



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

Sede Amministrativa: Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Architettura, Urbanistica e Rilevamento

SCUOLA DI DOTTORATO DI RICERCA IN : INGEGNERIA INDUSTRIALE
INDIRIZZO: PROGETTAZIONE MECCANICA E INGEGNERIA MOTOCICLISTICA
CICLO XXII

**CARATTERIZZAZIONE MECCANICA, GEOMETRICA E FUNZIONALE
DI DISPOSITIVI BIOMEDICALI**

Direttore della Scuola: Ch.mo Prof. Paolo Bariani

Coordinatore d'indirizzo: Ch.mo Prof. Vittore Cossalter

Supervisore: Ch.mo Prof. Roberto Meneghello

Dottorando: Andrea Cerardi

ABSTRACT

Aim of this work is to develop and to validate a structured methodology to investigate mechanical, geometric and functional aspects having a direct impact on the quality and safety of the dental prosthesis.

Dental technicians are liable for damages when prosthesis are used. It's clear from a review of the normative technical documentation as well as of the technical-scientific literature, that safety requirements are not universally accepted and, thus, not yet adopted in the design phase of the prosthesis production. Therefore operators rely on good manufacturing practices more than in inspection and testing investigations. Moreover new methods and technologies are introduced in the production process of dental prosthesis, which have made it increasingly difficult to assess the impact of methodological issues on functional, quality and safety requirements.

For these aspects, with reference to technical standards and scientific background, eight type of test were developed that were submitted to a sample of dental laboratories. Tests concern structural properties, geometric precision and functional aspects of dental devices. The proposed tests and the results of the experimental campaign are presented. The results allow assessing the suitability of the proposed method for the characterization of medical devices under study and on that basis, for the definition of quality and safety requirements to be adopted in the design phase and process control.

Keyword: dental prosthesis, prosthesis design, process characterization, safety requirements, materials properties, geometric errors, functional requirements.

Obiettivo del lavoro è sviluppare e validare metodologie che permettano di investigare in modo sistematico gli aspetti meccanici, geometrici e funzionali che hanno un impatto diretto sulle caratteristiche di qualità e sicurezza dei dispositivi biomedicali.

I fabbricanti del dispositivo medico sono i primi responsabili nel caso in cui si manifestassero dei danni arrecati all'utente durante il corretto utilizzo. Da un'analisi della normativa vigente e dalla letteratura tecnica-scientifica del settore è emerso che i requisiti di sicurezza non risultano accettati universalmente e quindi non sono adottati nella fase di progettazione delle protesi. Ciò fa sì che gli operatori del settore si affidino alle buone pratiche di fabbricazione in sostituzione dei controlli e prove finalizzate a limitare i rischi di insuccesso. Inoltre l'introduzione di nuovi metodi e tecnologie nel processo produttivo dei dispositivi dentali aumenta le difficoltà nel valutare la ricaduta delle scelte metodologiche sul rispetto dei requisiti funzionali, di qualità e di sicurezza.

Per tale ragione, in riferimento alle norme vigenti e al background scientifico, otto tipologie di prove sono state sviluppate e sottoposte a laboratori odontotecnici. Le prove hanno riguardato la verifica strutturale dei dispositivi, il controllo della precisione geometrica e gli aspetti funzionali delle protesi in esercizio.

Nel seguito sono descritte le modalità di prova e presentati i risultati della campagna sperimentale effettuata. I risultati consentono di osservare come il metodo proposto sia adatto alla caratterizzazione dei dispositivi medici oggetto dello studio e che su tale base si può pervenire alla definizione di requisiti di qualità e sicurezza condivisi e pertanto utilizzabili in sede progettuale e di controllo di processo.

Parole chiave: protesi dentarie, progettazione delle protesi, caratterizzazione del processo, requisiti di sicurezza, proprietà dei materiali, errori geometrici, requisiti funzionali

INDICE

ABSTRACT.....	I
INDICE.....	III
INTRODUZIONE.....	1
PREMESSA.....	1
ORGANIZZAZIONE DEL DOCUMENTO.....	2
CAPITOLO 1. IL SETTORE DENTALE	5
1.1 LA FILIERA PRODUTTIVA	5
1.2 DISPOSITIVI DENTALI.....	6
1.2.1 <i>Protesi dentarie fisse</i>	7
1.2.2 <i>Protesi dentarie mobili</i>	8
1.2.3 <i>Protesi combinate</i>	8
1.3 PROCESSI PRODUTTIVI DI PROTESI IN METALLO-CERAMICA	9
1.3.1 <i>Processo tradizionale: Fusione a cera persa</i>	10
1.3.2 <i>Sistemi integrati CAD/CAM/RP</i>	13
1.4 PROCESSO PRODUTTIVO DI PROTESI MOBILI IN RESINA	14
1.4.1 <i>Realizzazione dei denti in resina</i>	14
1.4.2 <i>Realizzazione di una protesi totale mobile</i>	15
CAPITOLO 2. SVILUPPO DI PROVE DI CARATTERIZZAZIONE DEI DISPOSITIVI BIOMEDICI	19
2.1 PROVE DI CARATTERIZZAZIONE MECCANICA	21
2.2 PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA.....	22
2.3 PROVE DI CARATTERIZZAZIONE FUNZIONALE.....	22
PARTE PRIMA PROVE DI CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI DISPOSITIVI DENTALI.....	25
CAPITOLO 3. QUALITÀ DELLA FUSIONE.....	27
3.1 REQUISITI DEI MATERIALI METALLICI PER USO DENTALE.....	27
3.2 CLASSIFICAZIONE DEI MATERIALI METALLICI	28
3.3 SVILUPPO DELLA PROVA DI TRAZIONE	29
3.3.1 <i>Stato dell'arte</i>	29
3.3.2 <i>Materiali e metodi</i>	30
Progettazione del provino	30
Realizzazione dei modelli in cera.....	31
Protocollo prove per laboratori odontotecnici	32
Caratteristiche dei provini realizzati.....	32
Caratterizzazione geometrica.....	34
Caratterizzazione meccanica.....	38
3.3.3 <i>Risultati</i>	42
Caratteristiche geometriche dei provini.....	42
Caratteristiche meccaniche dei provini	44
3.3.4 <i>Discussione</i>	49
CAPITOLO 4. ADESIONE LUNGO L'INTERFACCIA TRA METALLO E CERAMICA.....	51
4.1 PRINCIPI DI ADESIONE	51
4.2 SVILUPPO DELLA PROVA DI FLESSIONE.....	52
4.2.1 <i>Stato dell'arte</i>	52
4.2.2 <i>Materiali e metodi</i>	54
Geometria del provino	54
Protocollo prove per laboratori odontotecnici	54
Caratteristiche dei provini realizzati.....	54
Caratterizzazione geometrica.....	56
Caratterizzazione meccanica.....	57
4.2.3 <i>Risultati</i>	62

Forza di distacco	63
Resistenza al distacco	63
4.2.4 <i>Discussione</i>	64
CAPITOLO 5. QUALITÀ DELLA SALDATURA	65
5.1 PROCESSI DI SALDATURA	65
5.2 RESISTENZA STATICA DELLA SALDATURA	66
5.2.1 <i>Stato dell'arte</i>	66
5.2.2 <i>Materiali e Metodi</i>	67
Protocollo prove per laboratori odontotecnici	67
Caratteristiche dei provini realizzati	67
Caratterizzazione geometrica	67
Caratterizzazione meccanica	67
5.2.3 <i>Risultati</i>	68
5.2.4 <i>Discussione</i>	71
5.3 RESISTENZA A FATICA DELLA SALDATURA	72
5.3.1 <i>Stato dell'Arte</i>	72
5.3.2 <i>Materiali e Metodi</i>	74
Protocollo prove per laboratori odontotecnici	74
Caratteristiche dei provini realizzati	74
Caratterizzazione meccanica	75
5.3.3 <i>Risultati</i>	77
5.3.4 <i>Discussione</i>	80
PARTE SECONDA PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI DISPOSITIVI DENTALI	83
CAPITOLO 6. PRECISIONE GEOMETRICA DEI DISPOSITIVI IN METALLO-CERAMICA	85
6.1 REQUISITI DI PRECISIONE	85
6.2 SVILUPPO DI UNA PROVA PER IL CONTROLLO DELLA MORFOLOGIA E DELLA POSIZIONE DELLE SUPERFICI DI ACCOPPIAMENTO	86
6.2.1 <i>Stato dell'arte</i>	86
6.2.2 <i>Materiali e metodi</i>	86
Controllo della morfologia delle superfici di accoppiamento	88
Controllo della posizione delle superfici di accoppiamento	90
6.2.3 <i>Risultati</i>	90
Controllo della morfologia delle superfici di accoppiamento	90
Controllo della posizione delle superfici di accoppiamento	93
6.2.4 <i>Discussioni</i>	95
6.3 SVILUPPO DI UNA PROVA PER IL CONTROLLO DELLE SUPERFICI IN ACCOPPIAMENTO IN PROSSIMITÀ DEL MARGINE DI CHIUSURA	96
6.3.1 <i>Stato dell'arte</i>	96
6.3.2 <i>Materiali e metodi</i>	97
Riproduzione delle arcate mediante tecniche di Reverse Engineering	98
Allineamento delle singole scansioni	100
Stima dell'accuratezza dello scanner utilizzato	101
Stima della precisione dell'accoppiamento	102
6.3.3 <i>Risultati</i>	103
Verifica dell'affidabilità del metodo proposto	104
6.3.4 <i>Discussione</i>	106
PARTE TERZA PROVE DI CARATTERIZZAZIONE FUNZIONALE DEI DISPOSITIVI DENTALI	109
CAPITOLO 7. ANALISI DELLE AREE DI CONTATTO TRA LE SUPERFICI IN OCCLUSIONE.....	111
7.1 L'OCCLUSIONE	111
7.2 PROVA PER LA DETERMINAZIONE DELLE AREE DI CONTATTO	111
7.2.1 <i>Stato dell'arte</i>	112
7.2.2 <i>Materiali e metodi</i>	112
Riproduzione delle arcate mediante tecniche di Reverse Engineering	113
Allineamento delle singole scansioni	113
Valutazione delle aree di contatto in occlusione	114
7.2.3 <i>Risultati</i>	115
7.2.4 <i>Discussioni</i>	116

CAPITOLO 8. ANALISI SPERIMENTALE DEI CARICHI OCCLUSALI.....	119
8.1 TIPOLOGIE DI DENTI ARTIFICIALI.....	119
8.2 FORZE DI OCCLUSIONE.....	120
8.3 SVILUPPO DI UNA PROVA PER LA DETERMINAZIONE DEI CARICHI DI OCCLUSIONE	120
8.3.1 <i>Stato dell'arte</i>	120
8.3.2 <i>Materiali e metodi</i>	121
Progettazione e realizzazione della cella di carico	122
Calibrazione della cella di carico	124
Caratterizzazione funzionale dei dispositivi	131
8.3.3 <i>Risultati</i>	135
Ricostruzione virtuale delle aree di contatto	135
Calcolo dei carichi di occlusione.....	136
8.3.4 <i>Discussioni</i>	141
CAPITOLO 9. CONCLUSIONI	143
CAPITOLO 10. BIBLIOGRAFIA.....	145
APPENDICE I. PROTOCOLLO PER LA PREPARAZIONE DI PROVINI IN MATERIALE METALLICO PER LA PROVA DI TRAZIONE	151
APPENDICE II. PROCEDURA DI ESECUZIONE DI PROVE STATICHE DI TRAZIONE.....	157
APPENDICE III. RISULTATI DELLE PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DI PROVINI PER PROVE STATICHE DI TRAZIONE	159
APPENDICE IV. RISULTATI DELLE PROVE STATICHE DI TRAZIONE PER LA CARATTERIZZAZIONE DI MATERIALI METALLICI.....	162
APPENDICE V. PROTOCOLLO DI PREPARAZIONE DI PROVINI PER PROVE DI FLESSIONE	170
APPENDICE VI. PROCEDURA DI ESECUZIONE DI PROVE STATICHE DI FLESSIONE	175
APPENDICE VII. RISULTATI DELLE PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DI PROVINI PER PROVE STATICHE DI FLESSIONE	177
APPENDICE VIII. RISULTATI DELLE PROVE STATICHE DI FLESSIONE PER LA CARATTERIZZAZIONE DI SISTEMI DI METALLO-CERAMICA	179
APPENDICE IX. PROTOCOLLO DI PREPARAZIONE DI PROVINI IN MATERIALE METALLICO PER PROVE PER LA VERIFICA DELLA SALDATURA	184
APPENDICE X. RISULTATI DELLE PROVE STATICHE DI TRAZIONE PER LA CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI GIUNTI SALDATI.....	190
APPENDICE XI. DISEGNI COSTRUTTIVI DEI MONCONI PER PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA	191
APPENDICE XII. VERIFICA DELL'ACCURATEZZA DELLO SCANNER DENTALE	192
APPENDICE XIII. DISEGNI PROGETTUALI DELLA CELLA DI CARICO.....	194
APPENDICE XIV. RISULTATI DELLA CALIBRAZIONE DELLA CELLA DI CARICO PER LE PROVE DI CARATTERIZZAZIONE FUNZIONALE	196
RINGRAZIAMENTI	199

INTRODUZIONE

PREMESSA

Il dispositivo protesico è un dispositivo medico su misura¹ artigianale, risultato di una serie di fasi di lavorazione complesse che, se non sono controllate, possono portare alla realizzazione di un restauro non duraturo. Nella realizzazione di tali dispositivi, la produzione di serie ha faticato finora a diffondersi a causa dell'unicità delle problematiche legate ai singoli pazienti e all'elevatissima qualità necessaria in questo campo per la realizzazione di prodotti soddisfacenti e per la manutenzione degli stessi. Per tale ragione la produzione è stata, ed in gran parte è ancora, spiccatamente artigianale e richiede conoscenze fondate ed elevata abilità affinché il restauro sia funzionale, duraturo e sicuro per il paziente. Se da un lato una produzione di questo tipo permette di realizzare oggetti personalizzati sul paziente, dall'altro essa non garantisce un'uniformità dei risultati in termini di qualità del dispositivo, per l'introduzione di una serie di variabili critiche di processo dovute alla mancanza di automazione.

La Direttiva 93/42/CEE (1) sui dispositivi medici impone al fabbricante di dispositivi medici l'obiettivo di realizzare un prodotto conforme ai requisiti essenziali di sicurezza e salute per gli utilizzatori. Devono quindi essere messe in atto tutte le azioni opportune indirizzate all'eliminazione, o quanto meno riduzione a livelli accettabili dei rischi, per ottenere una protesi "sicura". Fornire un prodotto che soddisfi pienamente il paziente significa gestire il proprio processo produttivo mediante la conoscenza dei materiali utilizzati per realizzare i dispositivi e con processi controllati che rispettino requisiti prefissati. Diventano quindi importanti i controlli, ovvero quei momenti di verifica che assicurano di non aver introdotto, durante le varie fasi di realizzazione del dispositivo, difetti o imperfezioni che lo renderebbero non conforme ai requisiti essenziali richiesti. Un'ulteriore criticità è rappresentata dalla diffusione di nuovi processi e tecnologie in sostituzione delle tecniche tradizionali di realizzazione delle protesi, che rendono sempre più difficile la valutazione della ricadute delle scelte metodologiche sul rispetto dei requisiti funzionali, di qualità e di sicurezza delle protesi stesse.

Nonostante il fabbricante sia il primo responsabile del prodotto in caso si manifestassero dei danni arrecati in fase di utilizzo, sono ancora limitate le azioni preventive eseguite per limitare i cedimenti dei dispositivi; inoltre, in tema di sicurezza, emerge chiaramente, da uno studio del quadro normativo e tecnico-scientifico in materia, che requisiti di sicurezza non vengono definiti in sede di progettazione della protesi e che pertanto è diffusa tra gli operatori del settore affidarsi alle buone pratiche di fabbricazione, in sostituzione di controlli e prove indirizzate all'eliminazione dei rischi. In un'ottica cautelativa diventa quindi di fondamentale importanza per il fabbricante avere a disposizione di strumenti e di metodi che forniscano informazioni sulla qualità e sulla sicurezza del dispositivo protesico prodotto. In tale ottica, l'obiettivo di questo lavoro è quello di sviluppare e validare metodologie e attrezzature di prova che permettano di:

- ✓ definire i requisiti funzionali, meccanici e geometrici dei dispositivi dentali;

¹il Decreto Legislativo 24 febbraio 1997, n. 46 "Attuazione della direttiva 93/42/CEE, concernente i dispositivi medici" definisce i dispositivi medici su misura come "qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione scritta di un medico debitamente qualificato e indicante, sotto la responsabilità del medesimo, le caratteristiche specifiche di progettazione del dispositivo e destinato ad essere utilizzato solo per un determinato paziente.[...]"

-
- ✓ valutare le prestazioni dei dispositivi realizzati in termini di qualità e sicurezza, nel rispetto di tali requisiti;
 - ✓ valutare l'impiego di nuovi materiali in sostituzione di quelli usualmente utilizzati dai laboratori per la realizzazione dei dispositivi;
 - ✓ valutare l'introduzione di nuovi processi produttivi in sostituzione di quelli tradizionali nella realizzazione dei dispositivi.

Le prove sviluppate, che hanno riguardato aspetti di resistenza meccanica, di precisione geometrica e aspetti di funzionalità dei dispositivi, hanno previsto l'introduzione nell'ambito dentale di tecnologie consolidate in campo industriale, adatte a caratterizzare i dispositivi realizzati, i materiali impiegati e i processi di realizzazione utilizzati. In questo contesto l'attenzione è stata rivolta sia alle protesi fisse in metallo-ceramica che alle protesi mobili totali.

In riferimento alle prime, l'attività ha riguardato lo studio del comportamento meccanico e della precisione geometrica, e ha portato allo sviluppo di (I) una prova statica per caratterizzare i processi produttivi e i materiali metallici utilizzati per la realizzazione dei dispositivi, (II) una prova statica di flessione per 3 punti atta a verificare l'adesione tra il metallo e la ceramica in protesi di metallo-ceramica, (III) una prova statica per valutare la resistenza dei giunti saldati che si realizzano nelle sottostrutture in presenza di protesi fisse di più elementi, (IV) una prova di fatica per analizzare la resistenza dei suddetti giunti saldati, (V) una prova geometrica per il controllo della morfologia e della posizione delle superfici in accoppiamento di protesi di più elementi (VI) una prova geometrica per caratterizzare la precisione dell'accoppiamento tra le protesi e le preparazioni dentarie in prossimità del margine di chiusura.

In riferimento alle protesi mobili totali, il lavoro è finalizzato a stabilire i criteri di verifica e assemblaggio di denti artificiali in resina considerandone gli aspetti geometrici e funzionali. Lo studio ha portato allo sviluppo di (VII) una metodologia per la valutazione virtuale delle aree in contatto tra arcate e tra denti antagonisti in occlusione, (VIII) una prova sperimentale per analizzare gli aspetti funzionali relativi ai carichi occlusali che sollecitano le protesi mobili, per valutarne la stabilità in esercizio.

I risultati ottenuti effettuando le campagne sperimentali hanno mostrato come applicando in modo sistematico le modalità di caratterizzazione proposte, sia possibile ottenere le prime indicazioni in riferimento ai requisiti di qualità e sicurezza dei dispositivi dentali, da adottare nella fase di progettazione degli stessi.

ORGANIZZAZIONE DEL DOCUMENTO

Il Capitolo 1 introduce il lettore al settore di interesse della tesi, e dopo una breve descrizione inerente le tipologie dei dispositivi dentali finalizzati a sostituire la dentatura originaria quando questa non è più in grado di soddisfare le esigenze funzionali ed estetiche, si descrivono i processi produttivi dei dispositivi oggetto delle indagini, al fine di evidenziarne le criticità di progettazione e realizzazione. Il Capitolo 2, che presenta il piano delle attività e le indagini sperimentali sviluppate, introduce il cuore del lavoro, che risulta articolato in tre sessioni: nella prima parte si descrivono le prove di caratterizzazione meccanica dei dispositivi, la seconda parte tratta le prove di caratterizzazione geometrica dei dispositivi, la terza parte illustra le prove di caratterizzazione funzionale sui dispositivi dentali.

La prima parte, costituita dal Capitolo 3, dal Capitolo 4 e dal Capitolo 5 focalizza l'attenzione sulle modalità di prova mirate ad indagare gli aspetti strutturali dei dispositivi. In particolare nel Capitolo 3 viene presentata e validata la prova di trazione sviluppata per determinare i parametri di resistenza e di allungamento dei materiali metallici utilizzati per realizzare le

sottostrutture delle protesi di metallo-ceramica; nel Capitolo 4 si descrivono le modalità di prova e i risultati della prova di flessione per 3 punti, finalizzata a verificare l'adesione tra il metallo e la ceramica nei dispositivi di metallo-ceramica; nel Capitolo 5 si caratterizza il comportamento di giunti saldati nei dispositivi dentali, effettuando test sia statici che a fatica.

La seconda parte, costituita dal Capitolo 6, riguarda gli aspetti di precisione geometrica dei dispositivi realizzati. In particolare viene descritta la prova sviluppata per verificare la morfologia e la posizione delle superfici in accoppiamento in protesi di più entità e la prova finalizzata al controllo della precisione delle superfici in accoppiamento in prossimità dei margini di chiusura.

La terza parte, costituita dal Capitolo 7 e dal Capitolo 8, riguarda invece gli aspetti legati alla funzionalità dei dispositivi dentali in esercizio. L'analisi delle aree in contatto delle superfici dei denti in occlusione è presentata nel Capitolo 7, mentre nel Capitolo 8 viene descritta la procedura di prova impiegata per studiare i carichi occlusali che si generano nei dispositivi dentali durante la masticazione e la deglutizione.

Si presentano infine le conclusioni nel Capitolo 9, la bibliografia nel Capitolo 10, mentre nelle appendici si riportano in dettaglio i risultati delle campagne sperimentali e le procedure di prova.

CAPITOLO 1. IL SETTORE DENTALE

1.1 LA FILIERA PRODUTTIVA

La filiera produttiva del settore dentale comprende una moltitudine di fornitori di beni e di servizi che sono finalizzati alla salute orale dei cittadini: il bisogno di salute orale da parte di un cittadino sfocia in una richiesta di prestazione agli studi odontoiatrici, che per la loro operatività interagiscono principalmente con fornitori di attrezzature, di materiali di consumo, di arredi e di fornitori dei dispositivi dentali. A monte dei servizi all'utenza finale opera l'industria e la distribuzione del settore dentale. All'interno della filiera produttiva si possono quindi identificare i seguenti soggetti imprenditoriali che ricoprono un ruolo determinante nello sviluppo del settore:

- ✓ *Produttori di materiale dentale di consumo*, sono imprese che producono e forniscono beni consumabili per l'odontotecnico e l'odontoiatra;
- ✓ *Produttori di apparecchiature dentali*, sono imprese che producono e forniscono attrezzature tradizionali (es. frese, forni, saldatrici, etc.) che consentono al laboratorio odontotecnico e allo studio odontoiatrico di fornire le prestazioni richieste;
- ✓ *Produttori di arredo tecnico*, sono imprese che realizzano e forniscono arredamento funzionale agli operatori del settore;
- ✓ *Produttori di apparecchiature dentali avanzate*, sono imprese che producono strumenti avanzati (es. scanner laser 3D, macchine utensili, etc.) per la realizzazione di dispositivi dentali;
- ✓ *Distributori*, sono imprese che distribuiscono beni e servizi agli operatori;
- ✓ *Laboratori odontotecnici*, sono i produttori dei dispositivi medici;
- ✓ *Studi odontoiatrici*, rappresentano i medici professionisti del settore.

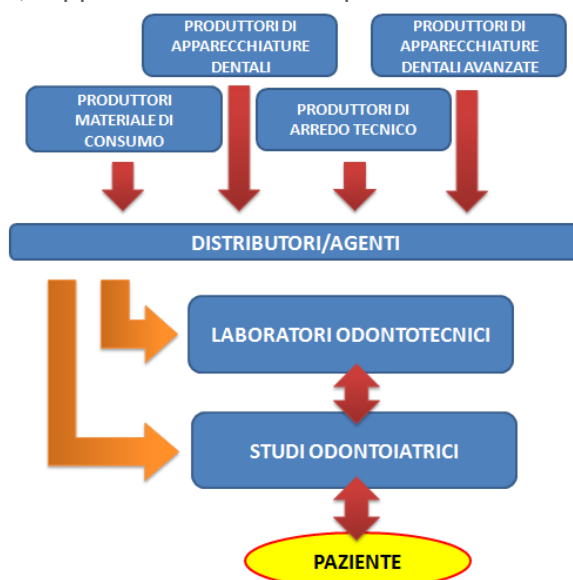


FIGURA 1.1 PRINCIPALI ATTORI DELLA FILIERA PRODUTTIVA DEL SETTORE DENTALE

Pur rivolgendosi allo stesso mercato i soggetti della filiera costituiscono tipologie d'impresa molto differenti tra loro: i produttori di materiale di consumo e di apparecchiature sono aziende che solitamente propendono alla produzione di massa standardizzata; i produttori di arredo tecnico fanno solitamente riferimento al tradizionale settore dell'arredamento e forniscono soluzioni personalizzate; i produttori di apparecchiature dentali avanzate,

storicamente dedicati al settore industriale, forniscono macchinari progettati appositamente per le lavorazioni di dispositivi dentali; i distributori provvedono alla commercializzazione di prodotti non realizzati internamente; i laboratori odontotecnici realizzano prodotti su misura; gli studi odontoiatrici offrono prestazioni mediche curative. Si tratta pertanto di un settore complesso sotto il profilo strutturale i cui attori interagiscono generando flussi economici e trasferimenti di beni e servizi.

Il settore dentale italiano nel suo insieme è qualitativamente tra i primi al mondo e si caratterizza per essere da sempre un mercato “privato”. Un ruolo molto importante è rappresentato dal Nord Italia, in particolare dal Veneto, in cui le imprese occupano un posto di tutto rilievo sia in termini qualitativi che in termini quantitativi (2). Nonostante la regione sia tra le più attive nel settore dentale, le aziende sono per lo più piccole e medie realtà le cui dimensioni spesso limitano adeguati investimenti tecnologici, in marketing ed organizzativi, ma che diversamente si mantengono competitive rispetto alla concorrenza focalizzandosi sulla qualità e sull’innovazione del prodotto e sul servizio ai clienti. Nella filiera del dentale un esempio viene dato dai vari laboratori odontotecnici che esprimono mediamente una qualità elevata dei dispositivi, sia grazie all’innovazione tecnologica e all’impiego di nuove tecnologie, sia grazie al costante aggiornamento professionale.

Inoltre in un’ottica di collaborazione tra imprese di elevata specializzazione tecnologica, il Distretto Biomedicale Veneto (3), un sistema di imprese istituite allo scopo di realizzare importanti sinergie a forte impatto sulla qualità del sistema economico regionale, mira ad sostenere la competitività delle imprese biomedicali venete sul mercato internazionale incentivando le interazioni, esistenti o possibili, tra i soggetti delle filiere.

Un ulteriore contributo ad incoraggiare l’innovazione tecnologica deriva dall’Osservatorio Biomedicale Veneto (4), ente nato allo scopo di promuovere attività di ricerca, sviluppo e trasferimento tecnologico favorendo lo studio delle dinamiche relative al mercato del settore, la formazione di personale qualificato, la realizzazione di controlli e prove sui requisiti dei prodotti.

1.2 DISPOSITIVI DENTALI

La protesi dentaria è un dispositivo che sostituisce la dentatura originaria quando questa non è più in grado di soddisfare le esigenze funzionali ed estetiche. Ogni realizzazione è un componente meccanico molto complesso e deve soddisfare criteri di resistenza meccanica e di biocompatibilità, ma anche requisiti estetici e fonetici.

La progettazione della protesi riveste quindi un ruolo fondamentale, e se non adeguatamente studiato il dispositivo non sarebbe in grado di essere stabile, ritentivo e resistente di fronte agli elevati carichi masticatori e alle diverse sollecitazioni. L’entità e la direzione delle forze che si sviluppano dipende da diversi fattori quali lo stato di salute del paziente, la morfologia dei denti, le caratteristiche della muscolatura gnatologica, la presenza o meno di protesi e il tipo delle stesse (5). Nonostante le difficoltà che si hanno nel misurare le tensioni durante la masticazione, molti studi sono stati eseguiti. Le forze misurate possono variare notevolmente da un soggetto all’altro; valori tipici riportati in letteratura vanno dai 300 ai 600 N (6) su maschi adulti sani e variano marcatamente da un’area all’altra della bocca passando dai 400-890N nella regione dei molari, ai 222-445N nella regione dei premolari, ai 133-334N nei canini, o 89-111N sugli incisivi (7). Non meno importanti risultano i requisiti estetici, ottenuti rendendo la protesi il più naturale possibile anche grazie all’impiego di materiali ceramici; la forma, il colore, la stratificazione e la struttura superficiale del dente sono infatti alla base del successo estetico di ogni lavoro odontotecnico. Da un punto di vista progettuale anche la scelta del materiale utilizzabile è

rilevante poiché consente soluzioni protesiche differenti in funzione delle esigenze richieste dai singoli casi.

Nonostante la complessità di un dispositivo dentale renda difficile fornire una classificazione delle soluzioni protesiche, si possono identificare principalmente tre categorie di dispositivi, come riportato in Tabella 1.1:

- ✓ **Protesi fissa:** le protesi dentarie fisse sono ponti o corone che vengono cementati ai denti e non sono più rimovibili dal paziente senza subire alterazioni che ne compromettono la riutilizzabilità.
- ✓ **Protesi rimovibili:** la protesi dentaria rimovibile è quella che il paziente può rimuovere dalla bocca, consentendo l'osservazione di norme igieniche ed il controllo periodico dei tessuti osseo-mucosi (8).
- ✓ **Protesi combinata:** la protesi dentaria combinata è quella composta in parte da protesi fissa e in parte da protesi rimovibile, strettamente collegate tra loro.

TABELLA 1.1 CLASSIFICAZIONE DEI DISPOSITIVI DENTARI

TIPI DI DISPOSITIVI	SUPPORTO	RIMOVIBILITÀ	DEFINIZIONE
Protesi dentaria fissa	Dentale e/o implantare	non rimovibile	- Protesi di restauro del singolo dente - Protesi di sostituzione del singolo o di più denti - Provvisoria
Protesi dentaria rimovibile	Mucoso e/o dentale	rimovibile	- Parziale - Totale - Provvisoria
Protesi dentaria combinata	Dentale e/o implantare Dentale e mucoso Implantare e mucoso	in parte fissa ed in parte rimovibile	- Parziale - Overdenture - Provvisoria

Nel seguito sono presentate le principali caratteristiche dei dispositivi sopra citati, ponendo particolare attenzione alle protesi fisse in metallo-ceramica e alle protesi totali mobili in resina che risultano essere due tra i dispositivi dentali più largamente diffusi. Per tali realizzazioni dentarie sono descritte brevemente le principali fasi del processo produttivo, al fine di evidenziare le difficoltà, le problematiche e le criticità che si riscontrano nella progettazione e nella produzione dei dispositivi.

1.2.1 PROTESI DENTARIE FISSE

Le corone sono protesi fisse per denti singoli dei quali almeno la radice è conservata. Esse si ancorano al dente opportunamente preparato (moncone) o, tramite perni endocanalari, alla radice. Nei ponti l'elemento dentario estratto viene sostituito da una protesi che comprende anche gli elementi dentali adiacenti che vengono per questo ridotti a monconi o protesizzati anch'essi. Se l'elemento mancante viene sostituito con un impianto in metallo biocompatibile (es. titanio) allora si parla di protesi su impianti. L'elemento mancante assieme agli elementi pilastro (i monconi sui quali si appoggia) forma il ponte. Le protesi dentarie fisse si suddividono in:

- *Protesi fissa in metallo-ceramica:* si tratta di ponti o corone costituiti da una sottostruttura in materiale metallico, rivestita in materiale ceramico. Uno degli svantaggi della ceramica tradizionale è legato alle scarse proprietà meccaniche se

caricata a trazione o a taglio. Un metodo per minimizzare tali limiti è quello di “legare” la ceramica a una sottostruttura metallica che ricopia la geometria delle preparazioni dentarie. Queste protesi sono in grado di fornire, se correttamente realizzate, un lungo periodo di servizio e soddisfacenti prestazioni sia sul piano funzionale che su quello estetico. Le protesi fisse in metallo-ceramica rispetto alle altre classi di protesi fisse sono più versatili, durature e, in genere, presentano una maggior precisione. Poiché per la realizzazione di queste protesi sono richieste numerose fasi, delicate ed impegnative, esse si collocano in genere nelle fasce più costose delle protesi dentarie.

- *Protesi fissa in ceramica Metal Free (All-ceramic)*: si tratta di corone o ponti costruiti in ceramica integrale, senza parti metalliche. Rispetto alle protesi in metallo ceramica sono in grado di fornire risultati estetici più soddisfacenti e non sono causa di allergie o intolleranze nel paziente; il principale svantaggio è legato alle caratteristiche meccaniche e strutturali delle ceramiche impiegate per la realizzazione delle protesi. L'impiego di materiali ceramici ad alta resistenza quali la zirconia e lo sviluppo delle tecnologie CAD/CAM fa sì che stia aumentando la richiesta di realizzazione di protesi Metal Free, nonostante le precisioni raggiungibili non siano ancora paragonabili a quelle ottenibili con le protesi in metallo-ceramica.

1.2.2 PROTESI DENTARIE MOBILI

Le protesi mobili si rendono necessarie in presenza di edentulismi molto estesi o privi di pilastro, per cui non è possibile applicare una protesi dentarie fissa.

Le protesi dentarie mobili si possono classificare in:

- *Protesi totale*: sono protesi che si rendono necessarie quando tutti i denti sono perduti; è quindi una protesi dentaria sostitutiva di tutti gli elementi dentali di un'arcata, solitamente posizionati su placche in resina sintetica ad appoggio osseo-mucoso. I denti artificiali utilizzati in tali dispositivi possono essere realizzati in resina o in ceramica.
- *Protesi parziale*: sono protesi dentali necessarie quando sono ancora presenti denti naturali, ma questi non sono in numero sufficiente per la costruzione di una protesi dentale fissa ancorata solamente ai denti residui. Oltre alla ricostruzione delle cavità, ha come scopo la conservazione delle strutture orali rimaste. Può essere composta da varie porzioni ed è fissata tramite ganci applicati ai denti residui. La struttura di sostegno metallica viene definita protesi scheletrica o scheletrato. L'impiego di compositi in resina sintetica per realizzare le gengive ed i denti della protesi facilita la lavorazione e permette di ottenere dispositivi con una buona estetica finale. I principali svantaggi sono legati alla scarsa resistenza all'abrasione dovuta alla masticazione, che genera la perdita, nel tempo, dei giusti rapporti di occlusione tra arcata superiore e inferiore.

1.2.3 PROTESI COMBinate

La protesi combinata è composta da una parte fissa, non rimovibile dal paziente, e da una parte mobile (estraibile dal paziente) che può risultare o meno dotata di una lieve mobilità (ammortizzazione), così da assorbire gradualmente i carichi masticatori che vengono diretti sui denti pilastro lungo l'asse longitudinale del dente. Il collegamento tra le due parti non avverrà con ganci, bensì con attacchi di precisione o dispositivi analoghi, con grande vantaggio sul piano estetico, funzionale e della stabilità. Questo tipo di protesi è indicata

nella grande maggioranza dei casi che necessitano di protesi parziali, nella sostituzione di estese aree edentule, nei casi di complicazioni paradontali che abbiano controindicato l'uso di protesi parziali fisse.

1.3 PROCESSI PRODUTTIVI DI PROTESI IN METALLO-CERAMICA

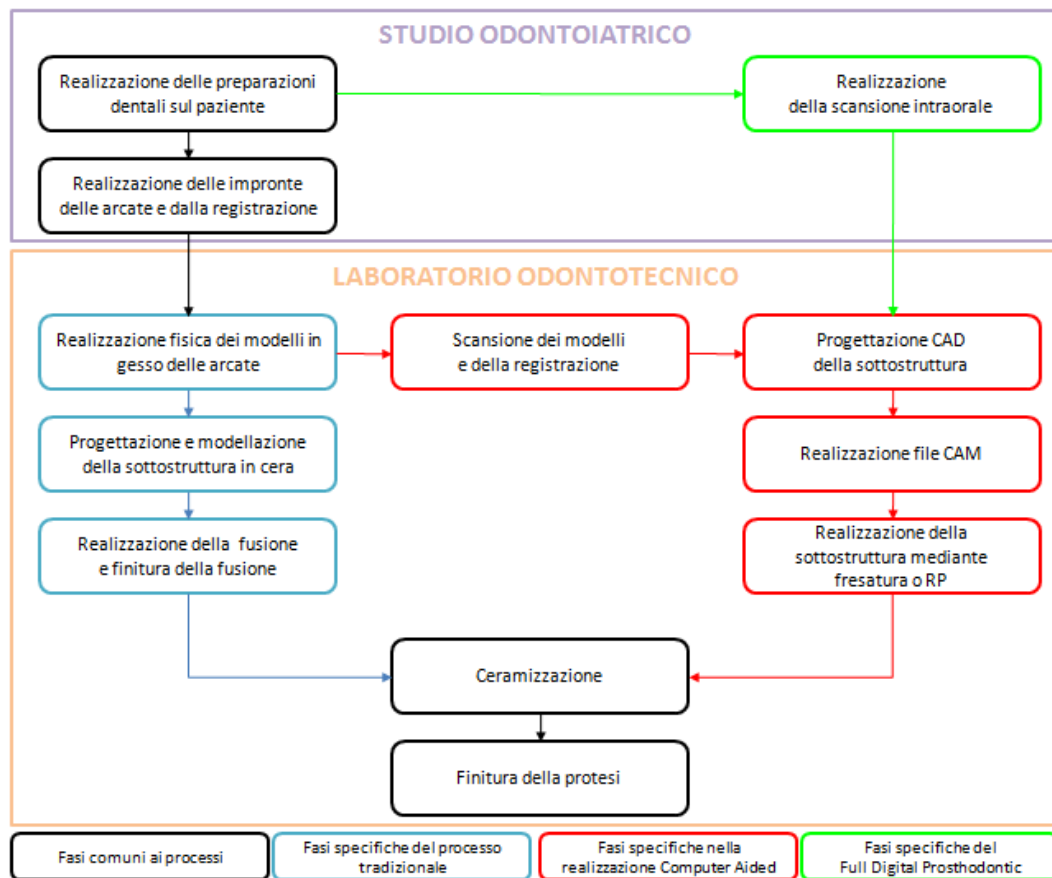


FIGURA 1.2 PRINCIPALI PROCESSI PRODUTTIVI PER LA REALIZZAZIONE DI PROTESI IN METALLO-CERAMICA

La protesi fissa in metallo-ceramica è una restaurazione dentale costituita da una sottostruttura portante in materiale metallico, rivestita, per fine estetico, da uno strato di materiale ceramico a base vetrosa. Tali dispositivi dentali sono tutt'ora le protesi più diffuse nel mondo occidentale, poiché, anche se dal punto di vista estetico hanno prestazioni inferiori rispetto alle protesi totalmente in ceramica, garantiscono comunque un restauro più duraturo legato in parte alla maggior precisione costruttiva, caratteristica essenziale per ridurre i rischi di malattie paradontali e di formazione di carie secondarie.

Nella realizzazione di protesi in metallo-ceramica, la produzione di serie ha faticato finora a diffondersi a causa dell'unicità delle problematiche legate ai singoli pazienti e all'elevatissima qualità necessaria in questo campo per la realizzazione di prodotti soddisfacenti e per la manutenzione degli stessi. Per tale ragione la produzione è stata, ed in gran parte è ancora, spiccatamente artigianale e richiede conoscenze fondate ed elevata abilità affinché il restauro sia funzionale e duraturo. Se da un lato una produzione di questo tipo permette di realizzare oggetti assolutamente personalizzati sul paziente, dall'altro non garantisce un'uniformità dei risultati. Il metodo tradizionale, e tutt'ora più diffuso, per produrre una protesi in metallo-ceramica utilizza il processo di fusione a cera persa. Negli ultimi anni si stanno sviluppando modalità di progettazione computer-aided, che utilizzano la tecnologia CAD/CAM per uso odontotecnico e consentono di produrre i dispositivi mediante frese CNC a 3/5 assi o tecniche di Prototipazione Rapida. Un ulteriore sviluppo del processo produttivo può essere dettato dall'introduzione dello scanner intraorale, che

permette di by-passare la fase di riproduzione del modello fisico delle arcate dentali, tradizionalmente ottenuto mediante la tecnica dell'impronta. Il grafico di Figura 1.2 confronta i processi produttivi citati, riportando sinteticamente le fasi di lavorazione per la realizzazione di una protesi in metallo-ceramica. Nei paragrafi successivi sono approfondite le principali caratteristiche di questi processi produttivi.

1.3.1 PROCESSO TRADIZIONALE: FUSIONE A CERA PERSA

Il metodo più diffuso per la realizzazione di protesi in metallo-ceramica è il processo di fusione a cera persa (9)(10). Tale processo può essere sintetizzato nelle seguenti fasi:

- a) Creazione del modellato in cera
- b) Realizzazione della sottostruttura in metallo
- c) Applicazione del materiale ceramico, cottura, rifinitura, lucidatura.

Vista l'unicità delle problematiche legate ai singoli pazienti, l'odontoiatra rileva le impronte delle arcate del paziente, che rappresentano un modello tridimensionale negativo dei denti e le fa pervenire al laboratorio odontotecnico responsabile della realizzazione della protesi dentaria. A partire dalle impronte vengono costruiti in gesso i modelli fisici delle arcate che ne riproducono fedelmente i dettagli, impiegando materiali e procedimenti compatibili con i tipi di impronte fornite dall'odontoiatra. I modelli usati per la costruzione dei dispositivi dentali sono preparati con "monconcini sfilabili", in modo che il tecnico possa lavorare su ogni singola corona controllandone con precisione il margine di chiusura. I monconi vengono preparati indurendo i margini mediante un apposito "induritore" e utilizzando una lacca spaziatrice per creare uno spazio per il cemento.

I modelli in gesso sono fissati, utilizzando le registrazioni fornite dall'odontoiatra, a strumenti detti articolatori che consentono la riproduzione dell'occlusione del paziente.

A questo punto è modellata in cera la sottostruttura della protesi da realizzare, ricostruendo la forma anatomica finale dei denti in oggetto e asportando uno spessore relativamente uniforme di cera dalle superfici che dovranno essere ricoperte con la ceramica, tenendo una particolare cura per la chiusura dei bordi, che deve essere la più precisa possibile. Le corone di cera modellate sono collegate fra loro in modo da ottenere un blocco unico e sono aggiunti i perni di colata. Il modellato in cera così formato viene immerso in materiale refrattario (messa in rivestimento), che una volta solidificato sarà riscaldato in forno ad una temperatura più elevata rispetto a quella richiesta per la fusione della cera, ottenendo lo stampo per la fusione. Il metallo da utilizzare per la realizzazione della sottostruttura viene fuso e colato all'interno dello stampo in materiale refrattario, fino al completo riempimento. Una volta che il metallo si è solidificato, lo stampo viene frantumato liberando la fusione che deve essere priva di difetti interni e superficiali che possono comprometterne la funzionalità. La sottostruttura è pronta per essere rifinita, eliminando i perni di colata e ritoccando i margini di chiusura, migliorandone la precisione. Nel caso in cui si realizzino dispositivi di più elementi, l'aumentare della lunghezza della protesi può diminuire la precisione di combaciamento della stessa (11). Pertanto se necessario, le sottostrutture sono tagliate e riposizionate per l'esecuzione di una saldobrasatura o di una saldatura laser. Dopo l'esecuzione delle saldature, è necessario verificare che i giunti saldati siano esenti da difetti che ne possano compromettere l'accettabilità e la durata. Inoltre le operazioni di saldatura non devono generare alterazioni dimensionali delle protesi di entità tali da comprometterne la precisione e l'affidabilità.

