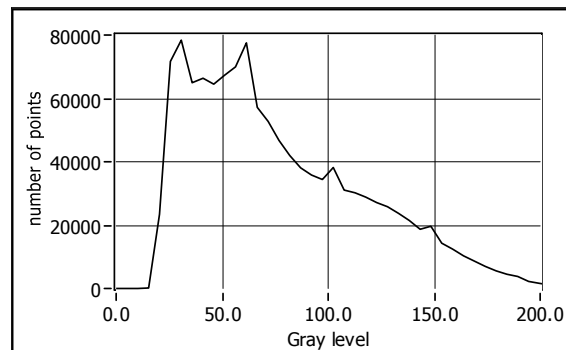


Figura AI.5 - Istogramma dell'immagine di Figura AI.23

### AI.I.III ACQUISIZIONE DEI DATI

L'acquisizione delle immagini avviene attraverso una telecamera controllata dal programma MAX-Measurement&Automation appartenente al pacchetto LabVIEW; attraverso la sua interfaccia l'utente è abilitato ad impostare diversi parametri, quali ad esempio il contrasto o il guadagno dell'immagine finale, benché questi parametri non siano particolarmente rilevanti per le misure in oggetto.

Riguardo alla **telecamera**, non è necessario che essa sia dotata di una risoluzione estremamente spinta, dato che gli speckle solitamente hanno dimensioni che vanno dai 5 ai 100  $\mu\text{m}$  per le superfici di nostro interesse. Per delle buone acquisizioni con questa tecnica sono sufficienti delle normali telecamere da laboratorio, in questo caso è stata utilizzata una telecamera MARLIN F-145B2, da 1392x1040 pixel di dimensioni 4.65x4.665  $\mu\text{m}$ . Per avere una buona elaborazione delle immagini, la dimensione di ogni speckle dovrebbe essere pari a circa 3 pixel lungo la direzione x e 1 lungo la direzione y; a tale obiettivo si arriva calcolando opportunamente le dimensioni dell'apertura rettangolare a partire dai parametri ottici noti.

Una prima stima della bontà delle immagini acquisite può essere ottenuta dall'osservazione dell'istogramma del loro livello di intensità luminosa in funzione dei livelli di grigio utilizzati, vedasi Figura AI.5. In questo caso l'istogramma può considerarsi buono, perché il numero di pixel associato è sufficientemente distribuito sui vari livelli di grigio.

#### NOTE:

- Per la rappresentazione degli spettri delle varie immagini è sempre stata scelta la "rappresentazione ottica" che prevede le basse frequenze al centro della figura.
- Gli spettri, tranne dove specificato, sono riportati dopo aver applicato il logaritmo al valore di intensità, per migliorare la visibilità dei lobi.

### AI.I.IV ANALISI IN FREQUENZA DELLE IMMAGINI

Come avviene per le funzioni nel dominio del tempo, anche le immagini possono venire studiate attraverso il loro contenuto in frequenza, con la sola differenza che qui la frequenza non è temporale, ma spaziale. Nel dominio del tempo la **frequenza di campionamento** è pari al reciproco del tempo di campionamento, nel dominio dello spazio essa è il reciproco dello spazio di campionamento; riferendosi al sensore CCD utilizzato, essa sarà data da  $1/\text{dimensione del pixel}$ . Le frequenze di campionamento saranno quindi due, vale a dire:  $1/\Delta x$  ed  $1/\Delta y$ , dove  $\Delta x$  e  $\Delta y$  sono le dimensioni del pixel nelle due direzioni; dato che il pixel non è sempre quadrato, le due frequenze possono essere diverse tra loro.

Il passaggio dal dominio dell'intensità luminosa a quello della frequenza spaziale si attua attraverso l'applicazione della Trasformata di Fourier bidimensionale (AI.9); il dominio della frequenza per un'immagine può essere considerato per semplicità come un insieme di coefficienti associati alla rapidità di variazione di intensità luminosa nell'immagine stessa. Ad esempio, in corrispondenza dei dettagli si verificano brusche variazioni di livelli di Intensità luminosa e quindi le frequenze risultano elevate; in una zona nella quale non si presentano invece variazioni e le frequenze sono molto basse.

$$F(u, v) = \int \int I(x, y) \cdot e^{-j2\pi ux} \cdot e^{-j2\pi vy} dx dy \quad (\text{AI.9})$$

Da questa trasformazione si ottiene un'immagine, o equivalentemente una matrice, di numeri complessi, la quale può essere a sua volta scomposta in due matrici, una per il modulo e l'altra per la fase di tali numeri; la maggior parte dell'informazione è però contenuta nella matrice della fase, non in quella del modulo. Nelle indagini effettuate tramite la tecnica ESPI quanto appena visto permette di dire che è possibile estrarre informazioni da due immagini le cui intensità siano molto diverse e che per estrarre la maggior quantità di informazioni si debba ricavare la mappa di fase della deformazione dell'oggetto.

In Figura AI.8 e Figura AI.9 sono riportate la mappa del modulo e quella della fase relativamente alle immagini di Figura AI.6 e Figura AI.7 ; in Figura AI.10 e Figura AI.11 sono riportate invece le immagini ottenute componendo rispettivamente il modulo della prima foto con la fase della seconda e viceversa, si vede come l'immagine risultante sia molto più simile a quella da cui è stata presa la fase di quanto lo sia a quella da cui è stato estratto il modulo.



Figura AI.6 - Immagine 1



Figura AI.7 - Immagine 2

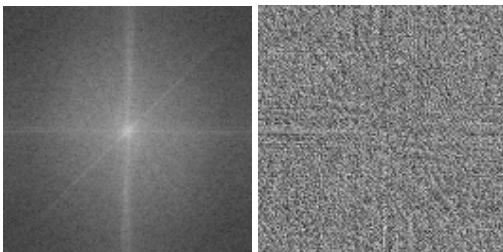


Figura AI.8 - Modulo e fase di Imm. 1

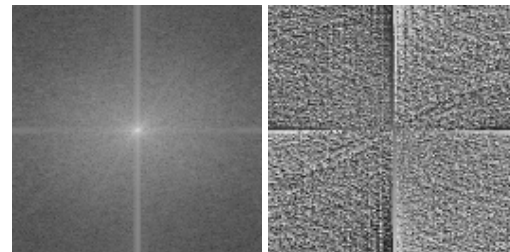


Figura AI.9 - Modulo e fase di Imm. 2

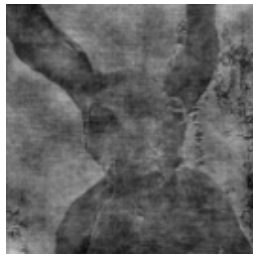


Figura AI.10 - Immagine derivante da Modulo di Imm.1 e fase di Imm. 2

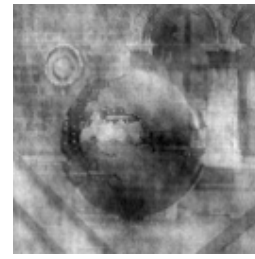


Figura AI.11 - Immagine derivante da Modulo di Imm.2 e fase di Imm. 1

L'aspetto dello **spettro in frequenza**, vale a dire il modulo del numero complesso risultante dalla Trasformata di Fourier, di un'immagine ottenuta con questo setup è tuttavia importante perché funzione della forma del diaframma frapposto tra le lenti e la telecamera, del raggio di riferimento e dell'avvenuta interferenza. Più in dettaglio: un'immagine nella quale la luce arriva solo dalla lente e nella quale non c'è interferenza avrà uno spettro tale da riportare la forma dell'apertura, come nella Figura AI.12. Nel caso invece tra i due raggi ci sia stata la corretta interferenza, lo spettro presenterà i due tipici lobi (Figura AI.14, la cui forma rispecchia quella del diaframma) ai lati della "croce" dovuta al raggio di riferimento (Figura AI.13).

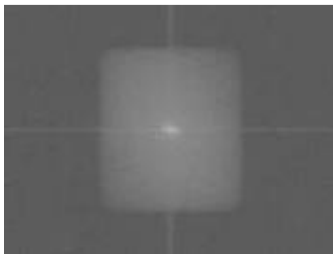


Figura AI.12 - Spettro in cui il raggio oggetto è nettamente predominante

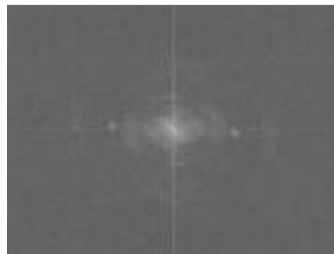


Figura AI.13 - Spettro in cui è presente solo il raggio di riferimento (anche se sporco)

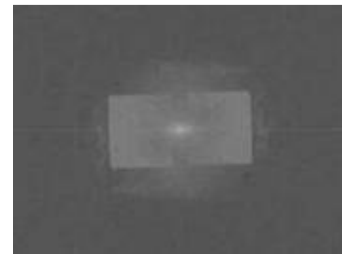


Figura AI.14 - Spettro con i lobi dovuti all'interferenza tra i raggi

Le immagini raccolte inoltre hanno la caratteristica di essere **Omomorfe**, vale a dire che, se si considerano porzioni differenti di una stessa immagine principale, il loro spettro avrà una struttura assai simile a quella dell'immagine di partenza, come illustrato a partire dalla Figura AI.15, Figura AI.16, Figura AI.17, Figura AI.18 fino ad arrivare alla Figura AI.18; maggiore sarà la porzione di immagine con queste caratteristiche, migliore sarà stata l'acquisizione.

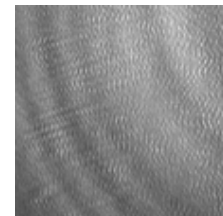
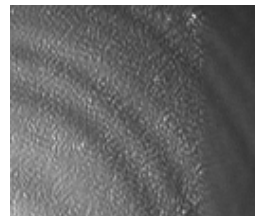
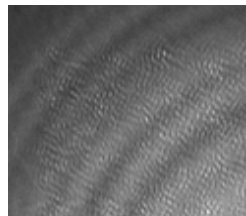
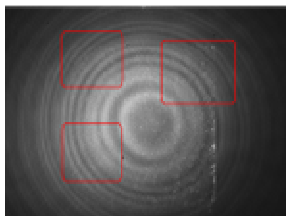


Figura AI.15, Figura AI.16, Figura AI.17, Figura AI.18 - Una immagine e tre sue porzioni (dall'alto a sinistra in senso orario)

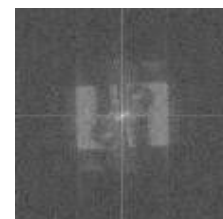
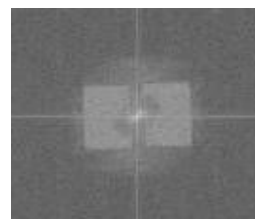
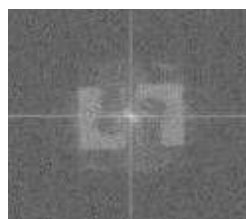


Figura AI.19, Figura AI.20, Figura AI.21, Figura AI.22 - Spettri relativi alle Figure da AI.15 ad AI.18

## AI.II ELABORAZIONE DEI DATI

La Figura AI.23 e la Figura AI.24 rappresentano due diversi stati di carico di un blocchetto di alluminio (dimensioni 9x11x6 mm); in Figura AI.25 e Figura AI.26 si riportano invece i relativi spettri. Le due immagini sono alla base di tutte le elaborazioni di questo paragrafo; in esse si possono riconoscere il provino coperto dagli speckle e soprattutto i cerchi di diffrazione originati dall'interazione tra il raggio di riferimento ed il foro micrometrico posto sull'apertura rettangolare in cui alloggia la fibra che lo contiene.

Con Unloaded si intende lo stato assunto come posizione di riferimento, mentre con Loaded uno stato successivo, tra i due il carico agente sul provino è cambiato (nello specifico è avvenuta una compressione sulla faccia superiore) che vi ha provocato delle deformazioni e quindi anche degli spostamenti in direzione out-of-plane.

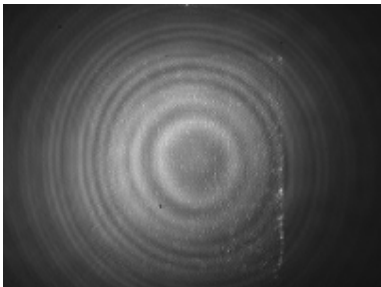


Figura AI.23 - Stato Unloaded

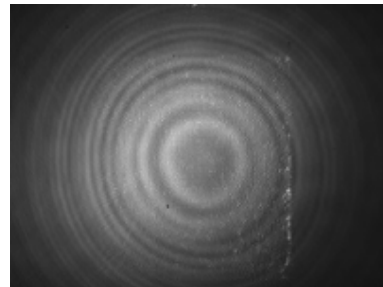


Figura AI.24 - Stato Loaded

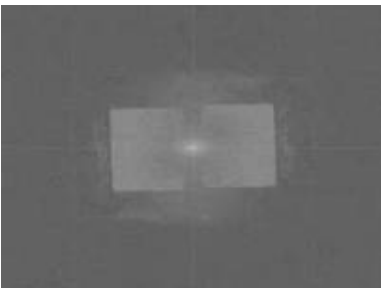


Figura AI.25 - Spettro di Unloaded

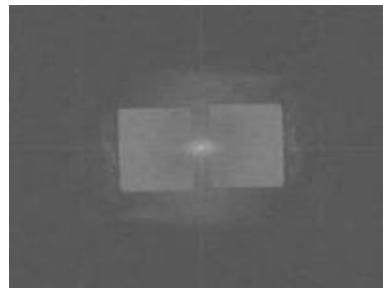


Figura AI.26 - Spettro di Loaded

Gli spettri riportati sono accettabili perché, nonostante la presenza di rumore diffuso, i due lobi sono ben definiti, dimostrando l'avvenuta interferenza, così come lo è il raggio oggetto.

## AI.II.1 LA MAPPA DELLE FRANGE

Il primo tipo di elaborazione che si può applicare a due immagini acquisite con un sistema ESPI, è la “Semplice differenza al quadrato” che permette di valutare immediatamente la presenza di frange di interferenza, ma non permette di individuare il verso degli spostamenti, a differenza dell’algoritmo successivo. Nonostante sia “incompleto”, il metodo della semplice differenza, comportando calcoli molto semplici, è estremamente rapido, quindi di solito è considerato propedeutico alla vera e propria elaborazione effettuata con l’algoritmo principale.

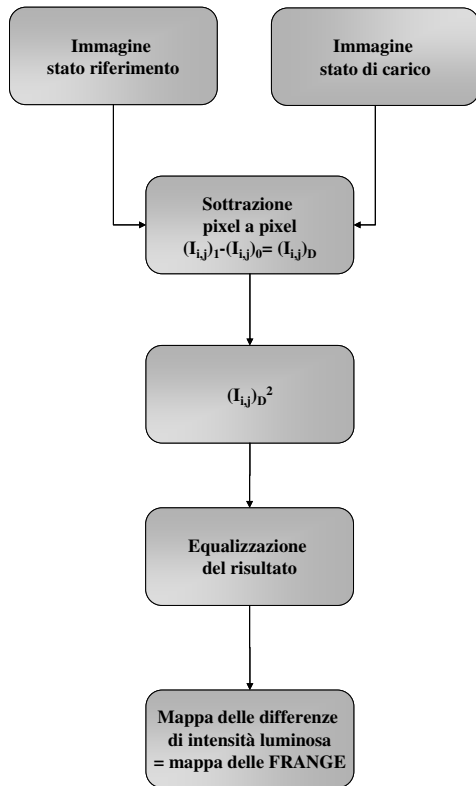


Figura AI.27 - Schema a blocchi dell’algoritmo di calcolo per la mappa delle frange

La mappa delle frange si presenterà come in Figura AI.28, si nota subito come il risultato sia di qualità inferiore rispetto alla “mappa delle fasi”, Figura AI.29, vale a dire al risultato ottenibile con il secondo algoritmo utilizzabile, trattato nel paragrafo successivo.

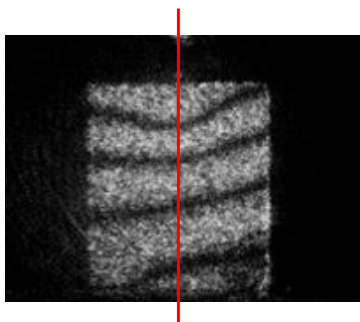


Figura AI.28 - Mappa delle FRANGE



Figura AI.30 - Andamento dell’intensità luminosa nella Figura AI.28 lungo la riga verticale

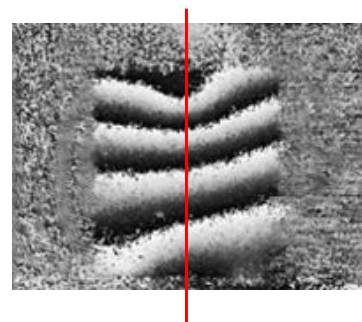


Figura AI.29 - Mappa delle FASI



Figura AI.31 - Andamento dell’intensità luminosa nella Figura AI.29 lungo la riga verticale

## AI.II.II LA MAPPA DELLE FASI

Il secondo tipo di algoritmo applicabile alle immagini acquisite è quello che permette di arrivare alla mappa delle fasi “wrapped”, vale a dire con ancora visibili le singole frange poste tra loro ad una distanza proporzionale a  $\lambda$  a seconda degli angoli coinvolti. Lo schema a blocchi dell’algoritmo è riportato nella Figura AI.32, in Figura AI.33, Figura AI.34 e Figura AI.35 sono riportati invece alcuni dei passaggi intermedi del calcolo.

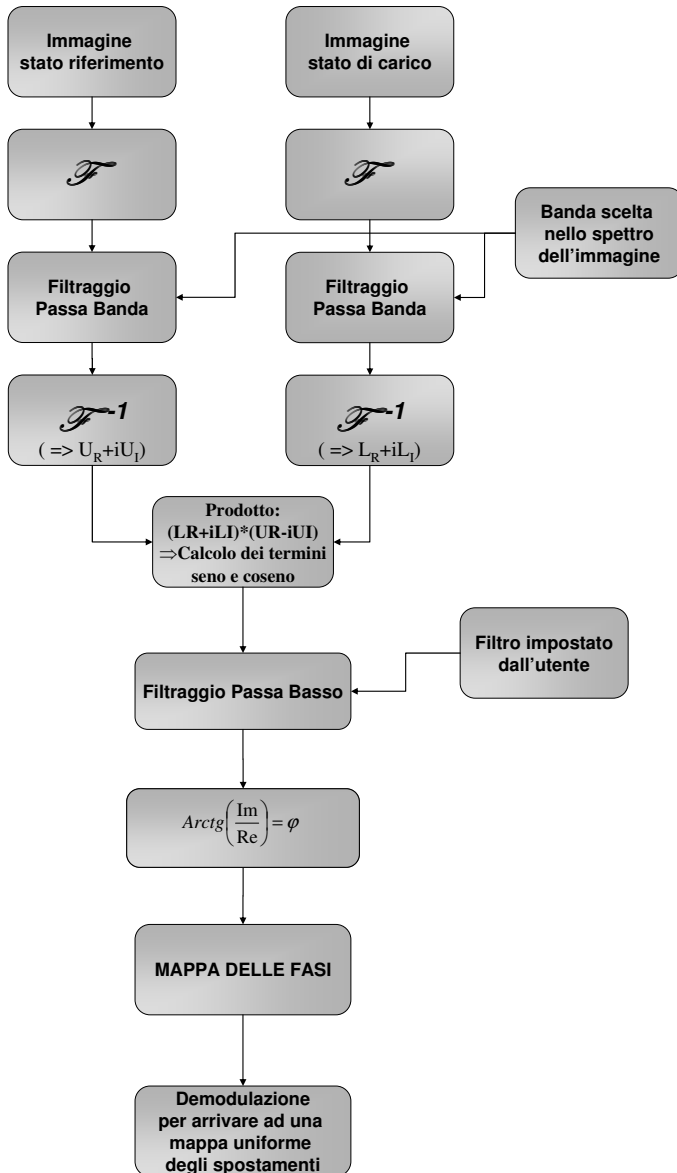


Figura AI.32 - Schema a blocchi dell’algoritmo per il calcolo della mappa delle fasi

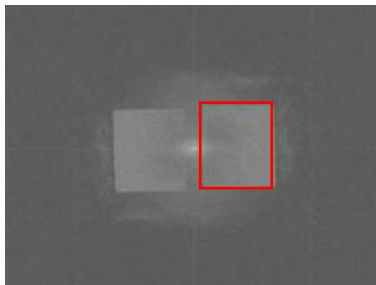


Figura AI.33 - Banda scelta (in rosso) per il filtraggio della trasformata [stato di riferimento]

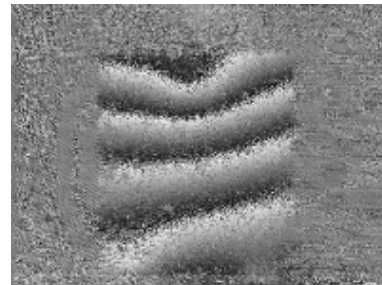


Figura AI.34 - Mappa della fase non filtrata

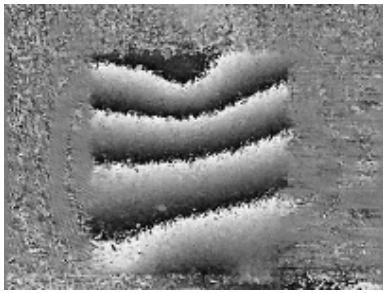


Figura AI.35 - Mappa della fase filtrata



Figura AI.36 - Mappa delle fasi (filtrata) ottenuta dopo aver scelto la banda di frequenze opposta a quanto fatto in Figura AI.33

### AI.II.III FILTRAGGIO DELLO SPETTRO

Il filtraggio passa banda dello spettro permette di estrarne solo la parte contenente le informazioni provenienti dalla direzione parassiale rispetto all'asse ottico; dello spettro si può scegliere indifferentemente uno dei due lobi, dato che essi contengono la stessa informazione (spettro hermitiano nel dominio delle frequenze, dato che l'immagine acquisita dal sensore assume solo valori reali).