La stratificazione della ceramica è eseguita, riproducendo accuratamente la forma anatomica e morfologica dei denti da realizzare. L'applicazione della ceramica sulle sottostrutture metalliche è eseguita con metodi appropriati e affidabili ed in ogni caso ben conosciuti dagli operatori che li applicano. La ceramica impiegata per la realizzazione delle

protesi deve essere compatibile con il materiale metallico delle sottostrutture sia per quanto riguarda l'adesione tra i due materiali, sia per quanto riguarda le dilatazioni e le contrazioni che essi subiscono durante i cicli termici richiesti per l'applicazione della ceramica.

Al termine del lavoro la protesi viene sottoposta ad un accurato controllo finale, dovendo (I) presentare delle superfici assiali (vestibolari, linguali, mesiali e distali) in armonia con i tessuti molli e con i denti adiacenti, ed in particolare presentare dei profili di emergenza in armonia con il parodonto marginale, (II) presentare delle superfici oclusali in armonia con i denti antagonisti e tali da soddisfare lo schema oclusale previsto sia nelle relazioni statiche che in quelle dinamiche, (III) presentare un aspetto estetico soddisfacente per quanto riguarda la forma e le sfumature di colore.

In Tabella 1.2 sono riassunte le fasi appena descritte mettendo in evidenza i principali controlli periodici che un laboratorio odontotecnico dovrebbe eseguire al fine di garantire la sicurezza e la qualità del proprio prodotto (12).

TABELLA 1.2 FASI E CONTROLLO PERIODICI DEL PROCESSO TRADIZIONALE DI FABBRICAZIONE DI PROTESI FISSE METALLO-CERAMICA

CREAZIONE DEL MODELLATO IN CERA	
<i>Descrizione della fase</i>	<i>Controlli periodici</i>
Fase 1: Ricevimento Commessa	
Il materiale fornito dall'odontoiatra viene accuratamente controllato all'atto della ricezione nel laboratorio del fabbricante odontotecnico per stabilirne l'accettabilità.	
Fase 2: Sviluppo delle impronte e costruzione dei modelli	
Per la realizzazione dei modelli vengono impiegati materiali e procedimenti compatibili con i tipi di impronte fornite dall'odontoiatra. Si devono riprodurre i dettagli delle impronte e consentire una sicura individuazione dei margini delle preparazioni.	Controllo periodico per verificare l'affidabilità dei modelli: partendo da un campione di riferimento (standard), geometricamente regolare, l'odontotecnico esegue un modello con la metodologia standard impiegata in laboratorio; le informazioni sull'affidabilità dei modelli si deducono dal confronto tra misure dimensionali e geometriche eseguite sul campione e sul modello che lo riproduce.
Fase 3: Montaggio dei modelli in articolatore	
Il montaggio dei modelli in articolatore viene eseguito utilizzando le registrazioni fornite dall'odontoiatra.	
Fase 4: Trattamento dei monconi e loro valutazione	
I monconi che riproducono i denti preparati vengono convenientemente trattati al fine di: <ul style="list-style-type: none"> • delineare sotto basso ingrandimento i margini per una loro sicura individuazione; • indurire i margini stessi tramite un apposito induritore se i monconi sono in gesso; • creare uno spazio idoneo per il cemento tramite l'applicazione di un'apposita lacca spaziatrice. 	
Fase 5: Modellazione in cera	
I modellati in cera vengono realizzati riproducendo dapprima la forma anatomica finale che avranno le protesi ultimate ed asportando quindi uno spessore relativamente uniforme di cera dalle superfici che dovranno essere ricoperte con la ceramica.	

REALIZZAZIONE DELLA SOTTOSTRUTTURA IN METALLO

<i>Descrizione della fase</i>	<i>Controlli periodici</i>
Fase 6: Applicazione perni di colata, messa in rivestimento e colata della lega	
<p>I perni di colata si applicano seguendo i principi che governano il procedimento di fusione a cera persa, ponendo attenzione alla scelta dei punti di collegamento dei perni al modellato ed alla forma e dimensione dei perni stessi.</p> <p>La messa in rivestimento, le modalità di indurimento del materiale da rivestimento ed il preriscaldamento della forma refrattaria vengono effettuati secondo i procedimenti più idonei, in accordo con le specifiche istruzioni dei produttori.</p> <p>I metodi di fusione e di colata del materiale metallico, nonché le modalità di raffreddamento dei getti, si basano sulle informazioni fornite dal produttore con la finalità di garantire l'ottenimento di getti adeguatamente precisi ed esenti da difetti esterni ed interni che ne possano compromettere l'accettabilità.</p>	<p>Controllo periodico per verificare le caratteristiche meccaniche delle fusioni: l'odontotecnico realizza provini, di geometria regolare standardizzata, tramite il procedimento di fusione normalmente utilizzato per la realizzazione delle sottostrutture metalliche delle protesi; tali provini saranno sottoposti a prove meccaniche con lo scopo di stimare le caratteristiche di resistenza meccanica del materiale impiegato indotte dal processo di fusione.</p>
Fase 7: Preparazione della fusione per la ceramizzazione	
<p>Le fusioni vengono rifinite e preparate per la ceramizzazione secondo le istruzioni dei produttori e tramite procedimenti collaudati ed affidabili. L'eventuale trattamento termico viene eseguito secondo le istruzioni del produttore del materiale metallico.</p>	<p>Controllo periodico per verificare la precisione del combaciamento dei margini: partendo da un modello di riferimento (standard), geometricamente regolare, l'odontotecnico realizza la fusione e la prepara secondo la metodologia standard impiegata in laboratorio; le informazioni sulla precisione dei margini si deducono dal confronto tra misure dimensionali e geometriche eseguite su modello e relativa fusione.</p>

SALDATURA

<i>Descrizione della fase</i>	<i>Controlli periodici</i>
Fase 8: Saldatura (brasatura o saldatura autogena)	
<p>Le saldature vengono effettuate avendo cura di posizionare con elevata precisione le parti da collegare tra loro e stabilizzarle durante l'esecuzione delle saldature stesse.</p> <p>Per l'esecuzione delle saldature vengono impiegati materiali, apparecchi e procedimenti adatti ed in armonia con le istruzioni fornite dai produttori dei materiali metallici che vengono saldati. Inoltre gli operatori che eseguono le saldature possiedono soddisfacenti conoscenze teoriche ed esperienza pratica di tali procedimenti.</p>	<p>Controllo periodico per verificare le caratteristiche dei giunti saldati: l'odontotecnico realizza provini standard di sottostrutture metalliche che vengono tagliate e successivamente saldate; i provini sono sottoposti a prove meccaniche finalizzate a caratterizzare le proprietà del materiale nella zona di saldatura per comparazione con il materiale della fusione non alterato. I provini vengono sottoposti a verifica della precisione del combaciamento tra i margini. I provini vengono sottoposti ad indagini metallografiche per verificare la presenza di difettosità.</p>

APPLICAZIONE DELLA CERAMICA, RIFINITURA e LUCIDATURA

<i>Descrizione della fase</i>	<i>Controlli periodici</i>
Fase 9: Ceramizzazione	

L'applicazione della ceramica sulle sottostrutture metalliche viene eseguita con metodi appropriati e affidabili.

La ceramica impiegata per la realizzazione delle protesi è compatibile con il materiale metallico delle sottostrutture sia per quanto riguarda l'adesione tra i due materiali, sia per quanto riguarda le dilatazioni e le contrazioni che essi subiscono durante i cicli termici richiesti per l'applicazione della ceramica.

Le lavorazioni delle parti più delicate, in particolare la ceramizzazione e la rifinitura dei margini, vengono eseguiti sotto ingrandimento.

Controllo periodico per verificare la resistenza del legame metallo-ceramica: la resistenza è dedotta sottoponendo a prova meccanica un provino metallico parzialmente ricoperto in ceramica.

Controllo periodico per verificare la resistenza ai cicli di cottura: il provino viene sottoposto a cicli termici di cottura e ne viene verificata l'insorgenza di cricche ed altre difettosità superficiali. I provini vengono sottoposti a verifica della precisione del combaciamento tra i margini. I provini vengono sottoposti ad indagini ceramografiche per verificare la presenza di microporosità.

Fase 10: Rifinitura e lucidatura

Le operazioni di rifinitura della protesi vengono eseguite con la finalità di ottenere:

- superfici assiali (vestibolari, linguali, mesiali e distali) in armonia con i tessuti molli e con i denti adiacenti, ed in particolare presentare dei profili di emergenza in armonia con il parodonto marginale;
- superfici oclusali in armonia con i denti antagonisti e tali da soddisfare lo schema oclusale previsto sia nelle relazioni statiche che in quelle dinamiche;
- un aspetto estetico soddisfacente per quanto riguarda la forma e le sfumature di colore.

Controllo periodico per verificare la geometria delle superfici assiali ed oclusali: partendo dai modelli delle arcate antagoniste l'odontotecnico realizza un dispositivo protesico secondo le modalità standard impiegate in laboratorio; le informazioni sulla qualità della geometria realizzata è dedotta dal confronto tra misure geometriche eseguite sui modelli e sul dispositivo protesico prodotto.

1.3.2 SISTEMI INTEGRATI CAD/CAM/RP

L'utilizzo di ceramiche ad alta resistenza, quali ad esempio la zirconia, ha facilitato il trasferimento dei sistemi integrati CAD/CAM, molto diffusi a livello industriale, in ambito dentale per la realizzazione dei dispositivi (13)(14)(15). Tali sistemi sono solitamente utilizzati per la realizzazione delle sottostrutture e consentono di ridurre i tempi di realizzazione di una protesi, limitando l'influenza dell'operatore sul prodotto finale.

L'utilizzo degli strumenti CAD/CAM prevede le seguenti fasi Figura 1.3:

- a) Digitalizzazione delle preparazioni dentarie e delle arcate del paziente
- b) Progettazione CAD della protesi
- c) Realizzazione della sottostruttura
- d) Applicazione del materiale ceramico, cottura, rifinitura, lucidatura.



FIGURA 1.3 FASI DEL PROCESSO CAD/CAM PER LA REALIZZAZIONE DI PROTESI IN METALLO-CERAMICA

Il primo passo per realizzare una protesi utilizzando i sistemi computer aided consiste nell'ottenere un modello digitale delle preparazioni dentali del paziente. Attualmente la

geometria di tali preparazioni può essere acquisita mediante scanner intraorali, direttamente dalla bocca del paziente, o indirettamente, una volta che l'odontoiatra ha ottenuto le impronte e sono stati creati i modelli in gesso delle arcate. La seconda tecnica è oggi quella più utilizzata perché consente di ottenere maggior precisione e accuratezza (16), prerequisiti fondamentali per l'ottenimento di una protesi di qualità. In commercio esistono vari tipi di scanner, sia a contatto che ottici (laser o a luce strutturata), ma le prestazioni che si ottengono sono tra loro comparabili (17), nonostante le proprietà ottiche degli oggetti da scansionare possano influenzare le misure.

Le nuvole di punti ottenute, di arcate e impronta, opportunamente filtrate ed elaborate sono importate in software CAD per la modellazione di dispositivi dentali, mediante i quali è possibile progettare in modo virtuale la sottostruttura da realizzare, dal margine all'asse di inserzione delle protesi, dai parametri geometrici delle corone e degli elementi intermedi ai disegni dei connettori. Il progetto realizzato viene convertito in istruzioni di macchina mediante un software CAM e lavorato in un centro di fresaggio (fresatura di zirconia, cobalto-cromo o titanio) o mediante tecniche di Prototipazione Rapida (Selective Laser Melting (SLM) di cobalto-cromo).

La sottostruttura ottenuta, pulita e opportunamente rifinita dall'odontotecnico, è pronta per l'applicazione del materiale ceramico come avviene nel processo di realizzazione tradizionale.

1.4 PROCESSO PRODUTTIVO DI PROTESI MOBILI IN RESINA

La realizzazione di una protesi totale mobile è caratterizzata da una prima fase che prevede la produzione di denti in resina con geometria standardizzata, e una seconda fase in cui tali denti sono assemblati al fine di creare le arcate personalizzate per il paziente. Per tale ragione, mentre per la prima fase consiste in un processo industrializzato, la seconda fase è ancora spiccatamente artigianale, legata alla geometria della bocca del paziente e soggetta ad errori connessi alla manualità dell'operatore odontotecnico.

1.4.1 REALIZZAZIONE DEI DENTI IN RESINA

Il processo di realizzazione dei denti in resina consiste nelle seguenti fasi, riportate in Figura 1.4:

- a) Stampaggio dei denti in resina;
- b) Finitura dei denti in resina;
- c) Identificazione e separazione dei denti in base alla tipologia;
- d) Confezionamento e stoccaggio.

I denti in resina sono eseguiti mediante stampaggio plastico eseguito in tre passi successivi per mezzo di quattro semistampi che, opportunamente accoppiati, danno forma ai tre diversi strati di resina costituenti il colletto, la dentina e lo smalto del dente stesso. Ogni stampaggio prevede l'impiego di una preforma di PMMC, opportunamente preparato variando gli additivi a seconda delle caratteristiche da ottenere per ciascuno strato; posizionata all'interno dello stampo la preforma di PMMC viene fatta polimerizzare all'interno di presse-forni. Al termine delle fasi di stampaggio i denti sono estratti dallo stampo manualmente e risultano uniti da una bava; ogni singolo dente viene rifinito e controllato singolarmente al fine di evidenziare la presenza di difettosità, quali possono essere soffiature interne, bolle o macchie superficiali. In tal caso viene scartato. Le diverse tipologie di denti sono identificate e i denti separati, prima di venire confezionati e conservati nel magazzino aziendale.



FIGURA 1.4 FASI DEL PROCESSO DI FABBRICAZIONE DI DENTI IN RESINA

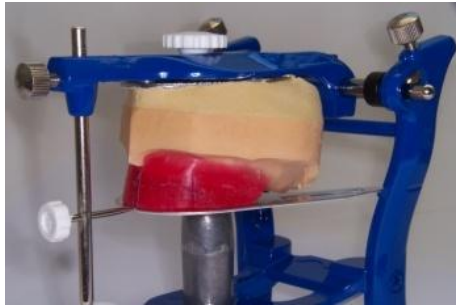
1.4.2 REALIZZAZIONE DI UNA PROTESI TOTALE MOBILE

Attualmente la procedura di costruzione della protesi è prettamente manuale, vista l'unicità delle problematiche legate ai singoli pazienti. Si può sintetizzare in due fasi: la prima riguarda l'acquisizione della forma della bocca del paziente, la seconda riguarda la scelta dei modelli di denti da utilizzare e il loro assemblaggio.

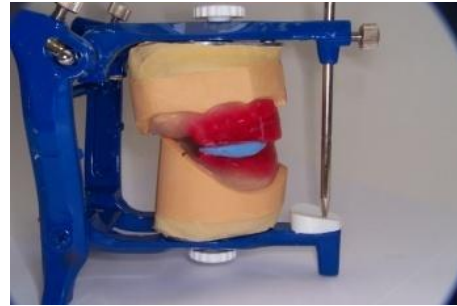
Una volta acquisita l'impronta sul paziente, sono realizzati i calchi in gesso (porta impronta) sui quali sono individuate le dimensioni limite che deve avere il supporto della protesi. Su tali calchi viene realizzata una base rigida, chiamata modello master, sulla quale verranno disposti i valli in cera e successivamente i denti in resina. La geometria e gli ingombri dei valli in cera sono determinati mediante una registrazione oclusale direttamente sul paziente edentulo, mediante la quale è possibile definire:

- ✓ L'altezza dei valli in cera;
- ✓ La posizione del piano mesiale del volto;
- ✓ La linea del sorriso, necessaria per stabilire l'altezza dei denti da assemblare nella protesi;
- ✓ La posizione del canino superiore, per stabilire la lunghezza del gruppo di denti da impiegare;
- ✓ La chiave oclusale di registrazione dei valli in cera, per stabilirne la posizione reciproca.

Una volta creati, i valli in cera sono montati sull'articolatore. In particolare si posiziona il vallo superiore con il relativo modello master e calco in gesso della base palatale facendolo poggiare sul piano di Fox, il piano di riferimento che definisce un piano oclusale lineare parallelo al piano di lavoro; il vallo inferiore è posizionato rispetto al superiore allineandolo mediante la chiave oclusale di registrazione (Figura 1.5).



(A)



(B)

**FIGURA 1.5 POSIZIONAMENTO DEI VALLI IN CERA NELL'ARTICOLATORE
(A) VALLO SUPERIORE, (B) VALLO INFERIORE**

La scelta dei modelli di denti anteriori da montare si basa su caratteri estetici, sulla forma del volto, del naso e dell'arcata. L'assemblaggio degli incisivi e dei canini avviene secondo una procedura basata sul piano di Fox; tale procedura è specificata in dettaglio in Tabella 1.3. Per assemblare i molari e i premolari esistono due differenti procedure, una basata sul piano di Fox, in cui i denti superiori sono allineati prima dei denti inferiori, e l'altra basata sulla sfera di Monson che richiede invece di assemblare prima i denti inferiori, poi quelli superiori. Le due procedure sono riportate rispettivamente in Tabella 1.4 e Tabella 1.5. Ogni dente da inserire richiede di tagliare in parte il vallo in cera.

TABELLA 1.3 PROCEDURA DI ALLINEAMENTO DEI DENTI ANTERIORI

Tipologia di dente	Operazione	Immagine
Incisivo centrale superiore	Deve essere tangente al piano medio verticale del volto, circa tangente al vallo e appoggiato al piano di Fox.	
Incisivo laterale superiore	Deve essere tangente all'incisivo centrale superiore, circa tangente al vallo e appoggiato o leggermente più alto al piano di Fox.	
Canino superiore	Deve essere tangente all'incisivo laterale superiore, circa tangente al vallo e appoggiato o leggermente più alto al piano di Fox.	
Canino inferiore	Deve avere asse allineato alla linea del canino e avere un determinato overjet e overbite. La cuspidè si "infila" tra i due denti superiori.	
Incisivo laterale inferiore	Viene montato secondo caratteri estetici, deve essere allineato con i denti superiori e rispettare i valori di overjet e overbite.	
Incisivo centrale inferiore	Deve essere tangente al piano medio verticale del volto, allineato all'incisivo centrale superiore e rispettare anch'esso i valori di overjet e overbite.	

TABELLA 1.4 PROCEDURA DI ALLINEAMENTO DEI DENTI MOLARI E PREMOLARI: PROCEDURA BASATA SULL'UTILIZZO DEL PIANO DI FOX








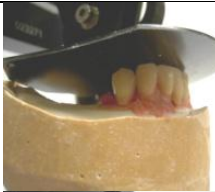







Tipologia di dente	Operazione	Immagine
1° premolare superiore	Deve essere montato in modo da avere continuità tra il canino e il 2° premolare. Deve appoggiarsi sul piano di Fox con la cuspidе vestibolare.	
2° premolare superiore	Deve appoggiare sul piano di Fox con entrambe le cuspidi.	
1° molare superiore	Solo la cuspidе mesio-palatale tocca il piano di FOX. La cuspidе disto-palatale sta a circa 0.5 mm dal piano. La cuspidе mesiovestibolare "sfiora il piano". La cuspidе distovestibolare sta a circa 0.7 mm dal piano.	
2° molare superiore	Non ha nessun contatto. La cuspidе mesio-palatale sta a 0.5 mm dal piano di FOX.	
1° molare inferiore	<p>Deve presentare una condizione di massima intercuspидazione, la fossa mesiale deve terminare sulla cuspidе mesio-palatale del 1° molare superiore.</p> <p>Gli altri denti devono essere montati in modo continuativo affinché rispettino la linea intercuspидale e abbiano il maggior numero di contatti possibile.</p> <p>I denti possono subire anche una registrazione finale successiva. È fondamentale che i denti rispettino la linea intercuspидale e che queste sia allineata con la linea di centro cresta.</p>	  

TABELLA 1.5 PROCEDURA DI ALLINEAMENTO DEI DENTI MOLARI E PREMOLARI: PROCEDURA BASATA SULL'UTILIZZO DELLA SFERA DI MONSON

Tipologia di dente	Operazione	Immagine
1° premolare inferiore	Deve avere la cuspidе vestibolare a contatto con la calotta di Monson.	
2° premolare inferiore	Deve avere la cuspidе vestibolare più una o entrambe le cuspidi linguali a contatto con la calotta di Monson.	
1° molare inferiore	Deve avere le cuspidi mesiali e la cuspidе medio-vestibolare a contatto con la calotta di Monson.	
2° molare inferiore	Deve avere le cuspidi mesiali e la cuspidе disto-vestibolare a contatto con la sfera di Monson.	
1° molare superiore	Deve avere la cuspidе mesio-palatale a contatto con le creste delle 4 cuspidi principali del 1° molare inferiore.	
2° molare superiore	Deve avere la cuspidе mesio-palatale a contatto con le creste delle 4 cuspidi principali 2° molare inferiore.	
2° premolare superiore	Deve avere la cuspidе palatale a contatto la fossa del 2° premolare inferiore.	
1° premolare superiore	La sua fossa mesiale deve essere in contatto con il versante distale della cuspidе vestibolare del 1° premolare inferiore	

CAPITOLO 2. SVILUPPO DI PROVE DI CARATTERIZZAZIONE DEI DISPOSITIVI BIOMEDICI

La Direttiva 93/42/CEE concernente i dispositivi medici, recepita in Italia con D.L.vo 24 febbraio 1997, n. 46 (Gazzetta Ufficiale – serie generale n. 54 del 6 marzo 1997) (1) sancisce che i fabbricanti dei dispositivi sono obbligati a completare la dichiarazione di conformità del fabbricante, con la quale dichiarano di aver rispettato i Requisiti Essenziali previsti nel D.L.vo 24 febbraio 1997, n. 46. Tali requisiti richiedono che il dispositivo prodotto non comprometta la sicurezza e la salute degli utilizzatori: devono essere minimizzati, nella misura del possibile, i rischi di lesione causati dalle caratteristiche fisiche ed ergonomiche, i rischi connessi alle condizioni ambientali, i rischi derivanti dall'invecchiamento dei materiali utilizzati e dal deterioramento della precisione del dispositivo. La responsabilità del fabbricante è quindi relativa alle scelte di natura progettuale tecnica, alla scelta dei materiali, alle scelte relative ai metodi e modi di costruzione e all'imballaggio; il fabbricante deve infatti effettuare le scelte più opportune per fornire dispositivi con le prestazioni assegnate in fase di progettazione, garantendo che la loro funzionalità non sia compromessa nemmeno durante la conservazione e il trasporto.

L'analisi dei processi di produzione e della letteratura scientifica riguardante il settore dentale ha evidenziato diverse criticità nella progettazione e nella produzione dei dispositivi che hanno ricadute sugli aspetti di qualità e sicurezza delle protesi; tali criticità riguardano aspetti di biocompatibilità, ma, in modo particolare anche aspetti meccanici, geometrici e funzionali.

Nonostante il settore odontotecnico possa riferirsi a norme che regolano gli aspetti di natura gestionale e tecnica o che interessano i materiali e i processi produttivi, in relazione ai dispositivi prodotti il quadro tecnico normativo risulta essere carente e privo dei requisiti costruttivi e dei metodi per la caratterizzazione e la verifica di suddetti requisiti.

Nonostante il fabbricante sia il primo responsabile del prodotto in caso si manifestassero dei danni arrecati in fase di utilizzo, sono ancora poche le azioni preventive eseguite per limitare i cedimenti prematuri dei dispositivi; inoltre, in tema di sicurezza, emerge chiaramente, dallo studio del quadro normativo e tecnico-scientifico in materia, che requisiti di sicurezza non vengono definiti in sede di progettazione della protesi stessa e che pertanto è diffusa tra gli operatori del settore la prassi di affidarsi alle buone pratiche di fabbricazione, in sostituzione di controlli e prove indirizzate all'eliminazione, o quanto meno riduzione a livelli accettabili dei rischi.

In un'ottica cautelativa diventa quindi di fondamentale importanza per l'odontotecnico avere a disposizione strumenti e metodi che forniscano informazioni sulla qualità e sulla sicurezza del dispositivo protesico prodotto.

In tal senso, l'obiettivo di questo lavoro è quello di sviluppare e validare una serie di prove di laboratorio che permettano di verificare i requisiti di sicurezza del dispositivo, sia in termini normativi, dove esistono standard di riferimento, sia in termini di controllo del processo. Lo schema del piano di lavoro viene riportato sinteticamente in Figura 2.1.

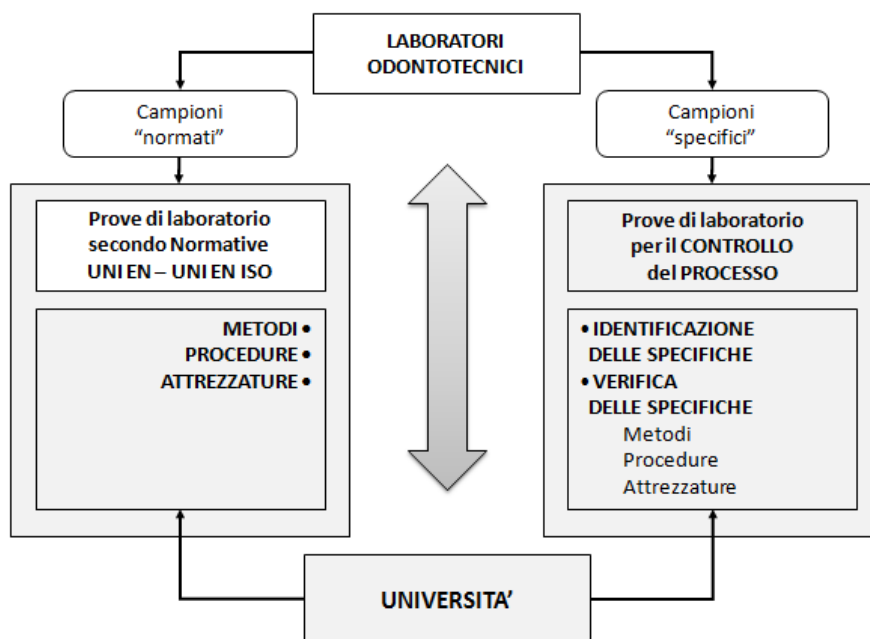


FIGURA 2.1 SCHEMA DEL PIANO DI LAVORO

I laboratori odontotecnici si sono impegnati nel realizzare provini con determinate caratteristiche, proposti per investigare specifici requisiti dei dispositivi. L'attività ha portato allo sviluppo e alla validazione di protocolli per la realizzazione di provini, di attrezzature e procedure di prova per applicazioni nel settore dentale. In tale prospettiva, tecnologie consolidate in campo industriale sono state introdotte nell'ambito dentale per caratterizzare in modo sistematico i dispositivi realizzati, i materiali ed i processi produttivi impiegati. L'esecuzione di campagne sperimentali di caratterizzazione e la discussione dei risultati ottenuti ha permesso di valutare le scelte progettuali e il processo produttivo dei laboratori per garantire i requisiti funzionali di qualità e di sicurezza dei dispositivi in esercizio. Durante lo studio si è inoltre reso necessario verificare le prestazioni di strumenti e di attrezzature di recente introduzione in ambito dentale per la realizzazione dei dispositivi.

I metodi sviluppati in questo lavoro possono essere sintetizzati in tre categorie di prove applicate a dispositivi dentali:

- ✓ Prove di caratterizzazione meccanica: sono prove di laboratorio che consentono di validare l'uso clinico di un materiale protesico e valutare le scelte progettuali effettuate dai laboratori odontotecnici in termini di processo produttivo, verificando i requisiti di resistenza strutturale a carichi statici o ciclici;
- ✓ Prove di caratterizzazione geometrica: sono prove che verificano il rispetto dei requisiti di precisione geometrica dei dispositivi medici, a fronte delle differenti scelte affrontate dai laboratori odontotecnici nella realizzazione della protesi;
- ✓ Prove di caratterizzazione funzionale: sono prove con le quali si verifica la funzionalità dei dispositivi, in termini di funzionalità masticatoria e di fonetica, con un occhio di riguardo a quello che concerne la stabilità e il sistema delle forze che si instaurano nella dentatura in esercizio.

Lo studio è stato sviluppato in collaborazione con la CNA provinciale di Padova, il Parco Scientifico e Tecnologico GALILEO e un gruppo di 14 laboratori odontotecnici selezionati nell'ambito del Distretto Biomedicale del Veneto e ha riguardato diverse tipologie di dispositivi dentali: particolare attenzione è stata rivolta alle protesi fisse in metallo-ceramica e alle protesi totali mobili in resina, che risultano essere tra i dispositivi più diffusi.

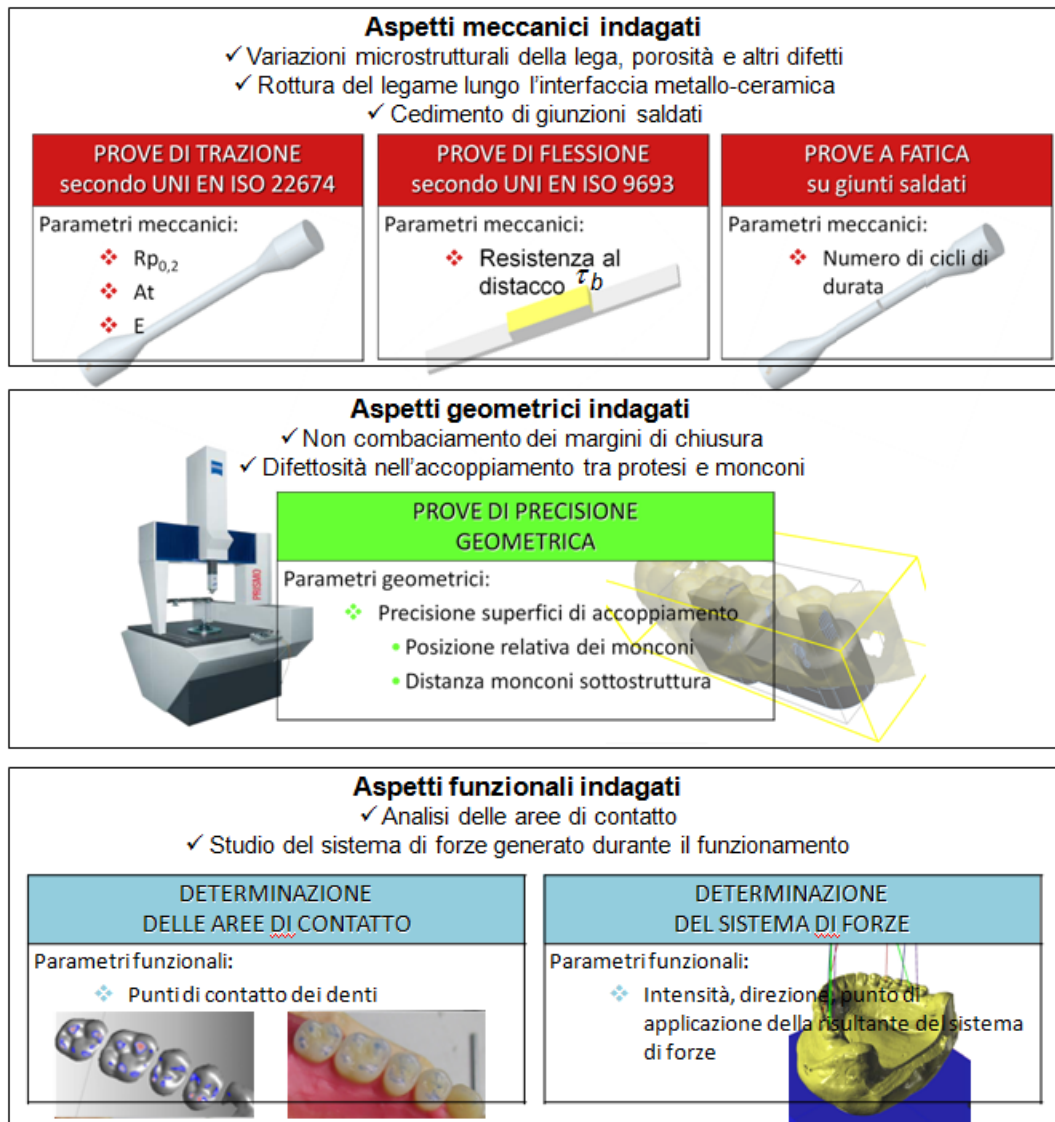


FIGURA 2.2 SVILUPPO DI PROVE DI LABORATORIO PER LA CARATTERIZZAZIONE DEI DISPOSITIVI BIOMEDICI

2.1 PROVE DI CARATTERIZZAZIONE MECCANICA

Lo studio della letteratura scientifica esistente e l'analisi del processo di fabbricazione tradizionale di una protesi, caratterizzato dalle fasi di realizzazione manuale di modelli in cera, di realizzazione della sottostruttura mediante fusione e dalla fase di ceramizzazione delle superfici di occlusione, ha condotto ad identificare delle criticità legate ad aspetti di resistenza meccanica nella progettazione e nella produzione dei dispositivi in metallo-ceramica. In particolare sono stati evidenziati cedimenti prematuri dei dispositivi dovuti a:

- ✓ Rotture delle sottostrutture metalliche dovute a variazioni microstrutturali della lega, a porosità e ad altri difetti che si formano durante la fase di fusione;
- ✓ Rotture del legame lungo l'interfaccia metallo-ceramica, associata ai fenomeni di distacco;
- ✓ Cedimenti in corrispondenza delle giunzioni saldate.

Per tale ragione è stato intrapreso uno studio, che ha portato allo sviluppo di:

- (I) Una prova statica per la caratterizzazione meccanica dei materiali metallici utilizzati per la realizzazione delle sottostrutture: la prova sperimentale consiste in una prova di trazione in conformità allo standard UNI EN ISO 22674:2007.

-
- (II) Una prova statica di caratterizzazione meccanica finalizzata a verificare l'adesione tra il materiale metallico e il materiale ceramico: la prova sperimentale consiste in una prova di flessione per 3 punti (Schwickerath test) in conformità allo standard UNI EN ISO 9693:2001.
 - (III) Una prova statica per la caratterizzazione della resistenza a rottura dei giunti saldati che si realizzano nelle sottostrutture: la prova sperimentale consiste in una prova di trazione in conformità allo standard UNI EN ISO 9333:2006.
 - (IV) Una prova di fatica per analizzare la resistenza dei giunti saldati che si realizzano nelle sottostrutture in presenza di protesi di più elementi: in assenza di requisiti normativi la prova fornisce indicazioni di massima sulle caratteristiche di resistenza a fatica dei giunti saldati in ambito odontotecnico.

Le tipologie di prove di caratterizzazione meccanica sono approfondite in modo dettagliato nella "Parte Prima" di questo lavoro.

2.2 PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA

Molti degli insuccessi che si riscontrano nelle protesi dentarie fisse si manifestano a causa di una scarsa precisione costruttiva delle superfici di accoppiamento tra protesi e preparazione dentaria. In presenza di una scarsa qualità dei margini di chiusura si possono manifestare problematiche legate all'insorgere di malattie paradontali e alla formazione di carie secondarie. Inoltre la precisione costruttiva delle superfici di accoppiamento tra moncone e protesi risulta anche di fondamentale importanza per implicazioni di natura meccanica quali ad esempio i fenomeni di ritenzione e la resistenza al dislocamento.

In tal senso lo studio ha riguardato lo sviluppo di:

- (V) Una prova geometrica per il controllo della morfologia e della posizione delle superfici in accoppiamento
- (VI) Una prova geometrica per il controllo delle superfici in accoppiamento in prossimità dei margini di chiusura

In assenza di requisiti normativi le prove consistono in campagne di caratterizzazione geometrica di protesi in metallo-ceramica realizzate a partire da un campione studiato appositamente.

I metodi di caratterizzazione geometrica sviluppati sono approfonditi in modo dettagliato nella "Parte Seconda" di questo lavoro.

2.3 PROVE DI CARATTERIZZAZIONE FUNZIONALE

L'apparato masticatorio dell'uomo è stato e viene studiato tuttora per quanto riguarda molteplici aspetti e coinvolge settori della ricerca medica e ingegneristica. Tra gli aspetti riguardanti la funzionalità dell'apparato masticatorio si evidenzia la forma dei denti e delle protesi, che possono influire sulle prestazioni del dispositivo, siano esse relative alla masticazione, alla fonetica o all'estetica.

Lo sviluppo della metodologia per la caratterizzazione funzionale, che fa parte di un progetto di ricerca che ha lo scopo di stabilire criteri per la modellazione geometrica di denti artificiali e protesi, ha portato alla messa a punto di:

- (VII) Una prova per la caratterizzazione virtuale delle aree di contatto dei denti in occlusione
- (VIII) Una prova per la determinazione dei carichi occlusali che nascono sui dispositivi durante la deglutizione e la masticazione

In assenza di specifiche funzionali, le campagne sperimentali eseguite focalizzano l'attenzione sulle diverse geometrie di denti artificiali e protesi totali esaminando sia

l'influenza della morfologia sulle aree di contatto tra i denti antagonisti in diverse condizioni funzionali, sia le forze in gioco, la loro direzione e i punti di applicazione; sono inoltre identificate le condizioni che garantiscono la stabilità tra coppie di denti antagonisti e la stabilità palatale delle protesi.

I metodi di caratterizzazione funzionali sviluppati sono approfonditi in modo dettagliato nella "Parte Terza" di questo lavoro.

PARTE PRIMA

**PROVE DI CARATTERIZZAZIONE MECCANICA
DEI DISPOSITIVI DENTALI**

CAPITOLO 3. QUALITÀ DELLA FUSIONE

La masticazione sottopone il dispositivo dentale a sforzi di trazione, compressione e di taglio. Se la struttura è sollecitata a flessione si generano tutti e tre i tipo di sforzi contemporaneamente, ma solitamente le fratture delle protesi avvengono a causa della componente di trazione (7). Per evitare che i dispositivi dentali non abbiano cedimenti meccanici o deformazioni permanenti in esercizio, garantendo la salute del paziente per un ragionevole periodo di tempo è necessario garantire le proprietà di resistenza della protesi prodotta. Tali proprietà sono direttamente correlate alle proprietà meccaniche dei materiali impiegati e alle caratteristiche del processo produttivo utilizzato per la realizzazione dei dispositivi. Il processo di fusione è la fase più delicata del processo tradizionale di realizzazione della protesi e sicuramente tra le più difficili da eseguire. Difetti nella sottostruttura metallica quali porosità, contaminazioni della lega di fusione, ossidi o presenze di dislocazioni, possono infatti portare una riduzione delle caratteristiche di resistenza meccanica ed avere cedimenti prematuri dei dispositivi. Tra le variabili di processo che maggiormente influenzano la presenza di difetti nella sottostruttura sono evidenziate la geometria, la posizione ed il numero dei canali di colata utilizzati, la quantità di metallo utilizzato e la pressione di lavoro, il tipo di refrattario utilizzato e la temperatura dello stampo durante la colata (18).

La conformità della fusione e la qualità del processo produttivo utilizzato può essere verificata intervenendo in modo distruttivo mediante prove di trazione su campioni appositi. I risultati che si ottengono forniscono informazioni per controllare i parametri di lavorazione del processo produttivo, verificare l' idoneità del materiale utilizzato in relazione all' utilizzo previsto, verificare il rispetto dei limiti prescritti dalle normative. Opportunamente integrato nella prassi di laboratorio, la prova di trazione è quindi un efficace strumento per stimare la qualità delle fusioni che si realizzano e per mettere a punto il processo tecnologico di fabbricazione dei dispositivi dentali.

3.1 REQUISITI DEI MATERIALI METALLICI PER USO DENTALE

I materiali metallici utilizzati per la realizzazione di protesi in metallo-ceramica sono leghe biocompatibili, che devono esibire sufficienti proprietà fisiche e meccaniche per assicurare che la sottostruttura sia duratura. Nel seguito si sintetizzano le principali proprietà richieste ai materiali metallici, come descritto in (7) e (19):

- a) Biocompatibilità: la lega deve tollerare i fluidi orali e non deve rilasciare sostanze dannose nel cavo orale.
- b) Resistenza meccanica: il materiale deve sopportare i carichi che si hanno nei vari utilizzi. Maggiore è il numero di unità della protesi, maggiore deve essere la resistenza del metallo. In presenza piccoli spessori, per limitare la deformazione, è preferibile utilizzare materiali ad elevato modulo elastico.
- c) Resistenza alla corrosione: i materiali metallici possono subire un deterioramento graduale e continuo per effetto di agenti chimici ed elettrochimici che manifestano affinità con i vari elementi della lega. Tale degrado è limitato in presenza di "leghe nobili" (ad esempio a base di oro o palladio) o per la presenza di qualche elemento (quale il cromo nelle leghe Co-Cr o il titanio) che forma sulla superficie un film in grado di inibire le reazioni.
- d) Proprietà termiche: nelle protesi in metallo-ceramica il metallo deve possedere il coefficiente di dilatazione termica simile a quello che manifesta il materiale

ceramico, per limitare la formazione di tensioni in corrispondenza dell'interfaccia metallo/ceramica e la frattura del dispositivo.

- e) Colabilità: il metallo deve essere in grado di riprodurre in dettaglio la forma dello stampo in materiale refrattario creato.
- f) Basso ritiro: per avere maggior precisione di accoppiamento tra protesi e preparazioni dentarie, il metallo deve presentare basso ritiro. Poiché non è possibile eliminare il ritiro del metallo, si cerca di limitarlo controllando il processo di fusione.
- g) Adesione con la ceramica: il metallo deve facilitare la formazione di ossidi in corrispondenza della superficie di adesione con la ceramica.
- h) Economicità: il costo della lega è in funzione della densità del materiale metallico e del costo per unità di massa del metallo.

3.2 CLASSIFICAZIONE DEI MATERIALI METALLICI

Sono molte le leghe dentali in commercio. Dal punto di vista chimico i materiali metallici impiegati in odontotecnica si dividono in due classi principali: leghe nobili e leghe non nobili. Le leghe nobili prendono questo nome per le caratteristiche dei loro elementi, che risultano essere inerti: tanto più il metallo non reagisce, tanto più alto è il grado di nobiltà del metallo. Gli elementi nobili che hanno rilevanza in ambito odontotecnico sono l'oro, il palladio ed il platino. Le leghe nobili pertanto saranno quelle ad alto contenuto di oro, palladio e platino. Le leghe non nobili (based metal) sono quelle la cui composizione è caratterizzata da una percentuale di elementi nobili inferiore al 25%. I principali metalli non nobili presenti nelle leghe per uso odontotecnico sono il cromo, il cobalto ed il titanio. In (20) è proposta una classificazione delle leghe dal punto di vista chimico in base alla quantità di ioni metallici che liberavano nell'arco di una settimana, se immerse in una soluzione di cloruro di sodio come proposto dalla normativa ISO 10271. Tre classi sono state individuate: della prima classe fanno parte le leghe che rilasciano una quantità di ioni inferiore a $10 \mu\text{g}/\text{cm}^2$, della seconda le leghe che rilasciano tra i 10 e i $100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ di ioni metallici, della terza le leghe che rilasciano tra 100 e $1000 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ di ioni metallici.