Se invece che la ROI (Region of Interest) di Figura AI.33 si fosse scelto il lobo opposto, si sarebbe ottenuta la mappa di Figura AI.36 (la stessa che si sarebbe ottenuta anche con la ROI di Figura AI.33, ma invertendo lo stato carico con quello di riferimento), vale a dire una mappa in cui il verso di variazione della fase è opposto rispetto al caso precedente, mentre direzione e modulo sono invariati.

La scelta della dimensione della banda da filtrare è invece più influente in quanto se essa è troppo grande, si va ad aggiungere rumore all'immagine antitrasformata, mentre se essa è troppo piccola, si va a togliere informazione. La Figura AI.37 e la Figura AI.39 riportano appunto un filtraggio a banda troppo larga ed uno a banda troppo stretta con i rispettivi effetti sulla mappa delle fasi. Si vede come nel primo caso la mappa presenti una notevole quantità di rumore, dovuto al fatto che si è andati a selezionare anche una parte dello spettro relativo al raggio di riferimento; nel secondo caso invece la mappa risulta sgranata, segno che si è persa una certa quantità dell'informazione originale.

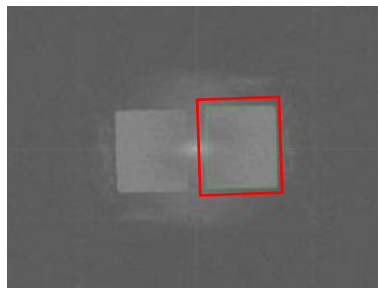


Figura AI.37 - Filtraggio con una banda più larga del necessario



Figura AI.38 - Relativa mappa delle fasi in cui si nota un aumento del rumore

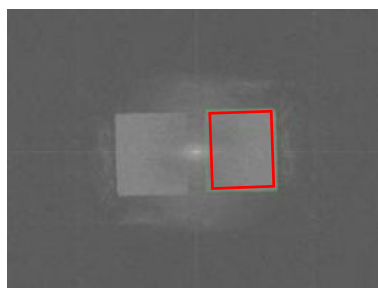


Figura AI.39 - Filtraggio a banda troppo stretta

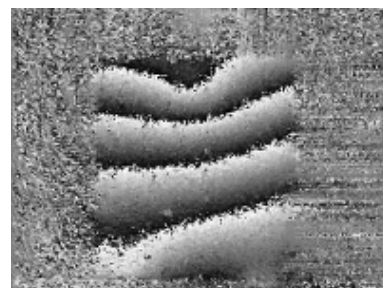


Figura AI.40 - Relativa mappa delle fasi in cui si ha perdita di informazioni

## AI.II.IV FILTRAGGIO DELLA MAPPA DELLE FASI

Questo filtraggio serve a levigare l'aspetto della mappa risultante dai passaggi precedenti e viene attuato tramite un filtro di tipo passa-basso. Tale tipo di filtro elimina dall'immagine le componenti ad alta frequenza spaziale, vale a dire i dettagli come i pixel di colore molto diverso da quello dei vicini all'interno delle varie frange. La mappa della fase non filtrata, relativa agli stati di carico riportati in Figura AI.23 ed in Figura AI.24, è riportata nella Figura AI.34, mentre la stessa mappa dopo il filtraggio è riportata nella Figura AI.35.

Va precisato che l'algoritmo di filtraggio non viene applicato alla mappa delle fasi, ma alla matrice con la parte reale e a quella con la parte immaginaria prima che esse vengano unite per dar luogo alla mappa della fase, lo si considera applicato alla mappa delle fasi perché è su di essa che provoca i suoi effetti. Si è deciso di filtrare separatamente i due termini dell'arcotangente che origina la mappa finale in quanto in questo modo si aumenta l'efficacia del filtraggio, ogni singola immagine infatti contiene del rumore, ad esempio di tipologia "sale e pepe", riconoscibile ed in parte eliminabile, mentre l'immagine finale contiene una combinazione non lineare di tale rumore, che risulta quindi meno trattabile.

Filtrare un'immagine con un filtro lineare equivale a fare la convoluzione tra la matrice che la rappresenta e la matrice che rappresenta il filtro; in questo specifico caso è stato utilizzato un filtro di smoothing mediante media con Kernel 5x5 a valori unitari [7].

$$\frac{1}{25} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{AI.10})$$

L'applicazione di filtri con kernel più piccoli (3x3, vedasi Figura AI.41) o più grandi (7x7, vedasi Figura AI.42) può fornire o meno risultati migliori; in questo caso e con una sola applicazione il primo nucleo non elimina abbastanza rumore, mentre applicando il secondo kernel si rischia di assottigliare troppo la parte nera delle frange, soprattutto in quelle mappe in cui il loro numero è più elevato. Il risultato finale può variare invece reiterando l'operazione di filtraggio o cambiando il tipo di filtro, ad esempio utilizzando quello gaussiano o anche un filtro non lineare come quello mediano.

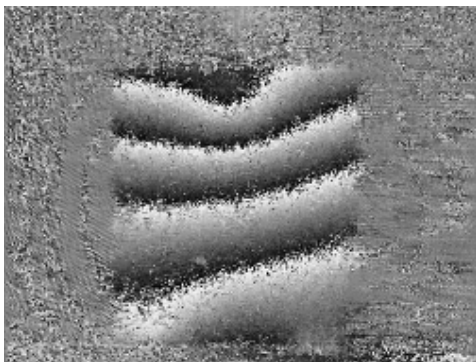


Figura AI.41 - Filtraggio con kernel 3x3  
(1 applicazione)



Figura AI.42 - Filtraggio con kernel 7x7  
(1 applicazione)

## AI.II.V DEMODULAZIONE DELLA MAPPA DELLE FASI

L'ultima elaborazione che si può effettuare sulle mappe di fase calcolate è l'unwrapping delle fasi, vale a dire la loro demodulazione. Attraverso tale procedimento si può ricostruire la continuità della mappa degli spostamenti out-of-plane subiti dall'oggetto, ottenendo un risultato come quello mostrato in Figura AI.43.

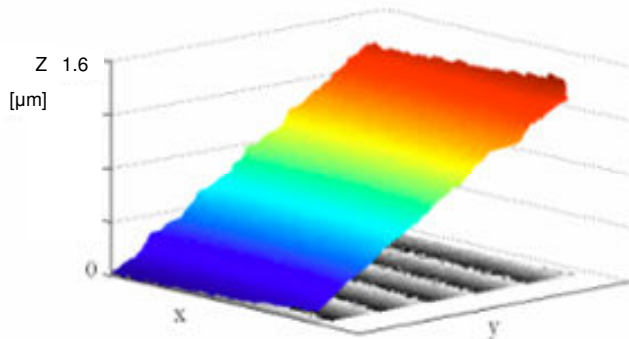


Figura AI.43 - Effetto della demodulazione sulla mappa delle fasi

La demodulazione è necessaria in quanto la tecnica fornisce valori di  $\Delta\Phi(x,y)$  inclusi in  $[-\pi,\pi)$ , mentre gli spostamenti realmente subiti dal provino variano con continuità.

Gli algoritmi utilizzabili per demodulare la fase e calcolarne poi gli spostamenti sono molteplici [10] e ad elevato grado di complessità. In questo specifico caso, se si soddisfano le condizioni per la formula (AI.7), si ha che

$$\delta = \Delta\varphi \frac{\lambda}{4\pi} = \Delta\varphi \cdot 50 \frac{nm}{rad} \quad (AI.11)$$

## AI.III PROVE SU UN BLOCCHETTO DI ALLUMINIO

### AI.III.I PROVE CON IL LASER A TRIANGOLAZIONE

Il primo approccio utilizzato per avere una conferma alla bontà del sistema ESPI è stato quello di utilizzarlo per misurare un campione il cui comportamento fosse già stato analizzato con un altro tipo di sensore; la scelta di quest'ultimo è caduta su un sensore **laser a triangolazione** (Keyence, LC-2320), avente una risoluzione di  $0.5 \mu\text{m}$ . Per l'applicazione del carico è stato utilizzato il sistema trattato al Paragrafo 4.2.

Il campione utilizzato era un blocchetto di alluminio di dimensioni  $8 \times 9 \times 10 \text{ mm}$ , quindi paragonabili a quelle di un dente, in modo da utilizzare la stessa ottica (a riguardo si rimanda al Capitolo 5). La Figura AI.44 e la Figura AI.45 mostrano i due banchi utilizzati; la Figura AI.46 e la Figura AI.47 mostrano invece il provino inquadrato da entrambi i sistemi, in modo da enfatizzare la differenza fra misure in campo pieno e misure puntuali.

Date le caratteristiche dei due sistemi di misura utilizzati, non si sono potute effettuare delle misure utilizzando contemporaneamente il sensore laser a triangolazione ed il sistema ESPI, entrambi gli strumenti richiedono infatti di essere posizionati davanti alla superficie da osservare, quindi si sarebbero coperti a vicenda.

Per avere una buona visibilità delle frange sul provino, si è deciso di applicare step di carico di  $5 \text{ N}$ , in tal modo però si avevano degli spostamenti di grandezza paragonabile alla risoluzione del sensore a triangolazione ( $0.5 \mu\text{m}$ ).  $0.5 \mu\text{m}$  di spostamento corrispondono a quasi due frange in una mappa delle fasi (una frangia  $= \lambda/2 = 0.314 \mu\text{m}$ ), se ne deduce come un'incertezza di  $\pm 0.5 \mu\text{m}$  per il sensore a triangolazione porti il range di compatibilità tra il numero di frange e la lettura del sensore a valere 4 frange. Si comprende quindi perché la procedura qui riportata non possa essere considerata una taratura, ma semplicemente un confronto tra due tecniche di misura simili quanto all'ordine di grandezza degli spostamenti rilevati.

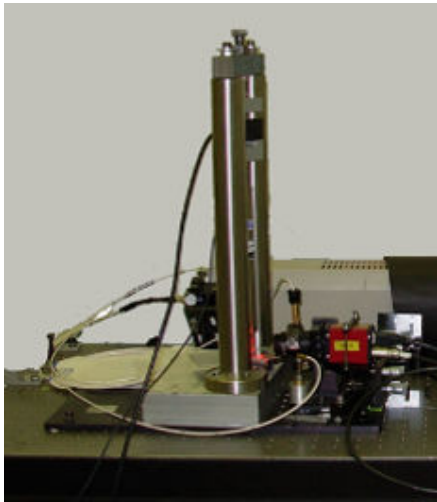


Figura AI.46 - Il sistema di carico sul banco ESPI

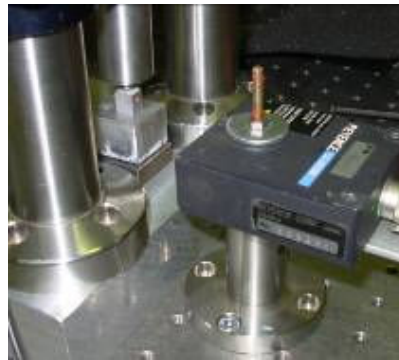


Figura AI.47 - Il sistema di carico con il sensore laser a triangolazione

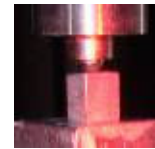


Figura AI.44 - Il provino puntato dal sistema ESPI



Figura AI.45 - Il provino puntato dal triangolazione

In Figura AI.48, Figura AI.49 e Figura AI.50 sono riportate le mappe delle fasi di alcuni degli step di carico effettuati, il cui prospetto è riportato nella Tabella AI.1, tutte le misure effettuate si dimostrano compatibili tra loro.

Step	F applicata [N]	Spostamento registrato dal triangolazione [mm]	Stima frange = $\text{spost}/(\lambda/2)$	Franghe rilevate
0	0			
1	2.35	0.0015	4.7	2
2	8.24	0.0015	4.7	1
3	14.12	0.0010	3.2	2
4	20.00	0.0010	3.2	1
5	25.88	0.0005	1.6	1
6	31.76	0.0005	1.6	2
7	37.65	0.0005	1.6	1
8	43.53	0.0010	3.2	1
9	49.41	0.0005	1.6	1
10	55.29	0.0005	1.6	1
11	61.18	0.0005	1.6	1
12	67.06	0.0005	1.6	1
13	72.94	0.0005	1.6	1

Tabella AI.1 - Prospetto degli spostamenti rilevati con il sensore laser a triangolazione e del corrispondente numero di frange, sia stimato che rilevato.

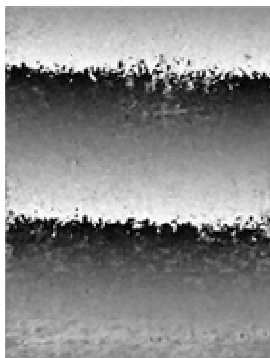


Figura AI.48 -  
Mappa delle fasi tra gli step 0 ed 1



Figura AI.49 -  
Mappa delle fasi tra gli step 6 e 7

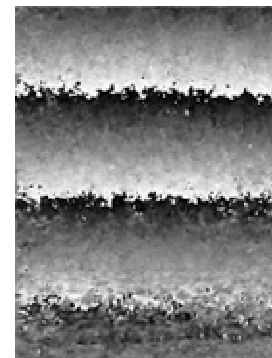


Figura AI.50 -  
Mappa delle fasi tra gli step 8 e 11

### AI.III.II PROVE CON L'INTERFEROMETRO

Prima di utilizzare il laser a triangolazione si è valutata anche la possibilità di confrontare i risultati provenienti dal banco ESPI con quelli ricavati da uno strumento più accurato; si è dunque tentato l'utilizzo di un **interferometro** (SIOS Meßtechnik GmbH) con una risoluzione dichiarata di  $\lambda/512$ , quindi dell'ordine del nanometro dato che la lunghezza d'onda della radiazione emessa è anche in questo caso 632.8 nm. Il range di spostamenti misurabili da questo strumento era di 100 nm.

Il confronto tra i risultati ottenuti dai due sistemi non è però stato possibile a causa delle stringenti specifiche di allineamento richieste dal SIOS. Il massimo disallineamento tollerabile sul fascio retroriflesso dall'oggetto rispetto all'asse di misura era infatti pari a 2", lo spostamento rilevato sul blocchetto in step di carico pur bassi era tale dunque da disallineare irreversibilmente il sensore.

Inoltre tale sensore per una buona misura richiedeva un rapporto segnale/rumore estremamente alto, cosa che era praticamente impossibile da raggiungere con il provino in esame, la cui finitura superficiale non era a specchio, se lo fosse stata, infatti, avrebbe causato problemi nel corso delle prove col banco ESPI. Il massimo rapporto segnale rumore raggiunto è stato del 35%, teoricamente esso sarebbe stato sufficiente per delle acquisizioni corrette, ma il costruttore dello strumento raccomandava di lavorare con SNR non minori del 50%, valore che non è mai stato raggiunto nel corso delle prove. Il provino infatti non inviava allo strumento un raggio retroriflesso, ma della radiazione piuttosto diffusa, come illustrato dalla Figura AI.52, tale "carezza" di segnale in ingresso provocava effetti dannosi anche sull'uscita stessa, che si presentava molto più variabile di quanto prevedesse il manuale dello strumento, Figura AI.53.

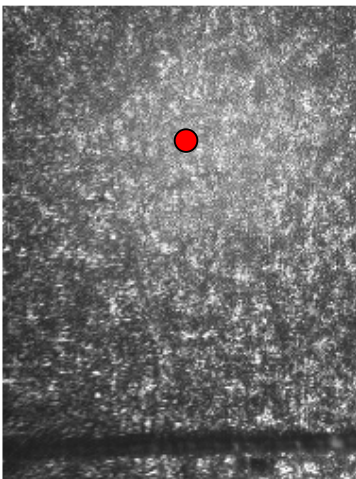


Figura AI.51 - Il provino come inquadrato dal sistema ESPI, il cerchio rosso rappresenta la posizione dello spot nel corso delle misure col SIOS sullo stesso campione



Figura AI.52 - Retroriflessione del provino sulla testa del sistema SIOS

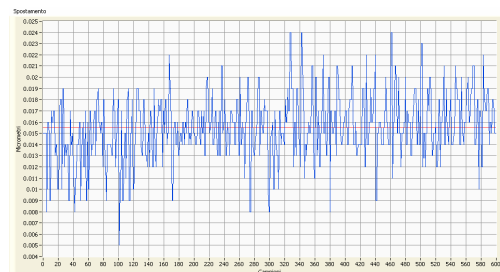


Figura AI.53 - Segnale rilevato dal sistema SIOS

	Forza nello step [N]	Spostamen to rilevato [μm]	Frange attese
mappa 1	12	0.411	1.3
mappa 2	24	0.722	2.3
mappa 3	35	1.381	4.4

Tabella AI.2 - Step di carico nei tre casi riportati di seguito

A titolo di esempio si riportano tre mappe delle frange acquisite con l'ESPI che possono essere considerate concordanti con quanto rilevato dal SIOS (il cerchio rosso indica la posizione dello spot dello strumento sul provino nelle prove col SIOS). La Tabella AI.2 riporta i valori di carico imposti nei vari casi e gli spostamenti rilevati dal SIOS, il numero di frange "attese" è stato ottenuto dividendo lo spostamento rilevato per  $\lambda/2$ . Lo step di carico successivo alla mappa 3 non ha invece permesso il calcolo degli spostamenti, in quanto ha disallineato la radiazione riflessa dal provino rispetto al sensore.

Le piccole discordanze che si notano possono essere riconducibili anche al fatto che le due prove (ciclo di carico osservato sia con il SIOS che con il sistema ESPI) non sono state condotte contemporaneamente, ma l'una di seguito all'altra; la conduzione contemporanea delle prove era impossibile poiché i due sistemi dovevano essere posizionati nello stesso posto per risultare allineati.

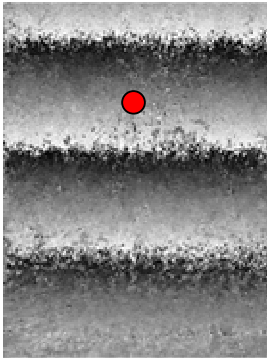


Figura AI.54 - Mappa 1

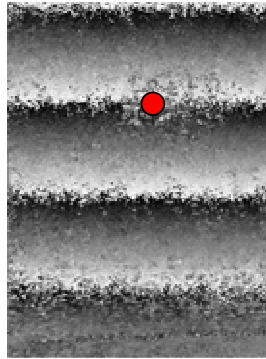


Figura AI.55 - Mappa 2

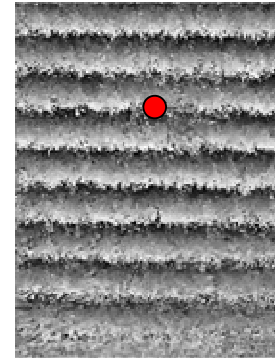


Figura AI.56 - Mappa 3

#### AI.IV PROVE SU UN CILINDRO DI POLISTIRENE

Il secondo approccio utilizzato per la verifica del sistema è stato quello analitico, a partire da un campione di materiale e forma noti, si è disegnato il suo modello agli elementi finiti e si sono confrontati i risultati provenienti dalle simulazioni e dalle prove sperimentali. Il campione utilizzato in questa analisi era un cilindro in polistirene, di diametro pari a 6 mm ed altezza di 8.5 mm; la sua superficie aveva inoltre qualità ottiche piuttosto basse.

Data la maggiore cedevolezza di questo materiale rispetto all'alluminio, si è deciso di utilizzare due traverse di dimensioni 20x10x10 mm e della resina epossidica (X60, HBM); nella traversa superiore è stato ricavato un invito per la sfera dell'attuatore. In Figura AI.57, Figura AI.58 e Figura AI.59 sono riportati rispettivamente una vista frontale del campione, la traversa superiore ed il campione montato sul sistema di applicazione del carico.



Figura AI.57 - Vista frontale del campione vincolato alle traverse



Figura AI.58 - L'invito per la sfera dell'attuatore

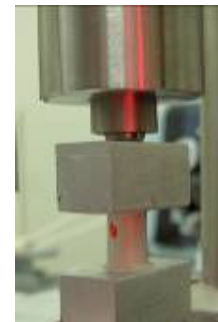


Figura AI.59 - Il campione posizionato sul sistema di applicazione del carico

Le prove effettuate hanno permesso di rilassare le specifiche del corretto allineamento dell'oggetto osservato; per sua stessa natura la forma cilindrica ha fatto sì che almeno una parte del provino stesso fosse sempre perfettamente allineata. L'ottica in queste prove è differente da quella utilizzata nel caso precedente, cioè a portato a non inquadrare tutto il provino, ma solo una sua porzione, riportata nella Figura AI.60.

Nella mappa delle fasi riportata nella Figura AI.61 sono visibili 3 frange complete, quindi lo spostamento subito sarà dell'ordine di almeno

$$3 * (\lambda/2) = 3 * (0.314) = 0.942 \mu\text{m} \quad (\text{AI.12})$$

La Figura AI.62 riporta invece il risultato della demodulazione di tale mappa, nella quale gli spostamenti sono privi di discontinuità nei vari punti. Nella Figura AI.63 è infine riportata lo spettro di una delle immagini originali, si vede come le scarse proprietà ottiche del polistirene abbiano contribuito alla rumorosità dello spettro stesso.