A seconda del tipo di utilizzo, invece, i metalli impiegati in odontotecnica possono suddividersi in leghe convenzionali, sono quelle leghe per le quali non è prevista la compatibilità con la ceramica, leghe per metallo-ceramica, impiegate con ceramiche a media-alta temperatura, e leghe nobili universali, se vengono utilizzate sia per impieghi convenzionali che per metallo-ceramica, con ceramica a bassa temperatura. Affinché una lega possa essere utilizzata per la realizzazione di dispositivi dentali in metallo-ceramica, essa deve assicurare un solido legame con la ceramica, deve presentare un coefficiente di dilatazione termica compatibile con la ceramica, in modo da non generare stati di tensione elevati e deve avere una temperatura di fusione sufficientemente alta in modo tale da assicurare bassa deformabilità durante le fasi di sinterizzazione della ceramica. In ambito odontotecnico, per la realizzazione di protesi in metallo-ceramica hanno trovato impiego da prima le leghe nobili, grazie alle caratteristiche di biocompatibilità, all'eccellente adesione con la ceramica e alla facilità di lavorazione legata alla "bassa" temperatura di fusione. Le migliori proprietà meccaniche, in particolare la resistenza, la rigidità e la durezza, e il minor costo rispetto alle leghe nobili hanno permesso lo sviluppo delle leghe al cobalto-cromo, il cui uso è ormai molto diffuso nei laboratori (9)(21).

In ambito normativo, lo standard UNI EN ISO 22674 (22) ha proposto una classificazione dei materiali metallici in base alle caratteristiche di resistenza meccanica che presentano. Sono stati identificati 6 gruppi di materiali, dal "Tipo 0" al "Tipo 5" con resistenza via via crescente.

Le caratteristiche meccaniche dei gruppi e gli esempi di applicazioni dei materiali, come riportato dalla normativa, sono riassunte in Tabella 3.1. La classificazione delle leghe adottata nel seguito si riferisce a quanto riportato in normativa.

TABELLA 3.1 PROPRIETÀ MECCANICHE ED ESEMPI DI APPLICAZIONI DEI VARI TIPI DI LEGHE DENTALI COME PROPOSTO NELLO STANDARD UNI EN ISO 22674:2006

Tipo di lega	Rp _{0,2} [MPa] minimo	A% [%] minimo	E [GPa] minimo	Esempi di applicazioni
0	-	-	-	piccoli intarsi su elementi singoli, soggetti a bassi carichi
1	80	18	-	intarsi estesi su elementi singoli, soggetti a bassi carichi
2	180	10	-	protesi fisse a singolo elemento
3	270	5	-	protesi fisse di più elementi
4	360	2	-	dispositivi con spessori sottili soggetti a forze elevate
5	500	2	150	dispositivi che richiedono elevata rigidità e resistenza

3.3 SVILUPPO DELLA PROVA DI TRAZIONE

Obiettivo dell'attività è quella di sviluppare una prova meccanica che permetta di stimare le proprietà meccaniche dei dispositivi, al fine di valutare il processo di realizzazione delle sottostrutture in metallo delle protesi fisse. La prova deve permettere di ottenere informazioni da utilizzare per la progettazione e la realizzazione in qualità e sicurezza di dispositivi dentali. Tale obiettivi possono essere realizzati sviluppando la prova statica di trazione.

3.3.1 STATO DELL'ARTE

Come più volte già sottolineato, l'utilizzo dei materiali metallici necessita della conoscenza del loro comportamento nella capacità di resistere ai carichi masticatori. La prova di più larga diffusione per analizzare le caratteristiche meccaniche dei materiali sono le prove statiche di trazione, in cui i provini sono sottoposti a carichi gradualmente crescenti fino a rottura.

Tali prove sono ampiamente trattate all'interno di standard normativi, quali ad esempio l'UNI EN 10002-1:2004 (Materiali metallici – Prova di trazione Parte 1: Metodo di prova a temperatura ambiente)(23) o l' ASTM E8/E8M-08 (Standard Test Methods of Tension Testing of Metallic Materials).

In ambito dentale l'ente UNI propone due norme che descrivono modalità per la caratterizzazione meccanica dei materiali metallici impiegati nel campo odontotecnico:

- ✓ UNI EN ISO 22674 (22) che definisce i requisiti meccanici delle leghe utilizzate per la fabbricazione dei dispositivi dentali;
- ✓ UNI EN ISO 9333 (24) riguardante i materiali metallici utilizzati per le brasature eseguite sui restauri dentali.

Per sviluppare la prova di trazione per la caratterizzazione della qualità delle fusioni realizzate dai laboratori odontotecnici che hanno aderito al piano sperimentale, si è fatto riferimento alla UNI EN ISO 22674. Tale norma, impone ai fornitori delle leghe dentali dei requisiti minimi di rigidità, di resistenza e di allungamento alle caratteristiche dei materiali metallici per che si utilizzano nei dispositivi dentali. Non sono però reperibili in letteratura requisiti che tengano conto di come il processo produttivo influenzi le proprietà del metallo utilizzato. I requisiti contenuti in tale normativa, vanno a sostituire quelli presenti nella UNI EN ISO 9693 (25), con oggetto le protesi in metallo-ceramica, riguardo le caratteristiche meccaniche del materiale metallico utilizzato.

Lo sviluppo della suddetta prova consente di valutare la resistenza e la deformabilità plastica del materiale metallico usualmente utilizzato dai laboratori in seguito al processo di fusione.

La raccolta di dati sperimentali da un lato permette all'odontotecnico di conoscere il proprio prodotto, dall'altro permette di valutare le scelte progettuali, sia relative alla scelta del materiale, sia relative al processo impiegato, con il fine di migliorare il prodotto garantendo lo stato di salute del paziente. Nel seguito si descrive in dettaglio il metodo e si evidenziano i risultati pervenuti.

3.3.2 MATERIALI E METODI

Progettazione del provino

La geometria del provino è uno dei parametri che influenza i risultati delle prove di trazione (26). La UNI EN 10002-1 (23) propone diverse geometrie dei provini, a sezione tonda, a sezione piatta, a sezione tubolare, etc. in base alla geometria dei prodotti da cui esse sono prelevate. Per il settore dentale lo standard UNI EN ISO 22674 (22) propone l'utilizzo di provini a sezione circolari; due geometrie di provini, le cui specifiche dimensionali sono riportate in Figura 3.1, sono proposte da questa normativa.

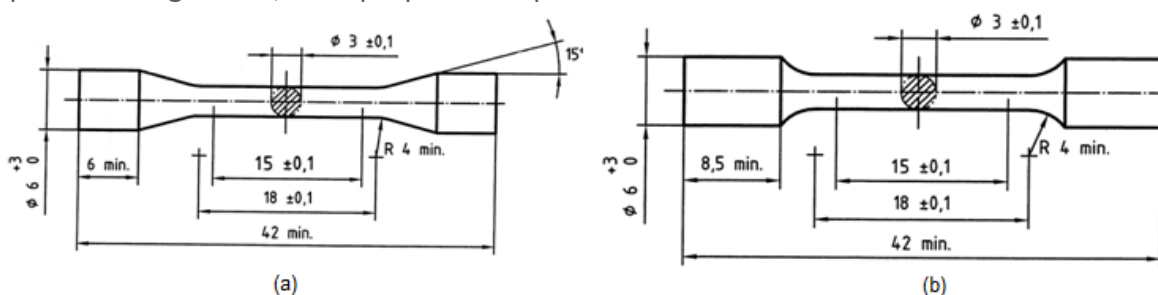


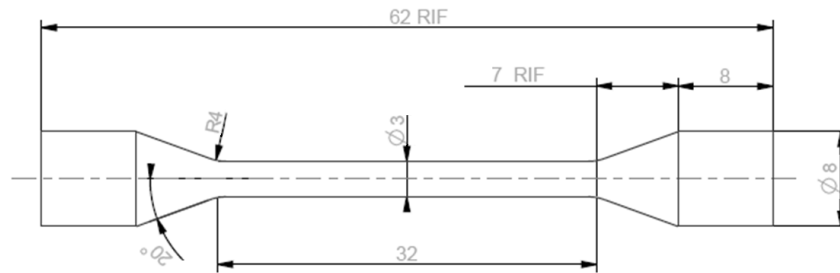
FIGURA 3.1 PROVINO DI TRAZIONE: (A) A SPALLE CONICHE, (B) A SPALLE RACCORDATE

In questa sede si è scelto di utilizzare la geometria di campioni a spalle coniche; tuttavia è stato necessario modificare ulteriormente le dimensioni del provino per poter installare correttamente l'estensometro in dotazione, che richiedeva una lunghezza del tratto calibrato di almeno 25 mm. La modifica delle caratteristiche geometriche risulta comunque in accordo con le reali dimensioni dei dispositivi dentali e permette di ottenere risultati sperimentali comunque attendibili. In Tabella 3.2 si confrontano i valori delle caratteristiche geometriche proposti da normativa e quelli utilizzati nello studio.

TABELLA 3.2 CARATTERISTICHE GEOMETRICHE NOMINALI DEL PROVINO

Denominazione	Simbolo	Unità di misura	Valore nominale UNI EN ISO 22674	Valore nominale di progetto
Diametro della sezione calibrata	d	mm	3	3
Lunghezza iniziale tra i riferimenti	L_0	mm	15	25
Lunghezza della parte calibrata	L_c	mm	18	32
Lunghezza totale	L_t	mm	≥ 42	≥ 61
Angolo delle spalle coniche	-	°	15	20

Di seguito, in Figura 3.2, è riportato il disegno tecnico del provino utilizzato nello studio.

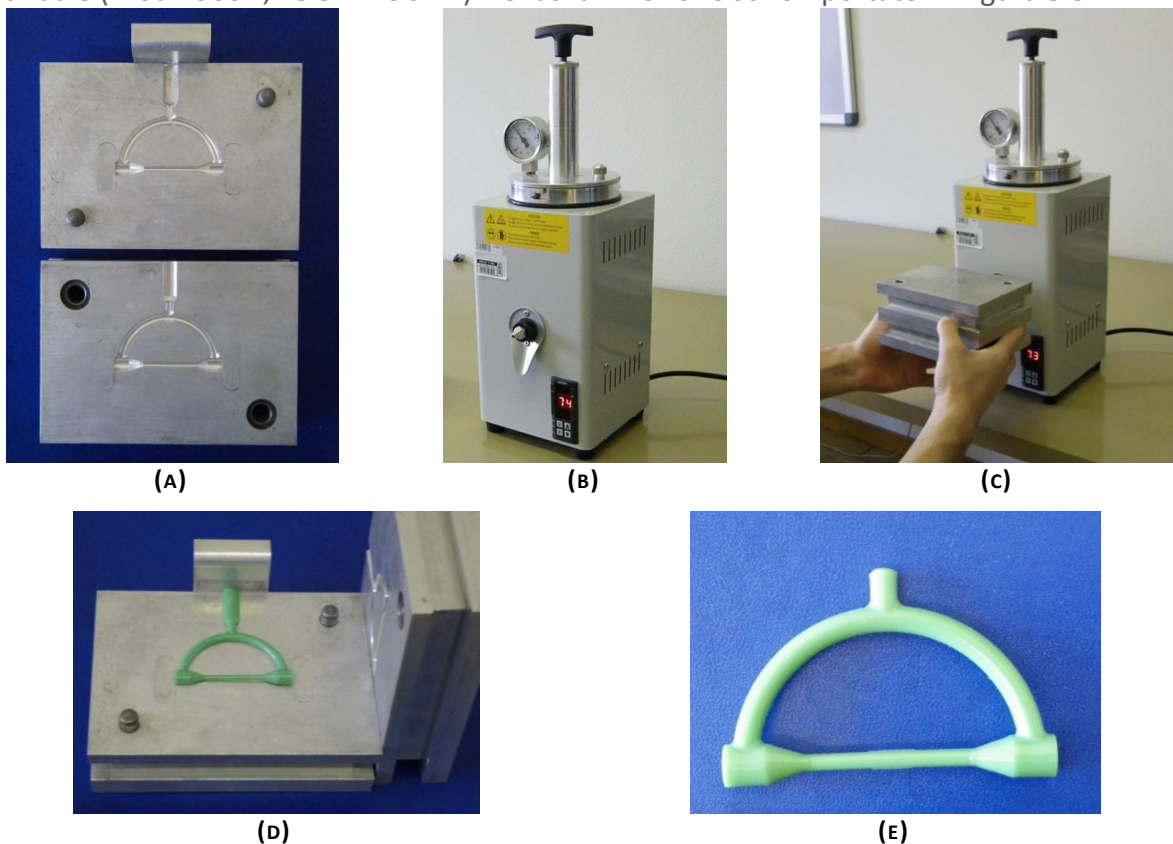


Tolleranze secondo ISO 8015
Tolleranze generali secondo ISO 2768 - fH

FIGURA 3.2 DISEGNO DEL PROVINO UTILIZZATO PER LE PROVE STATICHE DI TRAZIONE (DISEGNO NON IN SCALA)

Realizzazione dei modelli in cera

L'indagine sperimentale ha coinvolto 13 diversi laboratori odontotecnici che hanno fornito un totale di 72 provini metallici. I provini sono stati prodotti prevalentemente utilizzando il procedimento di fusione a cera persa. Solo alcuni sono realizzati mediante fusione laser selettiva. Al fine di ottenere una certa omogeneità nella geometria dei provini da sottoporre ai test, l'attività ha previsto la realizzazione di uno stampo che permettesse di riprodurre una serie di campioni in cera comprendenti il canale di colata. In questo modo, diversità geometriche nei provini si possono imputare alle diverse modalità di esecuzione del processo di fusione. Le caratteristiche geometriche nominali dei modelli in cera sono riportate in Appendice I. I modelli sono ottenuti iniettando cera per iniezione (tipo "Tuffy Green", Freeman Mfg. & Supply Co.) nello stampo tramite un apposito iniettore per cera manuale (Mod.1500D, LOGIMEC s.r.l.). Le fasi di iniezione sono riportate in Figura 3.3.



**FIGURA 3.3 ATTREZZATURA E REALIZZAZIONE DEI CAMPIONI IN CERA:
(A) STAMPO, (B) INIETTORE PER CERA, (C) FASE DI INIEZIONE,
(D) APERTURA DELLO STAMPO, (E) CAMPIONE IN CERA REALIZZATO**

Ad ogni laboratorio odontotecnico sono in seguito stati consegnati da 3 a 6 campioni in cera.

Protocollo prove per laboratori odontotecnici

Unitamente ai campioni in cera sono stati consegnati ai tecnici di laboratorio il “Protocollo di preparazione di provini in materiale metallico per prova di trazione”, procedure stilate di supporto agli odontotecnici per la realizzazione dei provini e per sintetizzare le principali caratteristiche dei materiali e dei processi utilizzati. Il protocollo relativo alla prova di trazione è riportato in Appendice I.

Caratteristiche dei provini realizzati

L’indagine sperimentale ha riguardato 18 tipologie di materiale metallico. Con le tabelle seguenti si cerca di riassumere in forma anonima, le caratteristiche dei metalli analizzati ed i processi produttivi impiegati nei laboratori. In particolare viene riportata il tipo di materiale e la composizione chimica delle leghe impiegate nelle Tabella 3.3 e Tabella 3.4. Poiché in taluni casi le caratteristiche dichiarate dai fornitori non si riferiscono alla normativa UNI EN ISO 22674, il materiale metallico spesso non viene classificato come richiesto dalla stessa; in questi casi, in riferimento al paragrafo 9.1 della norma, le leghe nobili sono considerate appartenenti al “Tipo 3”, le leghe al Co-Cr appartenenti al “Tipo 5”.

TABELLA 3.3 COMPOSIZIONE CHIMICA DEI MATERIALI METALLICI “NOBILI” UTILIZZATI PER LA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Rapp. Prova	Lab. ODT	Materiale Metallico	Tipo	Elementi presenti nella lega								
				Au	Pt	Pd	Ag	Zn	Sn	In	Ga	Ru
RP005	1	a	Tipo 4	15		52.1	21.6		4.2	5.9		<1
RP006	2	b	Tipo 4			39.9	52	4	2	2		
RP007	3	c	Tipo 3*	49.6		28.8	17.5	<1	3			
RP009	4	d	Tipo 3*	50	2	39.9				6.5	2	
RP013	5	e	Tipo 3*	15		52.1	21.6		4.2	5.9	<1	<1
RP017	6	f	Tipo 3*	52		26.9	16		2.5	2.5		<1

* se il tipo non è specificato nelle schede tecniche del materiale metallico, il materiale è definito di tipo 3 in accordo al punto 9.1 della UNI EN ISO 22674

TABELLA 3.4 COMPOSIZIONE CHIMICA DEI MATERIALI METALLICI “NON NOBILI” UTILIZZATI PER LA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Rapp. Prova	Lab. ODT	Materiale Metallico	Tipo	Elementi presenti nella lega								
				Cr	Co	Mo	Fe	Mn	Si	Ta	W	
RP001	7	g	Tipo 5*	20	54.1		7.5	0.3	1.5			16.4
RP002	8	h	Tipo 5	29	64.6	4.5		1	1			
RP003	8	i	Tipo 5*	n.p.	n.p.	n.p.	n.p.	n.p.	n.p.	n.p.	n.p.	n.p.
RP004	8	j	Tipo 5*	29	62.4	5.7						
RP008	3	k	Tipo 5	30	63.3	5		<1	1			
RP010	7	g	Tipo 5*	20	54.1		7.5	0.3	1.5			16.4
RP011	7	l	Tipo 5*	26	60	6		0.4	0.8			6
RP012	9	m	Tipo 3	27.8	61.1		0.5	0.3	1.7			8.5
RP014	10	k	Tipo 5	30	63.3	5			1			
RP015	10	n	Tipo 5	31	58	3.5			1.5	1		5
RP016	6	o	Tipo 5	32	61.1	5.5		0.7	0.7			
RP018	11	p	Tipo 5*	21	64	6						6
RP019	12	q	Tipo 5*	30	58	3			1.5	1.25		5.5
RP020	13	r	Tipo 4	25	59	4		0.8	1			10

* se il tipo non è specificato nelle schede tecniche del materiale metallico, il materiale è definito di tipo 5 in accordo al punto 9.1 della UNI EN ISO 22674

In Tabella 3.5 sono riportate invece le caratteristiche meccaniche nominali dei materiali metallici impiegati dai laboratori odontotecnici, il numero di provini realizzati ed il processo produttivo utilizzato.

I grafici riportati in Figura 3.4 evidenziano la tendenza dei laboratori a preferire l'impiego di materiali al Co-Cr rispetto alle leghe a base d'oro; in particolare prediligono i materiali con elevate caratteristiche di resistenza quali le leghe di "Tipo 5" nel 60% dei casi. Nonostante i nuovi processi che si stanno sviluppando siano ancora poco diffusi tra i laboratori coinvolti, il lavoro ha permesso di indagare sia provini realizzati con tecniche tradizionali (il 91% dei casi) che provini realizzati per fusione laser selettiva (9% dei casi).

TABELLA 3.5 CARATTERISTICHE MECCANICHE NOMINALI DEI MATERIALI METALLICI UTILIZZATI PER LA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Rapp. Prova	Lab. ODT	Materiale Metallico	Tipo	n° provini	Processo produttivo ¹	Caratteristiche meccaniche			
						E [GPa]	R _{p0,2} [MPa]	R _m [MPa]	A _t [%]
RP001	7	g	Tipo 5*	3	LW	200	550	710	12.0
RP002	8	h	Tipo 5	2	LW	220	640	900	6.5
RP003	8	i	Tipo 5*	2	LW	n.p.	n.p.	n.p.	n.p.
RP004	8	j	Tipo 5*	2	LW	225	525	725	9.0
RP005	1	a	Tipo 4	3	LW	140	700	886	11.0
RP006	2	b	Tipo 4	3	LW	100	285	560	18.0
RP007	3	c	Tipo 3*	2	LW	126	485	765	25.0
RP008	3	k	Tipo 5	4	LW	230	720	960	6.0
RP009	4	d	Tipo 3*	3	LW	133	385	775	23.0
RP010	7	g	Tipo 5*	4	LW	200	550	710	12.0
RP011	7	l	Tipo 5*	6	SLM	170	1020	1270	8.0
RP012	9	m	Tipo 3	4	LW	n.p.	620	n.p.	10.2
RP013	5	e	Tipo 3*	3	LW	132	718	894	11.0
RP014	10	k	Tipo 5	3	LW	230	720	960	6.0
RP015	10	n	Tipo 5	4	LW	230	750	950	5.0
RP016	6	o	Tipo 5	3	LW	n.p.	448	n.p.	14.0
RP017	6	f	Tipo 3*	6	LW	118	560	685	15.0
RP018	11	p	Tipo 5*	5	LW	194	570	734	10.0
RP019	12	r	Tipo 5*	6	LW	211	760	940	5.3
RP020	13	s	Tipo 4	4	LW	200	650	910	8.0

¹ la sigla LW indica il processo di fusione a cera persa (Lost Wax), la sigla SLM indica la fusione laser selettiva (Selective Laser Melting)

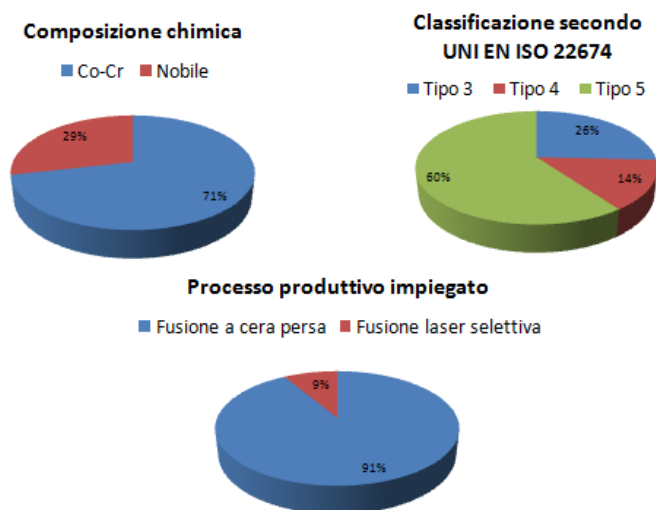


FIGURA 3.4 RIPARTIZIONE MATERIALE E PROCESSO PRODUTTIVO UTILIZZATO

Caratterizzazione geometrica

Le tensioni che si misurano nei provini dipendono dalle caratteristiche dimensionali dello stesso. Inoltre il controllo preliminare dei provini in materiale dentale ha messo in evidenza variabilità geometriche derivanti dal processo impiegato; per tali ragioni è stata avviata una campagna di caratterizzazione geometrica dei provini. Le caratteristiche dimensionali e geometriche del provino sono state misurate sviluppando un sistema di visione che potesse acquisire immagini digitali ed elaborarle rapidamente identificando le quote critiche del provino. Le immagini digitali sono ottenute fotografando il provino in due sezioni disposte a 90°; sono utilizzati i toolbox di LabVIEW, basati sull'identificazione dei diversi valori dei pixel (livello di grigio), per ricavare informazioni dimensionali, quali il diametro medio e la lunghezza della parte calibrata, e geometriche, quali l'errore di rettilineità e l'errore di coassialità dell'asse della parte calibrata rispetto all'asse comune tra gli assi dei codoli del provino. Nel seguito viene descritto l'apparato di acquisizione delle immagini, la procedura di elaborazione e le modalità di caratterizzazione geometrica dei provini.

Apparato di acquisizione delle immagini

Il sistema di acquisizione delle immagini digitale utilizzato è riportato in Figura 3.5.



FIGURA 3.5 SISTEMA DI ACQUISIZIONE DELLE IMMAGINI

TABELLA 3.6 CARATTERISTICHE DEL DISPOSITIVO

Dispositivi di prova	
Fotocamera	Canon EOS 350
Lunghezza focale obiettivo	55 mm

Le immagini digitali sono ottenute mediante l'utilizzo di una fotocamera Canon EOS 350 montata su stativo e dotata di obiettivo con lunghezza focale di 55 mm; la messa a fuoco è eseguita sul piano medio del provino. Tale regolazione è stata effettuata al momento della calibratura dell'immagine. Le fotografie sono acquisite impostando la macchina in autoscatto in modo da evitare il micromosso. Particolare attenzione è stata posta nella scelta del tipo di illuminazione. I punti luce sono stati scelti in modo tale da ridurre il più possibile la presenza di ombre e riflessioni sulla superficie del provino. Le ombre infatti possono causare errori nell'identificazione dei contorni del provino nella fase di elaborazione delle immagini. L'illuminazione è consistita in quattro lampade proiettanti luce indiretta e non è stato utilizzato il flash per acquisire le immagini digitali. Ogni provino è stato univocamente identificato mediante etichette che identificavano il produttore ed il numero del provino stesso.

Elaborazione delle immagini

Settato il sistema di acquisizione, è necessario calibrarlo, poiché si possono avere errori prospettici legati all'orientamento della fotocamera che può essere non perpendicolare al provino e distorsioni dell'immagine a causa dell'aberrazione delle lenti. La calibrazione del sistema, oltre a correggere tali errori, permette di convertire le distanze tra i pixel in coordinate reali. È stata utilizzata la griglia riportata in Figura 3.6 con le seguenti caratteristiche:

- Distanze in direzione X e Y uguali ($dx=dy$);

- Raggio dei punti compreso tra 6 e 10 pixel;
- Distanza tra i centri dei cerchi compresa tra 18 e 32 pixel (1 in Figura 3.6 (b));
- La distanza minima tra i bordi dei punti di almeno 6 pixel (3 in Figura 3.6 (b)).

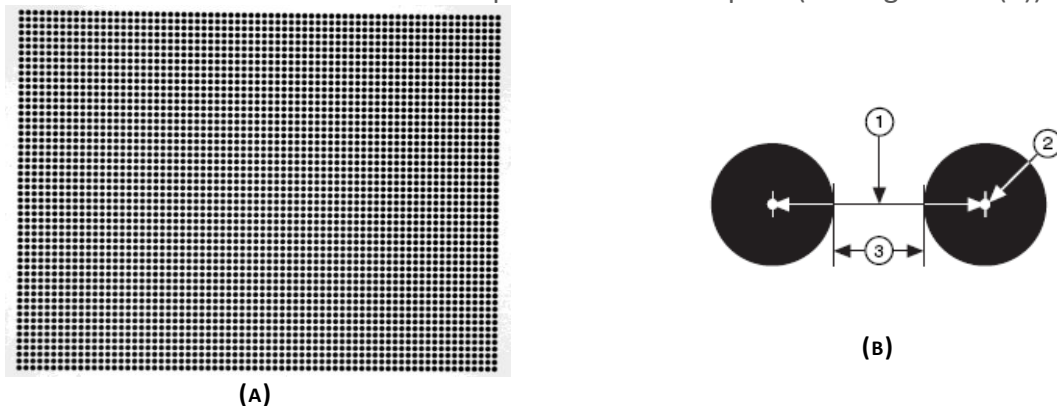


FIGURA 3.6 GRIGLIA DI CALIBRAZIONE

Una prima elaborazione delle immagini è consistita in:

- ✓ Bilanciamento del bianco: per rimuovere la predominante cromatica della foto indotta dall'illuminazione. Tale fase è stata necessaria per far sì che la fotografia convertita in scala di grigi avesse lo sfondo bianco. In questo modo è stato possibile aumentare la dinamica cromatica dell'immagine convertita.
- ✓ Maschera di contrasto: al fine di rendere netta la distinzione tra provino e sfondo.
- ✓ Conversione in scala di grigio a 8 bit: necessaria in quanto LabView interpreta immagini a 8 bit. Nel formato in scala di grigio vengono conservate solo le informazioni della luminanza.

Un confronto tra l'immagine acquisita e l'immagine processata è riportato in Figura 3.7.

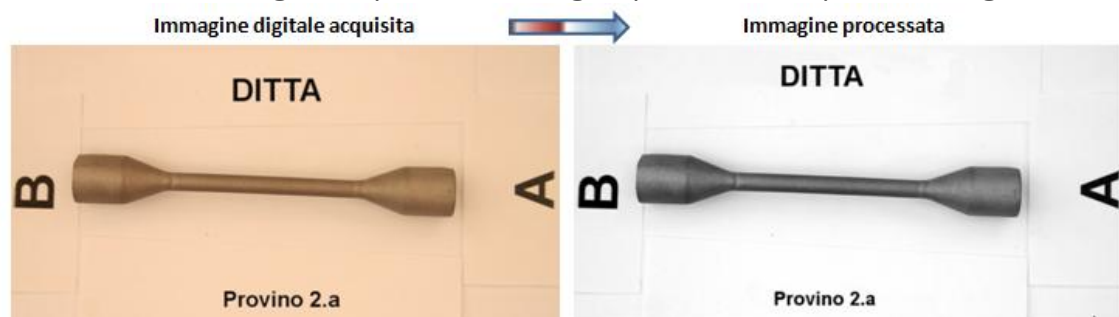


FIGURA 3.7 CONFRONTO TRA L'IMMAGINE ACQUISITA (A SINISTRA) E L'IMMAGINE PROCESSATA (A DESTRA)

La caratterizzazione geometrica dei provini è sviluppata secondo le fasi riportate nello schema di Figura 3.8.



FIGURA 3.8 METODO UTILIZZATO PER LA CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEL PROVINO

Allineamento e determinazione dell'asse di riferimento

Poiché la configurazione del sistema di prova di trazione prevede l'afferraggio dei provini sulle superfici cilindriche dei codoli, si è deciso di allineare il provino sull'asse comune a tali superfici. Per ciascuna foto del provino sono state individuate le generatrici delle zone cilindriche come riportato in Figura 3.9. L'asse di ciascuna superficie cilindrica è definito

come bisettrice delle generatrici appena identificate. Infine l'asse di riferimento del provino è stato ottenuto come best-fit tra punti delle bisettrici.

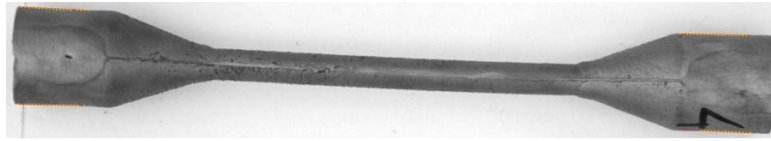


FIGURA 3.9 ESEMPIO DI INDIVIDUAZIONE DELLE GENERATRICI DELLE SUPERFICI CILINDRICHE

Errore di orientamento degli assi dei codoli

Se i codoli del provino non sono perfettamente allineati, durante l'afferraggio vengono a generarsi stati di pretensionamento che riducono le caratteristiche meccaniche del materiale dentale. Il carico sarà tanto maggiore quanto più i codoli risultano disallineati. L'errore di orientamento è considerato come riportato in Figura 3.10.

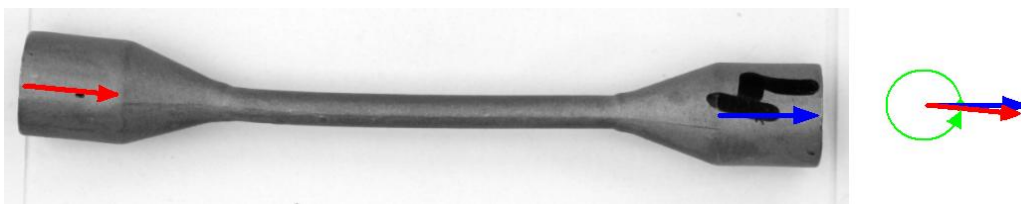


FIGURA 3.10 ESEMPIO DI ERRORE DI ORIENTAMENTO DEGLI ASSI DEI CODOLI

Determinazione del diametro medio della parte calibrata

La stima del diametro del provino risulta necessaria per la determinazione dello sforzo di tensione a cui è soggetto il provino durante la prova. Per ciascuna immagine elaborata sono identificati i diametri di 100 differenti sezioni nella zona calibrata e viene stimato il diametro come media aritmetica dei 100 valori identificati.

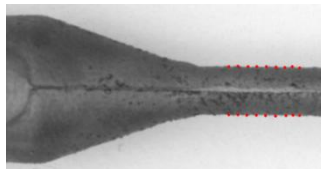


FIGURA 3.11 ESEMPIO DI MISURAZIONE DEL DIAMETRO DELLA PARTE CALIBRATA DEL PROVINO

Determinazione dell'asse della lunghezza calibrata

In ciascuna delle 100 sezioni precedentemente determinate è considerato il punto medio del segmento congiungente il punto determinato sulla generatrice superiore del cilindro e quello identificato sulla generatrice inferiore. L'insieme dei 100 punti medi definisce l'andamento dell'asse della lunghezza calibrata del provino.

Determinazione degli errori geometrici dell'asse della parte calibrata

Le caratteristiche meccaniche del materiale metallico risentono degli errori di rettilineità dell'asse della lunghezza calibrata e degli errori di coassialità rispetto all'asse di riferimento. Errore di rettilineità (Figura 3.12): determinate le coordinate dei punti dell'asse della parte calibrata è stata determinata la retta ai minimi quadrati, e calcolata la distanza di ciascun punto dell'asse rispetto a tale retta. La distribuzione delle distanze è normale e il valore medio è prossimo allo zero: l'errore di rettilineità è posto pari a 4 deviazioni standard, in modo da considerare il 95,5% dei punti dell'asse.

Errore di coassialità: sono state calcolate le distanze di ciascun punto dell'asse della parte calibrata dall'asse di riferimento; poiché la distribuzione delle distanze in questo caso non è

normale, per determinare l'errore di coassialità sono stati eliminati il 5% di punti che avevano la distanza più elevata.

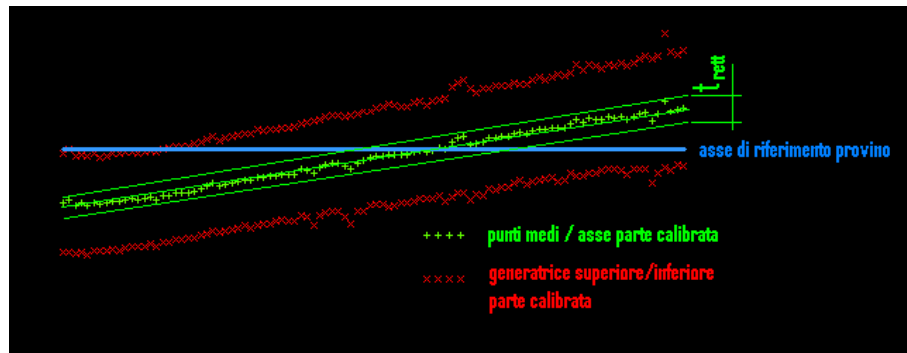


FIGURA 3.12 ERRORE DI RETTILINEITÀ

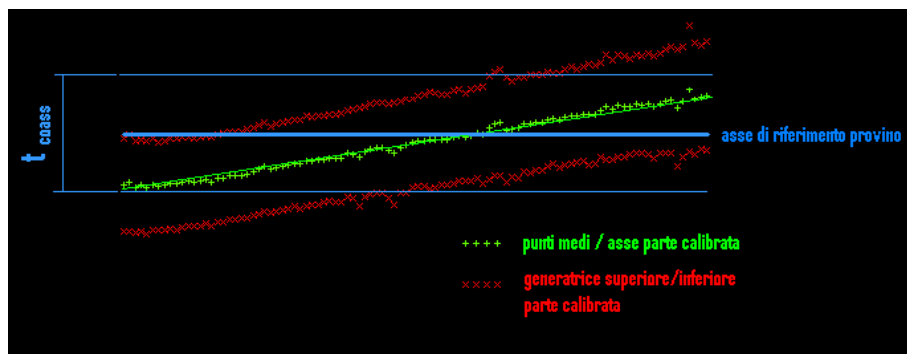


FIGURA 3.13 ERRORE DI COASSIALITÀ

Determinazione della lunghezza della parte calibrata

Per completezza dell'analisi è stata infine calcolata la lunghezza della parte calibrata identificando i punti di intersezione tra le generatrici delle superfici coniche e della superficie calibrata.



FIGURA 3.14 LUNGHEZZA DELLA PARTE CALIBRATA

Stima delle caratteristiche geometriche dei provini

Una fotografia permette di apprezzare gli errori geometrici del provino su una sezione parallela al piano focale (errore bidimensionale), mentre gli errori geometrici del provino sono tridimensionali. L'acquisizione di due fotografie su piani ortogonali per ogni provino ha permesso di elaborare i dati ottenuti stimando con maggior grado di sicurezza gli errori geometrici reali del provino. Si presentano nel seguito le stime delle caratteristiche geometriche del provino, come calcolate in questo lavoro:

- ✓ calcolo del diametro medio della parte calibrata: è stato determinato come media aritmetica dei valori medi calcolati dal Labview nelle due immagini

$$d = \frac{1}{2}(\bar{d}_{imm1} + \bar{d}_{imm2}) \quad (3.1)$$

- ✓ calcolo della lunghezza del tratto calibrato media: è determinata come media aritmetica delle due misurazioni effettuate nei due piani ortogonali

$$l_c = \frac{1}{2}(l_{cimm1} + l_{cimm2}) \quad (3.2)$$

-
- ✓ calcolo dell'errore di orientamento degli assi dei codoli: è stato determinato considerando il massimo degli angoli misurati nei 2 piani ortogonali per ciascun provino.
 - ✓ calcolo della rettilineità dell'asse della parte calibrata: poiché le rettilineità misurate appartengono a 2 piani fra loro ortogonali è stato calcolato l'errore di rettilineità del provino come

$$rett = \sqrt{rett_{imm1}^2 + rett_{imm2}^2} \quad (3.3)$$

- ✓ calcolo dell'errore di coassialità dell'asse della parte calibrata: è stato determinato considerando il valore massimo degli errori di coassialità individuati elaborando le immagini.

Analisi statistica dell'insieme dei risultati

L'analisi statistica dei risultati, sviluppata attraverso il software STATISTICA Versione 6.0 distribuito da StatSoft, permette di avere informazioni di tipo quantitativo sul processo di produzione dei provini in materiale metallico. Per ogni specifica geometrica misurata, definito il numero di misure effettuate, è calcolato il valore medio, la deviazione standard, il valore massimo e il valore minimo rilevato per ciascun laboratorio. Per la totalità dei dati determinati per ciascuna caratteristica geometrica sono costruiti istogrammi in cui si riporta per ogni classe un rettangolo di base uguale all'ampiezza della classe e di altezza pari alla frequenza. Per interpretare i risultati ottenuti si associa alla forma dell'istogramma un modello interpretativo, che definisce la distribuzione di probabilità.

I modelli utilizzati sono:

- distribuzione normale (Gauss): utilizzata per le misure che tendono ad un valore centrale finito, quando le cause dalle quali dipende la variabilità delle misure, fanno allontanare il risultato dal valore medio in più o in meno con uguale probabilità; è stata associata alle specifiche dimensionali (diametri, distanze, etc.).
- distribuzione beta: utilizzata per le misure che hanno variabilità tra il valore zero (0) e un valore positivo; la forma della distribuzione è regolata da due parametri "a" e "b" che rendono la curva molto flessibile. In particolare se tali parametri sono uguali la distribuzione è simmetrica, se "a" è minore di "b" la maggior parte dei valori è vicino al minimo, se "a" è maggiore di "b" i valori sono prossimi al massimo; è stata associata agli errori di forma e di posizione.

L'attività permette di valutare i limiti di variabilità geometrica dei provini realizzati in seguito al processo di fusione a cera persa.

Caratterizzazione meccanica

La prova è consistita nel caricare i provino a trazione, con sforzo gradualmente crescente, fino a rottura allo scopo di determinare le principali caratteristiche di resistenza meccanica e di deformazione del materiale metallico, a seguito del processo produttivo. Di seguito viene descritto il dispositivo di prova, la procedura di prova, evidenziandone i parametri caratteristici e le modalità di analisi dei risultati.

Apparato di prova

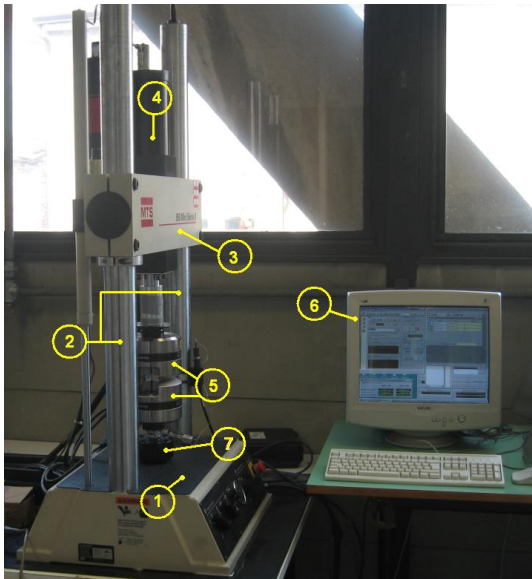


FIGURA 3.15 MINIBIONIX 858 II

TABELLA 3.7 DISPOSITIVI DI PROVA UTILIZZATI

Dispositivi di prova	
Macchina di prova	MTS MiniBionixII 858
Elettronica della macchina di prova	Testar II m
Cella di carico	15 kN
Modello estensometro	MTS 634.12F-24

Come sintetizzato in Tabella 3.7, la campagna sperimentale è realizzata utilizzando la macchina di prova MTS 858 Mini Bionix II (riportata in Figura 3.15) equipaggiata con una cella di carico da 15 kN (7). Si tratta di una macchina idraulica per prove di trazione standard. Il sistema è composto da un basamento (1) sul quale sono disposte due guide cilindriche verticali (2) che permettono lo scorrimento di una traversa orizzontale (3). Alla traversa è collegato il pistone idraulico a doppio effetto (4) responsabile dell'allontanamento delle morse di afferraggio (5). Ciascuna morsa di afferraggio è costituita da due cunei di afferraggio mantenuti in sede in un supporto e dotati di molle di richiamo; un pistone idraulico esercitando una pressione sul supporto determina lo spostamento dello stesso che, strisciando sui cunei di afferraggio, determina l'apertura o la chiusura della morsa. Regolando la pressione è possibile controllare la forza di serraggio. Per risolvere i problemi di afferraggio riscontrati testando provini di modeste dimensioni quali quelli oggetto delle prove sono stati inseriti spessori (35x25x2mm) in ottone tra i cunei d'afferraggio e la ganaschia scorrevole (indicate dalle due frecce in Figura 3.16); in questa configurazione i cunei riescono ad afferrare tondi con diametro di 8 mm.

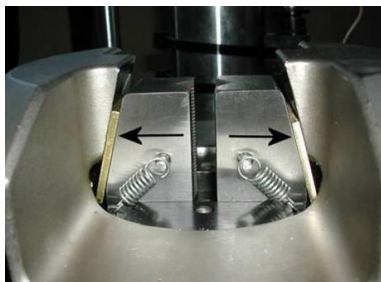


FIGURA 3.16 SISTEMA DI AFFERRAGGIO MODIFICATO

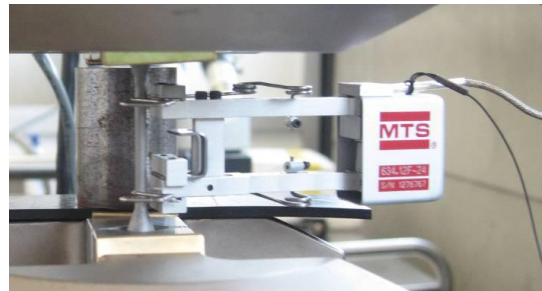


FIGURA 3.17 DISPOSITIVO DI PROVA: ESTENSOMETRO

La deformazione del provino durante tutta la prova è monitorata mediante l'impiego di un estensometro MTS (Figura 3.17); il montaggio avviene per mezzo di mollette che, abbracciando il provino, sostengono per attrito il dispositivo. Le principali caratteristiche di impiego dell'estensometro sono²:

- ✓ Distanza tra i coltelli 25 ± 0.050 mm

² Dati da catalogo MTS

- ✓ Allungamento Massimo 10% ÷ 50%
- ✓ Temperatura di utilizzo -85°C ÷ 120°C

Nel corso della prova l'allungamento longitudinale del provino provoca l'aumento della distanza tra i coltelli dell'estensometro che viene registrato come un segnale di tensione proporzionale allo spostamento dei coltelli. Il segnale è successivamente tradotto in deformazione media del provino.