Figura AI.60 -  
La parte di provino  
inquadrata

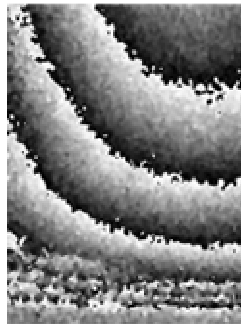


Figura AI.61 -  
Mappa delle fasi  
tra due step di carico



Figura AI.62-  
Demodulazione  
della mappa delle fasi  
precedente



Figura AI.63 - Spettro  
di una delle immagini  
acquisite

Il modello agli elementi finiti, realizzato attraverso il software ANSYS Release8.0, constava di 20825 nodi e 139078 elementi tetraedrici ad 8 nodi (Solid45), riportato nella Figura AI.64; la resina non è stata modellata, ma è stata imposta la coincidenza della faccia superiore del cilindro con la corrispondente frazione di area della traversa. Il carico verticale imposto è stato corrispondente a quello che ha dato origine alla Figura AI.61, vale a dire 60 N a partire da un precarico di 620 N, applicati su 12 nodi al centro della traversa, a coprire circa 2.25 mm<sup>2</sup> di superficie; la base del cilindro è stata vincolata tramite incastro perfetto su tutti i suoi nodi. Le caratteristiche dei materiali modellati sono: E=2.78 GPa e ν=0.33 per il polistirene ed E=70 GPa e ν=0.34 per l'alluminio.

Il sistema di riferimento è tale da considerare l'asse di osservazione come asse Y, l'asse verticale del provino come asse Z ed il loro ortogonale per completare la terna destrorsa come asse X.

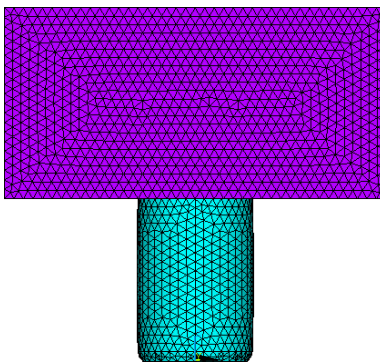


Figura AI.64 - Il modello  
agli elementi finiti

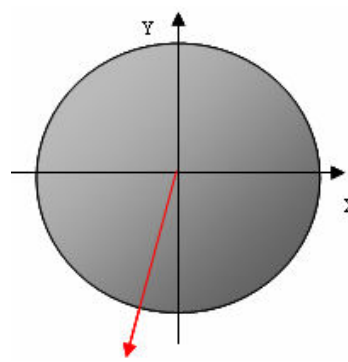


Figura AI.65 - Direzione del vettore  
sensibilità rispetto agli assi utilizzati  
nel modello (visto in pianta)

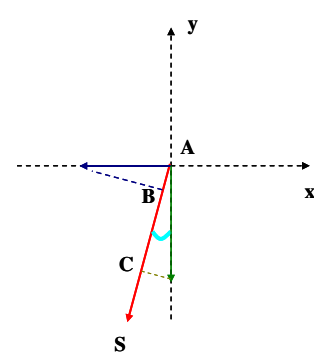


Figura AI.66 - Componenti  
del vettore spostamento  
registrato

Gli spostamenti rilevati con la tecnica ESPI giacciono lungo il vettore sensibilità della configurazione utilizzata, quindi i risultati provenienti dalle simulazioni vanno interpretati considerando che la direzione di interesse è inclinata rispetto ad X ed Y del modello di circa 15°, come mostrato nella Figura AI.65. Lo

spostamento totale dunque sarà una combinazione lineare di quanto calcolato sugli assi X ed Y, nello specifico, con riferimento alla Figura AI.66:

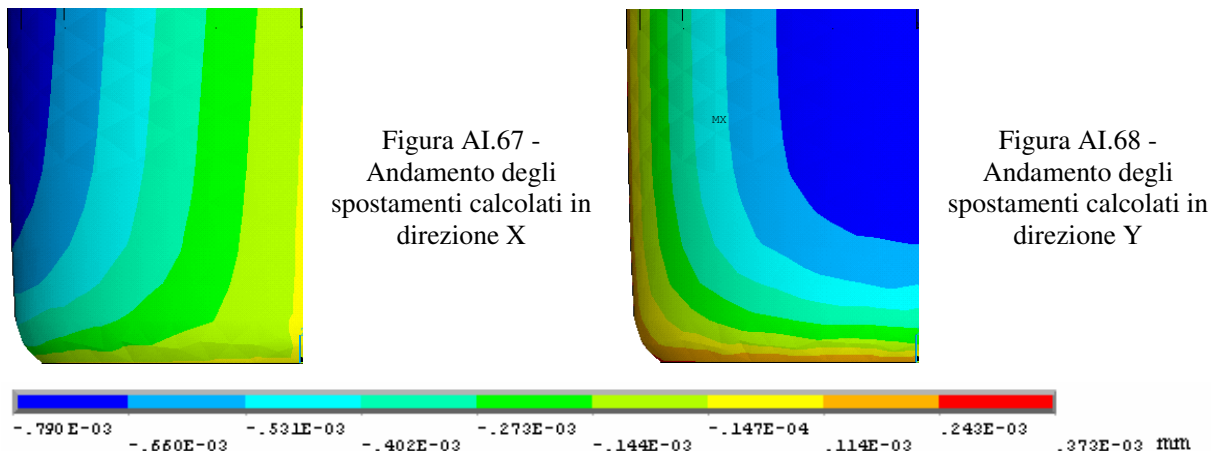
$$AB = (\text{spostamento calcolato lungo X}) * (\cos 75^\circ) = 0.789E-3 * \cos 75 = 0.204E-3 \text{ mm} \quad (\text{AI.13})$$

$$AC = (\text{spostamento calcolato lungo Y}) * (\cos 15^\circ) = 0.741E-3 * \cos 15 = 0.715E-3 \text{ mm} \quad (\text{AI.14})$$

$$AS = AB+AC = 0.919 \mu\text{m} \quad (\text{AI.15})$$

Confrontando (AI.15) con (AI.12) si vede come i due risultati siano dello stesso ordine di grandezza, a conferma della correttezza della tecnica ESPI.

In Figura AI.67 e Figura AI.68 sono riportate le mappe cromatiche relative ai valori di spostamenti, rispettivamente lungo X e lungo Y, calcolati tramite il modello e la relativa legenda.



## AI.V CONCLUSIONI

La tecnica ed il sistema ESPI utilizzati si sono dimostrati adatti a lavorare su piccoli campioni, anche nel caso essi avessero proprietà ottiche simili a quelle dei denti.

Nella valutazione dei risultati forniti dal sistema ESPI è stato possibile operare solo un confronto con il laser a triangolazione, data la già citata difficoltà di reperire uno strumento non solo altrettanto risoluto, ma anche altrettanto versatile.

Si è quindi scelto di avere un parametro di confronto al numero delle frange effettivamente rilevate avvalendosi di un modello agli elementi finiti, che ha permesso di confrontare anche gli andamenti degli spostamenti rilevati.

## AI.VI BIBLIOGRAFIA

- [1] A.F. Doval, 2000, A Systematic Approach To Tv Holography, Measurement Science and Technology, Vol. 11, pp. R1-R36
- [2] Jones R., Wykes C., Holographic and Speckle Interferometry, Cambridge University Press, 1989
- [3] Rastogi P.K., Holographic Interferometry: principles and methods, Springer-Verlag, 1994
- [4] H.A. Hubert, S. Waldner, 1999, A simple and effective method for filtering speckle-interferometric phase fringe patterns, Optics Communications, Vol. 162, pp. 205-210
- [5] R. Cordero, A. Martinez, R. Rodriguez-Vera, P. Roth, 2004, Uncertainty evaluation of displacements measured by Electronic Speckle-Pattern Interferometry, Optics Communications, Vol. 241, pp. 279-292
- [6] H.J. Puga, R. Rodriguez-Vera, A. Martinez, 2002, General model to predict and correct errors in phase map interpretation and measurement for out-of-plane ESPI interferometers, Optics & Laser Technology, Vol. 34, pp. 81-92
- [7] J.C. Russ, Image Analysis Handbook - Third Edition, CRC Press LCC, Boca Raton, Florida, 1999
- [8] K.J. Gåsvik, Optical Metrology - Third Edition, John Wiley & sons, Chichester, 2002

- [9] G. Cloud, Speckle interferometry made simple and cheap, 2003, Experimental techniques, Vol. July/August, pp. 27-30
- [10] Ghilia D.C., Pritt M.D., Two dimensional Phase Unwrapping: Theory, Algorithms and Software, John Wiley and Sons, 1998

## APPENDICE II I DENTI

### AII.1 CENNI DI ANATOMIA E FISIOLOGIA DI DENTI E ARCADE DENTALI

I denti, insieme alle ossa mascellari, all'articolazione temporo-mandibolare, ai tessuti molli e ai muscoli, costituiscono l'apparato mandibolo-mascellare, vale a dire l'organo del corpo deputato alla masticazione.

I 32 elementi che compongono la dentatura permanente sono distribuiti, in egual numero, tra l'arcata superiore (mascellare) e quella inferiore (mandibolare), a loro volta divise in 2 semiarcate speculari. Ogni semiarcata, partendo dal centro, comprende: due incisivi, un canino, due premolari e tre molari, in totale quindi, in un adulto, si avranno: 8 incisivi, 4 canini, 8 premolari e 12 molari.

La numerazione dei vari denti può essere fatta secondo diversi criteri. Essa può essere sequenziale da 1 (terzo molare superiore sinistro) a 32 (terzo molare inferiore sinistro), oppure può avvalersi solo dei numeri da 1 a 8 e dei segni + e - ante o post-posti (ad esempio +1 = incisivo centrale superiore sinistro; 3- = canino inferiore destro). Le due arcate, pur costituite dagli stessi elementi, presentano raggi di curvatura notevolmente diversi, tanto che l'arcata superiore può considerarsi ellittica, mentre quella inferiore parabolica; tale diversità serve a permettere un'efficiente masticazione del cibo.

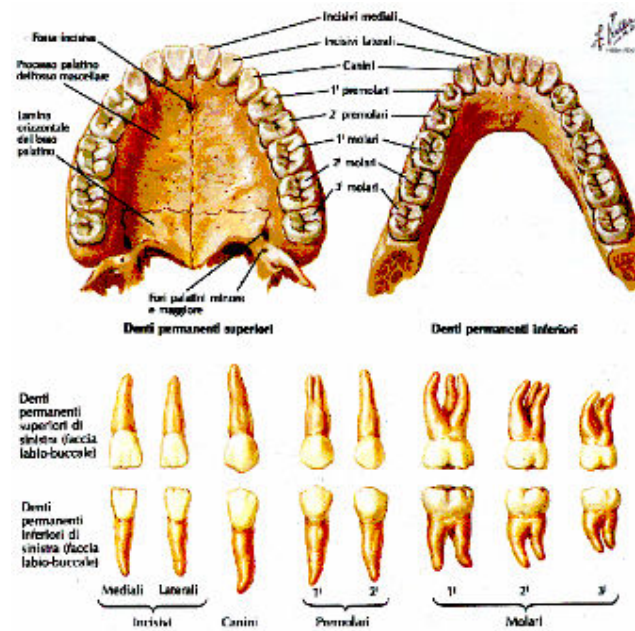


Figura AII.1 - Le arcate ed i denti

La porzione di dente visibile è chiamata "corona dentaria", la porzione contenuta dalla gengiva è detta "radice". La zona di passaggio tra queste due porzioni è chiamata "colletto". La radice può presentare o meno delle biforcazioni, a seconda del tipo di dente in esame, in ogni caso ha forma conica, dato che si assottiglia uniformemente procedendo dal colletto all'apice dentale, sua parte terminale.