Il sistema di controllo è stato affidato ad un'unità hardware (6) sulla quale è stato installato il software fornito dalla ditta MTS. Tale programma permette la configurazione ed il controllo di tutti i parametri di test e registra i valori di spostamento, deformazione e forza applicata nel corso della prova. Il sistema di prova è tarato secondo la procedura interna del laboratorio.

Procedura di prova

Una volta identificato univocamente il provino, fissato tra i cunei di afferraggio, applicato sullo stesso l'estensometro e azzerato il sistema si procede con l'applicazione del carico di trazione. La prova è eseguita in controllo di deformazione, ad una velocità di $500\mu\epsilon/s$ ($\sim 1,3\text{mm/min}$) fino alla rottura del provino o al superamento di uno dei limiti imposti al sistema. Il sistema di controllo richiede infatti la definizione dei limiti di forza, spostamento e deformazione, oltrepassati i quali si ha il blocco automatico della macchina di prova; tali limiti vanno stabiliti per ogni materiale in base al criterio scelto per evidenziare il cedimento del pezzo. Per definire tali limiti si sono considerate le proprietà nominali del materiale da caratterizzare e le caratteristiche della cella di carico. I limiti di forza sono definiti considerando il range di acquisizione della cella di carico; i limiti di spostamento e deformazione sono definiti analizzando le proprietà di allungamento del materiale metallico ed il range di utilizzo dell'estensometro. La violazione durante l'esecuzione della prova di tali limiti comporta l'abbassamento della pressione nel cilindro ((4) in Figura 3.15) e l'interruzione della prova.



FIGURA 3.18 ESEMPIO DI UN PROVINO PORTATO A ROTTURA



**FIGURA 3.19 ESEMPIO DI PROVINO NON PORTATO A ROTTURA:
L'INTERRUZIONE DELLA PROVA È AVVENUTA È PER IL SUPERAMENTO DEI LIMITI IMPOSTI**

Durante la prova a intervalli di tempo costanti (0,05 s) sono registrati i valori istantanei di forza, deformazione e spostamento rispettivamente tramite cella di carico, estensometro e LVDT solidale all'attuatore. Tali valori sono utilizzati per la definizione della curva "sforzo-deformazione", dalla quale si ricavano le caratteristiche meccaniche del provino testato. Al termine è possibile rimuovere il provino dal dispositivo di prova. La procedura di laboratorio per l'esecuzione della prova è riportata in Appendice II.

Modalità di analisi dei risultati

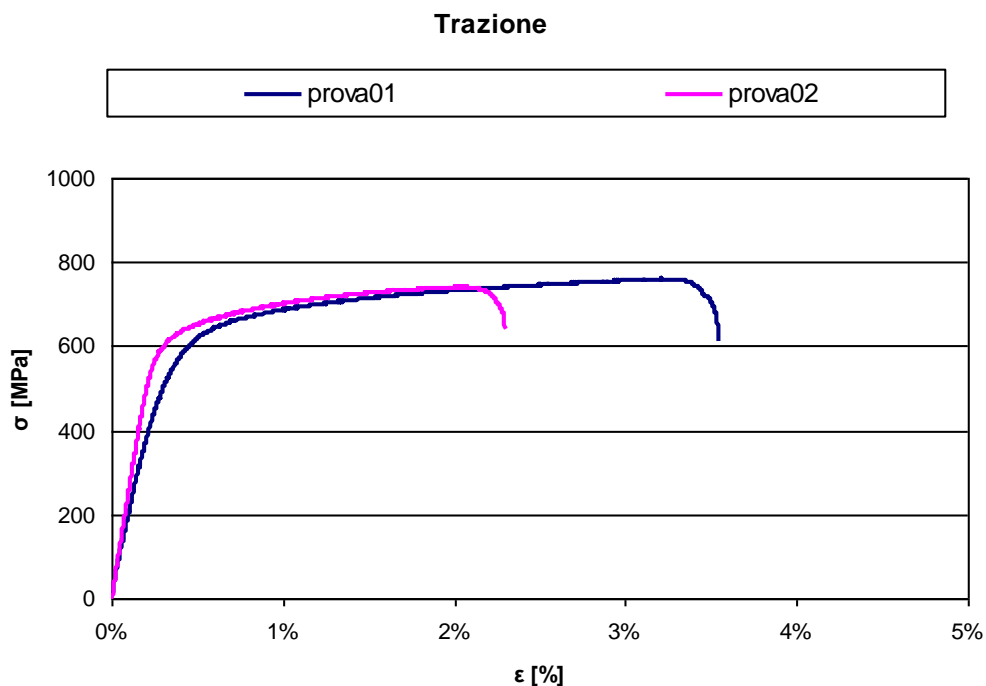
Il monitoraggio dei segnali di forza F e la determinazione del diametro d della zona calibrata dei provini, ha permesso il calcolo della tensione normale indotta sul provino, mediante la relazione:

$$\sigma = \frac{F}{S_0} \quad (3.4)$$

dove S_0 è l'area della sezione iniziale della parte calibrata, calcolata come

$$S_0 = \pi \frac{d^2}{4} \quad (3.5)$$

Diagrammando la tensione istantanea in funzione della deformazione istantanea, acquisita mediante l'estensometro, è stato possibile costruire la curva di trazione "sforzo-deformazione" per ciascun provino, come riportato in Figura 3.20.



**FIGURA 3.20 ESEMPI DI DIAGRAMMI SFORZO-DEFORMAZIONE
RICAVATI DAI DATI OTTENUTI SU PROVINI IN LEGA CO-CR**

Le grandezze meccaniche di interesse sono stimate per via numerica con i seguenti metodi:

- Il modulo elastico E è calcolato come coefficiente angolare della regressione lineare sui dati relativi al tratto rettilineo di curva; il valore ottenuto è arrotondato all'unità;
- Il carico unitario di scostamento dalla proporzionalità $R_{p0,2}$ è individuato dall'intersezione tra la curva di trazione e la retta parallela a quella di regressione, passante per l'ascissa di valore 0,2%, corrispondente ad una deformazione permanente.
- Il carico unitario di rottura R_m è rappresentato dalla ordinata del punto più alto raggiunto dalla curva di trazione e corrispondente al carico massimo applicato sul provino nel corso della prova.
- L'allungamento percentuale totale dopo rottura A_t è rappresentato dall'ascissa del punto più a destra della curva di trazione.
- L'allungamento percentuale a rottura A è determinato sottraendo dall'allungamento percentuale totale il contributo stimato per l'allungamento dovuto alla deformazione elastica presentata dal provino nel momento della rottura.

Il significato di tali grandezze è chiarito in Figura 3.21. Il calcolo dei parametri meccanici è stato automatizzato mediante la programmazione di una macro in Excel.

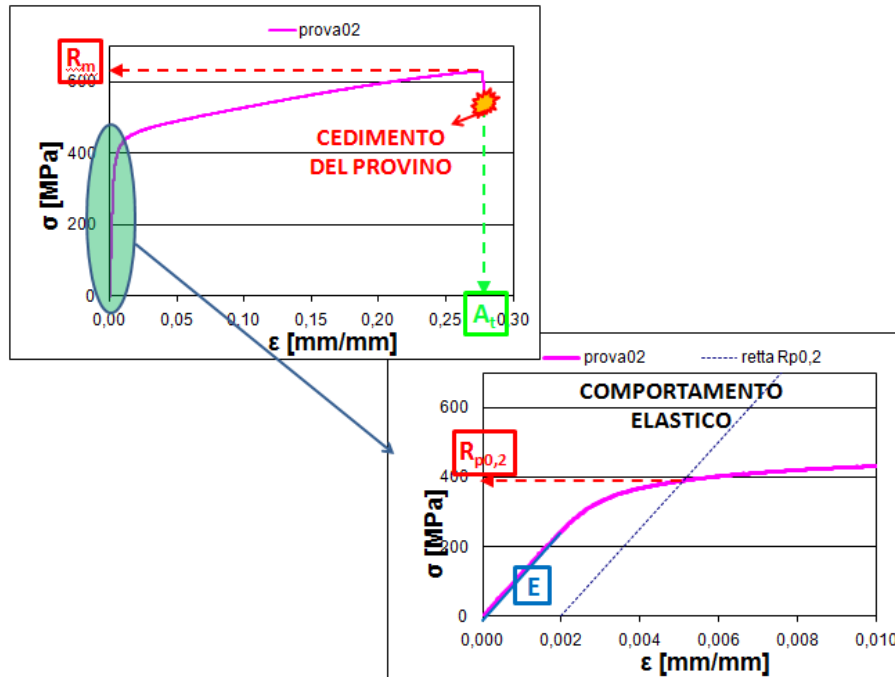


FIGURA 3.21 PARAMETRI MECCANICI CARATTERISTICI IDENTIFICATI

La valutazione dei risultati ha riguardato il confronto dei parametri calcolati rispetto ai requisiti normativi e la comparazione delle proprietà meccaniche tra le leghe al Co-Cr e le leghe nobili. In parallelo viene valutato l'impiego del processo SLM in sostituzione al processo tradizionale, per la realizzazione di sottostrutture.

3.3.3 RISULTATI

Nel seguito sono riassunti i risultati raccolti con la campagna sperimentale eseguita per la prova di trazione. I dati riguardano sia le caratteristiche geometriche dei provini che quelle meccaniche.

Caratteristiche geometriche dei provini

I risultati ottenuti per ciascun provino sono presentati nell'Appendice III del presente documento.

Gli istogrammi da Figura 3.22 a Figura 3.26 riportano le distribuzioni di probabilità delle caratteristiche dei provini riscontrate nei laboratori indagati. In particolare si può affermare che:

- ✓ *Diametro medio del provino*: la distribuzione dei diametri medi dei provini (Figura 3.22) varia tra un valore minimo di 2.73 mm e massimo di 2.94 mm; il valore medio è pari a 2.83 mm e la deviazione standard vale 0.04 mm.
- ✓ *Lunghezza della parte calibrata*: la distribuzione delle lunghezze delle zone calibrate dei provini (Figura 3.23) ha mostrato un valore medio di 32.07 mm e deviazione standard pari a 0.29 mm. Il valore minimo misurato vale 30.97 mm e il massimo 32.77 mm.
- ✓ *Angolo tra gli assi dei codoli*: per quanto riguarda l'istogramma della variabilità geometrica dell'errore sull'angolo tra i codoli (Figura 3.24) si può osservare una predominanza per valori piccoli dell'angolo; il valore medio vale 2.61°. L'errore più contenuto rilevato vale 0.28°, il maggiore invece 6.74°.
- ✓ *Errore di rettilineità della lunghezza calibrata*: l'errore di rettilineità (Figura 3.25) presenta un valore medio di 0.17 mm. La curva ha valore massimo spostato verso i

valori ridotti di errori di rettilineità; il più basso errore misurato è pari a 0.03 mm, il più elevato vale invece 0.53 mm.

- ✓ *Errore di coassialità della parte calibrata*: per gli errori di coassialità sono determinati valori compresi tra un minimo di 0.20 ad un massimo di 2.43 mm(Figura 3.26). Il valore medio determinato vale 0.81 mm.

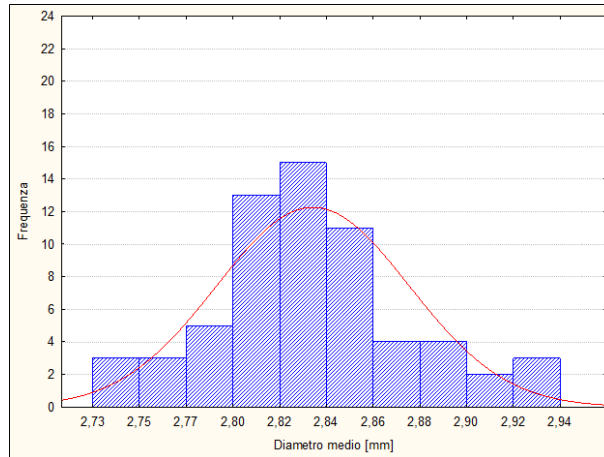


FIGURA 3.22 ISTOGRAMMA DELLA VARIABILITÀ GEOMETRICA SUL DIAMETRO

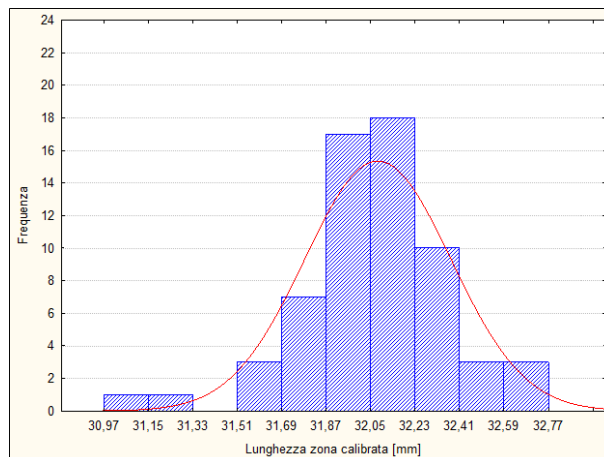


FIGURA 3.23 ISTOGRAMMA DELLA VARIABILITÀ GEOMETRICA SULLA LUNGHEZZA DELLA PARTE CALIBRATA DEL PROVINO

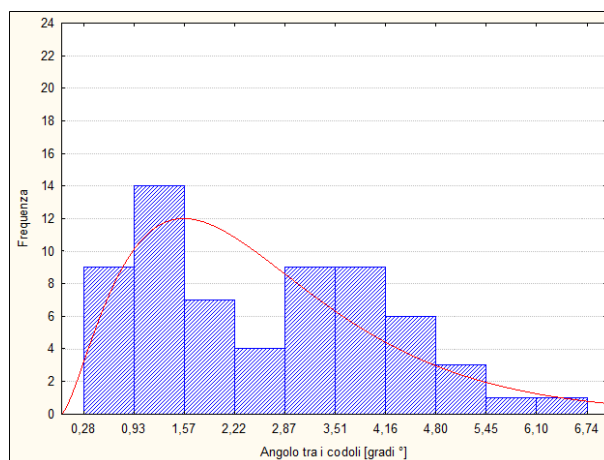


FIGURA 3.24 ISTOGRAMMA DELLA VARIABILITÀ GEOMETRICA SULL'ANGOLO TRA I CODOLI

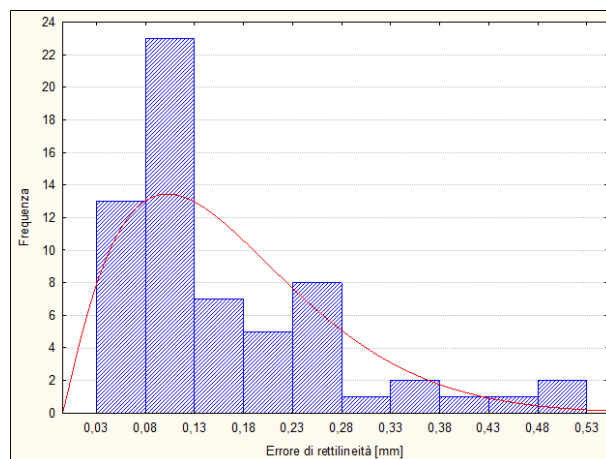


FIGURA 3.25 ISTOGRAMMA DELLA VARIABILITÀ GEOMETRICA SULL'ERRORE DI RETTILINEITÀ

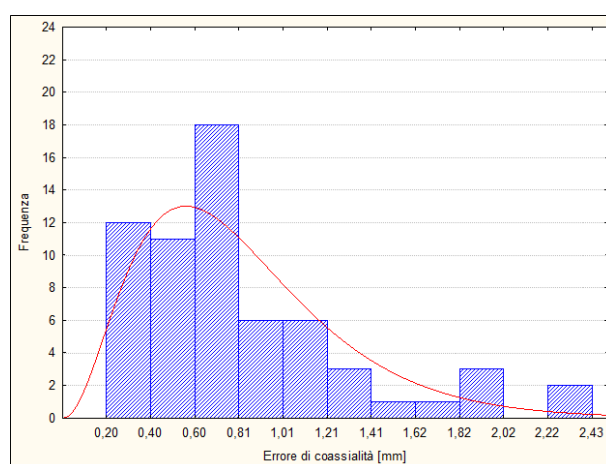


FIGURA 3.26 ISTOGRAMMA DELLA VARIABILITÀ GEOMETRICA SULL'ERRORE DI COASSIALITÀ

La variabilità geometrica riscontrata nei provini dipende in parte dal processo produttivo ed in taluni casi anche dalle condizioni di conservazione dei provini in cera da parte dei laboratori odontotecnici indagati, che spesso risultavano deformati al momento della realizzazione dello stampo in materiale refrattario. Per tale ragione i provini che hanno presentato gli scostamenti minori rispetto ai valori di progetto sono quelli ottenuti per fusione laser selettiva che partivano dal modello CAD virtuale dei campioni.

Caratteristiche meccaniche dei provini

In Tabella 3.8 si riassumono i risultati stimati per i parametri caratteristici (valori medi) dei materiali metallici testati. I risultati per ciascun provino ed i relativi diagrammi sono riportati in Appendice IV.

TABELLA 3.8 SINTESI DELLE CARATTERISTICHE MECCANICHE MEDIE STIMATE PER CIASCUN MATERIALE TESTATO

Rapporto Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	At [%]	A [%]
RP001	557	735	266	10.3	10.1
RP002	627	750	239	2.9	2.7
RP003	533	808	194	2.9	2.6
RP004	662	887	226	5.6	5.3
RP005	635	891	125	9.0	8.4
RP006	372	580	115	7.3	7.0
RP007	537	746	114	10.0	9.4
RP008	709	845	209	2.6	2.3
RP009	391	639	121	27.3	27.0
RP010	504	666	204	14.5	14.2
RP011	1157	1343	219	10.4	9.8
RP012	327	500	182	9.5	9.3
RP013	627	770	121	3.9	3.3
RP014	705	853	210	1.8	1.5
RP015	698	862	220	5.2	4.9
RP016	546	768	190	2.8	2.5
RP017	477	613	121	3.1	2.7
RP018	601	765	202	9.0	8.7
RP019	667	747	199	4.3	4.5
RP020	641	869	227	9.2	8.8

✓ *Modulo di elasticità, E*

In Figura 3.27 è riportato il diagramma dei valori medi stimati per il modulo di elasticità, insieme ai valori massimo e minimo misurati per ciascun materiale.

La normativa UNI EN ISO 22674 impone il limite minimo pari a 150 GPa per i materiali metallici appartenenti al “Tipo 5” mentre non prescrive alcuna limitazione per gli altri gruppi. Dal diagramma in Figura 3.27, è ben evidente la distinzioni tra le due classi di metalli testati, quella dei materiali nobili e quella relativa alle leghe al Co-Cr e si può evidenziare come tutti i provini soddisfino i requisiti richiesti. Per i materiali nobili il valore medio del modulo di elasticità si attesta a 119 GPa, mentre per le leghe al Co-Cr il valore medio è prossimo a 207 GPa.

L’analisi dello stesso grafico mette in evidenza, in taluni casi, un’elevata variabilità sulla stima del modulo elastico per provini dello stesso materiale che potrebbe derivare da difficoltà di controllo del processo di fusione.

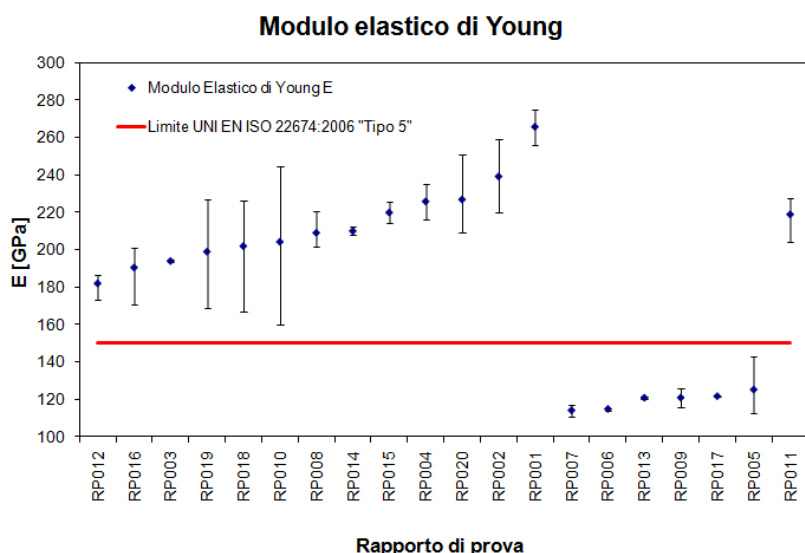


FIGURA 3.27 VALORI MEDIO, MASSIMO E MINIMO PER IL PARAMETRO E

✓ *Carico unitario di scostamento dalla proporzionalità $R_{p0,2}$*

Il diagramma di Figura 3.28 sintetizza i risultati ottenuti analizzando il carico unitario di scostamento dalla proporzionalità. La normativa UNI EN ISO 22674 impone il limite minimo pari a 270 MPa per i materiali metallici appartenenti al “Tipo 3”, 360 MPa per i materiali di “Tipo 4”, 500 MPa per i materiali metallici appartenenti al “Tipo 5”. Dal grafico riportato in Figura 3.28, si nota come il carico unitario di scostamento dalla proporzionalità dei materiali nobili sia sempre superiore al limite normativo previsto per i materiali di “Tipo 3”, mentre le leghe Cr-Co superano i requisiti richiesti per i materiali di “Tipo 5”, ad eccezione di un caso per il quale le informazioni riguardanti il materiale di fornitura specificavano comunque il “Tipo 3”.

I valori del carico unitario di scostamento dalla proporzionalità non manifestano differenze tra le classi di materiali testati: essi variano tra 327-709 MPa per le leghe al Co-Cr, mentre per i materiali nobili i valori variano tra 372 e 635 MPa. Si può notare inoltre che la variabilità dei valori stimati per ciascun lotto di materiale è contenuta, indice che i partecipanti hanno buona confidenza con il processo di fusione. Infine per un lotto di provini realizzati mediante fusione laser selettiva si è riscontrato il massimo valore di $R_{p0,2}$, decisamente superiore rispetto a quanto rilevato per i provini realizzati con il processo tradizionale di fusione.

Per quanto riguarda l’idoneità del materiale/processo produttivo in relazione all’utilizzo previsto per le leghe di Tipo 5 si può identificare un gruppo di materiali/partecipanti pericolosamente prossimi al requisito imposto dalla norma, ai quali si richiede pertanto di esercitare un ingente impegno nel controllo del processo produttivo. Per un ulteriore gruppo, i valori ottenuti indicano ampi margini di sicurezza.

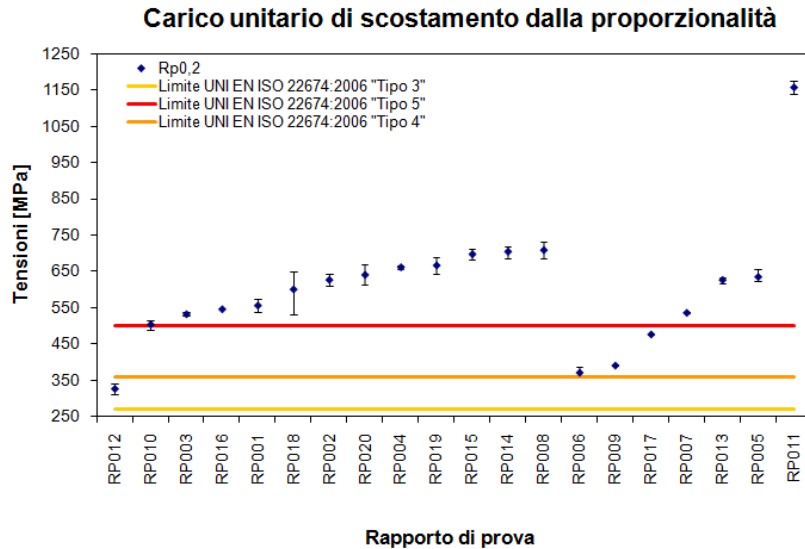


FIGURA 3.28 VALORI MEDIO, MASSIMO E MINIMO PER IL PARAMETRO $R_{p0,2}$: A SINISTRA LE LEGHE AL CO-CR, SULLA DESTRA LE LEGHE A BASE D'ORO

✓ *Carico unitario di rottura R_m*

L'analisi delle curve ottenute dalle prove di trazione ha consentito la stima del carico unitario di rottura del materiale metallico; i risultati sono sintetizzati in Figura 3.29.

Anche in questo caso la variabilità riscontrata sui valori stimati per ciascun materiale è limitata. Si noti che nel diagramma di Figura 3.29 non sono riportati limiti di resistenza a rottura, poiché la normativa UNI EN ISO 22674 presa a riferimento non ne prescrive. In termini di resistenza si può notare come non vi sia differenza tra leghe a base d'oro e leghe al Co-Cr. I valori medi rilevati per le due classi di materiale variano tra 580 MPa e 891 MPa per i primi, mentre per i secondi tra 500 MPa e 887 MPa. Ancora una volta una sensibile differenza è notata invece tra il processo di fusione laser selettiva e il processo tradizionale di fusione a cera persa.

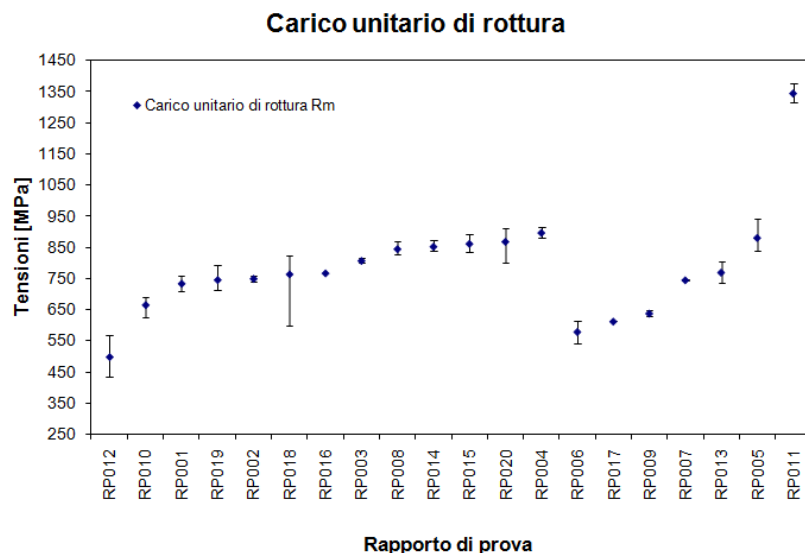


FIGURA 3.29 VALORI MEDIO, MASSIMO E MINIMO PER IL PARAMETRO R_m

✓ *Allungamento percentuale totale a rottura A_t*

Il diagramma di Figura 3.30 sintetizza i risultati stimati per l'allungamento totale percentuale a rottura dei vari materiali testati.

La normativa UNI EN ISO 22674 non prescrive requisiti minimo sull'allungamento totale percentuale a rottura per i materiali metallici impiegati. Dal grafico riportato in Figura 3.30, si nota la variabilità di risultati riscontrata in taluni lotti di provini ad indicare come tale parametro sia difficilmente controllabile nel processo di fusione. Per i metalli al Co-Cr i valori medi misurati variano tra 1.8% e 14.5%; le leghe nobili invece hanno valori medi compresi tra 3.1% e 27.3%.

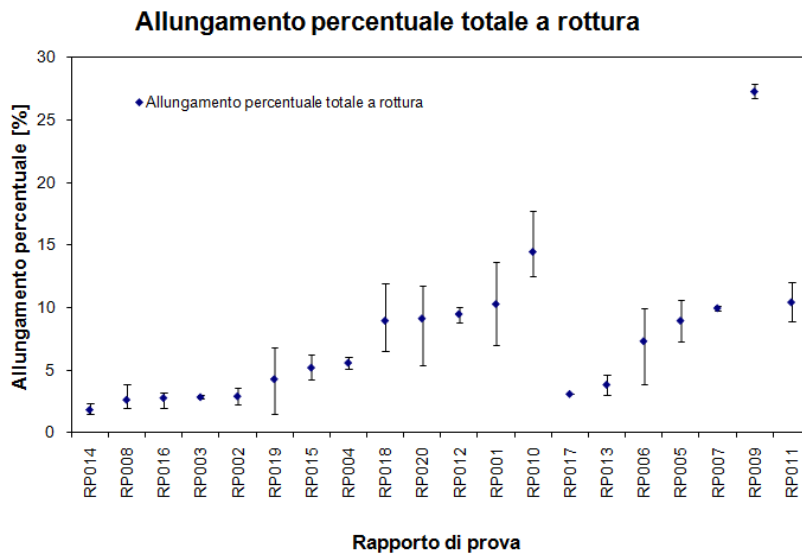


FIGURA 3.30 VALORI MEDIO, MASSIMO E MINIMO PER IL PARAMETRO A_T

✓ *Allungamento percentuale dopo rottura A*

Il diagramma di Figura 3.31 sintetizza i risultati stimati per l'allungamento percentuale dopo rottura dei vari materiali testati.

La normativa UNI EN ISO 22674 prescrive un limite minimo del 5% per i materiali metallici appartenenti al "Tipo 3" e del 2% per i materiali metallici appartenenti al "Tipo 5". Dal grafico riportato in Figura 3.31, si nota come tali limiti siano raramente violati. Per i materiali al Co-Cr i valori medi misurati di allungamento percentuale dopo rottura variano tra 1.5% e 14.2%; per le leghe nobili invece si riscontrano valori medi compresi tra 2.7% e 27%. Tuttavia è da notare la variabilità di risultati riscontrata in taluni lotti di provini ad indicare come tale parametro sia difficilmente controllabile nel processo di fusione.

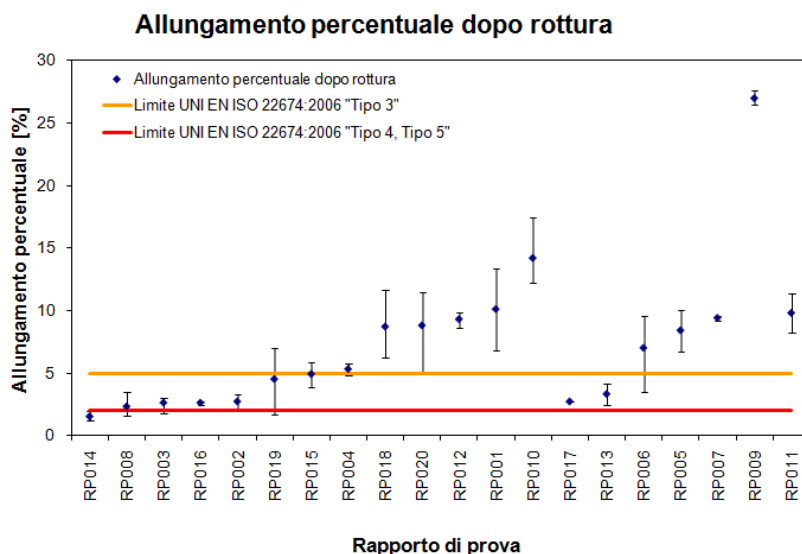


FIGURA 3.31 VALORI MEDIO, MASSIMO E MINIMO PER IL PARAMETRO A

3.3.4 DISCUSSIONE

Le proprietà di resistenza della protesi prodotta sono direttamente correlate alle proprietà meccaniche dei materiali impiegati e alle caratteristiche del processo produttivo utilizzato per la realizzazione dei dispositivi. Difetti nella sottostruttura metallica quali porosità, contaminazioni della lega di fusione, ossidi o presenze di dislocazioni, comportano una riduzione delle caratteristiche di resistenza meccanica e cedimenti prematuri dei dispositivi.

La prova di trazione sviluppata si dimostra uno strumento adatto per il controllo del processo di realizzazione delle sottostrutture metalliche; l'implementazione dell'algoritmo per l'analisi geometrica dei provini sottoposti ai test, ha permesso di avere una stima più accurata delle proprietà geometriche dimensionali degli stessi, che solitamente sono determinate mediante calibro, in quanto ha mediato le caratteristiche su un maggior numero di sezioni (circa 200 per determinare il diametro) e le misure non sono state influenzate dall'operatore. Tale tecnica ha permesso anche di evidenziare e quantificare una variabilità geometrica dei provini dei vari laboratori indagati, derivante sia dalle modalità di realizzazione della fusione, sia imputabile alle modalità di conservazione dei campioni in cera, che non venivano fusi immediatamente al momento della consegna. In tal senso, si può notare che i provini che hanno presentato scostamenti inferiori rispetto ai valori geometrici nominali sono stati ottenuti per fusione laser selettiva, direttamente partendo dal modello CAD.

Le misure delle proprietà di resistenza sui provini dei singoli laboratori hanno evidenziato una bassa variabilità di risultati sui parametri R_m e $R_{p0,2}$ per ciascun gruppo analizzato, e valori prossimi a quanto dichiarato dai costruttori. Per quanto riguarda il modulo elastico è evidente una netta distinzione di rigidità tra leghe nobili (meno rigide) e leghe al Co-Cr. Differenze sensibili sono state rilevate per le proprietà di allungamento del materiale, sia in termini di scostamenti dal nominale che in termini di variabilità all'interno dello stesso gruppo. La riduzione dei valori di allungamento rispetto ai nominali può essere spiegata considerando le dimensioni dei provini. Rispetto alla norma di riferimento, infatti, i provini risultano più lunghi, quindi la possibilità di avere difetti sulla fusione aumenta. Infine, la variabilità dei risultati riscontrata per le caratteristiche di allungamento all'interno dello stesso gruppo evidenzia un processo produttivo non controllato. In ogni caso il numero di provini che non superano i requisiti specificati nella UNI EN ISO 22674 è limitato.

In merito a quanto evidenziato dalla campagna sperimentale si può concludere che se opportunamente integrato nella prassi di laboratorio, la prova di trazione è un efficace strumento per ottenere informazioni di tipo quantitativo sulla qualità del processo utilizzato per la realizzazione delle sottostrutture e per mettere a punto il processo tecnologico di fabbricazione dei dispositivi dentali.

CAPITOLO 4. ADESIONE LUNGO L'INTERFACCIA TRA METALLO E CERAMICA

Un forte legame lungo l'interfaccia tra lega e ceramica rappresenta uno dei requisiti essenziali per la durata dei dispositivi dentali in metallo-ceramica (21). In tal senso la scelta dei materiali da utilizzare e le modalità di realizzazione delle protesi hanno un impatto decisivo sul successo dei dispositivi dentali.

4.1 PRINCIPI DI ADESIONE

Nonostante il meccanismo di adesione non sia ancora stato ben definito (27), si ritiene che le modalità di legame lungo l'interfaccia tra metallo e ceramica che si possono identificare sono (7)(28)(19):

- a) *Legame chimico*: il legame chimico è il principale legame che si forma tra metallo e ceramica. È stato dimostrato come il processo di ossidazione della superficie del metallo sia di fondamentale importanza per favorire il legame (29), anche se uno strato troppo elevato di ossidi può diminuire l'adesione tra i materiali interessati. La presenza di elementi non nobili in lega favorisce la formazione di ossidi metallici in superficie, che generano legami chimici con la ceramica (30); in particolare la formazione di ossidi di stagno e di indio (31)(32), ossidi di nichel, di cromo o di titanio (33) favoriscono l'adesione tra metallo e ceramica. Lo schema del legame può essere rappresentato come mostrato in Figura 4.1: gli atomi di silice contenuti nella ceramica reagiscono con gli atomi di ossigeno realizzando il legame.

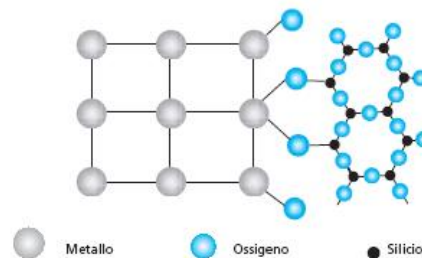


FIGURA 4.1 SCHEMATIZZAZIONE DEL LEGAME CHIMICO TRA METALLO E CERAMICA (34)

- b) *Legame meccanico*: la presenza di microasperità sulla superficie della lega migliora i fenomeni di ritenzione. Il processo di sabbatura permette di ottenere una superficie della lega irregolare, con conseguente aumento della area totale disponibile per l'unione con la ceramica, garantendo così una buona ritenzione della stessa (21)(35). Inoltre la scelta di materiali da utilizzare, aventi coefficiente di dilatazione termica compatibili tra di loro (leggermente inferiore per la ceramica poiché la ceramica non può sopportare sforzi di trazione elevati), fa sì che in seguito al raffreddamento si generi un carico compressivo che, oltre ad aumentare la resistenza meccanica a trazione della ceramica, migliora il legame meccanico. Generalmente valori accettabili di $\Delta\alpha = \alpha_m - \alpha_c$ si attestano tra $0.5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ e $1.5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (36).
- c) *Forze di van der Waal*: sono legami secondari di debole entità e di natura elettrostatica che nascono tra molecole. Teoricamente i legami generati con le forze di van der Waal sono centinaia di volte meno resistenti rispetto ai legami chimici, ma in alcuni sistemi metallo-ceramica possono assumere valori rilevanti (37).

4.2 SVILUPPO DELLA PROVA DI FLESSIONE

Obiettivo dell'attività è quella di sviluppare una prova meccanica che permetta di stimare le proprietà meccaniche di adesione tra metallo e ceramica, al fine di valutare il processo di ceramizzazione. La prova deve permettere di ottenere informazioni da utilizzare per la progettazione e la realizzazione in qualità e sicurezza di dispositivi dentali. Tale obiettivi possono essere realizzati sviluppando la prova statica di flessioni su provini in metallo-ceramica.

4.2.1 STATO DELL'ARTE

In letteratura esistono diverse categorie di prove per analizzare la resistenza al distacco tra metallo e ceramica. Hammad et al. (38) propongono una classificazione dei metodi di prova basati sul tipo di sollecitazione indotta per evidenziare il distacco:

- a) Prova di taglio: l'interfaccia tra metallo e ceramica viene sollecitata mediante sforzi di taglio. Esistono diversi tipi di modalità di prova, ma le due più utilizzate risultano essere quella sviluppata da Shell e Nielsen (39) (Figura 4.2 (a)) e quella proposta da Schmitz e Schulmeyer (Figura 4.2 (b)). La prima tecnica presenta problematiche legate all'influenza della geometria della superficie del metallo che può generare resistenze per attrito; la seconda tecnica si dimostra adeguata alla determinazione della resistenza al distacco poiché si manifestano distribuzioni di sforzi uniformi lungo l'interfaccia tra metallo e ceramica. Tali modalità di prove possono far sì che non si abbia distacco solo lungo l'interfaccia, ma in taluni casi la propagazione della cricca si manifesta attraverso la ceramica, con conseguente aumento di forza per ottenere il distacco.
- b) Prova di trazione (Figura 4.2 (e)): il provino, composto da due barre metalliche unite alle estremità tramite uno strato di ceramica, è sollecitato con sforzi di trazione; tale tipologia di prova trova applicazioni per misurare l'aderenza degli ossidi metallici alla ceramica. Non ha trovato grande sviluppo a causa delle problematiche di allineamento tra le parti del provino che possono portare ad avere distribuzioni di tensioni irregolari.
- c) Prova di trazione e taglio combinate: in tali prove i provini sottoposti a forze che non sollecitano direttamente l'interfaccia tra metallo e ceramica. Di conseguenza in alcuni casi si possono manifestare fratture della ceramica, senza riuscire a valutare la resistenza al distacco.
- d) Prova di flessione (Figura 4.2 (c)(d)): consiste nel sottoporre un provino a flessione su tre o quattro punti. Il distacco si manifesta a causa di sforzi di tensione paralleli o perpendicolari all'interfaccia tra metallo e ceramica. Critiche a tale metodo derivano dal fatto che la forza di distacco dipende dalle proprietà di rigidità del metallo. Maggiore è il modulo elastico della lega impiegata, maggiore è la forza necessaria a manifestare il distacco.
- e) Prova di torsione (Figura 4.2 (f)): il provino composto da una lamina metallica centrale su cui viene riportato su ambo i lati della ceramica, è sollecitato a torsione mediante un apposito sistema di test.

Esempi di schemi di prova sono riportati in Figura 4.2.

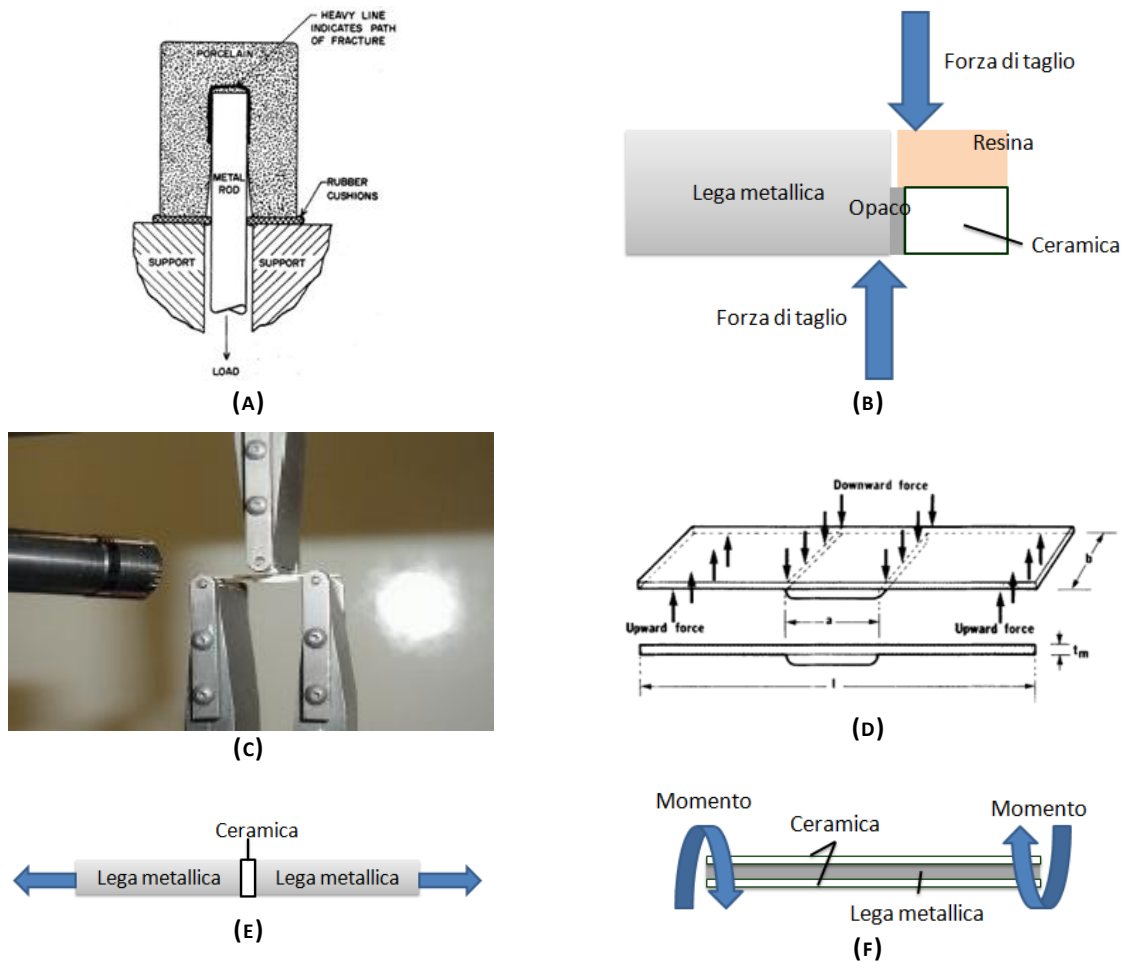


FIGURA 4.2 ESEMPI DI CONFIGURAZIONI DI PROVE PER LA DETERMINAZIONE DELL'ADESIONE LUNGO L'INTERFACCIA TRA METALLO E CERAMICA:
(A) PROVA DI TAGLIO METODO SHELL-NIELSEN (39), (B) PROVA DI TAGLIO METODO SCHMITZ-SCHULMEYER, (C) PROVA DI FLESSIONE PER TRE PUNTI (40), (D) PROVA DI FLESSIONE PER QUATTRO PUNTI (41), (E) PROVA DI TRAZIONE, (F) PROVA DI TORSIONE

La letteratura mette in evidenza che non esiste ancora una prova universalmente condivisa dai ricercatori (41)(42)(21) in quanto sussistono alcuni problemi per stimare esattamente gli sforzi di taglio che si manifestano lungo l'interfaccia tra metallo e ceramica (I) poiché l'interfaccia non viene caricata a taglio puro, (II) poiché esistono delle concentrazioni di tensioni nei bordi della ceramica e (III) poiché esistono degli stress termici residui lungo l'interfaccia a causa dei diversi coefficienti di dilatazione termica che presentano il materiale metallico e la ceramica. Inoltre la varietà della geometria dei provini, delle procedure di prova previste dai vari metodi e degli sforzi che si generano rendono difficile se non impossibile confrontare i risultati ottenuti.

Nonostante quanto appena sottolineato, l'ente di unificazione italiano con la normativa UNI EN ISO 9693: 2001 (25) propone il metodo di Schwickerath per caratterizzare i sistemi in metallo-ceramica, basato sulla prova di flessione per 3 punti (Figura 4.2 (c)), che consente di calcolare in modo quantitativo l'adesione tra i materiali.

Le indagini riportate nel seguito utilizzano tale riferimento per eseguire le prove, poiché è stato dimostrato che tale metodo è adatto a misurare l'adesione tra metallo e ceramica (43) ed i risultati che si ottengono sono riproducibili (21); inoltre le dimensioni dei provini, che risultano facilmente realizzabili, sono verosimili a quanto si trova nei dispositivi reali (41). Si riconoscono tuttavia i limiti del test, legati al fatto che i risultati che si ottengono dipendono dalle caratteristiche meccaniche della lega utilizzata, che si deforma notevolmente durante

la prova superando il limite di snervamento del metallo (44); in tal senso, però, la norma prevede la correzione dei risultati che si ottengono mediante un coefficiente che risulta essere in funzione dalle caratteristiche di rigidità della lega utilizzata e dello spessore della lamina.

4.2.2 MATERIALI E METODI

Geometria del provino

La configurazione geometrica nominale dei provini da realizzare, suggerita dalla UNI EN ISO 9693:2001, è riportata in Figura 4.3. Ciascun provino si presenta come una lamina rettangolare di metallo avente lunghezza 25 ± 1.0 mm, larga 3 ± 0.1 mm e spessa 0.5 ± 0.1 mm sulla quale è applicata, al centro della lunghezza, una placchetta in ceramica di dimensioni 8 ± 0.1 mm \times 3 ± 0.1 mm \times 1.1 ± 0.1 mm. In Tabella 4.1 sono sintetizzate le principali caratteristiche geometriche nominali.

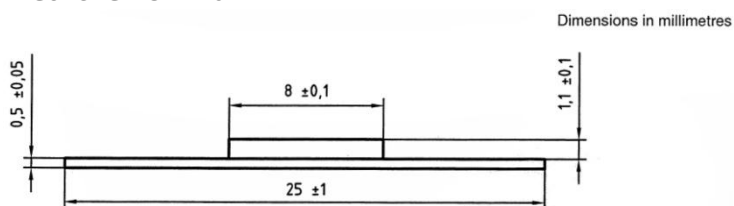


FIGURA 4.3 GEOMETRIA DEL PROVINO IN METALLO CERAMICA PER LA PROVA DI FLESSIONE

TABELLA 4.1 CARATTERISTICHE GEOMETRICHE NOMINALI DEL PROVINO

Denominazione	Simbolo	Unità di misura	Valore nominale UNI EN ISO 9693
Lunghezza della lamina metallica	L_M	mm	25
Larghezza della lamina metallica	H_M	mm	3
Spessore della lamina metallica	d_M	mm	0.5
Lunghezza della lamina metallica	L_C	mm	8
Larghezza della lamina metallica	H_C	mm	3
Spessore della lamina metallica	S_C	mm	1.1

Protocollo prove per laboratori odontotecnici

I provini oggetto dell'indagine sono stati forniti dai laboratori odontotecnici che hanno partecipato al progetto di ricerca. Per uniformare le modalità di fabbricazione dei provini da parte dai vari laboratori sono stati stilati e consegnati ai tecnici di laboratorio i "Protocolli di preparazione di provini per la prova di flessione", procedure di supporto agli odontotecnici nella realizzazione dei provini. Il protocollo relativo alla prova di flessione è riportato in Appendice V.

Caratteristiche dei provini realizzati

L'indagine sperimentale ha riguardato 10 laboratori odontotecnici. Con le tabelle seguenti si cerca di riassumere in forma anonima, le caratteristiche dei materiali analizzati ed i processi produttivi impiegati nei laboratori. In particolare viene riportata il tipo di materiale metallico, la composizione chimica delle leghe impiegate in Tabella 4.2 e Tabella 4.3 e le caratteristiche di rigidità. In Tabella 4.4 sono riportate per ciascun laboratorio le caratteristiche della ceramica utilizzata e, dove noto, il $\Delta\alpha = \alpha_m - \alpha_c$ esistente tra il metallo e la ceramica utilizzati, il numero di provini realizzati e il processo produttivo utilizzato per la realizzazione della lamina.

I grafici riportati in Figura 4.4 evidenziano la tendenza dei laboratori a preferire l'impiego di materiali al Co-Cr rispetto alle leghe a base d'oro; solo il 9% delle lamine metalliche sono

realizzate mediante il processo di fusione laser selettiva, mentre la maggior parte è realizzata mediante il processo tradizionale

TABELLA 4.2 COMPOSIZIONE CHIMICA DEI MATERIALI METALLICI “NOBILI” UTILIZZATI PER LA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Rapp. Prova	Lab. ODT	Materiale Metallico	E [GPa]	Elementi presenti nella lega								
				Au	Pt	Pd	Ag	Zn	Sn	In	Ga	Ru
RP101	3	c	125.7	49.6		28.8	17.5	<1	3			
RP102	6	f	118	52		26.9	16		2.5	2.5		<1
RP104	5	e	132	15		52.1	21.6		4.2	5.9	<1	<1
RP105	2	b	100			39.9	52	4	2	2		
RP106	4	d	133	50	2	39.9				6.5	2	

TABELLA 4.3 COMPOSIZIONE CHIMICA DEI MATERIALI METALLICI “NON NOBILI” UTILIZZATI PER LA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Rapp. Prova	Lab. ODT	Materiale Metallico	E [GPa]	Elementi presenti nella lega								
				Cr	Co	Mo	Fe	Mn	Si	Ta	W	
RP103	12	q	211	30	58	3				1.5	1.25	5.5
RP107	10	q	211	30	58	3				1.5	1.25	5.5
RP108	7	g	200	20	54.1		7.5	0.3	1.5			16.4
RP109	7	l	170	26	60	6		0.4	0.8			6
RP110	9	m	180	27.8	61.1		0.5	0.3	1.7			8.5
RP111	13	r	200	25	59	4		0.8	1			10

TABELLA 4.4 CARATTERISTICHE MECCANICHE NOMINALI DEI MATERIALI METALLICI UTILIZZATI PER LA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Rapp. Prova	Lab. ODT	n° provini	Processo produttivo ¹ lamina	Coefficienti di espansione termica [$\times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$]		
				α_m	α_c	$\Delta\alpha = \alpha_m - \alpha_c$
RP001	3	6	LW	14.40	13.30	1.10
RP002	6	4	LW	14.30	n.p.	n.p.
RP003	12	6	LW	14.40	n.p.	n.p.
RP004	5	3	LW	14.10	14.30	-0.20
RP005	2	4	LW	16.60	15.50	1.10
RP006	4	6	LW	13.40	n.p.	n.p.
RP007	3	6	LW	14.40	14.40	0.00
RP008	10	5	LW	14.60	n.p.	n.p.
RP009	7	5	SLM	14.50	n.p.	n.p.
RP010	7	7	LW	14.10	n.p.	n.p.
RP011	9	6	LW	13.80	n.p.	n.p.

¹ la sigla LW indica il processo di fusione a cera persa (Lost Wax), la sigla SLM indica la fusione laser selettiva (Selective Laser Melting)

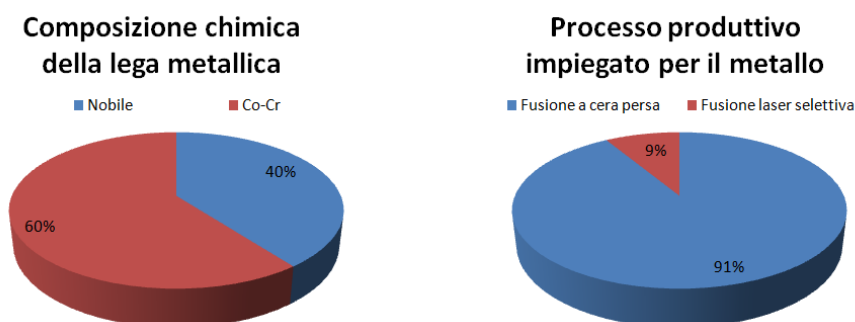


FIGURA 4.4 RIPARTIZIONE DEL MATERIALE E DEL PROCESSO PRODUTTIVO UTILIZZATO

Un totale di 58 provini per le prove di flessione sono stati prodotti. In 53 casi la lamina metallica è ottenuta utilizzando il procedimento di fusione a cera persa, partendo da una lamina calibrata in cera. Nei restanti casi la lamina è ottenuta per fusione laser selettiva. Le

lamine sono state rifinite secondo le procedure del produttore di materiale metallico, e su di un lato è stata applicata una strato di opaco per una lunghezza di 8 mm, disposto simmetricamente in centro della lamina. Uno o più strati di ceramica di corpo sono stati applicati sullo strato di opaco fino al raggiungimento dello spessore di ceramica previsto. La ceramica che non rispettava la forma e la geometria richiesta è stata rifinita mediante un disco diamantato. A titolo di esempio in Figura 4.5 si riportano le immagini di alcuni provini realizzati.

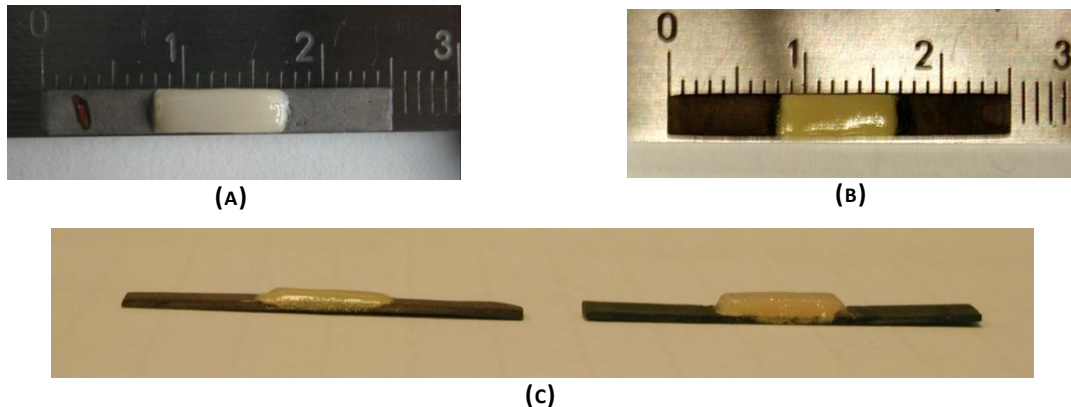


FIGURA 4.5 ESEMPI DI PROVINO REALIZZATI: (A)(B) GEOMETRIE CONFORMI, (C) A SINISTRA PROVINO NON CONFORME CAUSA SPESSORE CERAMICA, A DESTRA SPESSORE CONFORME AI REQUISITI NOMINALI

Caratterizzazione geometrica

La geometria della lamina metallica, necessaria per la determinazione del parametro correttivo, è determinata mediante un calibro centesimale digitale. I parametri geometrici sono ottenuti come media aritmetica dei valori acquisiti, arrotondando la misura al centesimo di millimetro più vicino. La normativa UNI EN ISO 9693 propone la determinazione del coefficiente correttivo k per via grafica mediante il diagramma riportato in Figura 4.6. Noto lo spessore d_M della lamina metallica e le caratteristiche di rigidità della stessa, il coefficiente k è determinato leggendo il valore corrispondente nelle ordinate. In alternativa la norma prevede l'utilizzo di un algoritmo, il cui diagramma di flusso è riportato in Figura 4.7. In questo lavoro l'algoritmo proposto è stato sviluppato in Matlab. I parametri geometrici caratteristici per ciascuna lamina e il coefficiente k stimato sono riportati in Appendice VII.

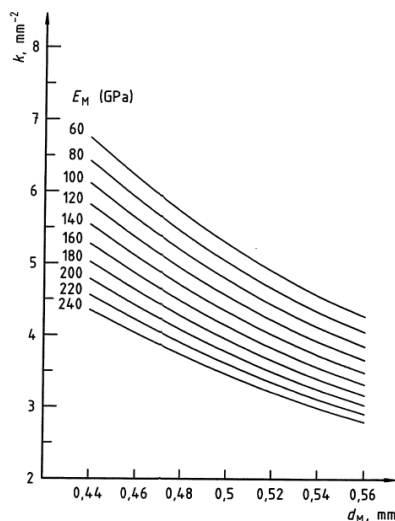


FIGURA 4.6 DIAGRAMMA PER IL CALCOLO DEL COEFFICIENTE CORRETTIVO K (25)

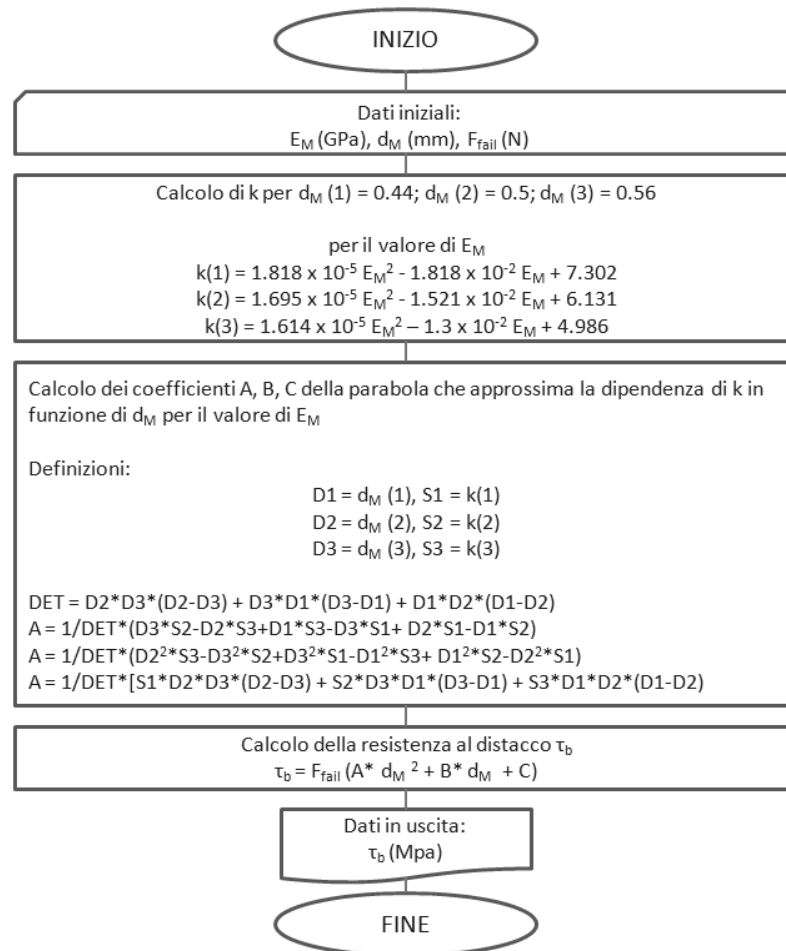


FIGURA 4.7 DIAGRAMMA DI FLUSSO PER IL CALCOLO DELLA RESISTENZA AL DISTACCO (UNI EN ISO 9693:2006)

Caratterizzazione meccanica

L'esecuzione della prova di flessione ha necessitato della progettazione di un'attrezzatura di prova, rispondente alle caratteristiche geometriche previste dalla normativa UNI EN ISO 9693. Nel seguito si descrivono il dispositivo di prova, la procedura di prova e le modalità di analisi dei risultati.

Attrezzatura e apparato di prova

La prova di flessione si effettua mediante la stessa macchina di prova impiegata per le prove di trazione (Figura 3.15). Al fine di sollecitare i provini a flessione è stata progettata e realizzata l'attrezzatura rappresentata in Figura 4.8 e Figura 4.9. Come suggerito nella norma UNI EN ISO 9693, l'attrezzatura prevede due rulli (1) di diametro 2 mm, posti ad una distanza di 20 mm, necessari per sostenere il provino (2). Il provino è disposto in modo tale da presentare la placchetta di ceramica rivolta verso il basso. Dalla parte opposta alla ceramica, ed in posizione centrale, viene applicato il carico per mezzo dello spostamento di un punzone (3) avente estremità raccordata (4) di raggio pari a 1 mm. Affinché gli assi dei due cilindri di supporto siano mantenuti in posizione essi vengono montati su sostegni metallici (5) fissati per mezzo di viti alla base dell'attrezzatura (6), bloccata al supporto di afferraggio inferiore (7). In modo simile anche il rullo superiore è montato su sostegni metallici. Per misurare la forza applicata durante la prova, una cella di carico (8) è interposta tra il punzone ed il supporto di afferraggio superiore (9). Il moto dell'attuatore oleodinamico che aziona il punzone è controllato in velocità per mezzo di un LVDT che ne misura lo spostamento istantaneo. Le condizioni di prova sono sintetizzate in Tabella 4.5.

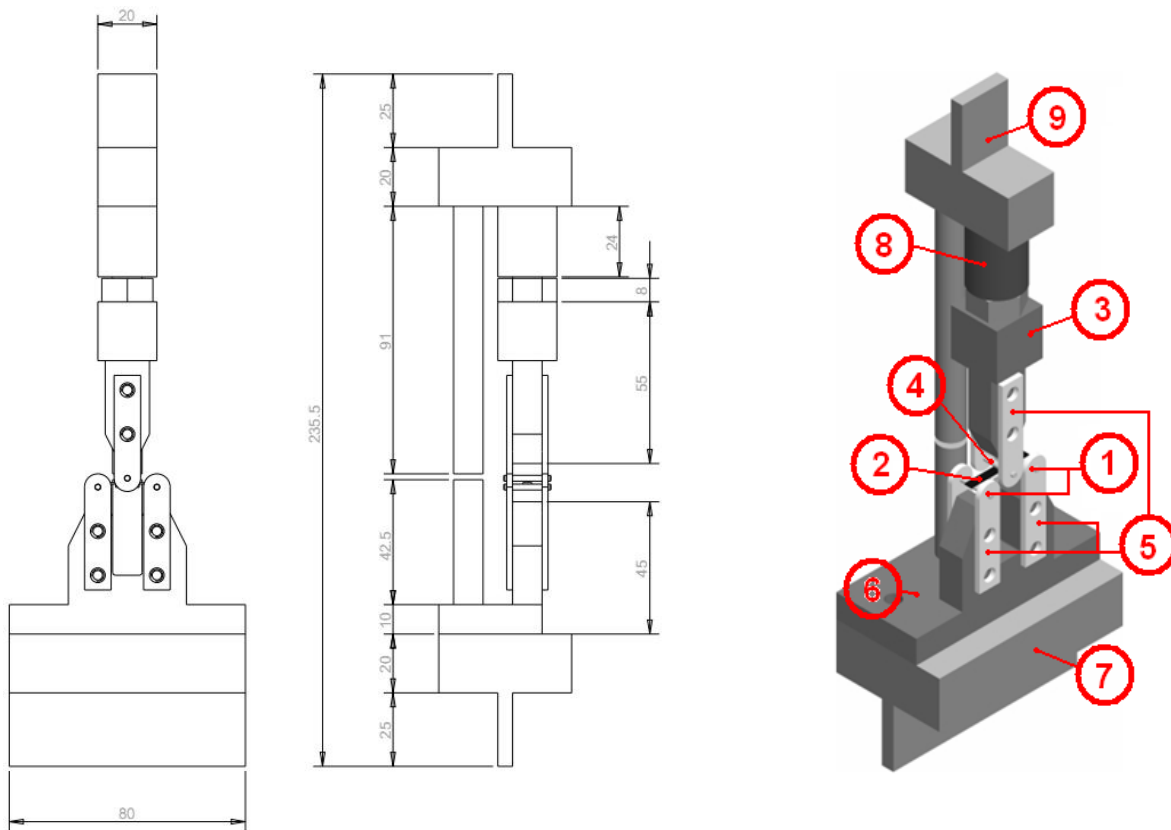
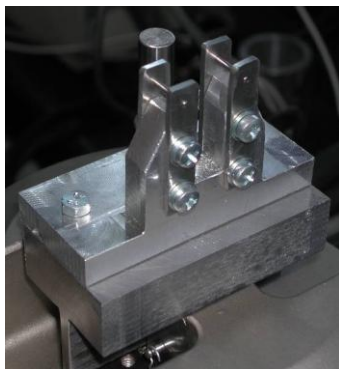
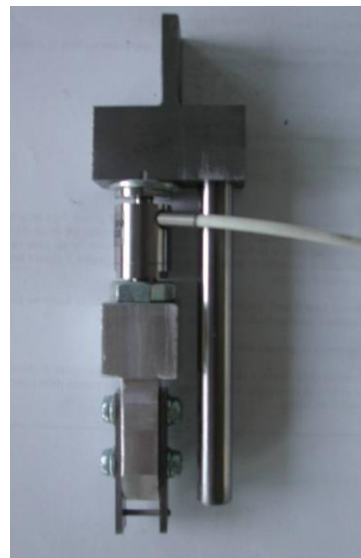


FIGURA 4.8 MODELLO CAD DELL'ATTREZZATURA UTILIZZATA PER LE PROVE DI FLESSIONE



(A)



(B)

**FIGURA 4.9 ATTREZZATURA DI PROVA REALIZZATA:
(A) TELAIO INFERIORE; (B) TELAIO SUPERIORE**

TABELLA 4.5 DISPOSITIVI DI PROVA UTILIZZATI

Dispositivi di prova	
Macchina di prova	MTS MiniBionixII 858
Elettronica della macchina di prova	Testar II m
Cella di carico	XFTC300 S/N433 da 500 N
Velocità di applicazione del carico	1.5 ± 0.5 mm/min

Taratura della cella di carico

La taratura della cella di carico è stata eseguita mediante l'applicazione di pesi di prova certificati (Figura 4.10). Sono eseguite due rampe di carico e scarico ai livelli di carico riportati in Tabella 4.6, registrate le tensioni e calcolata la retta di taratura relativa alla cella di carico. In Figura 4.11 si riportano i risultati ottenuti. Si può notare il comportamento lineare della cella di carico.

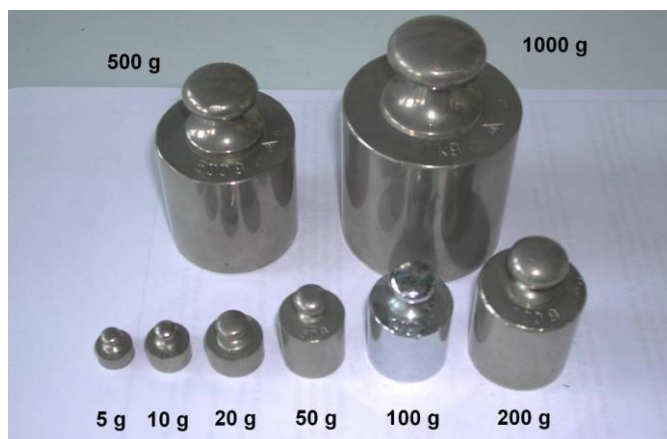


FIGURA 4.10 SERIE DI PESI DI PROVA CERTIFICATI

TABELLA 4.6 CARICHI UTILIZZATI PER LA TARATURA DELLA CELLA DI CARICO: I VALORI SONO ESPRESSE IN KG

0.00	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.07
0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.40	0.50
0.60	0.70	0.80	0.90	1.00	1.20	1.40
1.60	1.80	2.00	2.50	3.00	3.50	kg

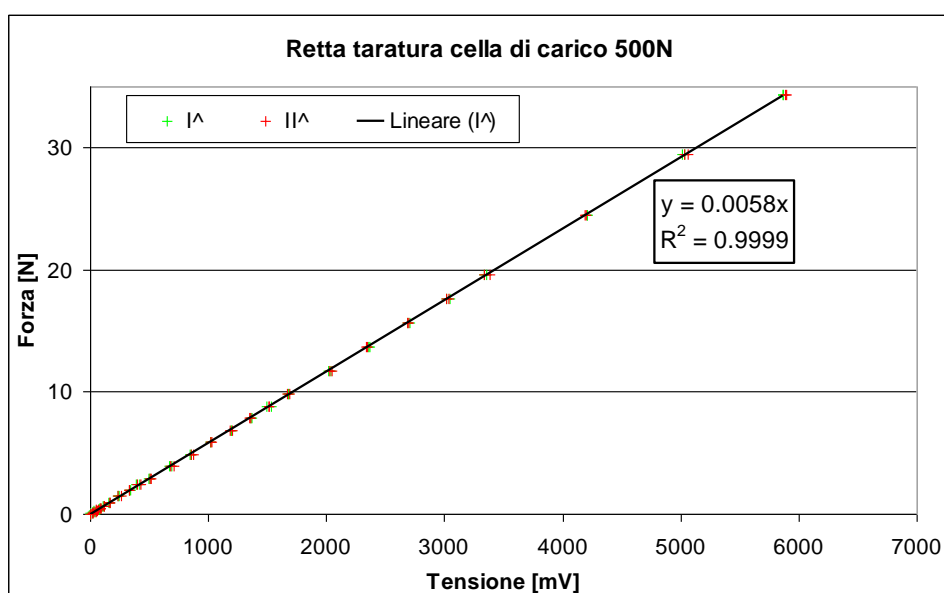
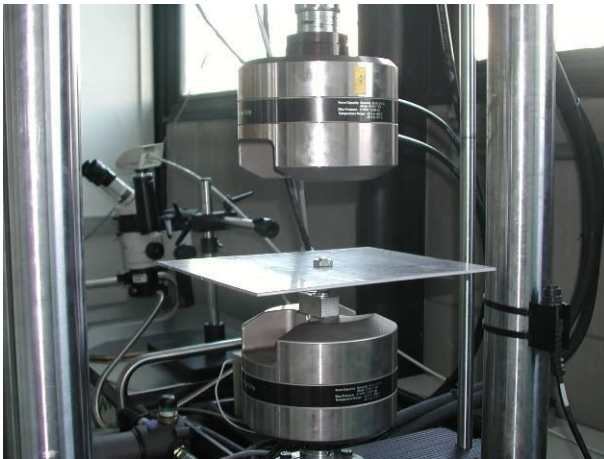
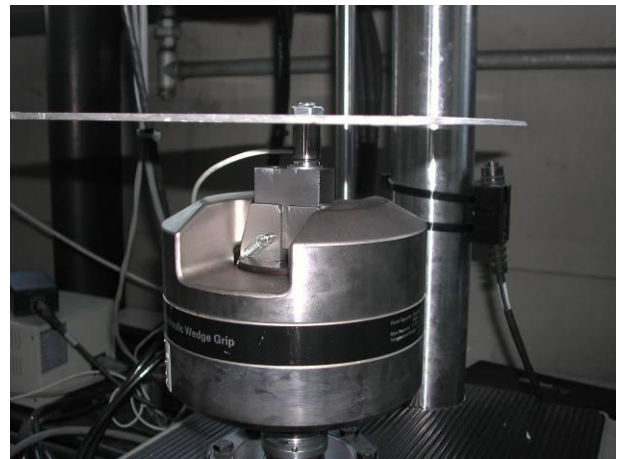


FIGURA 4.11 RETTA DI TARATURA DELLA CELLA DI CARICO

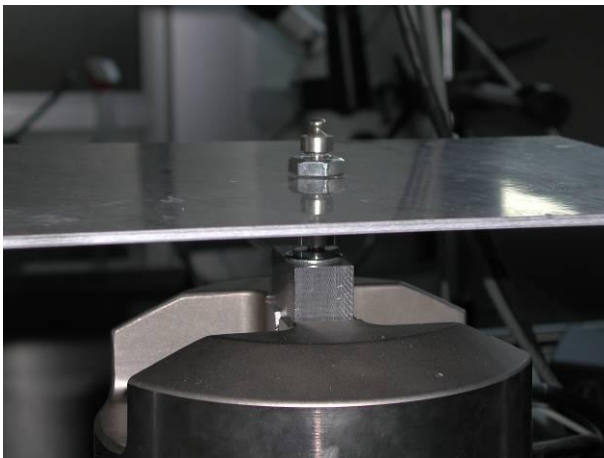
Le immagini di Figura 4.12 documentano alcune fasi dell'operazione di taratura della cella di carico e la disposizione dei pesi sul piatto.



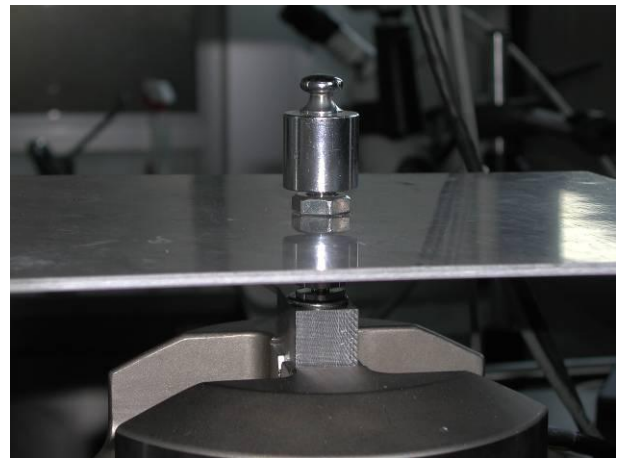
(A)



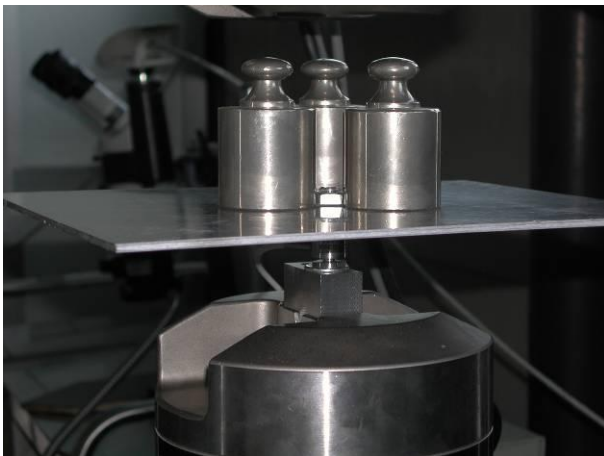
(B)



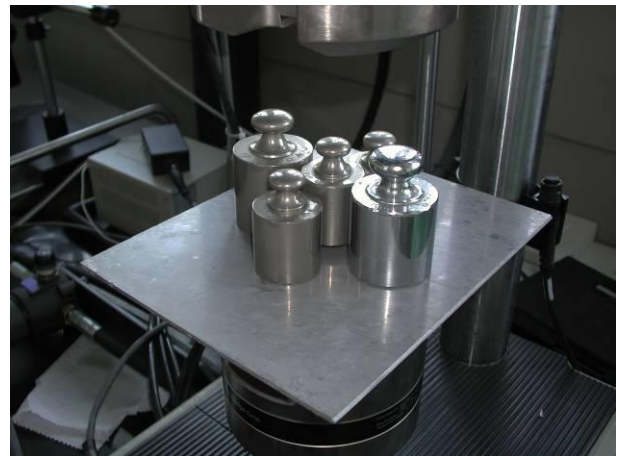
(C)



(D)



(E)



(F)

FIGURA 4.12 TARATURA DELLA CELLA DI CARICO: (A)(B) CONFIGURAZIONE DEL SISTEMA DI TARATURA; (C) APPLICAZIONE PESO DA 5 G; (D) APPLICAZIONE PESO DA 100 G; (E) APPLICAZIONE DI 3 PESI DA 500 G (1,5 KG); (F) APPLICAZIONE DI 3 PESI DA 500 G E 2 DA 1000 G (3,5KG).

Procedura di prova

L'attrezzatura progettata è fissata solidamente al sistema di prova tramite le ganasce oleodinamiche, in modo tale che i supporti ed il punzone siano assialmente privi di giochi, e che il punzone sia centrato rispetto alla posizione dei supporti e con i fianchi paralleli agli stessi. Una volta identificato in modo univoco il provino, esso viene collocato in posizione simmetrica rispetto ai supporti e con lo strato di ceramica rivolto nella direzione opposta

rispetto al punto di applicazione del carico. Eseguito l'azzeramento del sistema di prova si procede con l'applicazione del carico in mezz'ora del provino. La prova è eseguita in controllo di spostamento ad una velocità di 1.5 mm/min fino al manifestarsi del distacco tra lo spessore ceramico e la lamina metallica. Durante la prova, a intervalli di tempo costanti (0,05s) sono registrati i valori istantanei del carico e dello spostamento del punzone tramite la cella di carico e un LVDT. Tali valori sono utilizzati per la definizione del diagramma "carico - spostamento", dai quali si ricavano i carichi ai quali si manifesta il distacco tra la ceramica e il metallo. In Figura 4.13 sono riportate le fasi di identificazione dei provini, di posizionamento di uno di essi sull'attrezzatura di prova ed il momento in cui si manifesta il distacco tra metallo e ceramica.

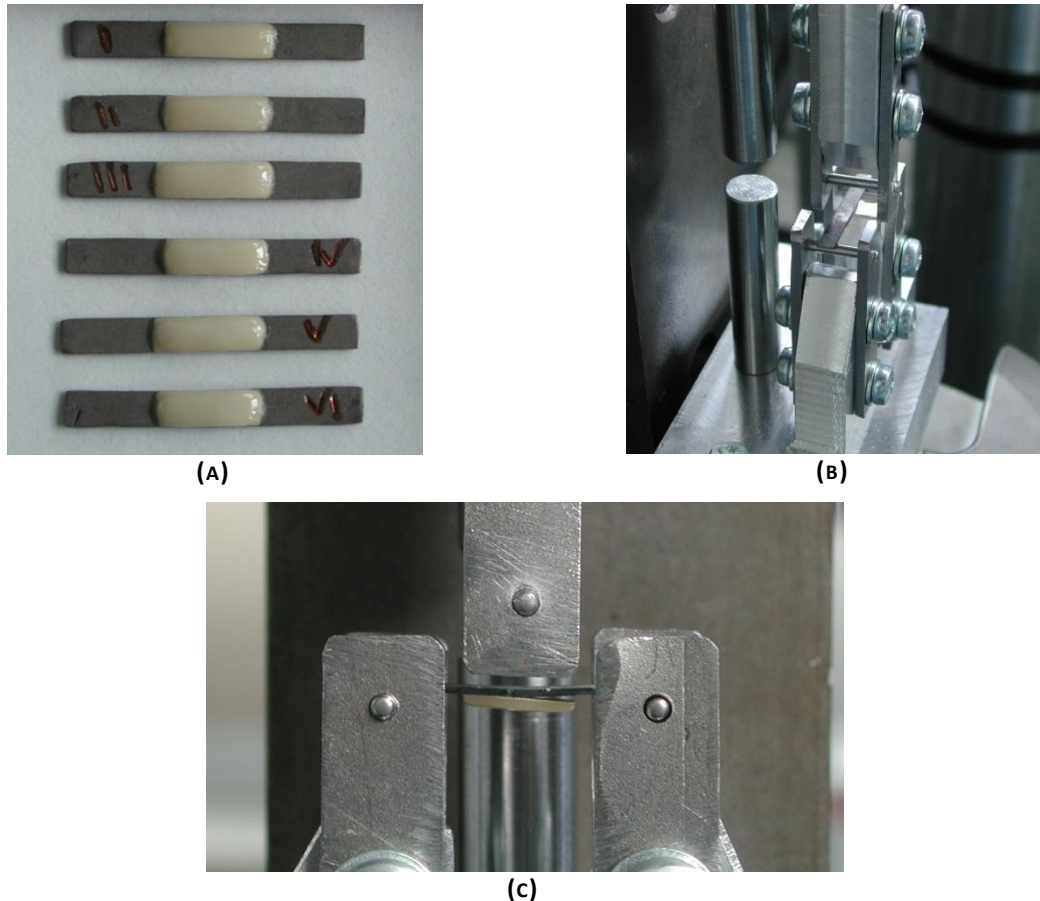
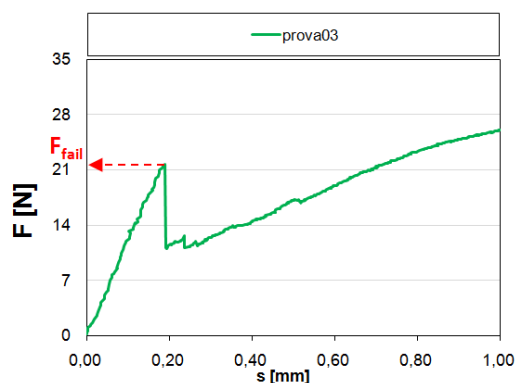


FIGURA 4.13 ESEMPIO DI (A) IDENTIFICAZIONE DEI PROVINI, (B) POSIZIONAMENTO DI UN PROVINO SUI SUPPORTI, (C) DISTACCO TRA CERAMICA E METALLO

Modalità di analisi dei risultati

I risultati per ciascun provino testato riportati mediante diagrammi "carico - spostamento", come mostrato in Figura 4.14, sono stati elaborati per determinare la forza di distacco F_{fail} . Tale forza viene definita in prima analisi identificando il valore massimo di forza misurata nel corso della prova, immediatamente prima di registrare la caduta del carico resistente (superiore al 5%).



**FIGURA 4.14 ESEMPIO DI DIAGRAMMA FORZA-SPOSTAMENTO
RICAVATO DAI DATI OTTENUTI SU UN PROVINO IN LEGA NOBILE**

Il coefficiente di correzione k , che dipende dalle caratteristiche meccaniche della lamina metallica e dallo spessore della stessa, determinato numericamente attraverso l’algoritmo proposto dalla norma UNI EN ISO 9693, come riportato al paragrafo “**Caratterizzazione geometrica**” a pagina 56 ha permesso di determinare la resistenza al distacco τ_b , definita come la resistenza che si sviluppa tra il metallo e la ceramica una volta che quest’ultima è stata fusa sulla lega, mediante la relazione

$$\tau_b = F_{fail} \cdot k \quad (4.1)$$

I risultati ottenuti sono confrontati con i limiti prescritti dalla normativa, che richiede un valore minimo di resistenza al distacco di 25 MPa in determinate condizioni di prova.

4.2.3 RISULTATI

In Appendice VIII sono riportate le curve e i valori misurati delle caratteristiche meccaniche per i sistemi di metallo-ceramica testati.

In Tabella 4.7 si riassumono i risultati medi ottenuti da ciascun laboratorio, indicando il numero di provini ed i valori stimati di F_{fail} e τ_b . Alcuni provini forniti dai laboratori odontotecnici partecipanti alle attività sperimentali del progetto sono risultati non conformi alla geometria proposta. Tali provini sono stati comunque testati ed i risultati sono fatti risaltare mediante asterischi.

TABELLA 4.7 SINTESI DELLE CARATTERISTICHE STIMATE MEDIANTE LE PROVE DI FLESSIONE

Rapporto di prova	n. Provini	E [GPa]	F_{fail} [N]	τ_b [MPa]
RP101	6	126	17*	74*
RP102	4	118	31**	114**
RP103	6	211	26**	73**
RP104	3	132	17	62
RP105	4	100	12	50
RP106	6	133	19	85
RP107	6	211	17	60
RP108	5	200	21	72
RP109	5	170	14	62
RP110	7	180***	16	55
RP111	6	200	22	62

* provini con geometria non conforme causa spessore della ceramica ridotto

** provini con geometria non conforme causa larghezza del provino

*** in mancanza del valore nominale, il valore è stimato delle prove di trazione eseguite sui provini dello stesso materiale

Forza di distacco

In Figura 4.15 è riportato il diagramma dei valori medio, massimo e minimo misurato per la forza di distacco tra metallo e ceramica per i materiali investigati.

La forza di distacco varia tra 14 e 30 N per le leghe al Co-Cr, tra 9 e 34 N per le seconde.

I risultati evidenziano come per le leghe al Co-Cr il valore medio di forza di distacco misurata sia maggiore rispetto a quanto stimato sulle leghe a base d'oro, presumibilmente in merito alle maggiori proprietà di rigidità delle prime. Inoltre i valori più alti sono stati misurati sui provini di geometria non conforme, realizzati con lamine metalliche di 4 mm di larghezza rispetto ai 3 mm nominali previsti, che offrono maggiore forza resistente.

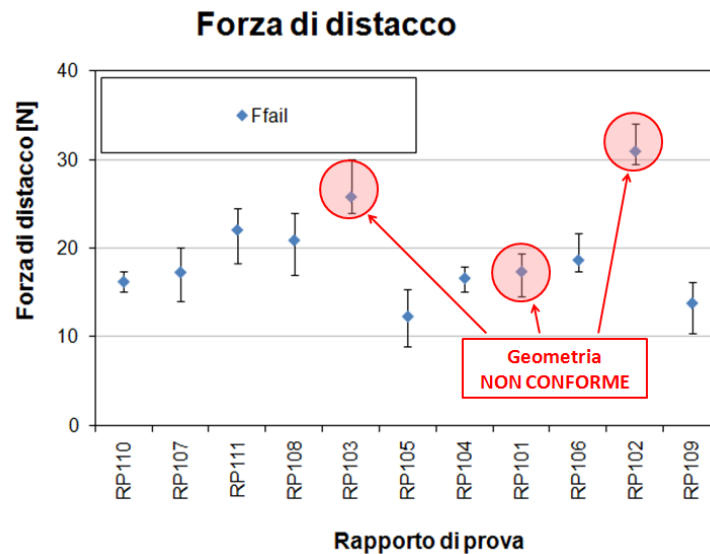


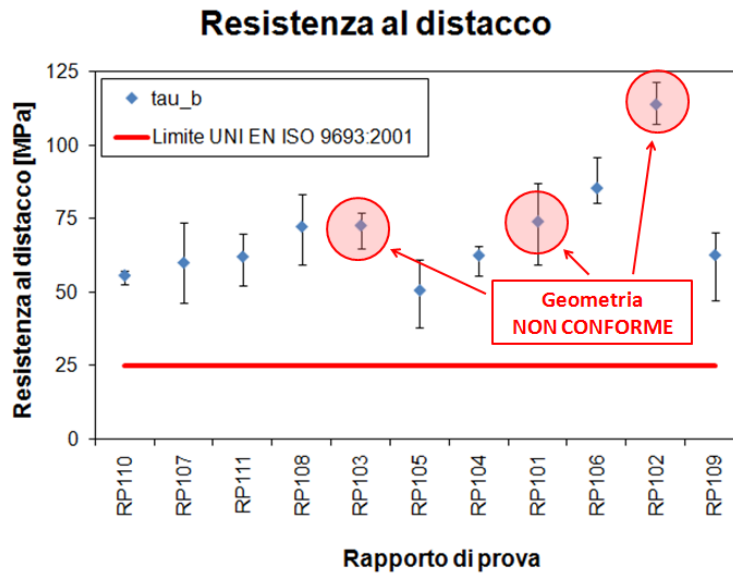
FIGURA 4.15 VALORI STIMATI PER LA FORZA DI DISTACCO E SCOSTAMENTI MASSIMO E MINIMO MISURATI

Resistenza al distacco

In Figura 4.16 è riportato il diagramma dei valori medio, massimo e minimo della resistenza al distacco tra metallo e ceramica per i materiali sottoposti a prova.