La corona ha forma variabile in base al tipo di dente, per convenzione essa è divisibile in 5 facce, quattro laterali e una superiore (Figura AI.2). Le facce laterali sono dette: **vestibolare**: quella rivolta verso l'esterno della bocca, chiamata anche buccale; **linguale**: quella rivolta verso l'interno della bocca; **mesiale**: la faccia di contatto col dente contiguo, rivolta verso la linea mediana della bocca; **distale**: la faccia di contatto rivolta verso il dente più lontano dal centro; **occlusale**: nei denti posteriori, o incisale, in quelli anteriori, la faccia superiore del dente.

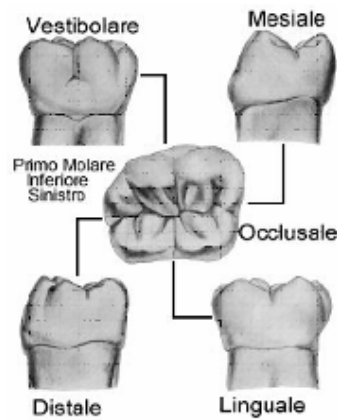


Figura AI.2 - Denominazione delle facce di un dente

Nella faccia oclusale inoltre si distinguono diverse entità, tra esse cuspidi, creste, fosse e solchi. Le prime sono rialzi di una porzione di corona, tali da costituire una divisione della superficie oclusale; le seconde sono ancora dei rialzi, ma lineari; fosse e solchi sono invece il loro inverso, ossia avvallamenti e depressioni lineari.

## AII.II CENNI DI ISTOLOGIA DENTALE

I tessuti che compongono il dente sono quattro: lo smalto, la dentina, il cemento e la polpa. Lo smalto ricopre la porzione coronale del dente, il cemento invece ricopre quella radicolare. Al di sotto di entrambi è presente la dentina, che, fatta eccezione per la piccola cavità occupata dalla polpa, riempie tutto il resto del volume del dente. Per le loro caratteristiche meccaniche si rimanda al Capitolo 1.

Lo **smalto** ha il compito di proteggere la dentina dall'ambiente esterno, per questo è estremamente duro e rigido, tanto da essere il materiale più resistente del corpo umano. Esso è costituito per più del 90% da materiale inorganico, nello specifico da prismi di idrossiapatite cristallina intimamente uniti tra loro, e ricopre tutta la corona con uno spessore variabile, partendo da circa 2 mm sopra le cuspidi e assottigliandosi a filo di coltello fino ad arrivare al colletto del dente. Esso è inoltre incapace di ripararsi o accrescersi ulteriormente in quanto le cellule che lo compongono scompaiono dalla sua superficie durante l'eruzione.

La **dentina** costituisce la massa principale del dente, è un tessuto gialliccio, piuttosto duro, ma non molto rigido, composto per il 70 % da minerali e per il 30% da matrice organica (tra cui collagene). Come lo smalto, essa non è in grado di rimodellarsi, si ha invece una lenta e intermittente deposizione di dentina secondaria o terziaria, che provoca la riduzione della camera pulpare.

Il confine tra smalto e dentina, detto **giunzione amelo-dentinale**, è irregolare a causa del riassorbimento dentinale che si manifesta durante la formazione dello smalto. Essa è costituita da dentina di caratteristiche diverse a quella sottostante.

Il **cemento**, costituito per il 70% da materiali inorganici, ha il compito di fissare le fibre del legamento periodontale che connettono il dente all'osso alveolare. A differenza di quanto accade per smalto e dentina, il cemento è in grado di rimodellarsi, anzi durante tutta la vita ne vengono depositi nuovi strati, anche per compensare eventuali migrazioni del dente.

Il confine tra cemento e smalto può presentare vari aspetti: può essere ben definito, può esserci sovrapposizione da parte dello smalto e può, infine, esserci addirittura un tratto di dentina lasciato scoperto. Le tre situazioni possono anche coesistere nel colletto di uno stesso dente. Il confine con la dentina è invece ben evidente.

La **polpa** è un tessuto ben vascolarizzato e a carattere indifferenziato. Essa occupa la camera pulpare del dente e comunica col legamento periodontale attraverso il forame apicale. Le sue funzioni sono formative nella dentinogenesi, nutritive nei riguardi del tessuto dentinale, nonché sensoriali e difensive, è per questo che una sua stimolazione provoca una diffusa risposta dolorifica.

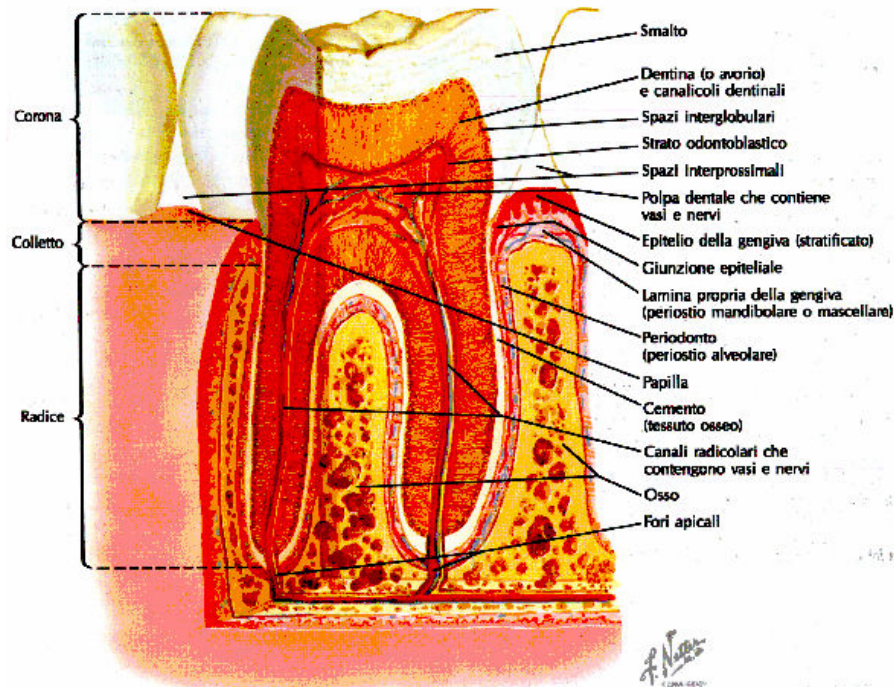


Figura AI.3 – Elementi costitutivi del dente e dell'apparato di sostegno

Il dente è sostenuto dal parodonto, a sua volta composto dal legamento periodontale, dall'osso alveolare, dal cemento radicolare e dalla gengiva.

Il legamento periodontale ha la funzione di fissare e sostenere i denti negli alveoli, di ammortizzare le forze della masticazione e di fornire informazioni sensitive sui movimenti del dente. Esso consente l'attacco del dente all'osso alveolare, continua poi nella gengiva, nell'osso alveolare e, tramite il foro apicale, nella polpa dentaria. Strutturalmente è un tessuto connettivo denso, costituito in prevalenza da collagene, di spessore compreso fra 0,15 e 0,3 mm, molto vascolarizzato e innervato. I fasci di fibre che lo formano assumono vari orientamenti: le fibre orizzontali, situate in corrispondenza della cresta alveolare e in vicinanza dell'apice, limitano l'inclinazione del dente, le fibre oblique ne limitano invece i movimenti di abbassamento.

L'osso alveolare, soggetto a continui processi di rimodellazione, costituisce la parete interna dell'alveolo. L'alveolo è la cavità predisposta ad accogliere le radici dentarie; la parete esterna degli alveoli è formata da tessuto osseo compatto, mentre quella interna è perforata, dovendo permettere il passaggio dei vasi e dei nervi dall'osso alla membrana e alla polpa. Le varie cavità sono separate tra loro da setti intralveolari.

La gengiva è la regione della mucosa orale che circonda il colletto dei denti, rivestendolo per circa 1 mm, in continuità con la parte che riveste gli alveoli. Essa è separata dalla mucosa vestibolare e da quella del pavimento buccale per mezzo la giunzione muco-gengivale, mentre appare indistinta nella porzione che guarda la mucosa palatale. Le gengive, in una bocca sana, sono di colore rosa pallido in quanto il loro epitelio è cheratinizzato. In corrispondenza della cresta gengivale la gengiva si flette verso la radice in modo che la sua superficie esterna aderisca al dente, formando l'attacco epiteliale. Attorno al dente si trova un solco poco profondo, il solco gengivale, compreso fra il dente e la gengiva e il cui fondo è costituito dall'attacco epiteliale.

### AII.III CENNI DI OCCLUSIONE

L'occlusione dentale è l'insieme dei rapporti che assumono tra loro le superfici masticatorie dei denti nell'atto di chiusura delle arcate dentarie, essa è regolata da moltissimi fattori, il primo dei quali è l'integrità delle arcate stesse. Quando due superfici occlusali opposte si incontrano col massimo contatto, si dice che i denti si trovano in massima intercuspidação. Nella posizione di riposo, le arcate dentarie non si trovano a contatto tra loro, ma sono leggermente discostate e lo spazio che, in questa condizione, separa i denti è chiamato spazio libero, o dimensione verticale di riposo.

In una dentatura normale ciascun dente post-canino inferiore si trova un po' in avanti, vale a dire leggermente

spostato nelle direzioni linguale e mesiale, rispetto al corrispondente dente superiore (Figura AI.4). Le cuspidi labiali di ciascun dente post-canino inferiore vengono quindi a trovarsi tra le cuspidi labiali e linguali del corrispondente dente superiore; in questo modo tutti i denti, siano essi superiori o inferiori, toccano due denti antagonisti, ossia dell'arcata opposta.

Similmente si può dire per i denti incisivi: gli incisivi inferiori si appoggiano contro la superficie linguale di quelli superiori, i quali vengono a coprire circa un terzo della lunghezza della corona dei primi. In massima intercuspidação, la distanza tra i margini incisali dell'incisivo superiore e di quello inferiore è indicata con i termini di overjet, in direzione orizzontale, e di overbite, in direzione verticale. In situazione fisiologica, in entrambi i casi il valore è di circa 2 mm.

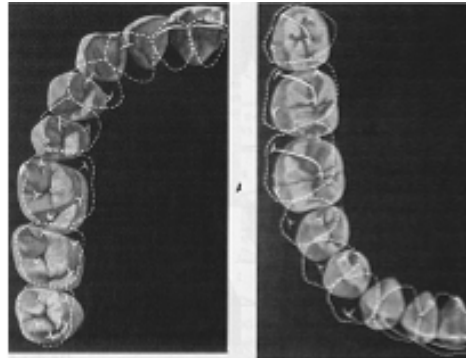


Figura AI.4 - Relazioni di contatto in massima intercuspidação. SINISTRA: denti mascellari con tratteggiati i profili degli antagonisti. DESTRA: denti mandibolari con tratteggiati i profili degli antagonisti

Nella **masticazione** i denti si comportano come taglienti per i corpi solidi. I canini e gli incisivi servono ad afferrare, tagliare e lacerare, mentre i premolari ed i molari a sminuzzare. I movimenti della lingua rimescolano il cibo e riportano sotto le arcate dentarie le particelle che ne erano sfuggite.