La normativa UNI EN ISO 9693, scelta come riferimento, impone il limite minimo di resistenza al distacco pari a 25 MPa. È ben evidente come tutti i provini testati soddisfino i requisiti richiesti in termine di resistenza al distacco tra metallo e ceramica. L'analisi del grafico in Figura 4.16 mette anche in evidenza un'elevata variabilità sulla stima del parametro τ_b per provini dello stesso materiale che potrebbe derivare da difficoltà di controllo del processo.

I risultati non hanno evidenziato differenze sensibili nelle prestazioni dei provini testati al variare dei materiali o dei processi produttivi utilizzati: i valori di resistenza al distacco varia tra 46 e 83 MPa per le leghe al Co-Cr, mentre per i materiali nobili i valori variano tra 38 e 121 MPa. Si fa infine notare come i valori maggiori ottenuti per il parametro analizzato, siano stati ottenuti dai provini con geometria non conforme.



**FIGURA 4.16 VALORI STIMATI PER IL PARAMETRO T_b
E SCOSTAMENTI MASSIMO E MINIMO MISURATI**

4.2.4 DISCUSSIONE

Un forte legame lungo l'interfaccia tra lega e ceramica rappresenta uno dei requisiti essenziali per la durata dei dispositivi dentali in metallo-ceramica. Sono numerosi le modalità di prova che si riscontrano in letteratura, ma in tale lavoro si è sviluppata la prova proposta con lo standard UNI EN ISO 9693, che prevede l'esecuzione di una prova di flessione per tre punti. Per sviluppare tale test è stato necessario progettare un'apposita attrezzatura che permettesse di sollecitare il provino secondo le modalità prescritte dalla normativa.

Le misure delle proprietà di resistenza al distacco per i provini dello stesso gruppo hanno evidenziato un'elevata variabilità sulla stima del parametro τ_b che potrebbe derivare da difficoltà di controllo del processo nella realizzazione dei provini stessi. I laboratori hanno infatti manifestato difficoltà nel rispettare i requisiti geometrici dei provini proposti. In ogni caso tutti i provini testati hanno superato il requisito di resistenza al distacco specificato nella UNI EN ISO 9693 ed i laboratori indagati hanno mostrato un ampio margine di sicurezza nel rispetto di tale limite. Rispetto a quanto riportato in letteratura dove sono analizzate resistenze al distacco che si attestano tra 30 e 35 MPa (28)(40), i valori ottenuti in questo lavoro sono sensibilmente maggiori.

In merito a quanto evidenziato dalla campagna sperimentale si può concludere che le modalità di prova si sono dimostrate adatte a stimare la resistenza al distacco in provini di metallo-ceramica e che se opportunamente integrata nella prassi di laboratorio, la prova di flessione può diventare un efficace strumento per ottenere informazioni rivolte alla valutazione dell'influenza dell'utilizzo di nuovi materiali e l'introduzione di nuovi processi tecnologici sulla resistenza al distacco.

CAPITOLO 5. QUALITÀ DELLA SALDATURA

La precisione del dispositivo realizzato è uno degli aspetti fondamentali per ottenere una protesi duratura. L'aumentare della dimensioni dei ponti usualmente porta all'ottenimento di dispositivi non adeguatamente precisi se prodotti con fusioni in monoblocco (11)(45). La realizzazione di un giunto saldato permette di migliorare il combaciamento della protesi con le preparazioni, ma essendo un processo delicato va a inficiare le caratteristiche di resistenza strutturale del dispositivo. Tale problematica è ulteriormente aggravata se il dispositivo è soggetto a fenomeni di fatica. Nelle protesi dentarie in metallo-ceramica la fatica può essere indotta da cicli di lavoro della sottostruttura causati durante la masticazione. Il fenomeno della fatica comporta una riduzione della resistenza meccanica del dispositivo dovuto alla propagazione di cricche naturali inizialmente presenti nella microstruttura del componente (46). Se da un lato il processo di saldatura permette di migliorare il combaciamento della protesi con le preparazioni, dall'altro ha lo svantaggio che se non eseguito con gli opportuni accorgimenti introduce difetti e soffiature che alterano la struttura del metallo aumentando le criticità di resistenza, sia statica che legate al fenomeno della fatica. Nel seguito si presentano le prove sviluppate per analizzare la resistenza del materiale dentale coinvolto in processi di saldatura e i risultati ottenuti.

5.1 PROCESSI DI SALDATURA

Esistono numerose tecniche di saldatura, ma quelle maggiormente diffuse nei laboratori odontotecnici sono la brasatura/saldatura e la saldatura laser (47).

Le tecniche tradizionali utilizzate nei laboratori odontotecnici per unire tra loro due componenti sono la brasatura (brazing) e la saldatura (soldering) (48); tali procedure consistono nell'apportare un materiale adeguato, scaldandolo mediante cannello, tra i lembi dei componenti da unire. La differenza tra le due tecniche riguarda la temperatura di riscaldamento del metallo d'apporto: per la brasatura le temperature sono prossime ai 450°C e comunque al di sotto della temperatura di solidus del metallo di base (7); il giunto che si crea deriva dalla diffusione del metallo d'apporto nel metallo di base. Per la seconda invece il materiale d'apporto, che viene riscaldato a temperature inferiori ai 400° C, non diffonde nel metallo base e il collegamento avviene solamente come legame meccanico. Quando si realizza il giunto prima dell'applicazione della ceramica sulla sottostruttura si parla di presoldering; se il materiale ceramico è già applicato si parla invece di postsoldering. Tali tecniche sono procedure delicate, soggette a difetti a causa di errori umani; particolare attenzione deve essere fatta alla possibile ossidazione del metallo con l'aria quando si scaldano i metalli e alla formazione della zona termicamente alterata, nella quale la grana cristallina del metallo base risulta alterata, condizione che riduce le caratteristiche di resistenza del dispositivo.

Un'altra tecnica che permette l'unione di più parti consiste nel fondere localmente il metallo di base per mezzo della generazione di un arco elettrico o di un raggio laser. Tale tecnica, chiamata "welding", scalda e raffredda rapidamente le superfici del metallo, alterando le proprietà meccaniche in prossimità del giunto. Poiché non richiede l'utilizzo di materiale d'apporto la resistenza alla corrosione del componente non viene ridotta (47)(49). La saldatura laser si è recentemente diffusa nel settore dentale grazie all'introduzione nei laboratori odontotecnici di saldatrici laser per realizzare giunti per il titanio. La saldatura laser consente di realizzare giunti più rapidamente, rispetto alle tecniche tradizionali, ma

necessita di un maggior controllo dei parametri di saldatura da utilizzare (es. il voltaggio, la durata dell'impulso, la posizione del punto focale, etc.), che se non ottimizzati, portano alla realizzazione di un giunto poco resistente.

5.2 RESISTENZA STATICA DELLA SALDATURA

Obiettivo dell'attività è quella di sviluppare una prova meccanica, in accordo con la normativa, che permetta di stimare le proprietà meccaniche statiche dei giunti saldati. Tale metodologia deve permettere di verificare il rispetto dei requisiti normativi e di valutare differenti processi di saldatura impiegati. La prova deve permettere di ottenere informazioni da utilizzare per la progettazione e la realizzazione in qualità e sicurezza di dispositivi dentali. Nel seguito si descrive in dettagli il metodo adottato e si evidenziano i risultati pervenuti.

5.2.1 STATO DELL'ARTE

Nonostante alcuni autori (11) abbiano verificato la resistenza dei giunti saldati mediante prove di flessione, essendo le protesi soggette a carichi di flessione una volta montate nella bocca del paziente, in questo lavoro la resistenza statica delle saldature è determinata mediante prove di trazione. In ambito dentale infatti l'ente UNI propone la norma UNI EN ISO 9333 (24) per stimare la resistenza statica del giunto saldato. Tale norma prevede di verificare a trazione il provino, constatando che la massima tensione applicata superi il requisito minimo di 350 MPa o il carico unitario di scostamento dalla proporzionalità (0.2%) del metallo utilizzato più debole.

La resistenza di un giunto saldato dipende sia dalla tecnica utilizzata per eseguire la saldatura, sia dal tipo di materiale coinvolto nel processo. Alcuni lavori hanno infatti evidenziato come le saldature al laser siano più performanti rispetto alle saldature tradizionali (50) nella realizzazione di giunti tra leghe cobalto-cromo. Altri autori (47) invece manifestano pareri opposti e evidenziano come i giunti brasati si dimostrino più resistenti; ritengono che i risultati insoliti ottenuti derivino però da una non ottimale scelta dei parametri del laser che non raggiunge il centro del provino, riducendo la sezione resistente effettiva.

In Tabella 5.1, a titolo di esempio, si riportano alcuni valori di resistenza meccanica per vari tipi di materiali metallici e varie tecniche di saldatura solitamente impiegati nel settore dentale.

TABELLA 5.1 ESEMPI DI VALORI DI RESISTENZA MECCANICA A ROTTURA R_M [MPa] REPERIBILI IN LETTERATURA

Tipo di materiale	Fusione	Brasatura	Laser
Lega oro/palladio	450-850 (48)(51)	250-700 (48)(51)(52)	600-700 (48)
Lega Cobalto/Cromo	850-1100 (50)	450-800 (47)(50)	300-1300 (47)(49)(50)
Titanio		200-450 (53)(54)	400-700 (52)

Per la brasatura di leghe al cobalto-cromo il materiale d'apporto può essere sia una lega a base d'oro che un'altra lega al cobalto-cromo con punto di fusione più basso rispetto al metallo di base; è consigliato l'utilizzo della seconda che risulta più resistente alla corrosione e permette di avere giunti meccanicamente più resistenti (55). Altra criticità legata alla presenza di giunti saldati è infatti la resistenza alla corrosione, che oltre a danneggiare le prestazioni estetiche del dispositivo, ne compromette le proprietà fisiche e meccaniche. Poiché lo scopo della prova che si sviluppa è mirato alla sola definizione delle caratteristiche meccaniche di resistenza del giunto saldato, in questo lavoro si trascura l'analisi dei fenomeni di corrosione e ci si limita a determinare la resistenza statica di provini non danneggiati da agenti chimici.

5.2.2 MATERIALI E METODI

Protocollo prove per laboratori odontotecnici

I provini oggetto di indagine sono stati forniti dai laboratori odontotecnici che hanno partecipato al progetto di ricerca. Per ottenere omogeneità nella geometria dei provini sono consegnati ai laboratori odontotecnici i modelli in cera realizzati per le prove di trazione unitamente al “Protocollo per la realizzazione di provini in materiale metallico per prove di verifica della saldatura”, riportato in Appendice IX.

Caratteristiche dei provini realizzati

L'indagine ha riguardato un totale di 13 provini, realizzati da un unico laboratorio odontotecnico. I provini, ottenuti utilizzando il processo di fusione a cera persa, sono stati tagliati e le superfici di taglio rettificate rendendole piane. Le due parti della fusione separate sono state allineate e saldate secondo le procedure consolidate del laboratorio indagato. Alcuni provini sono stati collegati realizzando una brasatura, altri invece sono stati saldati al laser. In Tabella 5.2 si riassumono le principali caratteristiche meccaniche e la composizione chimica dei materiali utilizzati; in Tabella 5.3 si riportano i processi di saldatura impiegati per i vari provini.

TABELLA 5.2 COMPOSIZIONE CHIMICA DEI MATERIALI METALLICI IMPIEGATI NELLA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Materiale metallico	Lab. ODT	R _m [MPa]	E [GPa]	Elementi presenti nella lega							
				Cr	Co	Mo	Fe	Mn	Si	Ta	W
di base	10	950	230	31	58	3.5	-	-	1.5	1	5
di apporto	10	n.p.	n.p.	29	62	4	-	<5	<5	-	-

TABELLA 5.3 PROCESSO DI SALDATURA IMPIEGATO

Rapporto di prova	Laboratorio Odontotecnico	n° provini	Processo di saldatura
RP201	10	9	Brasatura
RP202	10	4	Saldatura laser

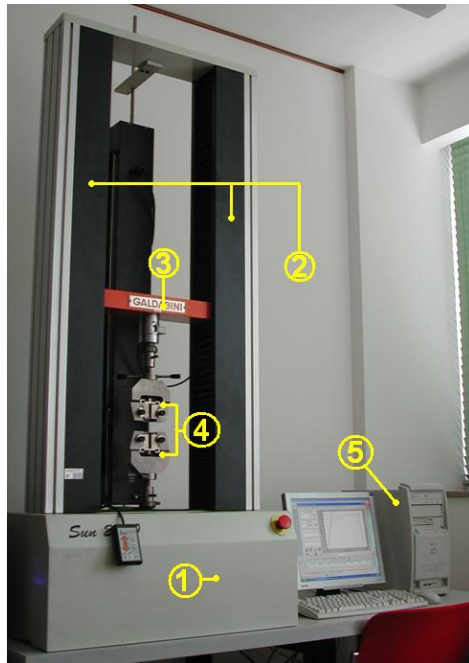
Caratterizzazione geometrica

La caratterizzazione geometrica dei provini è stata eseguita come presentata al paragrafo 3.3.2. Per ciascun provino l'analisi geometrica è concentrata sulla determinazione del diametro medio, necessario per la stima delle caratteristiche di resistenza a rottura.

Caratterizzazione meccanica

Apparato di prova

La macchina di prova per prove di trazione assiali impiegata per la determinazione della resistenza a rottura statica dei giunti saldati è la Galdabini Sun2500 equipaggiata con una cella di carico da 25kN, riportata in Figura 5.1. La macchina è composta da un basamento (1) sul quale sono disposte due colonne verticali (2). Il sistema di attuazione del carico è di tipo elettromeccanico ed avviene con motore elettrico e viti a ricircolo di sfere poste nelle colonne verticali. Lo scorrimento della traversa mobile orizzontale (3) determina l'allontanamento delle morse di afferraggio (4). L'utente interagisce con il sistema di prova attraverso un'unità hardware (5), equipaggiata con il software Sun GraphWork 2.0, e collegata all'elettronica di controllo con linea seriale. L'elettronica di controllo realizza tutte le funzioni di regolazione, controllo e acquisizione dei segnali in uscita dei trasduttori di forza, deformazione e corsa. Il sistema di rilevazione del carico utilizza una cella di carico con possibilità di lavoro nei due sensi, trazione e compressione. La macchina di prova Sun2500 è munita di certificato di taratura SIT, n. 162-09F emesso il 14 aprile 2009.



(A)



(B)

**FIGURA 5.1 DISPOSITIVO DI PROVA:
(A) GALDABINI SUN2500 (B) PARTICOLARE DELLA CELLA DI CARICO**

Modalità di prova

Identificato in modo univoco il provino e fissato tra i cunei di afferraggio si procede con l'azzeramento del sistema e l'applicazione del carico di trazione. Le modalità e i parametri di prova sono in accordo con quanto riportato nello standard UNI EN ISO 9333. La prova viene eseguita in controllo di spostamento con una velocità di allontanamento tra le ganasce di 1.5 ± 0.5 mm/min fino al manifestarsi della rottura del provino.

Durante la prova sono registrati i valori istantanei di forza e spostamento, utilizzati per la determinazione delle curve di trazione "forza-spostamento".

Modalità di analisi dei risultati

Obiettivo della prova era valutare la resistenza a rottura dei provini saldati per confrontare i valori ottenuti con il requisito normativo limite (350 MPa). Per tale ragione si sono determinati gli sforzi agenti sul provino, ed è stato determinato il valore massimo di tensione registrato durante la prova. Per ciascun processo è determinato il valore medio, il valore massimo ed il valore minimo misurati. L'analisi dei risultati ha riguardato il confronto tra i valori di resistenza a rottura misurati e i requisiti normativi. In parallelo viene valutato in modo statistico l'impiego dei differenti processi impiegati per realizzare i giunti saldati, applicando l'approccio dell'analisi di varianza (ANOVA) ad un fattore (identificato nel processo di saldatura impiegato). Tale analisi, sviluppata in Microsoft Excel, ha previsto due livelli, identificati nel processo di brasatura e di saldatura laser. L'influenza del fattore è stata verificata con un livello di significatività $\alpha=0.05$ a cui corrisponde un livello di confidenza del 95%.

5.2.3 RISULTATI

I risultati per ciascun provino sono riassunti in Appendice X. Tutte le rotture sono avvenute in corrispondenza del giunto saldato, ad eccezione del primo provino con saldatura laser, che ha manifestato la resistenza a rottura massima, pari a 826 MPa, il linea con le resistenze evidenziate dalle fusioni (Tabella 3.8). I valori di resistenza misurati sulle saldature laser sono

in accordo con quanto reperito in letteratura (Tabella 5.1); la stessa cosa non si può dire sui risultati stimati per i giunti brasati che risultano essere molto inferiori a quanto riportato in letteratura.

In Tabella 5.4 si riportano le caratteristiche geometriche determinate per i provini analizzati. In Tabella 5.5 e Figura 5.2 si riportano il valore medio, la deviazione standard, il valore massimo e il valore minimo stimati per il parametro R_m per i processi di saldatura impiegati.

La norma UNI EN ISO 9333 impone il limite minimo di resistenza a rottura pari a 350 MPa; i risultati hanno evidenziato che i giunti ottenuti per saldatura laser hanno sempre rispettato tale requisito e la dispersione dei dati è limitata, mentre l'operazione di brasatura si è dimostrata critica per il laboratorio indagato: in 6 casi di 9 i provini non hanno soddisfatto il limite imposto dalla norma, come evidenziato in Tabella 5.6.

Al fine di indagare l'insolito comportamento dei provini brasati, le sezioni di rottura sono analizzate mediante l'utilizzo di un microscopio ottico a 40 ingrandimenti: le saldature laser, in accordo con lavori precedenti (48), hanno evidenziato la presenza di difetti interni e cavità che si instaurano con il processo; le sezioni dei giunti brasati, ad eccezione di alcuni casi, non hanno evidenziato difetti tali da giustificare gli scarsi risultati di resistenza che hanno manifestato i provini. Per tale ragione si ritiene necessario approfondire lo studio, indagando innanzitutto l'idoneità del materiale d'apporto utilizzato. Nelle immagini di Figura 5.3 si presentano esempi delle sezioni analizzate.

TABELLA 5.4 DIAMETRI MEDI MISURATI PER CIASCUN PROVINO TESTATO

Tipo di processo	giunti brasati									saldature laser			
	01	02	03	04	05	06	07	08	09	01	02	03	04
n° provino diametro medio [mm]	2.85	2.73	2.76	2.72	2.71	2.88	2.77	2.83	2.80	2.82	2.83	2.91	3.00

TABELLA 5.5 RISULTATI MEDI, DEVIATION STANDARD, VALORI MASSIMI E MINIMI STIMATI SUI PROVINI TESTATI

Rapporto prova	n° provini	Processo saldatura	R_m medio [MPa]	dev. standard [MPa]	R_m max [MPa]	R_m min [MPa]
RP201	9	Brasatura	246	154	457	53
RP202	4	Laser	700	86	826	635

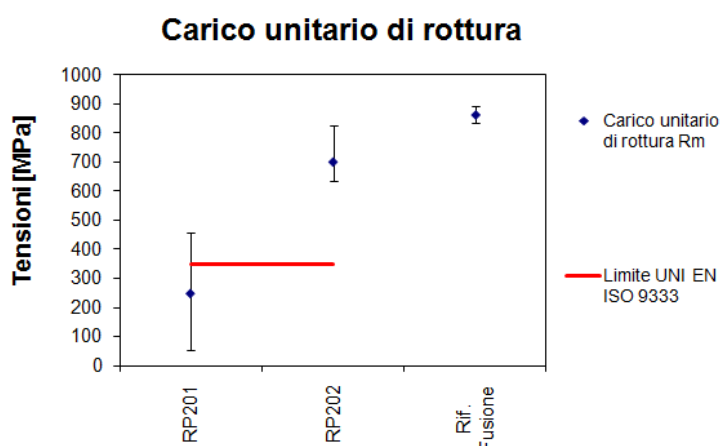


FIGURA 5.2 VALORI MEDIO, MASSIMO, MINIMO E LIMITE NORMATIVO PER IL PARAMETRO R_m

TABELLA 5.6 SUPERAMENTO DEL LIMITE A ROTTURA DI 350 MPa RICHIESTO DALLA NORMATIVA UNI EN ISO 9333

Tipo di processo	giunti brasati									saldature laser			
n° provino	01	02	03	04	05	06	07	08	09	01	02	03	04
rispetto del requisito	NO	NO	SI	NO	NO	NO	SI	NO	SI	SI	SI	SI	SI

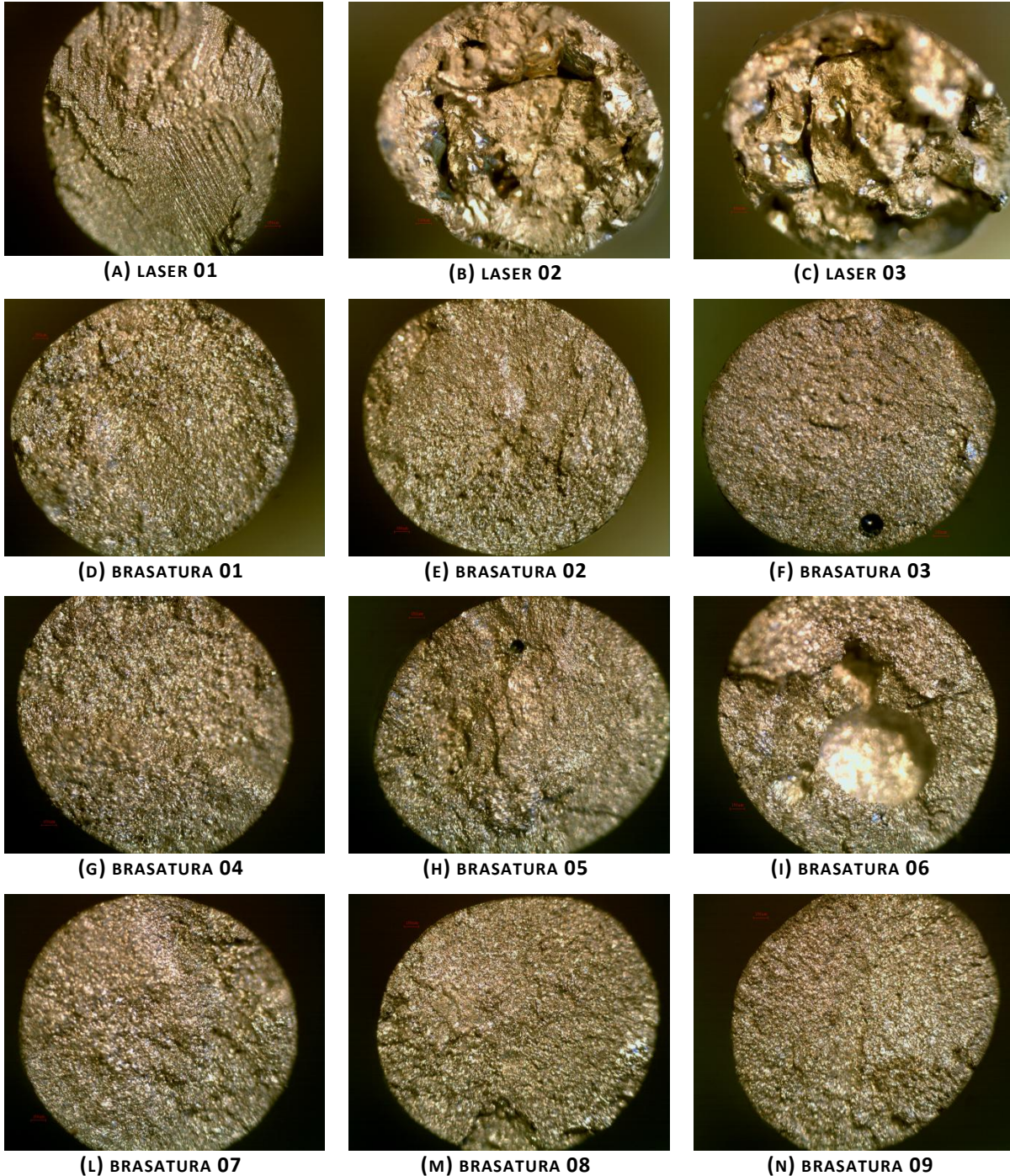


FIGURA 5.3 ANALISI AL MICROSCOPIO OTTICO DELLE SEZIONI DI ROTTURA: (A)(B)(C) SALDATURE LASER, (D)(E)(F)(G)(H)(I)(L)(M)(N) BRASATURE. SI EVIDENZIA LA ROTTURA FUORI DALLA ZONA DI SALDATURA IN (A) E LE CAVITÀ PRESENTI NEI GIUNTI SALDATI LASER (B)(C). LE BRASATURE HANNO EVIDENZIATO SUPERFICI DI FRATTURA ESENTI DA DIFETTI AD ECCEZIONE DI (F) E (H) CHE PRESENTANO BOLLE DI ENTITÀ TALE DA NON GIUSTIFICARE I RISULTATI DELLE PROVE, ED (I) CON BOLLE CHE RIDUCONO NOTEVOLMENTE LE DIMENSIONI DELLA SEZIONE DI RESISTENZA IN CORRISPONDENZA DELLA SALDATURA.

L'analisi di varianza ha evidenziato l'influenza del processo di saldatura sui risultati della prova. La tabella di sintesi dell'analisi è riportata in Figura 5.4. La determinazione di un valore di significatività $P < 0.05$ indica che l'ipotesi iniziale H_0 , che riguardava la non influenza del processo di saldatura, è rifiutata.

Analisi varianza: ad un fattore						
RIEPILOGO						
<i>Gruppi</i>	<i>Conteggio</i>	<i>Somma</i>	<i>Media</i>	<i>Varianza</i>		
Giunti brasati	9	2217.31	246.3677	23610.47		
Saldature laser	4	2800.367	700.0918	7320.189		
ANALISI VARIANZA						
<i>Origine della variazione</i>	<i>SQ</i>	<i>gdl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>P</i>	<i>F crit</i>
Tra gruppi	570089.2	1	570089.2	29.74223	0.0002	4.844336
In gruppi	210844.3	11	19167.67			
Totale	780933.5	12				

FIGURA 5.4 TABELLA ANOVA PER LA VALUTAZIONE DELL'INFLUENZA DEL PROCESSO PRODUTTIVO

5.2.4 DISCUSSIONE

La realizzazione di un giunto saldato permette di migliorare il combaciamento della protesi con le preparazioni, ma essendo un processo delicato va a ridurre le caratteristiche di resistenza strutturale del dispositivo. Tale comportamento è stato evidenziato sia dai provini saldati laser che da quelli brasati. Le fratture si sono manifestate in corrispondenza della zona di saldatura, sia essa laser o brasatura a conferma della criticità del processo.

I risultati hanno evidenziato come per il laboratorio indagato il processo di saldatura laser sia un processo sicuro che permette di realizzare dispositivi di qualità. Il processo di brasatura è risultato invece essere un processo critico per il laboratorio odontotecnico, che potrebbe non garantire la realizzazione di dispositivi funzionali e sicuri per il paziente. In taluni casi i giunti analizzati presentavano porosità e inclusioni in corrispondenza della brasatura. Tali difetti, che sono frequentemente rilevati quando si utilizzano tecniche di brasatura (11)(52) hanno un aspetto negativo per le caratteristiche di resistenza del giunto che risultano compromesse. Tali aspetti possono anche essere la causa dell'elevata variabilità di risultati ottenuti sui provini brasati. Si ritiene pertanto necessario un approfondimento mirato ad indagare le criticità del processo di brasatura per il laboratorio.

La metodologia di prova proposta si è dimostrata adatta a stimare le proprietà di resistenza a rottura dei dispositivi saldati. In merito a quanto evidenziato dalla campagna sperimentale si può concludere che se opportunamente integrato nella prassi di laboratorio, la prova diviene un efficace strumento per ottenere informazioni sulla qualità del processo di saldatura utilizzato per la realizzazione dei dispositivi e può essere utilizzata anche per analizzare l'influenza della scelta dei materiali o della scelta dei processi di saldatura impiegati.

5.3 RESISTENZA A FATICA DELLA SALDATURA

Obiettivo dell'attività è quella di sviluppare una prova meccanica che permetta di stimare le caratteristiche a fatica di giunti saldati, per valutare il processo di saldatura impiegato. La prova deve permettere di ottenere informazioni da utilizzare per la progettazione e la realizzazione in qualità e sicurezza di dispositivi dentali, per tale ragione la fatica dei giunti saldati viene studiata stimando curve di Wöhler.

5.3.1 STATO DELL'ARTE

I difetti strutturali del collegamento saldato assumono maggior importanza, rispetto al caso della resistenza statica, se il componente è soggetto a carichi ciclici significativi (56). In corrispondenza delle zone di saldatura aumenta infatti la possibilità di avere porosità e inclusioni, che determinano concentrazione di tensioni e inneschi di cricca. I lavori che analizzano la resistenza a fatica di giunti saldati infatti evidenziano come a parità di carico applicato, la vita del componente sia ridotta rispetto ai componenti non saldati.

Buschang et al. (57) hanno analizzato la cinematica masticatoria su diverse persone rilevando frequenze di masticazione medie di 0.835 ms per i maschi e 0.973 ms per le femmine. Tali valori lasciano dedurre che in una giornata un dispositivo dentale sia soggetto a migliaia di sollecitazioni cicliche. Alcuni studi stimano che un dispositivo sia stressato da 2×10^5 cicli di masticazione all'anno e che pertanto, se si considerano 10 anni di utilizzo clinico, la protesi viene sollecitata per 2 milioni di cicli (58); altri autori invece ritengono che mediamente le protesi devono durare per almeno 10 milioni di carichi ciclici (59). Nonostante le protesi fisse in metallo-ceramica dal punto di vista della durata risultano clinicamente sicure, mostrando una durata di 10 anni nel 90% dei casi (59), si ritiene che lo sviluppo di una prova di fatica possa consentire all'odontotecnico di conoscere meglio il proprio prodotto e di valutare le decisioni progettuali relative alla selezione dei materiali e dei processi più idonei per la realizzazione dei giunti saldati. Teoh (60) classifica i principali metodi per studiare il comportamento a fatica di un dispositivo dentale in:

- a) Approccio tensione/vita (S/N): usato prevalentemente per monitorare i processi e il comportamento di materiali introdotti in produzione; sono utilizzati campioni con geometria semplice, ai quali sono applicati sforzi ciclici.
- b) Approccio della meccanica della frattura: viene utilizzato per caratterizzare materiali fragili, quali possono essere le ceramiche o i compositi; i provini sono criccati e sollecitati ciclicamente.
- c) Approccio fatica-usura: permette di caratterizzare il campione sottoponendolo a condizioni di prova che simulano gli sforzi reali (ad esempio con profili di carico multiassiali).

Poiché l'obiettivo del lavoro è proprio quello di monitorare i processi di realizzazione delle saldature su materiali che non sono fragili è sviluppata una campagna sperimentale basata sul primo approccio. Esso consiste nel sollecitare ciclicamente dei provini a diverse ampiezze di carico registrando il numero di cicli che hanno portato a rottura l'elemento. A riferimento la normativa UNI 3964 (61) descrive i principi generali della prova di fatica a temperatura ambiente, utilizzata in ambiti industriali.

La fatica dei biomateriali è stata studiata approfonditamente. Niinomi (62) riporta in una review valori tipici per il limite di fatica in aria di numerosi biomateriali. Lo schema di sintesi è riportato in Figura 5.5. È evidenziato come i limiti per ciascuna classe di materiale risultino molto dispersi poiché il processo di fabbricazione, le condizioni di superficie del campione, la microstruttura e le condizioni di prova influenzano i risultati della prova. I materiali che manifestano una più elevata resistenza a fatica sono le leghe al cobalto, mentre gli acciai

inossidabili presentano le caratteristiche meccaniche inferiori. Nello stesso lavoro è anche evidenziato come i fenomeni di corrosione legati alla presenza di liquidi organici associati a sollecitazioni cicliche riducano ulteriormente il limite a fatica del materiale.

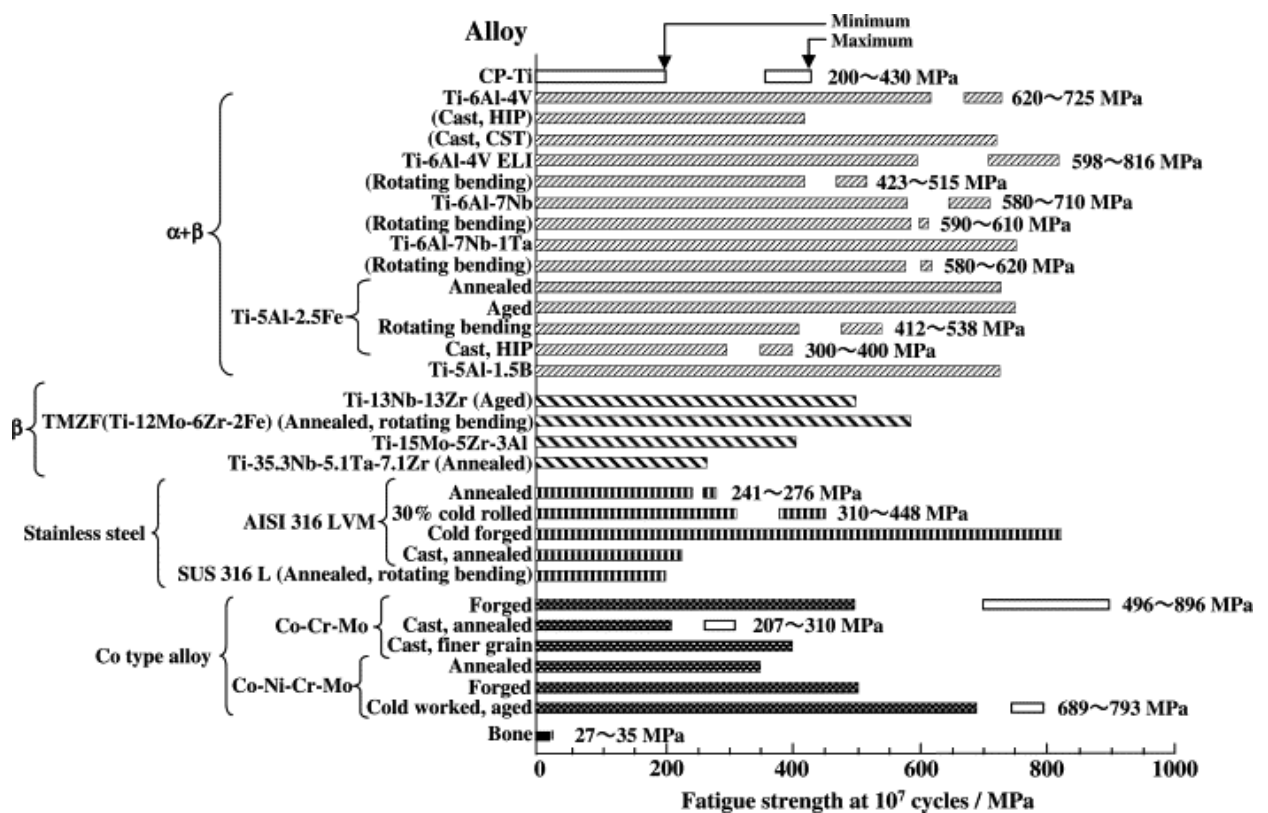


FIGURA 5.5 VALORI TIPICI DI RESISTENZA A FATICA IN ARIA PER I BIOMATERIALI(62)

Per analizzare la fatica nei materiali dentali, in mancanza di una normativa di riferimento in ambito dentale, in letteratura sono riportate svariate modalità di prova che si differenziano per la tipologie di carico applicato e la forma del provino; molti lavori sollecitano i provini a flessione rotante (rotary test), essendo tale metodo di più facile ed economica esecuzione: un provino di sezione circolare viene vincolato ad una estremità e caricato con una forza costante sull'altra estremità. Quando il provino è messo in rotazione, il carico sollecita le sezioni del provino con cicli sinusoidali di trazione/compressione. Un esempio di utilizzo di tale modalità di prova applicata in ambito dentale è riportata in (48). Alcuni lavori hanno eseguito test sollecitando i provini a flessione con cicli di carico sinusoidali alterni (58), mentre Wiskott et al. (63) hanno realizzato un sistema di prova in grado di sollecitare il provino con un onda quadra unidirezionale. Le prove possono anche prevedere di sollecitare il provino con sollecitazioni cicliche di trazione assiale: il fenomeno della fatica è tanto più gravoso quanto maggiore è il volume del provino sollecitato; per tale ragione tale modalità di prova risulta la più critica per la resistenza del componente (64).

A seconda che si voglia analizzare il limite a fatica del materiale o si voglia stimare la resistenza per durate a termine, si possono identificare due modalità di prove: la prima prevede di sollecitare i provini nell'intorno del limite a fatica presunto, con serie di livelli di ampiezze di tensione distanziati di una quantità prefissata (metodo stair-case), come riportato in (65) e (66). Stabilito il numero di cicli di sollecitazione, se il primo provino, sollecitato ad un livello di carico prossimo al limite di fatica stimato, non arriva a rottura, si testa il successivo incrementando il carico del valore prefissato; in caso contrario il provino successivo viene sollecitato ad un livello di ampiezza di carico inferiore. Si procede come

descritto fino all'esaurimento dei provini. Per stimare la resistenza per durate a termine, invece, l'obiettivo in generale è quello di determinare il tratto inclinato della curva di Wöhler; di conseguenza le prove saranno eseguite a diversi livelli di carico, superiori al limite di fatica, e saranno registrati per ciascun provino il numero di cicli ai quali si è manifestata la rottura.

5.3.2 MATERIALI E METODI

Nei paragrafi successivi si presentano in sintesi le fasi di realizzazione e le caratteristiche dei provini oggetto dell'indagine, la macchina di prova ed il metodo di prova utilizzato per la caratterizzazione a fatica dei giunti saldati.

Protocollo prove per laboratori odontotecnici

I provini oggetto di indagine sono stati forniti dai laboratori odontotecnici che hanno partecipato al progetto di ricerca. Per ottenere omogeneità nella geometria dei provini sono consegnati ai laboratori odontotecnici i modelli in cera realizzati per le prove di trazione unitamente al "Protocollo per la realizzazione di provini in materiale metallico per prove di verifica della saldatura", riportato in Appendice IX.

Caratteristiche dei provini realizzati

Al fine di valutare le caratteristiche meccaniche a fatica delle saldature e confrontarle con quelle delle fusioni, un laboratorio ha realizzato 14 fusioni mediante il processo di fusione a cera persa. Otto di queste fusioni sono state sezionate e saldate mediante tecnologia laser. Le saldature sono state ottenute secondo le procedure del laboratorio odontotecnico. Si è scelto di indagare tale tecnologia in quanto in (48), in cui si confrontano i risultati derivanti da più processi di lavorazione, si mette in luce il fatto che nonostante le saldature laser, rispetto ai processi tradizionali, presentino una più alta resistenza statica, a fatica risultano più deboli a causa della presenza di difetti e cavità in corrispondenza della saldatura stessa. Inoltre i risultati poco rassicuranti evidenziati dalle prove statiche sui giunti brasati hanno portato a escludere da questa prima analisi il processo di brasatura.

In Tabella 5.7 viene indicato il tipo di processo utilizzato per i provini realizzati. La composizione della lega utilizzata viene riportata in Tabella 5.8.

TABELLA 5.7 DENOMINAZIONE DEI PROVINI E PROCESSI UTILIZZATI PER LA LORO REALIZZAZIONE

Rapp. Prova	Lab. ODT	Materiale Metallico	Tipo	n° provini	Processo produttivo
RP301	10	n	Tipo 5	1	Fusione
RP302	10	n	Tipo 5	1	Fusione
RP303	10	n	Tipo 5	1	Fusione
RP304	10	n	Tipo 5	1	Fusione
RP305	10	n	Tipo 5	1	Fusione
RP306	10	n	Tipo 5	1	Fusione
RP307	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser
RP308	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser
RP309	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser
RP310	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser
RP311	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser
RP312	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser
RP313	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser
RP314	10	n	Tipo 5	1	Saldatura laser

TABELLA 5.8 COMPOSIZIONE CHIMICA DEI MATERIALI METALLICI “NON NOBILI” UTILIZZATI PER LA REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Lab. ODT	Materiale Metallico	Tipo	Elementi presenti nella lega							
			Cr	Co	Mo	Fe	Mn	Si	Ta	W
10	n	Tipo 5	31	58	3.5	-	-	1.5	1	5

Caratterizzazione meccanica

In mancanza di una normativa di riferimento le modalità di prova e i parametri di prova sono riportati nel seguito.

Apparato di prova

La prova a fatica per la verifica delle proprietà meccaniche dei giunti saldati è effettuata mediante la macchina universale per prove di trazione MTS 858 Mini Bionix II, descritta precedentemente e riportata in Figura 3.15. La macchina è equipaggiata con la cella di carico da 15 kN. L'afferraggio del provino avviene mediante le ganasce oleodinamiche in corrispondenza delle superfici cilindriche dei codoli. L'andamento ciclico della sollecitazione è assistito dall'elettronica di controllo della macchina di prova, Testar II m, che consente di variare la forza applicata al provino in modo continuo.

Procedura di prova

Una volta identificato in modo univoco il provino, fissato nell'apparato di prova e azzerato il sistema, si procede con l'applicazione del carico. Poiché le forze masticatorie generano vettori di forza unidirezionali (63) le prove sono state eseguite in controllo di forza applicando cicli di carico di trazione di tipo sinusoidale con rapporto di ciclo

$$R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} = 0 \quad (5.1)$$

Le prove sono state eseguite fino al manifestarsi della rottura del provino o per raggiungimento dei 2 milioni di cicli di sollecitazione. Durante la prova viene costantemente monitorata la forza di applicazione del carico e registrato il numero di cicli effettuato. Inoltre, in corrispondenza dei cicli n° 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800, 900, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000, 6000, 7000, 8000, 9000, 10000, 20000, etc. sono registrati i valori di forza e spostamento misurati rispettivamente mediante la cella di carico e l'LVDT. Tali valori permettono di analizzare la variazione di rigidità del materiale durante l'intera prova.

La prova, che aveva lo scopo di approssimare una curva di Wöhler, prevede di sollecitare i provini a diversi livelli di carico, superiori al limite di fatica. Nella scelta dell'applicazione del carico è stata posta attenzione che l'ampiezza di sollecitazione σ_a fosse minore rispetto alla resistenza statica del materiale del provino. Poiché una delle criticità delle prove a fatica è legata al tempo impiegato per portare a rottura i provini a bassi carichi, i provini in esame sono sollecitati con frequenze di prova di 30 Hz.

I parametri di prova per ciascun provino sono riportati in Tabella 5.9.