La curvatura delle arcate e il contatto di ogni dente con due antagonisti hanno lo scopo di redistribuire le forze occlusali nel corso della masticazione. Riguardo all'entità delle forze coinvolte, in letteratura si trovano dati contraddittori, che possono andare da una decina a centinaia di Newton. Le cause di questa discordanza risiedono sia nella natura dinamica della masticazione stessa, sia nella dipendenza del dato dal come e dal dove viene rilevato. La durata di applicazione della forza è variabile tra 0.25 e 0.33 secondi. L'energia sviluppata dal morso viene assorbita non solo dal cibo, ma anche dai denti, dal legamento periodontale e dall'osso.

#### AII.IV BIBLIOGRAFIA

- [1] M. Ash, S. Nelson, "Wheeler's, dental anatomy, physiology and occlusion", 2003 ottava edizione, ISBN-0721693822
- [2] R.C. Zeisz, J. Nuckolls, "Forma dei denti", 1968, Editrice G. Saccardin-A. Martina- Bologna
- [3] AA.VV., "Anatomia del Gray", Zanichelli, terza edizione italiana condotta sulla trentasettesima edizione inglese, 1994, Zanichelli
- [4] F.H. Netter, M.D., "Atlante di anatomia umana", Novartis Edizioni, 1998.
- [5] M. Mlac, "Atlante di Istologia Dentale", Scienza e tecnica dentistica, Edizioni Internazionali, Milano, 1983.

## APPENDICE III LE PROTESI

### AIII.I INTRODUZIONE

Con il termine "protesi" si intende qualsiasi mezzo artificiale impiegato per sostituire una parte del corpo andata perduta. L'odontoiatria protesica si occupa di sostituire e ripristinare le parti mancanti dell'organo dentario. Scopo della protesi è ristabilire contemporaneamente la funzione, l'estetica, la salute ed il benessere del paziente; essa non è quindi un manufatto decorativo, ma un appropriato sostituto fisiologico, anatomico e biologico della parte mancante, in quanto deve mantenere non solo l'integrità degli elementi residui, ma anche la funzionalità complessiva dell'apparato stomatognatico. In altri termini, il protesista costruisce un oggetto inerte con caratteristiche tali da farlo diventare parte funzionale di un sistema dinamico così complesso da essere compromesso dalla perdita di un solo elemento.

La gravità delle **conseguenze** derivanti da una lacuna dentaria è funzione del numero dei denti persi e della posizione che essi occupavano, in ogni caso tali conseguenze sono sia locali che globali. A livello locale la perdita di un elemento interrompe l'equilibrio statico, producendo al suo posto una fase dinamica. Si hanno quindi delle migrazioni dei denti contigui, che a loro volta innescano una catena di fenomeni: perdita dei punti di contatto con conseguente ritenzione interprossimale di cibo, formazione di carie, lesioni parodontali a livello sia superficiale che profondo, formazione di tasche ossee, nonché lesioni dovute alle interferenze occlusali e dinamiche che si vengono a creare. L'antagonista del dente mancante inoltre, avendo perso il suo stop occlusale, subisce una estrusione passiva che, nella situazione limite, lo porta a contatto con la mucosa edentula opposta. A livello globale le lacune provocano uno sbilanciamento nella distribuzione delle forze masticatorie, dovuto sia all'attuale eccentricità dei contatti, sia al fatto che la masticazione tende a divenire monolaterale, a causa del fastidio provocato dal ristagno del cibo. Si possono quindi avere alterazioni strutturali nell'articolazione temporo-mandibolare e, di conseguenza, contratture dolorose nella muscolatura.

L'odontoiatria protesica si occupa di prevenire o eliminare tali alterazioni, quindi i suoi scopi sono: il ripristino della funzione masticatoria, il ripristino di una normale fonetica, la chiusura delle soluzioni di continuità dell'arcata dentaria, l'impedimento di elongazioni e migrazioni dentarie, il ripristino di un corretto rapporto tra lingua, guance e labbra e dei corretti rapporti occluso-articolari nonché la cura di eventuali disturbi articolari ingeneratisi.

La protesi dentaria, intesa come disciplina di studio, può essere suddivisa in tre branche: la protesi totale, che si occupa del ripristino della totalità dei denti naturali e delle parti a loro connesse, la protesi parziale, che si occupa del ripristino di uno o più denti naturali, e la protesi maxillo-facciale, che si occupa del trattamento e della riabilitazione delle strutture dei sistemi stomatognatico e facciale affette da processi patologici, traumatici o difetti congeniti.

La **protesi parziale**, intesa invece come oggetto, può essere fissa o rimovibile; nel caso venga ricostruito, non sostituito, un solo elemento, si parla di **restauro protesico**. La protesi parziale fissa viene ancorata in modo permanente ai denti o alle radici residue; la protesi parziale rimovibile, che si appoggia anche sulla mucosa dell'area edentula, può invece essere agevolmente rimossa dal paziente. La protesi fissa, in generale, viene usata nella maggior parte dei casi di edentulia parziale, naturalmente se sono rispettati i requisiti minimi, ossia se i denti pilastro sono in numero, condizioni e disposizione adeguata. La protesi rimovibile viene usata quando non è più possibile l'applicazione di una protesi fissa, vale a dire: quando le aree edentule sono troppo estese o troppo numerose, quando i denti rimasti non sono in grado di supportare una protesi fissa e quando particolari condizioni soggettiva del paziente la raccomandano.

La protesi fissa può essere a supporto implantare, quando essa è ancorata ad impianti, oppure dentale, quando è vincolata ai denti residui tramite opportuni ancoraggi; quest'ultima soluzione terapeutica viene indicata con il termine di "ponte". Entrambe le disposizioni comportano vantaggi e svantaggi. Nel primo caso, l'inserimento di un impianto nell'osso, ottenuto con un intervento chirurgico, è estremamente traumatico, ma si ha il grande vantaggio di non ledere l'integrità dei denti laterali; nel secondo caso, al contrario, la minor invasività della protesi ha come prezzo l'esposizione ad eventi negativi di altri due denti. Sia nel caso di un ponte che in quello di un impianto, l'applicazione della protesi può aver luogo solo dopo aver riportato in condizioni fisiologiche normali tutti i tessuti destinati al suo supporto.

*NOTA: nel corso della tesi si sono trattate le protesi parziali (faccette e corone) che vengono applicate su monconi di denti residui e gli impianti, sui quali vengono vincolate le protesi totali. La seconda modalità di vincolo di una protesi totale è quella del ponte, che consiste nell'utilizzare come appoggio i due denti*

adiacenti alla lacuna. Fatta salva la stesura delle fibre, le modalità con cui viene costruita una protesi parziale sono le stesse della protesi a ponte. Qui si è deciso di illustrare quest'ultimo tipo di protesi perché, pur differendo in un passaggio da quelle effettivamente trattate nella tesi, permette di avere un quadro più completo dello stato dell'arte dei restauri dentali e della complessità delle operazioni necessarie a realizzarla.

## AIII.II LE PROTESI A PONTE

### AIII.II.I LA STRUTTURA

Nel precedente paragrafo si è visto come la caratteristica che differenzia il ponte dall'impianto sia l'appoggio dentale: i denti sui quali esso appoggia, ed ai quali è ancorato con particolari cementi, vengono definiti denti pilastro. I denti pilastro opportunamente preparati per accogliere gli ancoraggi sono definiti monconi.

Il ponte fisso è composto da 4 elementi: la travata, gli ancoraggi, i connettori e i pilastri (Figura AIII.1). La **travata** è l'elemento sospeso del ponte, essa sostituisce il dente naturale perduto ristabilendone le funzioni e occupando lo spazio che prima era della corona naturale. Agli **ancoraggi** spetta la funzione di unire il dente pilastro alla travata; essi possono essere di tre tipi: epicoronali, fatti da corone totali, intracoronali, ottenuti con corone parziali ed intarsi, ed intraradicolari, tramite corone a perno o perni-moncone. I **connettori** costituiscono la parte del ponte che unisce l'ancoraggio alla travata. Si possono avere connessioni rigide, ottenute ad esempio mediante saldatura o incollaggio, ma in casi particolari, come mancanza di parallelismo tra i denti pilastro o possibilità di modifiche successive, si possono impiegare attacchi di precisione o semplici incastri. I **pilastri**, su cui viene applicato l'ancoraggio, servono a sostenere l'insieme; essi possono ottenere dai denti o dalla loro radice e se ne trova uno ad ogni estremità del ponte.

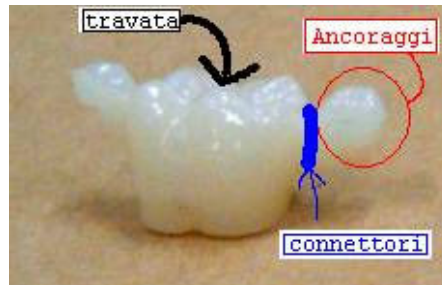


Figura AIII.1 - Elementi della protesi a ponte

Questa particolare struttura permette la trasmissione dei carichi masticatori all'osso alveolare con un meccanismo molto simile a quello fisiologico, naturalmente a patto che le forze esercitate non superino i limiti fisiologici di tolleranza e che siano dirette lungo l'asse principale del dente e non obliquamente, in altre parole, a patto che i denti pilastro siano in numero sufficiente ed in buone condizioni parodontali. Con la protesi fissa è più agevole ottenere delle risultanti di forze sui denti secondo un asse fisiologico, inoltre questo tipo di restauro protesico permette di evitare più facilmente i sovraccarichi e le azioni di leva.

### AIII.II.II I MATERIALI COMPOSITI RINFORZATI IN FIBRA

A riguardo va innanzitutto detto che nessun dispositivo odontoiatrico, compresi i materiali da restauro, è assolutamente sicuro. La sicurezza che se ne può avere è relativa, tanto che l'utilizzo di dati materiali e strumenti da parte dei dentisti è basato sulla supposizione che i benefici apportati superino abbondantemente i rischi biologici conosciuti, in primis reazioni allergiche e tossiche.

Il materiale storicamente usato per la realizzazione dei ponti è la metallo-ceramica, tuttavia attualmente sono state proposte nuove soluzioni terapeutiche che consentono di ripristinare la funzione e l'estetica riducendo al minimo il costo biologico. Lo sviluppo dell'odontoiatria adesiva e il diffondersi di nuove tecniche e di nuovi materiali hanno determinato un utilizzo sempre maggiore delle resine composite rinforzate con fibre (FRC, Fiber Reinforced Composite) nella sostituzione di uno o più denti mancanti. I FRC sono costituiti da due materiali molto diversi tra loro, il composito e le fibre, che vengono uniti con lo scopo di dar luogo ad un solido continuo, in grado di trasmettere e ridistribuire al suo interno gli sforzi dovuti alle sollecitazioni subite. La resistenza finale del ponte, cioè la sua capacità di opporsi all'allargamento di un'eventuale zona di

rottura, dipenderà da diversi fattori: la qualità dell'adesione superficiale tra fibra e matrice, la qualità della matrice e della fibra, l'estensione della superficie di contatto fibra-matrice (il rapporto tra il diametro della fibra e la sua lunghezza dovrebbe tendere sempre a 1:100), la quantità di fibre per unità di volume del composito (di norma si tende ad aumentare il più possibile il fattore densità). In questo modo si riesce comunque ad avere una valida alternativa alle leghe usate in precedenza, ottenendo manufatti più leggeri, meno costosi e più facili da realizzare.

La caratteristica principale di tutte le **resine** impiegate in odontoiatria (resine acriliche, cianoacrilati, poliuretani, resine epossidiche) è la buona estetica associata alla buona lavorabilità, dato che possono venire posizionate in bocca e in seguito indurite attivando il loro processo di polimerizzazione. Le caratteristiche meccaniche delle resine sono però insufficienti per resistere alle condizioni di carico che si verificano in bocca, inoltre tutte le resine presentano un elevato coefficiente di contrazione da polimerizzazione, il che provoca la formazione di micro-gap tra il restauro e la protesi, facilitando così l'insorgere della carie. Per cercare di risolvere i problemi connessi all'uso delle resine semplici, sono nate le resine composite, associando più sostanze in modo da combinarne vantaggiosamente le proprietà. Attualmente ne sono disponibili diversi tipi, tutti però con la stessa struttura: resina di base, riempitivo, agente legante.

La **resina di base** contiene il un monomero di struttura tale da polimerizzare per addizione, dando luogo ad un polimero ad alto peso molecolare, duro e rigido, che può fungere da matrice per il restauro. Il **riempitivo**, o rinforzante, serve a migliorare le caratteristiche meccaniche dell'insieme, in base alla granulometria delle sue particelle si distinguono tre tipi di compisiti: macroriempiti, microriempiti e ibridi. Nel primo caso, le particelle di diametro elevato da un lato garantiscono una buona resistenza meccanica della protesi, ma dall'altro rendono carente la sua estetica, facilitandone anche l'usura in bocca. Nel secondo caso accade esattamente il contrario, essendo minore la percentuale in peso del riempitivo. Nel terzo caso, dato che la dimensione delle particelle è variabile, ma in media minore che nei macroriempiti e maggiore che nei microriempiti, l'incremento delle proprietà meccaniche si associa ad una buona estetica. L'**agente legante** serve a garantire l'adesione tra le particelle di riempitivo e la matrice resinosa. Il materiale più usato a questo scopo è il silano, che lega uno dei suoi due gruppi funzionali alla resina e l'altro al riempitivo.

Come accennato, l'aggiunta delle **fibre sintetiche** serve ad incrementare le caratteristiche meccaniche della protesi, che, se fatta con solo composito, sarebbero al di sotto delle necessità odontoiatriche. I materiali che costituiscono tali fibre di rinforzo sono, nella maggior parte dei casi, polimeri ad elevate caratteristiche meccaniche; si trovano in commercio fibre: di kevlar (o aramidiche), di vetro, di carbonio, in polietilene. La scelta tra i vari tipi è compiuta conoscendo le condizioni di utilizzo della protesi in cui saranno introdotte, dato che ogni materiale comporta caratteristiche diverse; ad esempio, le fibre di vetro mostrano un'elevata resistenza alle sollecitazioni da impatto, quelle aramidiche alla tensione, ma non alla compressione, quelle di polietilene sono caratterizzate da un'estrema maneggevolezza. Le diverse fibre vengono prodotte solitamente sotto forma di filamenti che vengono poi commercializzati in svariate maniere; ad esempio possono trovarsi: intrecciate in una o più direzioni, tessute come il lino, come il tweed o come la seta, disposte in maniera continua e unidirezionale o anche tagliuzzate e inserite nel composito senza uno specifico criterio. Le diverse disposizioni delle fibre nello spazio conferiscono loro proprietà fisico-meccaniche peculiari, come l'essere isotrope, ortotrope o anisotrope. Se ne deduce come, anche in questo caso, per poter effettuare una scelta, sia necessario conoscere le condizioni di lavoro cui sarà sottoposta la protesi, vale a dire le direzioni dei carichi che essa subirà.

### AIII.II.III PREPARAZIONE E POSA IN OPERA DEL PONTE

Dal punto di vista odontoiatrico, il processo che porta all'inserimento di un ponte è complesso e coinvolge due distinte figure professionali, l'odontoiatra e l'odontotecnico; semplificando, si possono definire 4 fasi principali, a loro volta suddivise in diversi passaggi. La fase di partenza è naturalmente costituita dalle valutazioni cliniche che l'odontoiatra deve compiere per accertarsi che la protesi sia davvero il tipo di restauro più adatto allo specifico caso; seguono poi la fase di preparazione degli appoggi sui due denti pilastro, ad opera dell'odontoiatra, e quella di costruzione del ponte, ad opera dell'odontotecnico; completata la protesi, si passa al suo inserimento nella bocca del paziente.

Le **valutazioni cliniche iniziali** sono necessarie per decidere se sia o meno opportuno realizzare un ponte. I fattori da tenere in considerazione sono principalmente due: le condizioni dei denti pilastro e la lunghezza della sella edentula. I due denti che sorreggeranno il ponte devono essere in uno stato generale buono;

qualora siano presenti dei restauri, si dovrà provvedere alla loro manutenzione, in modo che non si deteriorino causando il fallimento della protesi. La lunghezza della sella edentula, vale a dire dello spazio che dovrà essere coperto dalla travata, non dovrà essere eccessiva, in modo che nella protesi non si creino forze di flessione troppo elevate, che andrebbero a danneggiare gli intarsi.

La **realizzazione delle preparazioni** inizia con la scelta del colore della futura protesi; anche se operativamente semplice, tale operazione è fondamentale per il paziente. Dopo aver anestetizzato la zona interessata, l'odontoiatra procede alla **preparazione dei denti pilastro**; egli lavorerà su un dente alla volta, cercando di ottenere due cave parallele, che quindi consentano un facile e veloce inserimento del ponte. Una volta completati i pilastri (Figura AIII.2), il dentista provvederà a prendere l'**impronta** della nuova configurazione dei denti, in modo che l'odontotecnico, ricavatone il calco in gesso ad alta precisione, abbia dei riferimenti cui adattare la protesi. Dato che la costruzione del ponte non è immediata, al paziente viene applicata un'**otturazione provvisoria**, che sostituirà il tessuto asportato fino al giorno della cementazione della protesi. La costruzione del ponte e la realizzazione dei pilastri, pur rispettando una sequenza di operazioni ben determinata, sono completamente a discrezione dell'operatore per quanto riguarda le dimensioni da dare a ciascuna grandezza coinvolta.



Figura AIII.2 - I denti pilastro prima (SINISTRA) e dopo (DESTRA) la loro preparazione

Il primo atto compiuto dall'odontotecnico, che sta lavorando sul calco in gesso, per realizzare il ponte è quello di mettere una massa di composito nell'area edentula e spalmarne un piccolo strato sul pavimento delle preparazioni (Figura AIII.3-SX). Vengono disposte poi le fibre, posizionandole ai lati nelle cave e al centro appoggiate sulla massa di composito; l'altezza alla quale si verrà a trovare il centro della travata delle fibre, come accennato, è arbitraria e dipende dall'esperienza dell'odontotecnico. Una volta disposte, le fibre vengono ricoperte di composito, ricostruendo la forma del dente mancante (Figura AIII.3-DX), per la morfologia della faccia oclusale ci si avvale anche del calco dell'arcata antagonista.



Figura AIII.3 - Evoluzione del ponte. SINISTRA: disposizione delle fibre di rinforzo;  
DESTRA: copertura delle fibre col materiale composito

Finita la costruzione (Figura AIII.4-SX), il ponte viene sottoposto alla termo-fotopolimerizzazione che, al contrario della polimerizzazione tramite lampada che si usa nel caso di restauri in situ, permette una polimerizzazione multidirezionale. La protesi viene infine lucidata, non solo per motivi estetici, ma anche perché questo processo limita la futura ritenzione di placca.

L'odontoiatra torna ad essere coinvolto nella fase di **installazione della protesi**; egli deve togliere al paziente la protesi provvisoria, badando a non ledere i margini delle preparazioni, e cementare quella definitiva.

La posa in opera della protesi consta di due fasi: l'adesione e la cementazione. L'**adesione**, serve a sigillare i tubuli dentinali che sono rimasti esposti a seguito della creazione delle cave. Essa si compie in tre tempi: innanzitutto si mordenzano lo smalto e la dentina interni alle preparazioni, vale a dire che tramite

l'applicazione di un acido ortofosforico si crea una morfologia irregolare, in modo che venga favorita la ritenzione del futuro restauro. Si applica poi un primer, ossia uno strato di materiale capace di aderire da un lato alle preparazioni e dall'altro allo strato di "collante" successivo. Segue infine l'applicazione del bonding, vale a dire di un minimo strato di resina liquida che consente al ponte di aderire alle preparazioni. Tra la fase di adesione e quella di cementazione si ha l'applicazione di silano sugli ancoraggi del ponte, in modo da aumentare i punti di legame tra la resina del ponte e il cemento che vi verrà messo.

La **cementazione** consiste nell'applicazione di cemento sugli intarsi del ponte, in modo che poi esso aderisca alle cavità praticate nei denti. Una volta sistemata correttamente la protesi ed eliminati eventuali eccessi di materiale, si va a polimerizzare il cemento con una lampada fotopolimerizzante, permettendo così la formazione di legami, sia tra i monomeri del cemento, che tra essi e quelli del composito costituente il bonding. Terminata la polimerizzazione (Figura AIII.4-DX), si passa al controllo dell'integrazione occlusale, tramite una apposita cartina d'articolazione, ed eventualmente si compiono piccoli aggiustamenti con la fresa).

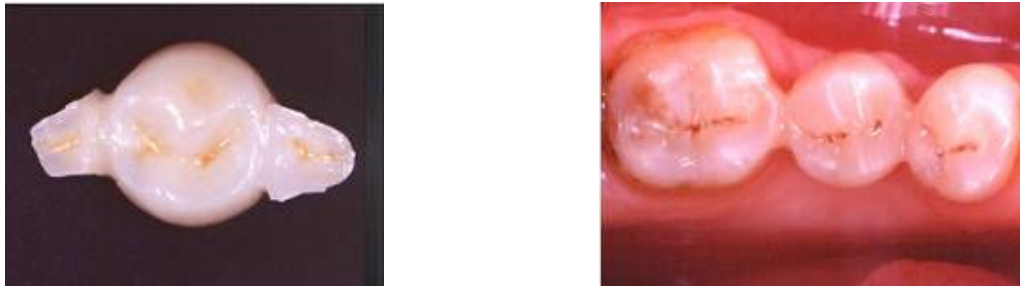


Figura AIII.4 - Una protesi a ponte prima (SINISTRA) e dopo (DESTRA) il suo posizionamento in bocca

### AIII.III BIBLIOGRAFIA

- [1] M. Pezzoli "Generalità sulla protesi dentaria", cap. LIV, da De Michelis, "Clinica odontostomatologica", Editrice Minerva Medica, Modica (Re), 1992
- [2] R. Scotti, G. Preti, P. Pera, "Protesi fissa", cap. LVI, "Clinica odontostomatologica", Editrice Minerva Medica, Modica (Re), 1992