TABELLA 5.9 DENOMINAZIONE DEI PROVINI E PROCESSI UTILIZZATI PER LA LORO REALIZZAZIONE

Rapp. Prova	Processo produttivo	Rapporto di ciclo R	Forza massima F_{max} [N]	Forza minimo F_{min} [N]	Sforzo massimo σ_{max} [MPa]	Sforzo minimo σ_{min} [MPa]	Frequenza di prova f [Hz]
RP301	Fusione	0	3500	0	495.15	0	30
RP302	Fusione	0	3500	0	495.15	0	30
RP303	Fusione	0	2500	0	353.68	0	30
RP304	Fusione	0	2500	0	353.68	0	30
RP305	Fusione	0	4000	0	565.88	0	30
RP306	Fusione	0	3000	0	424.41	0	30
RP307	Saldatura laser	0	3500	0	495.15	0	30
RP308	Saldatura laser	0	3500	0	495.15	0	30
RP309	Saldatura laser	0	2500	0	353.68	0	30
RP310	Saldatura laser	0	2000	0	282.94	0	30
RP311	Saldatura laser	0	1500	0	212.21	0	30
RP312	Saldatura laser	0	3000	0	424.41	0	30
RP313	Saldatura laser	0	3000	0	424.41	0	30
RP314	Saldatura laser	0	1100	0	155.62	0	30

Analisi dei risultati

Al fine di approssimare una curva di Wöhler per i provini saldati e confrontarla con quella ottenuta per i provini realizzati mediante fusione, sono diagrammati per ciascun provino i valori delle ampiezze di sollecitazione in funzione del numero di cicli a rottura registrati, riportando tali valori in una rappresentazione doppio logaritmica con $\log_{10}\sigma_a$ sulle ordinate e $\log_{10}N$ nelle ascisse. Così facendo è possibile approssimare la resistenza a fatica del materiale a vita a termine mediante una retta. In assenza di dati sperimentali, in accordo con (64) si assume 2 milioni di cicli quale limite di fatica, mentre il limite superiore della curva è considerato a 10^3 cicli.

I dati sono elaborati mediante il software *Faticaw* che, considerando una distribuzione gaussiana dei risultati sperimentali, approssima il tratto inclinato della curva di Wöhler basandosi sulla relazione

$$N\sigma_a^k = cost \quad (5.2)$$

e determina in modo automatico

- ✓ la pendenza della curva k
- ✓ i valori delle ampiezze con una probabilità di sopravvivenza del 10%, del 50% e del 90% in corrispondenza di 1000 cicli e di 2×10^6 cicli.

Il significato di tali grandezze è chiarito in Figura 5.6.

Le curve ottenute sono poi confrontate per valutare l’influenza del processo di saldatura sulla resistenza del dispositivo.

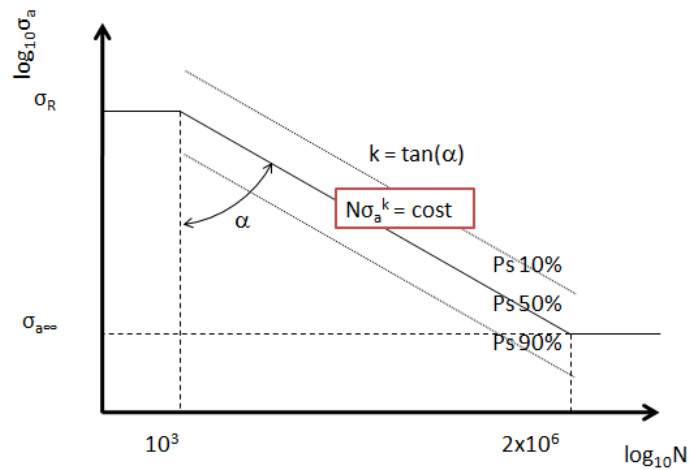


FIGURA 5.6 PARAMETRI CARATTERISTICI DELLA CURVA DI WOHLER

5.3.3 RISULTATI

Si riportano in Figura 5.7 e Figura 5.9 i risultati ottenuti per i provini testati. In Figura 5.8 si riporta il diagramma di Wöhler approssimato per i provini ottenuti per fusione; un unico provino testato, caricato con un'ampiezza di sollecitazione di 363.68 MPa non è stato portato a rottura dopo l'esecuzione di 2 milioni di cicli. La pendenza della curva k è stata determinata pari a 8.05, con un grado di correlazione dei dati di 0.75. I valori di ampiezze in corrispondenza di 1000 cicli con probabilità di sopravvivenza del 10%, del 50% e del 90% valgono rispettivamente 1448.06 MPa, 817.40 MPa e 461.41 MPa. Tali valori sono in accordo con quanto stimato mediante le prove di statiche trazione eseguite sulla fusione in cui era stato determinato un valore medio di resistenza a rottura di 862 MPa (Tabella 3.8).

In corrispondenza di 2000000 di cicli, i valori di ampiezza alle medesime probabilità di sopravvivenza valgono invece 563.18 MPa, 317.91 MPa, 179.45 MPa.

TABELLA 5.10 CARATTERISTICHE DELLE PROVE DI FATICA ESEGUITE SULLE FUSIONI

Caratteristiche di prova	
Materiale	Lega Co – Cr
Trattamento termico	nessuno
R _{p0,2} nominale	750
R _m nominale	950
Tipo di sollecitazione	Trazione
Rapporto di ciclo	R = 0
Frequenza di prova	30 Hz
Tipo provetta	Cilindrica
Diametro nominale	3 mm

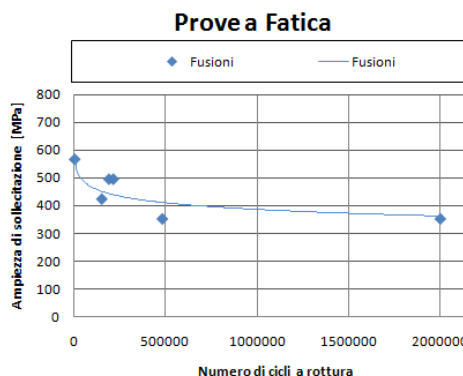


FIGURA 5.7 RISULTATI DELLE PROVE ESEGUITE SUI PROVINI FUSI

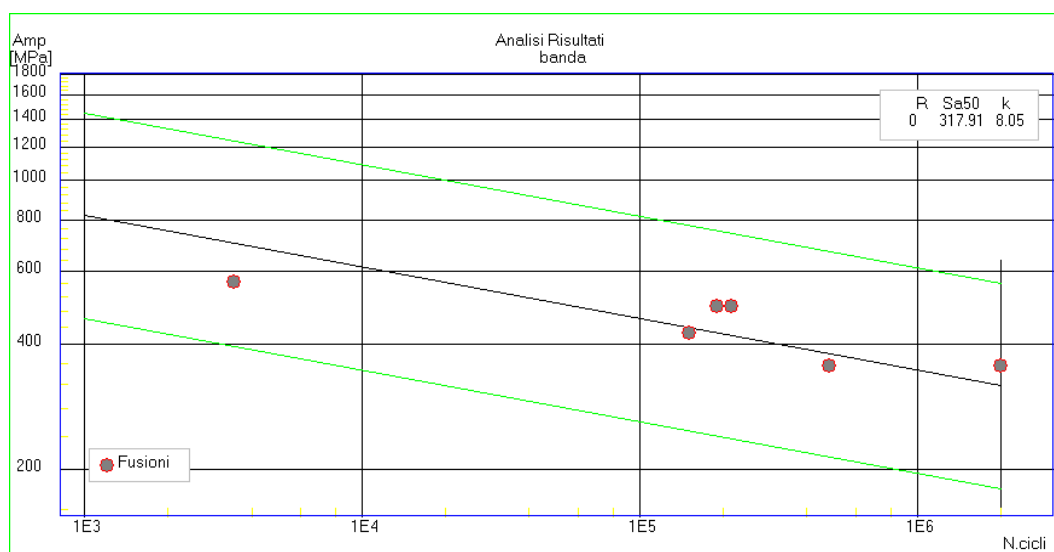


FIGURA 5.8 CURVA DI WOHLER MEDIA E CURVE CON PROBABILITÀ DI SOPRAVVIVENZA AL 10% E AL 90% PER I PROVINI FUSI

In Figura 5.10 si riporta il diagramma di Wöhler approssimato per i provini saldati laser. Tutti i provini testati hanno manifestato la rottura in corrispondenza della saldatura; un unico provino testato, caricato con un ampiezza di sollecitazione di 155.62 MPa, non è stato portato a rottura dopo l'esecuzione di 2 milioni di cicli. La pendenza della curva k è stata calcolata pari a 5.30 con un grado di correlazione dei dati di 0.94. I valori di ampiezze in corrispondenza di 1000 cicli con probabilità di sopravvivenza del 10%, del 50% e del 90% valgono rispettivamente 901.89 MPa, 657.60 MPa e 479.48 MPa.

In corrispondenza di 2000000 di cicli, i valori di ampiezza alle medesime probabilità di sopravvivenza valgono invece 214.79 MPa, 156.61 MPa, 114.19 MPa.

TABELLA 5.11 CARATTERISTICHE DELLE PROVE DI FATICA ESEGUITE SUI PROVINI SALDATI

Caratteristiche di prova	
Materiale	Legha Co – Cr
Trattamento termico	nessuno
$R_{p0,2}$ nominale	750 (non saldato)
R_m nominale	950 (non saldato)
Tipo di sollecitazione	Trazione
Rapporto di ciclo	$R = 0$
Frequenza di prova	30 Hz
Tipo provetta	Cilindrica
Diametro nominale	3 mm

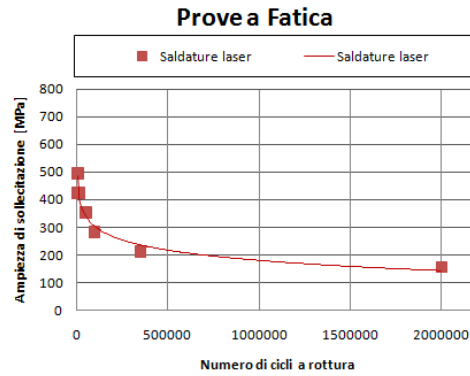


FIGURA 5.9 RISULTATI DELLE PROVE ESEGUITE SUI PROVINI SALDATI

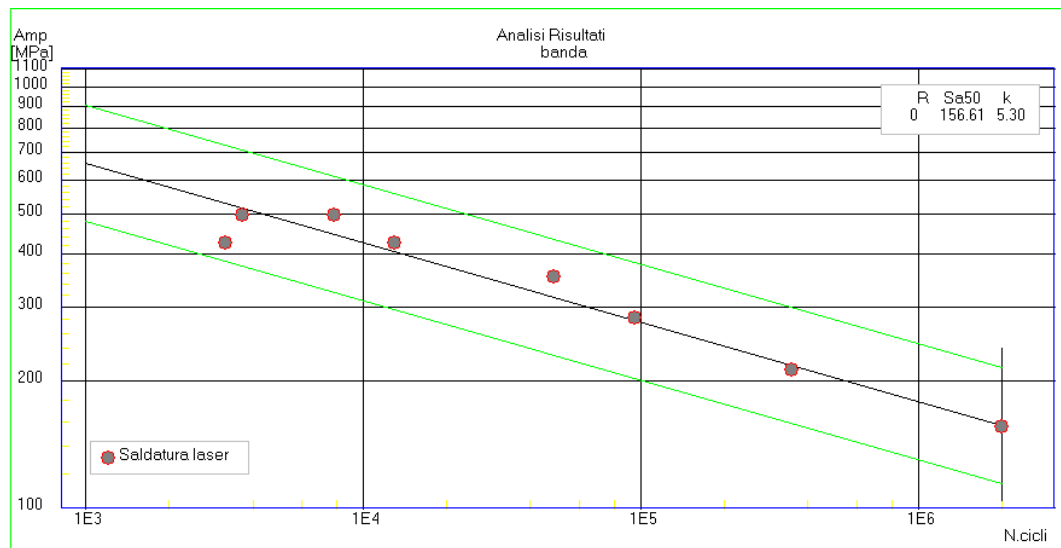


FIGURA 5.10 CURVA DI WOHLER MEDIA E CURVE CON PROBABILITÀ DI SOPRAVVIVENZA AL 10% E AL 90% PER I PROVINI SALDATI

In Figura 5.11, Figura 5.12 e Tabella 5.12 si confrontano i risultati ottenuti tra i provini realizzati per fusione e i provini saldati. La curva di Wöhler definita per i provini saldati risulta essere traslata e ruotata rispetto a quella approssimata per le fusioni; tali effetti sono indice di un peggioramento delle caratteristiche meccaniche di resistenza a fatica dei provini saldati, rispetto a quanto manifestato dai provini ottenuti per fusione.

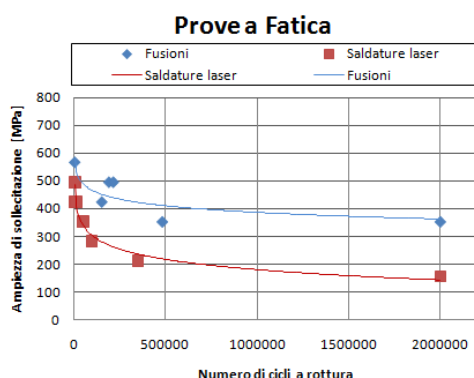


FIGURA 5.11 RISULTATI DELLA TOTALITÀ DELLE PROVE

TABELLA 5.12 SINTESI DELLE CARATTERISTICHE DI RESISTENZA A FATICA DETERINATE SU FUSIONI E SALDATURE

Caratteristiche di resistenza a fatica	Fusioni	Saldature
Pendenza della curva k	8.05	5.30
Ampiezza a 1000 cicli PS 10% [MPa]	1448.06	901.89
Ampiezza a 1000 cicli PS 50% [MPa]	817.40	657.60
Ampiezza a 1000 cicli PS 90% [MPa]	461.41	479.48
Ampiezza al limite di fatica PS 10% [MPa]	563.18	214.79
Ampiezza al limite di fatica PS 10% [MPa]	317.91	156.61
Ampiezza al limite di fatica PS 10% [MPa]	179.45	114.19

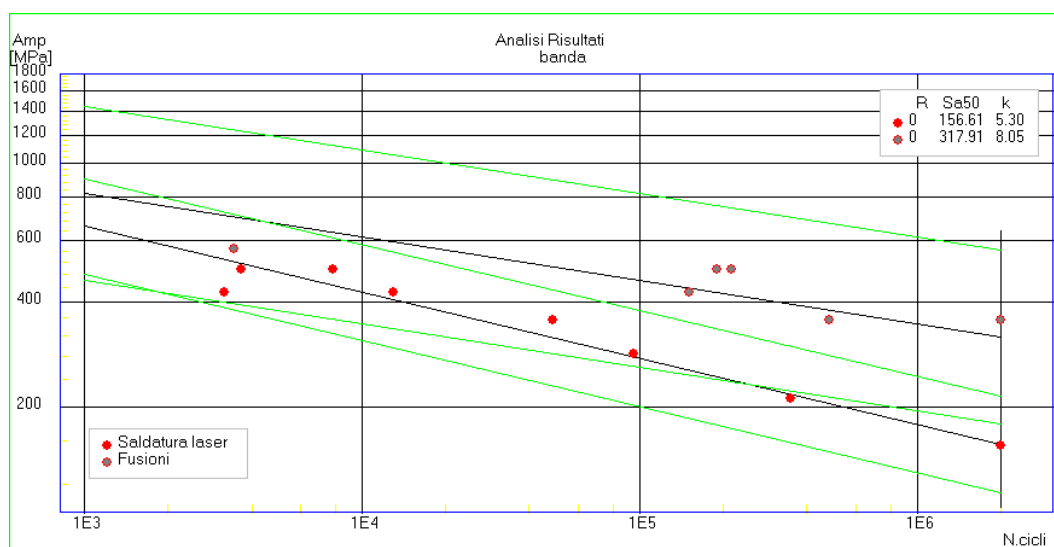


FIGURA 5.12 CONFRONTO TRA LE CURVE DI WOHLER

5.3.4 DISCUSSIONE

I difetti strutturali del collegamento saldato assumono maggior importanza, rispetto al caso della resistenza statica, se il componente è soggetto a carichi ciclici significativi. Per tale ragione le strutture saldate devono essere valutate non solo per il rispetto dei requisiti statici, ma anche considerando la forma assunta dal diagramma di Wohler; ad esempio saldature con alta resistenza a rottura, ma che manifestano un'elevata pendenza della curva sono indice di scarsa qualità del dispositivo.

La metodologia di prova proposta si è dimostrata adatta a stimare le proprietà di resistenza a fatica dei materiali metallici saldati, nonostante il numero di campioni testati non sia significativo da un punto di vista statistico. In accordo con la letteratura, per i provini saldati le rotture si sono manifestate in corrispondenza della saldatura e le caratteristiche di resistenza a fatica dei materiali saldati risultano essere inferiori rispetto a quanto manifestato dai provini ottenuti per fusione. È stato anche possibile evidenziare come per le fusioni il limite a fatica sia notevolmente inferiore rispetto al carico unitario di scostamento

dalla proporzionalità, risultato in disaccordo con quanto affermato in (58), nel quale era identificato un limite a fatica per le leghe al Co-Cr prossimo al $R_{p0,2}$. Il valore del limite a fatica ottenuto per la lega testata è comunque in sintonia con i valori riportati nel lavoro di Niinomi (62).

Al fine di ridurre i tempi di prova, i provini sono sollecitati utilizzando frequenze di 30 Hz. Secondo la normativa UNI 3964, fino a valori di 100 Hz l'influenza della frequenza di prova sui risultati è trascurabile, in presenza di ambienti non aggressivi e a temperatura ambiente. In (67) è però evidenziato come l'aumentare della frequenza in prove a fatica a flessione rotante su provini in lega Au-Pd aumenti la resistenza e (58) osserva un'influenza per valori superiori ai 10 Hz. Si ritiene pertanto utile, in futuro, osservare il comportamento dei provini caricandoli con frequenze più basse, simili a quelle che si manifestano durante la masticazione.

In definitiva se da un lato le saldature migliorano la precisione dei dispositivi, dall'altro comportano un peggioramento delle caratteristiche di resistenza meccanica, da considerare in fase di progettazione della protesi. In merito a quanto evidenziato dalla campagna sperimentale si può concludere che se opportunamente integrato nella prassi di laboratorio, la prova di fatica è un efficace strumento per ottenere informazioni di tipo quantitativo sulla qualità del processo di saldatura utilizzato per la realizzazione dei dispositivi e può essere utilizzata anche per analizzare l'influenza della scelta dei materiali o della scelta dei processi di saldatura impiegati.

PARTE SECONDA

**PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA
DEI DISPOSITIVI DENTALI**

CAPITOLO 6. PRECISIONE GEOMETRICA DEI DISPOSITIVI IN METALLO-CERAMICA

Molti degli insuccessi che si riscontrano nelle protesi dentarie fisse si manifestano a causa di una scarsa precisione costruttiva delle superfici di accoppiamento tra protesi e preparazione dentaria (68). In presenza di una scarsa qualità dei margini di chiusura si possono manifestare problematiche legate all'insorgere di malattie paradontali e alla formazione di carie secondarie (10)(13)(69). Inoltre la precisione costruttiva delle superfici di accoppiamento tra moncone e protesi risulta anche di fondamentale importanza per implicazioni di natura meccanica quali ad esempio i fenomeni di ritenzione e la resistenza al dislocamento (70)(71).

6.1 REQUISITI DI PRECISIONE

La complessità del processo di realizzazione di un dispositivo dentale in metallo-ceramica comporta inevitabilmente la presenza di "aperture" in corrispondenza del margine di chiusura che, facilitando l'accumulo di placca, portano alla formazione di carie e malattie paradontali.

In particolare se si analizza il processo di fabbricazione tradizionale, l'apertura marginale deriva da fenomeni di espansione e ritiro dei materiali impiegati nelle fasi di creazione dell'impronta e dei modelli in gesso, nella fase di realizzazione delle sottostrutture in cera, di messa in rivestimento e di fusione che degenerano in scostamenti geometrici dei modelli rispetto alle preparazioni dentali reali e in variazioni della sottostruttura rispetto alla geometria di progetto.

Un discorso diverso può essere affrontato riguardo ai sistemi CAD/CAM che, accorciando il processo di fabbricazione, eliminando le fasi artigianali, potrebbero migliorare la precisione dei dispositivi. Per tali sistemi la precisione delle superfici in accoppiamento tra protesi e monconi dipende dall'accuratezza dell'apparato di digitalizzazione e dai parametri di lavorazione.

In entrambi i casi comunque gli errori geometrici sono in parte corretti nelle fasi di rifinitura delle sottostrutture ad opera dell'odontotecnico, che, manualmente tramite procedimenti collaudati ed affidabili, va a ritoccare le zone più delicate per migliorare il combaciamento tra i margini della protesi e i rispettivi monconi.

Affinché una protesi risulti funzionale, duratura e clinicamente accettabile la distanza tra le superfici in accoppiamento di protesi e monconi deve essere compresa tra i 100 e i 200 μm (72)(14); alcuni autori basandosi sugli studi di McLean e von Fraunhofer utilizzano il criterio dei 120 μm per definire il limite massimo di apertura marginale accettabile (13)(69)(15)(73), mentre Molin e Karlsson (74) considerano accettabili distanze marginali comprese tra 100 e 150 μm ; più restrittivi sono i limiti di Tao et al. (75) per i quali i requisiti teorici dei margini dovrebbero essere inferiori ai 40 μm , nonostante per i requisiti di longevità della protesi siano accettati valori di 100 μm .

La letteratura presenta numerosi lavori che valutano la precisione dei margini dei dispositivi dentali, risaltando il fatto che la precisione dipende in parte anche dalla geometria della preparazione dentaria (75)(76)(77) e dal tipo di denti: valori tipici di aperture marginali riportate in letteratura variano tra 30 e 90 μm per gli incisivi, tra 20 e 195 μm per molari e premolari (10)(13)(69)(72)(14)(15)(74)(75)(76)(45)(78).

6.2 SVILUPPO DI UNA PROVA PER IL CONTROLLO DELLA MORFOLOGIA E DELLA POSIZIONE DELLE SUPERFICI DI ACCOPPIAMENTO

Una prima indagine ha riguardato la stima della precisione costruttiva delle superfici di accoppiamento tra moncone e protesi, in presenza di dispositivi di più elementi, che risulta fondamentale per le implicazioni di natura meccanica ad esempio nei fenomeni di ritenzione e resistenza al dislocamento. Ne deriva dunque l'interesse per la valutazione degli aspetti dimensionali e di forma delle superfici di accoppiamento. Un'ulteriore criticità costruttiva riguarda la posizione relativa delle superfici di accoppiamento, espressa dalla distanza e dall'orientamento relativa agli assi di inserzione delle corone nelle protesi composte da più entità, che peggiora all'aumentare di grandezza e curvatura della protesi stessa. Queste proprietà geometriche vengono sempre coinvolte nelle operazioni di unione e tipicamente costituiscono un requisito progettuale critico da soddisfare quando le operazioni di fabbricazione vengono condotte manualmente da un operatore. Conseguentemente è altrettanto interessante valutare i limiti prestazionali delle operazioni di riproduzione dei modelli in gesso e di realizzazione delle fusioni per le suddette grandezze geometriche.

6.2.1 STATO DELL'ARTE

La letteratura evidenzia come la precisione dei dispositivi peggiora in presenza di protesi composte da più elementi (45)(79). Una protesi parziale fissa composta da più unità è infatti soggetta a maggiori distorsioni della sottostruttura che si generano durante il ritiro della lega metallica, nella fase di raffreddamento.

Nonostante tale criticità aumenti la complessità di fabbricazione del dispositivo, che necessita della realizzazione di un giunto saldato per migliorare la precisione del dispositivo come evidenziato precedentemente, non sono reperibili studi riguardanti la valutazione delle variazioni dimensionali e delle distanze tra gli assi di inserzione che si hanno sulla sottostruttura, durante le varie fasi del processo produttivo dei dispositivi. La precisione è infatti determinata semplicemente stimando le distanze in corrispondenza dei margini di chiusura che vengono a realizzarsi tra protesi e preparazioni dentarie (14)(15)(45). Poiché è di interesse identificare possibili cause di errore aventi carattere di sistematicità, e quindi riconducibili a fattori operativi nella costruzione dei modelli e nella realizzazione delle fusioni, è stata sviluppata una prova per la caratterizzazione geometrica di dispositivi protesici di più unità.

6.2.2 MATERIALI E METODI

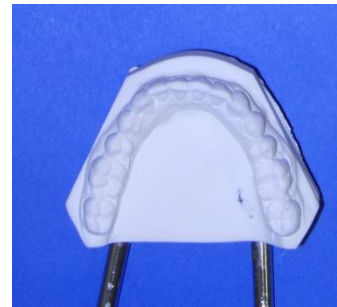
Lo sviluppo del metodo ha previsto la realizzazione di protesi dentarie fisse di quattro elementi da parte di 6 laboratori odontotecnici. I ponti sono realizzati a partire dal campione e dalla rispettiva arcata antagonista riportato in Figura 6.1. Il campione è costituito da una coppia di monconi metallici, primo premolare e secondo molare, vincolati per interferenza ad una piastra. Rispetto alle reali geometrie delle preparazioni dentarie, i monconi si presentano sovradimensionati e a simmetria assiale, poiché utilizzati nella realizzazione della protesi, al solo scopo di valutare:

- ✓ Le dimensioni e la morfologia delle superfici di accoppiamento nei modelli e nelle fusioni
- ✓ Le posizioni relative tra le superfici di accoppiamento nei modelli e nelle fusioni

I monconi si presentano costituiti da superfici cilindriche ed superfici tronco-coniche di accoppiamento con la sottostruttura metallica della protesi da realizzare. I disegni costruttivi sono riportati in Appendice XI.



(A)



(B)

FIGURA 6.1 CAMPIONE DELLE PREPARAZIONI DENTARIE (A) E ARCATA ANTAGONISTA (B)

I laboratori odontotecnici hanno realizzato la sottostruttura metallica in conformità ai metodi e alle procedure operative aziendali, limitandosi a sviluppare la superficie di accoppiamento tronco-conica senza porre enfasi alla realizzazione dei margini perché non considerati nello studio.

TABELLA 6.1 DENOMINAZIONE DEI PROVINI E PROCESSI UTILIZZATI PER LA LORO REALIZZAZIONE

Rapp. prova	Laboratorio odontotecnico	n° provini	Processo produttivo
RP601	12	1	Fusione
RP602	11	1	Fusione
RP603	10	1	Fusione
RP604	9	1	Fusione
RP605	2	1	Fusione
RP606	7	1	Fusione

Le protesi sono state realizzate mediante il processo tradizionale di fusione a cera persa e le fasi di fabbricazione hanno riguardato:

- La realizzazione dell'impronta del campione, in materiale polimerico;
- La realizzazione del modello in gesso del campione;
- La modellazione della sottostruttura in cera della protesi e realizzazione della fusione;
- La ceramizzazione delle superfici in accoppiamento.

Le misurazioni e le analisi successive hanno riguardato sia il dispositivo dentale che il rispettivo modello in gesso realizzato dai laboratori.

La campagna sperimentale di caratterizzazione geometrica è sviluppata utilizzando una macchina di misura a coordinate a scansione continua a contatto, Zeiss PRISMO Vast 7 (Figura 6.2), equipaggiata con un tastatore con sfera in rubino di diametro 1.5 mm. Le elaborazioni dei dati sono eseguite con il software di acquisizione Calypso. Le acquisizioni sono eseguite in ambiente controllato a temperatura di $20^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ e umidità $50\%\pm 20\%$ ed elaborate tramite il software Calypso.

Le misure hanno riguardato (I) la morfologia delle superfici in accoppiamento e (II) la posizione delle superfici di accoppiamento.



FIGURA 6.2 MACCHINA DI MISURA A COORDINATE
ZEISS PRISMO VAST 7

Controllo della morfologia delle superfici di accoppiamento

Caratteristiche geometriche indagate

Le grandezze geometriche sottoposte a valutazione e le modalità di misurazione e calcolo sono riportate nel seguito:

- a. Diametro massimo del moncone (Dia Max): equivale al diametro della superficie cilindrica del moncone. Esso viene misurato in scansione continua. Durante la scansione sono acquisiti circa 1000 punti sulla superficie cilindrica, disposti in una sezione trasversale all'asse del moncone. I punti vengono elaborati matematicamente per calcolare una circonferenza media di approssimazione ai minimi quadrati. Il calcolo fornisce direttamente il diametro della circonferenza, la posizione del suo centro, nelle coordinate x, y e z, e l'errore di forma (di circolarità), descritto al punto e.
- b. Diametro minimo del moncone (Dia Min): equivale al diametro della circonferenza superiore della superficie tronco-conica. Dal momento che essa non è misurabile direttamente, mediante un sistema a contatto, viene ricavata effettuando due misurazioni preliminari: la superficie superiore piana del moncone e la superficie conica del moncone. La circonferenza viene quindi determinata mediante intersezione geometrica tra la superficie conica e la suddetta superficie piana. Entrambi gli elementi vengono misurati in scansione continua (circa 1000 punti per il piano; complessivamente circa 2700 punti, su tre sezioni, per il cono molare) ed elaborati mediante algoritmi matematici di approssimazione.
- c. Semiangolo del cono (Ang): equivale alla metà dell'angolo del cono ed è una misura alternativa per valutare la conicità dell'accoppiamento (conicità $C = 2\text{tg}(\text{Ang})$). E' un risultato diretto del calcolo dell'elemento conico effettuato al punto b.
- d. Altezza del cono (Alt cono); equivale alla lunghezza del tratto tronco-conico compreso tra la superficie piana superiore ed il tratto cilindrico. Il calcolo viene derivato geometricamente a partire dalla conoscenza dei due diametri Dia Max e Dia Min e del semiangolo Ang del cono con l'equazione

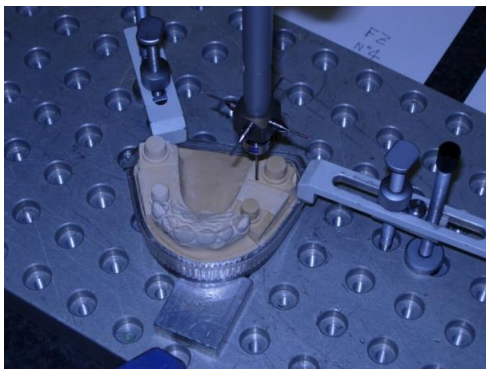
$$\text{Alt cono} = \frac{1}{\tan(\text{Ang})} \cdot \frac{(\text{Dia Max} - \text{Dia Min})}{2} \quad (6.1)$$

- e. Errore di forma del cono (Forma cono): l'errore di forma di un insieme di punti rispetto ad un elemento geometrico calcolato, in questo caso il cono, si ottiene previa individuazione dei due punti che si trovano più lontani dall'elemento geometrico calcolato. Per la loro

individuazione è necessario calcolare la distanza punto-elemento per ciascun punto dell'insieme; tale distanza è calcolata dal punto in direzione normale all'elemento conico; vengono quindi assunti il punto avente massima distanza positiva ed il punto avente massima distanza negativa. L'errore di forma si calcola sommando i valori assoluti delle due distanze.

- f. Altezza del moncone (Alt moncone): equivale alla distanza tra la superficie superiore piana del moncone e la superficie piana inferiore che in una protesi tradizionale costituisce il margine. L'acquisizione della superficie inferiore viene effettuata per punti singoli. La distanza tra i piani, evidentemente non paralleli tra loro viene calcolata come distanza tra due punti ricavati come intersezione tra le superfici piane superiore ed inferiore e l'asse di simmetria del cono.

Tali grandezze sono state misurate sulle superfici del campione di riferimento, sulle superfici del modello in gesso e sulle superfici della fusione nelle corrispondenti protesi. Nelle immagini di Figura 6.3 sono riportate alcune fasi di acquisizione.



(A)



(B)

FIGURA 6.3 MISURAZIONE DELLE CARATTERISTICHE GEOMETRICHE DEL MODELLO IN GESSO (A) E DELLA FUSIONE (B)

Modalità di analisi dei risultati

La valutazione dei risultati delle misurazioni effettuate su modelli e dispositivi realizzati dai partecipanti è stata effettuata:

- ✓ Comparando le misure sui modelli con i valori di riferimento ottenuti misurando il campione. Per ciascuna grandezza geometrica è determinato lo scostamento tra valore misurato e valore di riferimento per valutare la fase di riproduzione dei modelli da parte dei laboratori.
- ✓ Comparando le misure relative alle fusioni e le misure dei modelli corrispondenti. La comparazione consente di valutare l'operazione di fusione.
- ✓ Valutando l'effetto complessivo di riproduzione di modello e fusione ottenuto sommando algebricamente gli scostamenti dimensionali determinati ai punti precedenti.

Gli scostamenti così valutati sono stati successivamente analizzati in termini di valori medi e di valori massimi.

Controllo della posizione delle superfici di accoppiamento

Caratteristiche geometriche indagate

Le grandezze geometriche sottoposte a valutazione e le modalità di misurazione e calcolo sono riportate nel seguito:

- g. Distanza di interasse tra i monconi (Int): equivale alla distanza tra due punti, i centri delle circonferenze superiori delle superfici (tronco-coniche) dei monconi molare e premolare. Le suddette circonferenze sono state calcolate in precedenza, allo scopo di determinarne il diametro minimo dei monconi (Dia Min). L'interasse viene espresso quindi da un valore dimensionale.
- h. Errore di posizione del moncone premolare (Pos): l'errore di posizione di un elemento geometrico rispetto ad un altro elemento valuta complessivamente sia l'effetto della distanza tra i due elementi sia l'effetto della inclinazione di un elemento rispetto all'altro dal momento che entrambi i fattori causano problemi di assemblaggio. L'effetto complessivo viene calcolato "sommando" lo scostamento di interasse, differenza tra il valore di interasse misurato e l'interasse di riferimento, con lo scostamento angolare tra l'asse del moncone molare e l'asse del moncone premolare, convertito in grandezza dimensionale. Per effetto della modalità di calcolo, l'errore di posizione può assumere solamente valori positivi.

Le due grandezze geometriche, g-h, sono state misurate sulle superfici di accoppiamento dei monconi nei modelli realizzati presso ciascun laboratorio e sulle superfici interne della fusione nelle corrispondenti protesi.

Modalità di analisi dei risultati

La valutazione dei risultati delle misurazioni effettuate su modelli e dispositivi realizzati dai partecipanti è stata effettuata:

- ✓ Comparando le misure sui modelli con i valori di riferimento ottenuti misurando il campione. Per ciascun modello è stata calcolato lo scostamento di interasse tra modello e modello di riferimento. Per quanto riguarda l'errore di posizione, questo è stato valutato rispetto all'interasse del modello di riferimento. L'errore rappresenta quindi lo scostamento complessivo rispetto al modello di riferimento. Tale comparazione consente di valutare l'operazione di sviluppo e riproduzione dei modelli di laboratorio.
- ✓ Comparando le misure relative alle fusioni e le misure dei modelli corrispondenti. La comparazione consente di valutare l'operazione di fusione.
- ✓ Valutando l'effetto complessivo di riproduzione di modello e fusione ottenuto sommando algebricamente gli scostamenti di interasse corrispondenti determinati ai punti precedenti.

Gli scostamenti così calcolati sono stati successivamente analizzati in termini di valori medi e di valori massimi.

6.2.3 RISULTATI

Controllo della morfologia delle superfici di accoppiamento

Le caratteristiche geometriche di riferimento del campione sono sintetizzate in Tabella 6.2. I valori di riferimento sono affetti da marcati scostamenti rispetto ai valori di progetto a causa della natura manuale delle lavorazioni utilizzate per la loro fabbricazione. Questo fatto non pregiudica il risultato del confronto e la valutazione che segue, essendo questa orientata

a valutare l'applicabilità del metodo e la dispersione dei risultati ottenuti dai diversi laboratori.

I risultati della comparazione tra le misure sui modelli in gesso e i valori di riferimento sono sintetizzati in forma anonima in Tabella 6.3 e in Figura 6.4. Essi indicano che lo scostamento medio stimato nell'insieme dei partecipanti deve essere valutato separatamente per grandezze dimensionali e grandezze angolari. Per le sole grandezze dimensionali (a-b-d-e-f) lo scostamento medio varia tra 0,02 e 0,05 millimetri. I valori massimi si attestano attorno a 0,1 millimetro. Valori maggiori si riscontrano per l'angolo del cono.

La comparazione tra le misure relative a fusioni e relativi modelli in gesso è presentata in Tabella 6.4 e in Figura 6.5; i corrispondenti risultati indicano che scostamento medio e scostamento massimo sono sempre maggiori rispetto agli scostamenti rilevati sui modelli in gesso, ad eccezione del solo scostamento di forma, che rimane della stessa entità. Questa evidenza testimonia le criticità legate al procedimento di fusione, con il peggioramento della capacità di replicazione della geometria del modello.

I risultati per ciascun dispositivo ed i relativi diagrammi degli scostamenti sono riportati in dettaglio in appendice.

L'osservazione degli istogrammi in Figura 6.6 e Figura 6.7 consente di analizzare i risultati relativi agli scostamenti dimensionali per l'insieme dei modelli e, separatamente, delle fusioni indipendentemente dal laboratorio odontotecnico. Unitamente all'istogramma, che riporta il numero di misure osservate in ogni intervallo, viene proposta la curva normale di distribuzione attesa. Le curve sono caratterizzate rispettivamente da un valore di scostamento medio pari a 0,04 mm, per i modelli, e 0,16 mm, per le fusioni.

TABELLA 6.2 VALORI DI RIFERIMENTO DIMENSIONALI, ANGOLARI E DI FORMA PER I MONCONI

Elemento	Diametro massimo moncone [mm]	Diametro minimo moncone [mm]	Semi-angolo cono [°]	Altezza cono [mm]	Errore di forma cono [mm]	Altezza moncone [mm]
Molare	10.011	8.917	7.917	3.931	0.058	5.965
Premolare	7.957	7.132	7.495	3.138	0.050	5.942

TABELLA 6.3 SCOSTAMENTI MEDI E MASSIMI TRA MODELLI E MODELLO DI RIFERIMENTO (ELEMENTI MOLARI E PREMOLARI)

Elemento	Diametro massimo moncone [mm]	Diametro minimo moncone [mm]	Semi-angolo cono [°]	Altezza cono [mm]	Errore di forma cono [mm]	Altezza moncone [mm]
Scost. Medio (in valore assoluto)		0.05	0.18	0.05	0.04	0.02
Scost. Massimo (in valore assoluto)		0.10	0.46	0.11	0.11	0.05

TABELLA 6.4 SCOSTAMENTI MEDI E MASSIMI TRA FUSIONI E RELATIVO MODELLO (ELEMENTI MOLARI E PREMOLARI)

Elemento	Diametro massimo moncone [mm]	Diametro minimo moncone [mm]	Semi-angolo cono [°]	Altezza cono [mm]	Errore di forma cono [mm]	Altezza moncone [mm]
Scost. Medio (in valore assoluto)		0.18	0.58	0.42	0.05	0.07
Scost. Massimo (in valore assoluto)		0.33	1.89	0.92	0.08	0.16

Scostamenti tra i modelli in gesso e il modello di riferimento: monconi molari e premolari

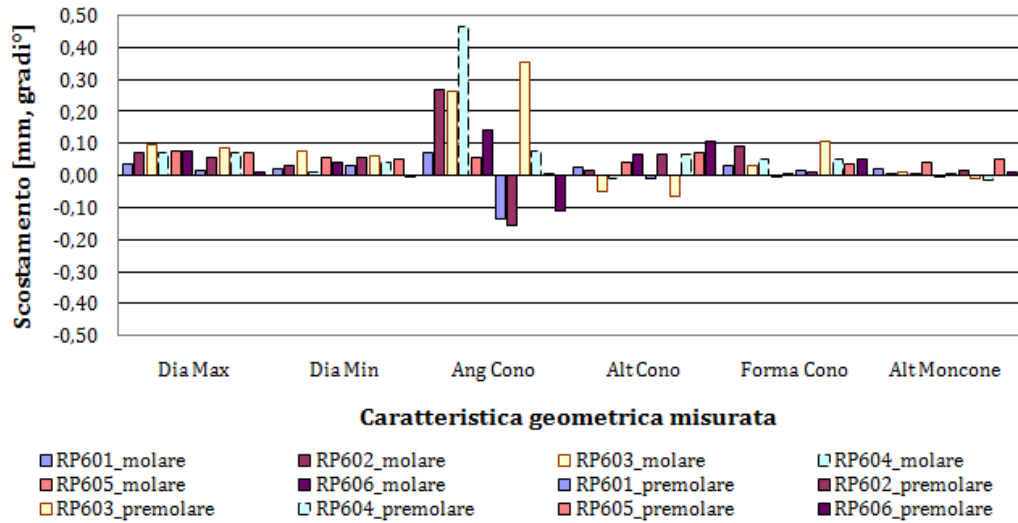


FIGURA 6.4 SCOSTAMENTI TRA I SEI MODELLI IN GESSO E IL CAMPIONE DI RIFERIMENTO

Scostamenti tra fusioni e modelli in gesso: monconi molari e premolari

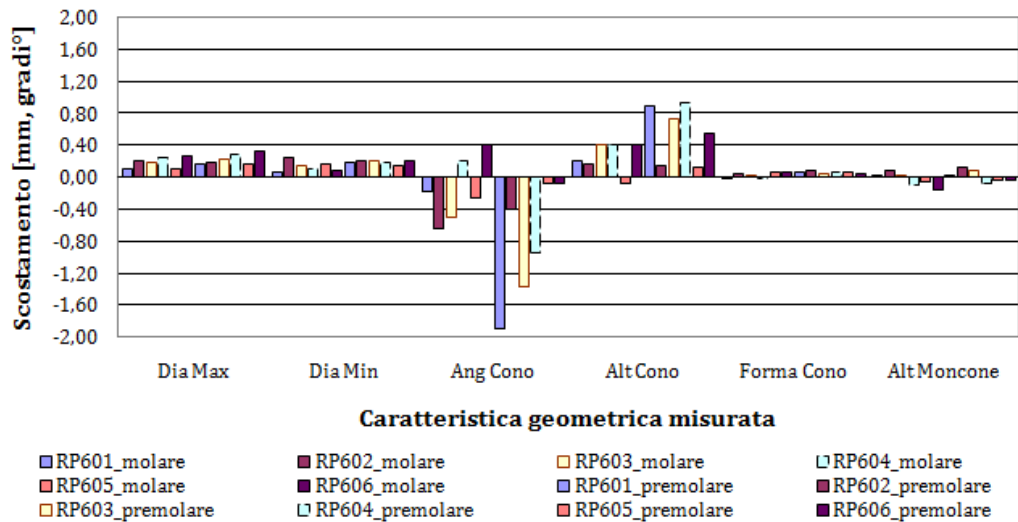


FIGURA 6.5 SCOSTAMENTI TRA LE SEI FUSIONI E I SEI MODELLI IN GESSO

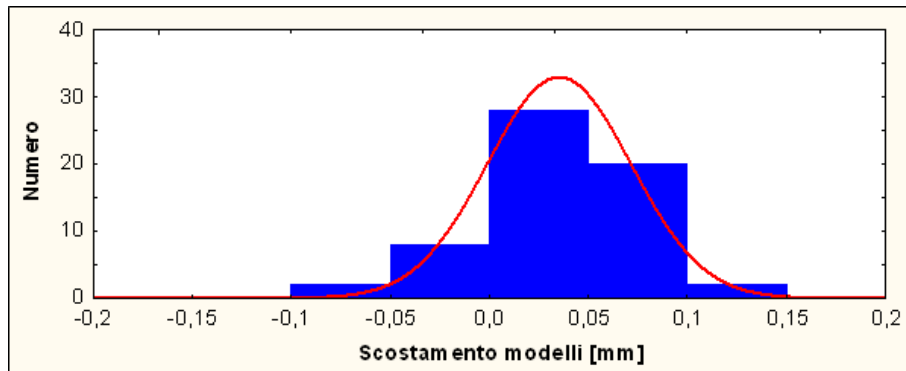


FIGURA 6.6 ISTOGRAMMA DEGLI SCOSTAMENTI DEI MODELLI CON CURVA NORMALE DI DISTRIBUZIONE ATTESA

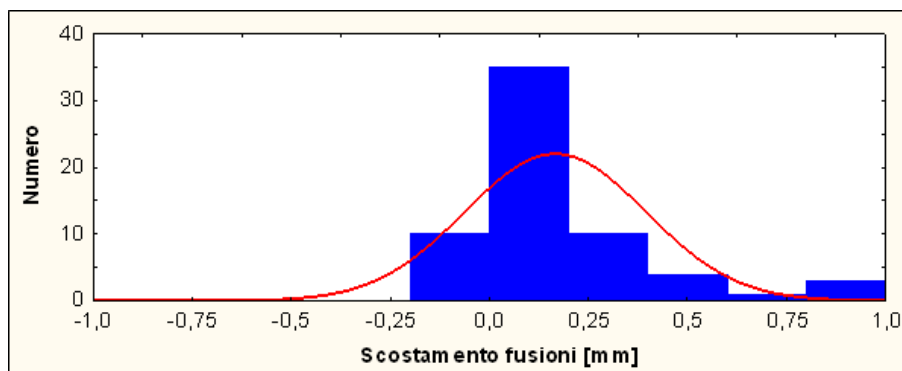


FIGURA 6.7 ISTOGRAMMA DEGLI SCOSTAMENTI DELLE FUSIONI CON CURVA NORMALE DI DISTRIBUZIONE ATTESA

Controllo della posizione delle superfici di accoppiamento

Le caratteristiche geometriche di riferimento del campione sono sintetizzate in Tabella 6.5. I valori di riferimento sono affetti da marcati scostamenti rispetto ai valori di progetto a causa della natura manuale delle lavorazioni utilizzate per la loro fabbricazione.

I risultati della comparazione tra le misure sui modelli in gesso e i valori di riferimento sono sintetizzati in forma anonima in Tabella 6.6. Essi indicano uno scostamento medio stimato nell'insieme dei partecipanti pari a -0,03 mm: nella fase di riproduzione del modello si manifesta quindi una tendenza alla riduzione della distanza tra i monconi. Tutti i laboratori, tranne uno, confermano tale tendenza.

Viceversa, in Tabella 6.7 è evidenziato il fatto che nella realizzazione della fusione, la distanza tra i monconi cresce in quattro casi mentre si riduce nei due casi rimanenti. La eventuale tendenza generale sembra quindi proporre un aumento della distanza tra i monconi.

Tali andamenti sono confermati dal diagramma di Figura 6.8, in cui sono riportati gli scostamenti degli interassi rilevati sui sei modelli e sulle sei fusioni. Sullo stesso diagramma sono riportati anche gli scostamenti complessivi di interasse tra fusione e campione di riferimento. La tendenza generale che si osserva è quella di una riduzione dello scostamento e quindi di una compensazione degli errori introdotti nelle due fasi di riproduzione del modello in gesso e di realizzazione della fusione.

TABELLA 6.5 VALORI DI RIFERIMENTO RELATIVI AL POSIZIONAMENTO DEI MONCONI

	Distanza interasse tra monconi [mm]	Errore di posizione premolare [mm]
Elemento	Molare, Premolare	Premolare
Valore di riferimento	24.945	0.124

TABELLA 6.6 SCOSTAMENTI DI INTERASSE ED ERRORI DI POSIZIONE DEI SEI MODELLI; VALORI MEDI E MASSIMI RILEVATI

	Elemento	RP601	RP602	RP603	RP604	RP605	RP606	Scostamento medio	Scostamento massimo*
Scostamento interasse[mm]	Molare-premolare	-0,03	-0,07	-0,04	-0,05	-0,02	0,03	-0,03	0,07
Errore di posizione[mm]	Premolare moncone	0,10	0,15	0,09	0,22	0,04	0,20	0,14	0,22

* valore assoluto

TABELLA 6.7 SCOSTAMENTI DI INTERASSE ED ERRORI DI POSIZIONE DELLE SEI FUSIONI; VALORI MEDI E MASSIMI RILEVATI

	Elemento	RP601	RP602	RP603	RP604	RP605	RP606	Scostamento medio	Scostamento massimo*
Scostamento interasse[mm]	Molare-premolare	0,02	-0,03	0,03	0,11	0,09	-0,05	0,03	0,11
Errore di posizione[mm]	Premolare moncone	0,18	0,24	0,11	0,27	0,24	0,16	0,20	0,27

* valore assoluto

Con riferimento all'errore di posizione, rappresentato in Figura 6.9, i modelli forniscono risultati migliori rispetto alle fusioni, ad eccezione di un caso, in accordo a quanto osservato in precedenza. Queste tendenze hanno carattere di generalità e indicano pertanto la comparsa di un errore angolare dei monconi nelle fusioni che non sembra in grado di compensare l'errore angolare già presente nei modelli. La verifica di questa osservazione richiede tuttavia un approfondimento dell'analisi sulla variabilità angolare introdotta nelle operazioni di sviluppo e fusione, da realizzare mediante valutazione diretta degli angoli di inclinazione degli assi dei monconi.

Scostamenti di interasse moncone molare-premolare

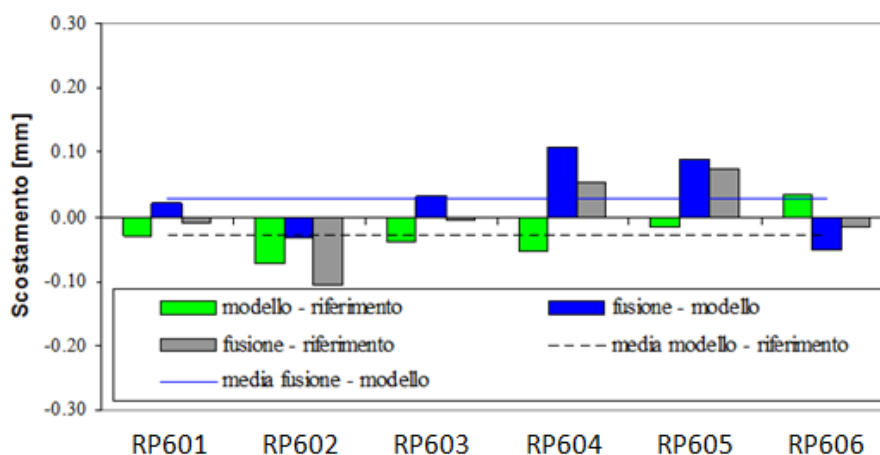


FIGURA 6.8 SCOSTAMENTI DI INTERASSE TRA I MONCONI DI MOLARE E PREMOLARE

Errori di posizione moncone premolare

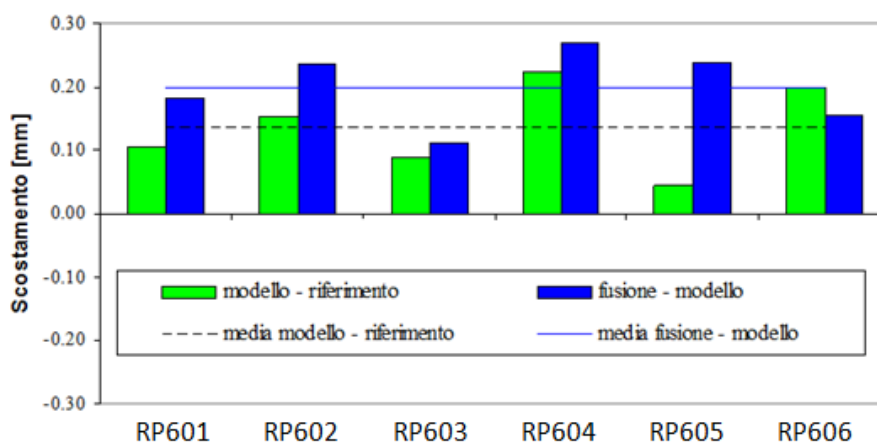


FIGURA 6.9 ERRORE DI POSIZIONE DEL MONCONE MOLARE

Sono riportati infine in Figura 6.10 e Figura 6.11 gli istogrammi che consentono di analizzare i risultati dell'insieme dei modelli e delle fusioni indipendentemente dal partecipante. Unitamente all'istogramma, che riporta il numero di misure osservate in ogni intervallo, viene proposta la curva normale di distribuzione attesa per le caratteristiche geometriche analizzate. Le curve sono caratterizzate rispettivamente da un valore di scostamento medio pari a 0,00 mm per lo scostamento dell'interasse e 0,17 mm per l'errore di posizione.

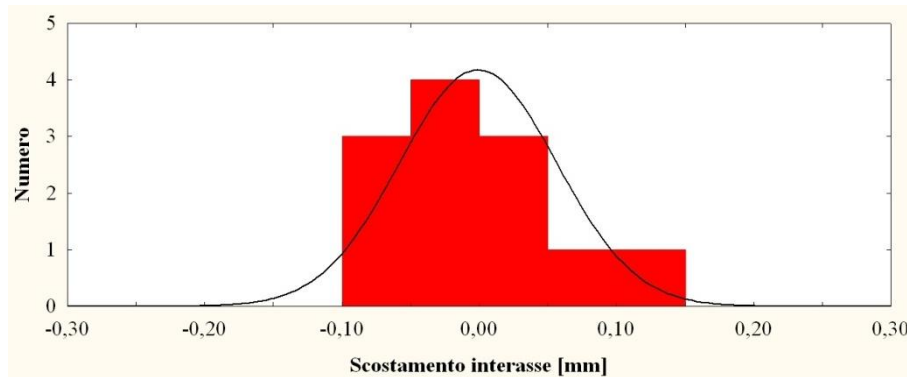


FIGURA 6.10 ISTOGRAMMA COMPLESSIVO DEGLI SCOSTAMENTI DI INTERASSE, CON CURVA NORMALE DI DISTRIBUZIONE ATTESA

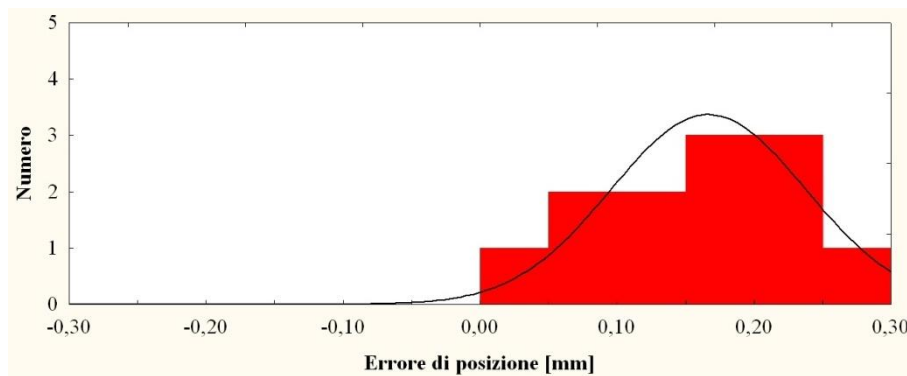


FIGURA 6.11 ISTOGRAMMA DEGLI ERRORI DI POSIZIONE, CON CURVA NORMALE DI DISTRIBUZIONE ATTESA

6.2.4 DISCUSSIONI

I risultati della campagna sperimentale consentono di osservare che le modalità di progettazione ed esecuzione della campagna sperimentale sono idonee alla verifica delle caratteristiche geometriche dimensionali dei dispositivi realizzati dai laboratori partecipanti. Tutti i dispositivi sono stati efficacemente misurati con tecniche a scansione continua che, ben oltre i risultati presentati in questa sede, consentono di caratterizzare completamente le proprietà geometriche dei dispositivi analizzati.

L'analisi dell'insieme dei risultati inerenti i modelli consente di tracciare il limite massimo di variabilità geometrica della fase operativa di sviluppo delle impronte e costruzione dei modelli di laboratorio. Analogamente è possibile definire il limite di variabilità relativamente alla fase di realizzazione della fusione.

La valutazione dei risultati relativi allo scostamento di interasse per modelli e fusioni, proposta in precedenza, ha permesso di evidenziare alcune tendenze di carattere generale da approfondire con studi su gruppi di partecipanti più ampi e con finalità specifiche; è di interesse infatti identificare possibili cause di errore aventi carattere di sistematicità, cioè riproducibili, e quindi riconducibili a fattori operativi nella costruzione dei modelli e nella realizzazione delle fusioni.

6.3 SVILUPPO DI UNA PROVA PER IL CONTROLLO DELLE SUPERFICI IN ACCOPPIAMENTO IN PROSSIMITÀ DEL MARGINE DI CHIUSURA

Obiettivo dell'attività è quello di sviluppare un metodo di prova di caratterizzazione geometrica dei dispositivi che permetta di stimare la precisione costruttiva in prossimità dei margini di chiusura, impiegando attrezzature innovative di acquisizione di recente introduzione in ambito dentale.

6.3.1 STATO DELL'ARTE

I metodi utilizzati per indagare la precisione dei margini e delle superfici di accoppiamento tra protesi e preparazioni sono per lo più metodi distruttivi che richiedono il sezionamento del dispositivo, opportunamente preparato, o di una riproduzione in silicone (chiamata replica) dello spazio tra la preparazione dentale e la protesi. Nel primo caso il dispositivo cementato sulle preparazioni viene sezionato tramite un opportuno utensile e le distanze tra i profili di interesse sono valutati in determinate posizioni della curva (13). Nel secondo caso si utilizza un silicone ad alta scorrevolezza e alta riproduzione di dettagli per riprodurre il vuoto tra preparazione e dispositivo; le corone degli elementi realizzati sono state riempite di silicone, vi si sono immersi i monconi e mandati a chiusura gli elementi caricandoli con una determinata forza. Lasciato riposare il silicone, in sostituzione ai monconi viene iniettata della resina, con l'obiettivo di irrigidire la struttura; resina e silicone sono sezionati e le distanze sono stimate valutando lo spessore del film di silicone (10)(72)(74)(14)(15). Tali metodologie consentono di stimare anche le distanze tra la preparazione ed il dispositivo in corrispondenza della zona oclusale. Spazi oclusali tipici riportati in letteratura vanno dai 50 ai 400 μm per i molari, dai 50 ai 250 μm per i premolari, mentre sono prossimi ai 100 μm per gli incisivi.

Alcune tecniche che invece conservano l'integrità della protesi, ma valutano solamente la precisione dei margini di chiusura mediante un microscopio ottico o proiettore di profili processando le immagini ottenute mediante opportuni software (69)(75)(73)(80)(81).

Uno dei principali svantaggi delle tecniche sopra citati riguarda la stima della distanza, che essendo valutata sul piano di sezionamento dell'elemento, risulta essere bidimensionale, a fronte della tridimensionalità del problema. Una proposta per la soluzione del problema è presentata da Luthardt et al. (82), che valuta la precisione dell'accoppiamento, mediante tecniche computer aided, confrontando i modelli virtuali derivanti dall'acquisizione delle sole preparazioni dentali con quelli rilevati sulle stesse preparazioni su cui sono collocate le repliche in silicone. Le principali complicazioni nell'applicazione di tale metodo di lavoro derivano dalla realizzazione e dalla manipolazione del film di silicone. Una volta iniettato, infatti, il silicone deve essere lasciato riposare per lunghi periodi di tempo (solitamente superiori alle 12 ore). Nel momento della separazione della protesi dalla preparazione, il film di silicone è solito aderire alla superficie interna delle corone; è quindi necessario rimuoverlo e posizionarlo sui monconi. Tali operazioni, a causa dell'esiguo spessore della replica, rendono frequenti le rotture del polimero che di conseguenza deve essere realizzato nuovamente allungando notevolmente i tempi delle analisi.

Nel seguito è presentata una nuova metodologia di prova per stimare la precisione geometrica dei dispositivi dentali. Tale metodologia si basa su tecniche di reverse engineering, poiché consentono di valutare i gap tra protesi e preparazione in maniera non distruttiva. Inoltre tale approccio è preferito ad altri per il fatto che si stanno diffondendo nei laboratori odontotecnici gli scanner dentali 3D, che consentono di ottenere modelli virtuali dei dispositivi molto rapidamente. Lo sviluppo di tecnologie CAD/CAM in ambito dentale, che richiedono la necessità di acquisire le preparazioni e le protesi in modo accurato, hanno

infatti favorito la diffusione di strumenti di digitalizzazione a contatto e ottici precisi e con una bassa incertezza di misura. Quass et al. (16) e Persson et al. (17) hanno discusso di come i risultati delle acquisizioni ottenuti sfruttando le potenzialità di tali strumenti possano essere utilizzati per realizzare le protesi dentarie. Avere a disposizione modelli virtuali delle superfici digitalizzate ha inoltre favorito lo sviluppo di tecniche di analisi basate sul computer aided: risulterà quindi relativamente semplice l'elaborazione geometrica e matematica dei dati per poter estrarre misure lineari e di angoli o analizzare le superfici acquisite; ad esempio Brick et al. (83) stimano il ritiro di coppette in ceramica confrontando la nuvola di punti acquisita con i modelli virtuali delle coppette realizzate, mentre altri autori dimostrano come le misure eseguite possano essere utilizzate per controllare e verificare alcune fasi di realizzazione dei dispositivi dentali, quali ad esempio la fase di realizzazione del modello in gesso (84)(85)(86), o per confrontare l'influenza della forma del dente sulla precisione di lavorazione dei sistemi CAD/CAM (87).

6.3.2 MATERIALI E METODI

Lo sviluppo del metodo ha previsto la realizzazione di protesi dentarie fisse di tre elementi da parte di 5 laboratori odontotecnici. I ponti sono realizzati a partire da modelli in gesso di arcate che riproducono parzialmente una protesi mobile con denti artificiali in resina; sull'arcata inferiore è posizionato un elemento in acciaio, lavorato con una fresa a controllo numerico, che simula le preparazioni del primo premolare e del primo molare destri (Figura 6.12). Per un'analisi più accurata, la complessità geometrica che si può riscontrare in preparazioni dentali reali è stata semplificata utilizzando piani e coni, ed evitando la presenza di sottosquadri (Figura 6.13).

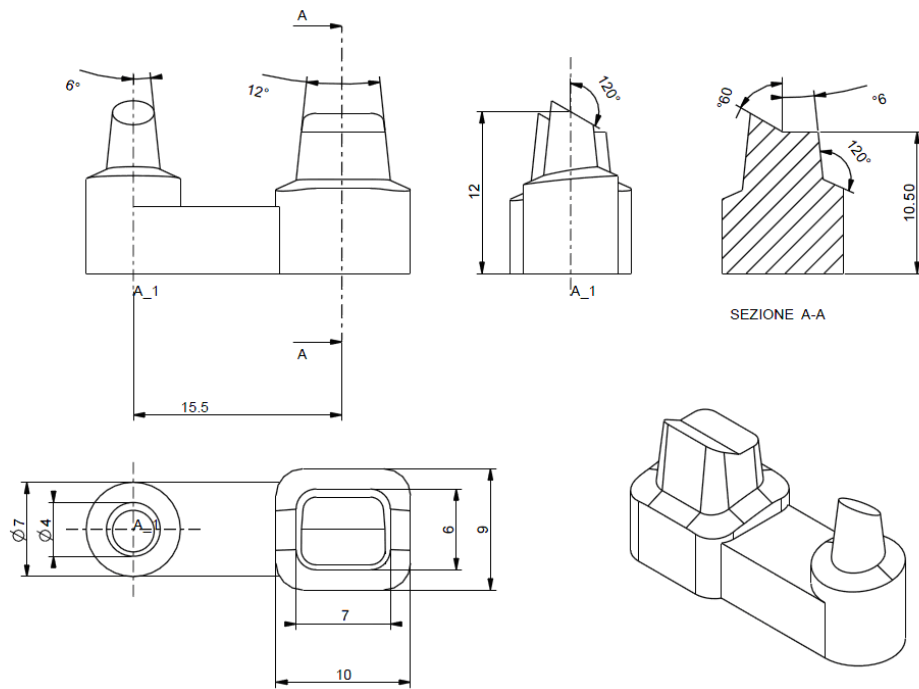
I laboratori coinvolti hanno realizzato 4 protesi in metallo-ceramica utilizzando il processo di fusione a cera persa, mentre una sottostruttura è stata prodotta in zirconia utilizzando uno specifico sistema CAD/CAM.

TABELLA 6.8 DENOMINAZIONE DEI PROVINI E PROCESSI UTILIZZATI PER LA LORO REALIZZAZIONE

Rapp. Prova	Lab. ODT	Processo produttivo
RP701	2	CAD / CAM
RP702	9	Fusione
RP703	12	Fusione
RP704	10	Fusione
RP705	2	Fusione



FIGURA 6.12 MODELLI REALI DI RIFERIMENTO



Tolerancing ISO 8015
General Tol. ISO 2768 - FH

FIGURA 6.13 DISEGNO DEL MODELLO DELLE PREPARAZIONI DENTARIE UTILIZZATO PER LE PROVE GEOMETRICHE (DISEGNO NON IN SCALA)

Riproduzione delle arcate mediante tecniche di Reverse Engineering

La geometria delle protesi è acquisita mediante scanner laser 3D Dental Wings (accuratezza dichiarata dal produttore $<20\mu\text{m}$) a 5 assi. Il funzionamento dello strumento è basato sul principio della triangolazione, che prevede che un fascio di luce laser venga proiettato con un determinato angolo sulla superficie dell'oggetto da acquisire. Un sensore CCD rileva la luce riflessa dalla superficie. La posizione di ciascun punto della superficie è determinata noti l'angolo e le distanze del sensore dalla fonte luminosa.

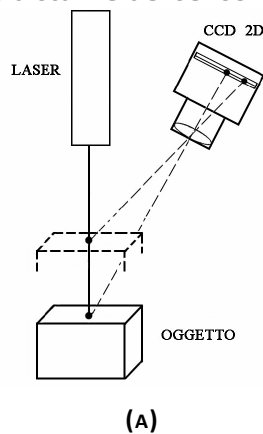


FIGURA 6.14 PRINCIPIO DI TRIANGOLAZIONE: (A) SCHEMA DI FUNZIONAMENTO DEL DISPOSITIVO UTILIZZATO, (B) APPARATO DI ACQUISIZIONE

Al termine delle scansioni le nuvole di punti acquisite sono state processate automaticamente con operazioni di pulizia del rumore e riduzione del numero di punti, e sono state convertite in mesh poliedriche. In particolare sono eseguiti:

- a) Controlli topologici delle mesh: permettono di selezionare ed eliminare i triangoli che presentano instabilità topologiche quali possono essere ad esempio triangoli non manifold, se un triangolo condivide più volte lo stesso lato, i triangoli ridondanti, se un vertice è condiviso da triangoli non connessi coerentemente, o i triangoli

intersecanti, se un triangolo coerentemente connesso interseca i triangoli limitrofi (Figura 6.15). Se mantenuti questi triangoli possono causare problemi di elaborazione generando risultati anomali.

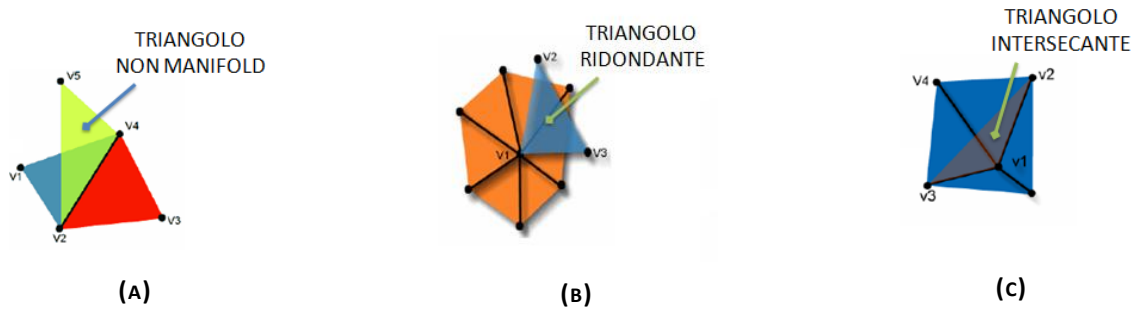


FIGURA 6.15 ESEMPI DI TRIANGOLI CHE PRESENTANO INSTABILITÀ TOPOLOGICHE: (A) TRIANGOLO NON MANIFOLD, (B) TRIANGOLO RIDONDANTE, (C) TRIANGOLO INTERSECANTE

- b) Controlli sulla forma e sulle dimensioni dei triangoli: permettono di operare sulla metrica della mesh eliminando i triangoli connessi che presentano distorsione della topologia (spikes) (Figura 6.16(a)); tali triangoli si ottengono durante la scansione quando la superficie dell'oggetto e la strip laser proiettata si discostano significativamente dall'ortogonalità.
- c) Controlli sulla consistenza della mesh: permettono di assicurare che la distribuzione delle normali di triangoli adiacenti sia omogenea e coerente con la superficie digitalizzata (Figura 6.16(b)).

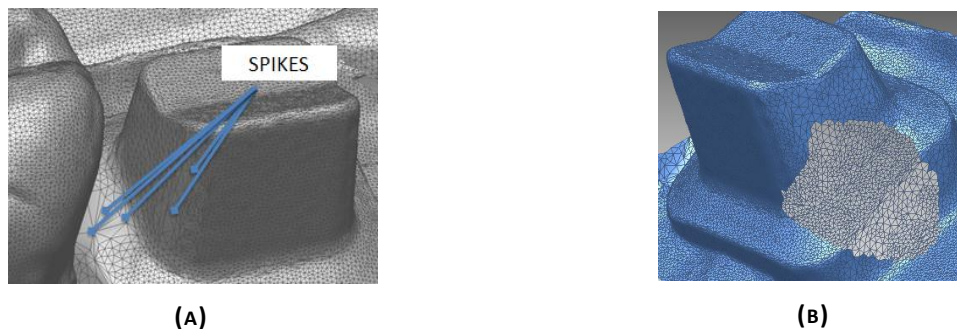


FIGURA 6.16 ESEMPIO DI (A) TOPOLOGIE DEFORMATE E DI (B) TRIANGOLI CON LA NORMALE INVERTITA

- d) Eliminazione delle regioni non coinvolte nelle analisi: permette di eliminare tutte le regioni della scansione che non interessano le arcate dentali, quali possono essere ad esempio i bordi irregolari delle mesh, le parti di supporto e di fissaggio dei modelli (tavolo, morsa, perni, etc.).

Al termine dell'acquisizione e delle elaborazioni per ogni sistema sono disponibili modelli in formato .stl (I) dell'arcata inferiore del modello di riferimento, (II) della protesi realizzata e (III) dell'assieme di arcata e protesi come riportato in Figura 6.17.

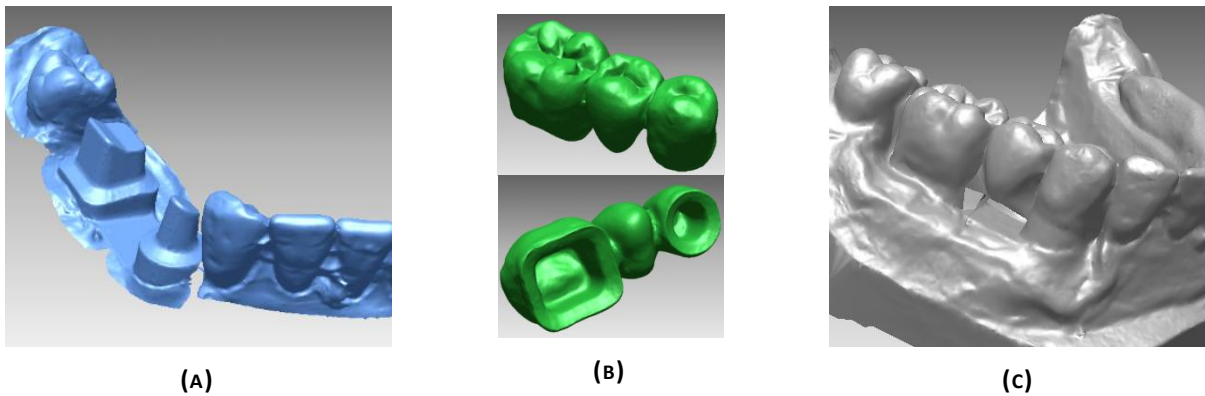


FIGURA 6.17 ESEMPIO DI MODELLI VIRTUALI OTTENUTI:
 (A) ARCATA INFERIORE E MONCONI, (B) PROTESI REALIZZATA, (C) ASSIEME

Allineamento delle singole scansioni

Nello schema riportato in Figura 6.18 è sintetizzata la procedura di allineamento eseguita.

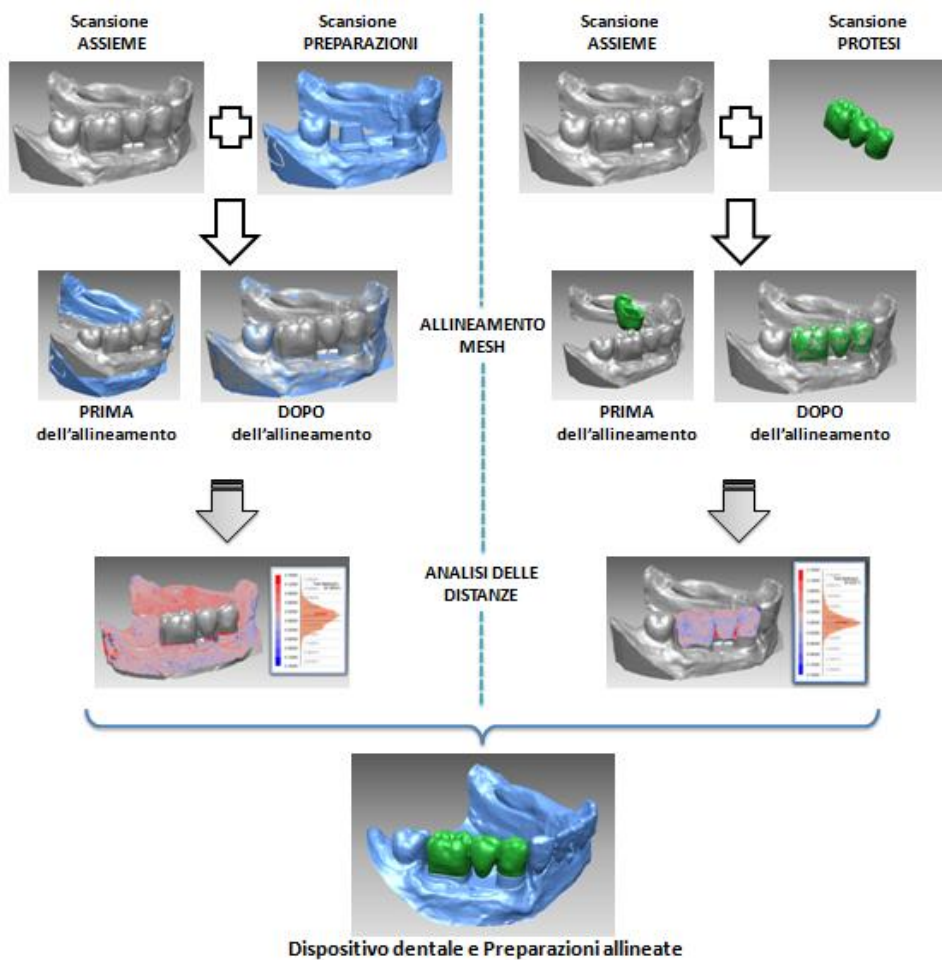


FIGURA 6.18 PROCEDURA DI ALLINEAMENTO DELLE PARTI ACQUISITE

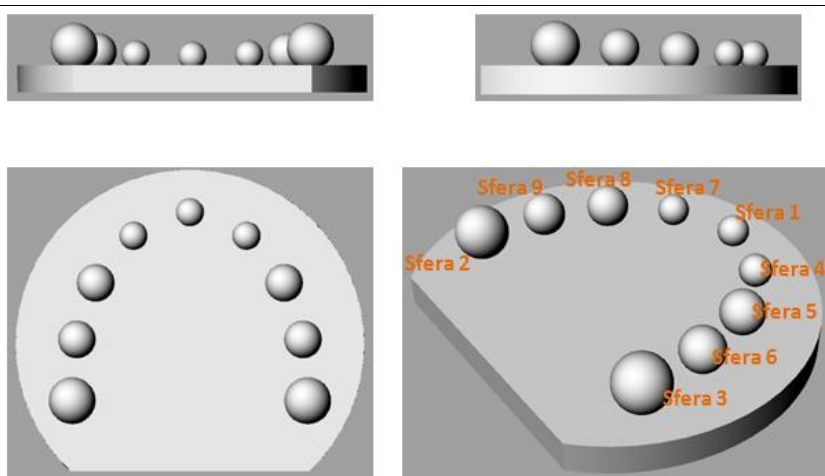
I file .stl ottenuti sono importati in ambiente RapidForm 2006 di INUS Technology, dove viene eseguito l'allineamento reciproco degli elementi singoli rispetto al modello virtuale degli elementi accoppiati. Tale operazione prevede un primo allineamento manuale e un successivo allineamento mediante una procedura automatica (ICP) che permette di ottenere risultati più accurati. Le mesh ottenute con le scansioni infatti non sono allineate tra loro: l'allineamento manuale consente di identificare una rototraslazione che minimizza le distanze tra coppie di punti pseudo omologhi selezionati nella zona comune delle mesh da allineare. Da questo primo allineamento, che risulta essere relativamente impreciso, inizia il

processo di ottimizzazione che coinvolge in modo globale le zone comuni delle mesh. L'algoritmo ricerca in tali zone le coppie di punti pseudo omologhi e ripete iterativamente l'allineamento in modo da minimizzare le distanze tra le mesh nelle aree di sovrapposizione. Un'ulteriore fase riguarda l'analisi della distanza tra le due mesh allineate, al fine di valutare la bontà dell'allineamento ottenuto. Se la distanza tra le mesh è contenuta, l'allineamento è ritenuto soddisfacente; in caso contrario sono selezionati altri punti per l'allineamento manuale e viene ripetuta la fase di allineamento automatico delle mesh. Al termine di tali operazioni le scansioni delle preparazioni e le scansioni delle protesi risulteranno allineate reciprocamente.

Stima dell'accuratezza dello scanner utilizzato

Vlaar e van der Zel (88) propongono un metodo per valutare l'accuratezza e la ripetibilità di scanner dentali digitalizzando una sfera calibrata ed elaborando in modo statistico i dati ottenuti dalle scansioni eseguite. Con riferimento a tale lavoro è realizzato un campione di riferimento costituito da una serie di sfere calibrate per cuscinetti (tolleranza sul diametro $\pm 0.001\text{mm}$). La definizione di tale campione, in sostituzione della sfera singola, permette di valutare anche gli errori di posizione dei centri delle sfere, dovuti ai processi di allineamento delle acquisizioni dello scanner. Le caratteristiche geometriche nominali del campione, chiamato nel seguito Rif1, sono riportate in Tabella 6.9.

TABELLA 6.9 CARATTERISTICHE GEOMETRICHE NOMINALI DEL CAMPIONE DI RIFERIMENTO: LA POSIZIONE DEL CENTRO DI CIASCUNA SFERA È DETERMINATA RISPETTO AL SISTEMA DI RIFERIMENTO CENTRATO SUL CENTRO DELLA SFERA 3, AVENTE IL PIANO X-Y PASSANTE PER I CENTRI DELLE SFERE 1,2,3 E L'ASSE Y CONGIUNGENTE I CENTRI DELLE SFERE 2 E 3.



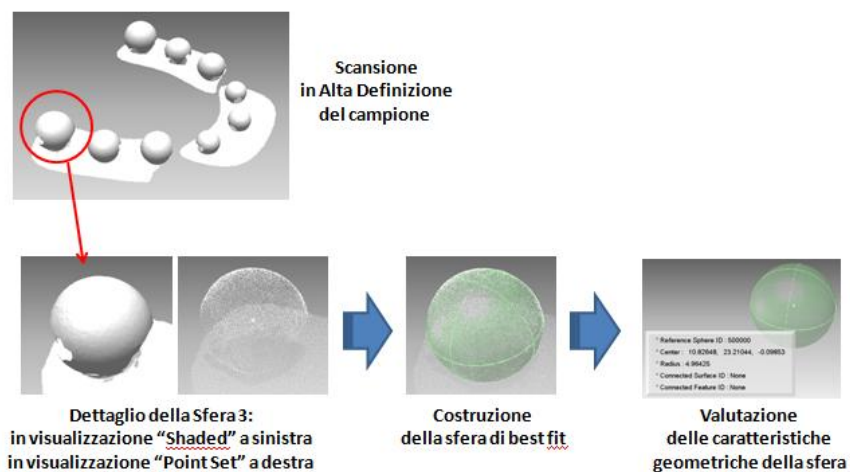
Modello 3D del campione Rif1

Numero Sfera	Raggio nominale [mm]	X [mm]	Posizione Y [mm]	Z [mm]
1	3	25	40	0
2	5	50	0	0
3	5	0	0	0
4	3	13	35	0
5	4	5	25	0
6	4	1	13	0
7	3	37	35	0
8	4	45	25	0
9	4	49	13	0

Poiché la realizzazione del campione è stato fortemente manuale, le posizioni delle sfere si scostano rispetto alle posizioni teoriche. Inoltre le sfere sono state sabbiate per rendere più

agevoli le operazioni di scansione; sono infatti risapute le difficoltà che si manifestano nell'acquisire superfici con proprietà ottiche non adatte ad essere scansionate con il laser, quali le superfici metalliche lucide, alle quali dovrebbe essere applicato uno strato di spray opacizzante che falserebbe la misura. Per tali ragioni l'accuratezza dello scanner è verificata a partire da misure del campione Rif1 ottenute mediante la macchina di misura a coordinate Zeiss VAST equipaggiata con tastatore a contatto, presentata in 6.2.2. Il sistema è solitamente utilizzato per il controllo metrologico delle produzioni industriale ed è assunto come riferimento in quanto la precisione di misura delle coordinate spaziali di punti è dell'ordine dei micrometri.

Una volta che lo scanner è stato calibrato in accordo a quanto descritto nel manuale di utilizzo, il campione realizzato è stato digitalizzato e le nuvole di punti, importate in RapidForm 2006, sono state elaborate. In particolare l'elaborazione è consistita nel calcolo delle sfere di best fit, delle quali sono dedotti i raggi e le posizioni dei centri, come schematizzato in Figura 6.19. Il campione è stato acquisito per 3 volte. Il numero di punti acquisiti sulle sfere variava tra 1500 e 2500 per le sfere da 3 mm di raggio, tra 3000 a 4500 per quelle di raggio 4 mm, mentre per le sfere da 5 mm di raggio i punti acquisiti variavano tra 5000 e 7000. Le misure di riferimento e le misure derivanti dalle elaborazioni delle acquisizioni delle nuvole di punti sono riportate in Appendice XII.



**FIGURA 6.19 ELABORAZIONE DELLE NUVOLE DI PUNTI:
PROCEDURA PER LA STIMA DELLE CARATTERISTICHE GEOMETRICHE
DELLE SFERE DEL CAMPIONE DI RIFERIMENTO**

L'analisi dei dati provenienti dalle scansioni ha portato a determinare il valore medio e la deviazione standard del raggio e delle coordinate della posizione del centro per ciascuna sfera. Tali valori sono successivamente confrontati con quelli presi a riferimento. Lo scostamento medio sul raggio tra le acquisizioni e i valori di riferimento è pari a 0.015 mm, mentre risulta sensibilmente superiore quello relativo alle posizioni dei centri e pari a 0.040 mm. Tale valore può essere giustificato dal modo di operare dello scanner che allinea acquisizioni ad "alta definizione" delle singole sfere su un'acquisizione in "bassa definizione" dell'intera arcata. Al termine dell'indagine comunque lo scanner si dimostra adeguato alle finalità della prova sviluppata.

Stima della precisione dell'accoppiamento

La precisione degli accoppiamenti è valutata calcolando le distanze normali tra le superfici esterne del modello delle preparazioni (I) e le superfici interne del modello della protesi (II) una volta eseguito l'accoppiamento. Tale precisione è stimata sia qualitativamente mediante mappature di colore, sia quantitativamente nel seguente modo: il modello virtuale

dell'elemento molare viene sezionato mediante 8 piani disposti come riportato in Figura 6.20; per ciascun piano si sono identificati i punti posti a 300 μm , 750 μm e 1100 μm dal margine di chiusura (in Figura 6.21 definiti rispettivamente esterno, intermedio ed interno), per un totale di 48 punti per ciascuna protesi dentale. In corrispondenza di tali punti sono stimate le distanze normali tra le mesh poliedriche (I) e (II) allineate. Per ciascuna posizione (esterna, intermedia, interna) si determina il valore medio e la deviazione standard, il valore massimo e il minimo al fine di valutare le modalità di realizzazione della superficie di accoppiamento della protesi.

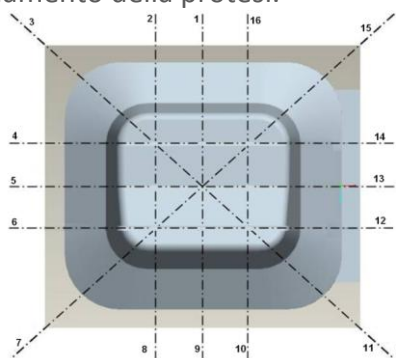


FIGURA 6.20 PIANI DI SEZIONAMENTO DELL'ELEMENTO MOLARE

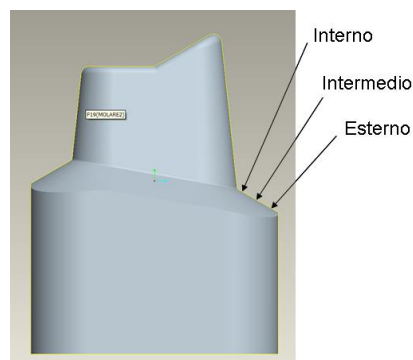


FIGURA 6.21 POSIZIONE DI VALUTAZIONE DELLE DISTANZE

6.3.3 RISULTATI

Le distanze normali tra la superficie in accoppiamento di preparazioni e protesi sono visualizzabili mediante mappature di colore in cui il rosso indica le distanze normali minori, mentre il blu quelle maggiori. Un esempio di tali grafici è riportato in Figura 6.22. Nella stessa immagine si riportano anche le analisi eseguite su profili in corrispondenza di alcune sezioni della protesi.

La protesi RP701 presenta il gap medio maggiore, pari a 0.195 mm (SD 0.060 mm); per la protesi RP702 la distanza media vale 0.141 mm (SD 0.064 mm), per la protesi RP703 vale 0.062 mm (SD 0.038 mm), per la protesi RP704 vale 0.126 mm (SD 0.028 mm), infine la protesi RP705 ha un gap medio pari a 0.070 mm (SD 0.043 mm). I risultati ottenuti per i vari sistemi analizzati sono sintetizzati in Tabella 6.10 e Tabella 6.11 e diagrammati in Figura 6.23.

TABELLA 6.10 VALORE MEDIO, DEVIAZIONE STANDARD, VALORE MASSIMO E MINIMO STIMATI PER LE PROTESI ANALIZZATE (IN MM)

protesi	media	dev. st.	min	max
RP701	0.195	0.060	0.102	0.275
RP702	0.141	0.064	0.006	0.285
RP703	0.062	0.038	0.002	0.158
RP704	0.126	0.029	0.070	0.202
RP705	0.071	0.044	0.001	0.157

TABELLA 6.11 VALORE MEDIO, DEVIAZIONE STANDARD, VALORE MASSIMO E MINIMO STIMATI ALLE VARIE POSIZIONI PER LE PROTESI ANALIZZATE (IN MM)

protesi	posizione interna				posizione intermedia				posizione esterna			
	media	dev. st.	min	max	media	dev. st.	min	max	media	dev. st.	min	max
RP701	0.187	0.056	0.110	0.267	0.193	0.060	0.102	0.275	0.210	0.068	0.110	0.275
RP702	0.158	0.070	0.074	0.285	0.147	0.057	0.017	0.212	0.102	0.050	0.006	0.172
RP703	0.054	0.034	0.002	0.106	0.056	0.036	0.006	0.102	0.081	0.044	0.041	0.158
RP704	0.128	0.022	0.099	0.174	0.125	0.035	0.070	0.191	0.125	0.032	0.082	0.202
RP705	0.072	0.043	0.006	0.140	0.074	0.043	0.008	0.157	0.065	0.047	0.001	0.138

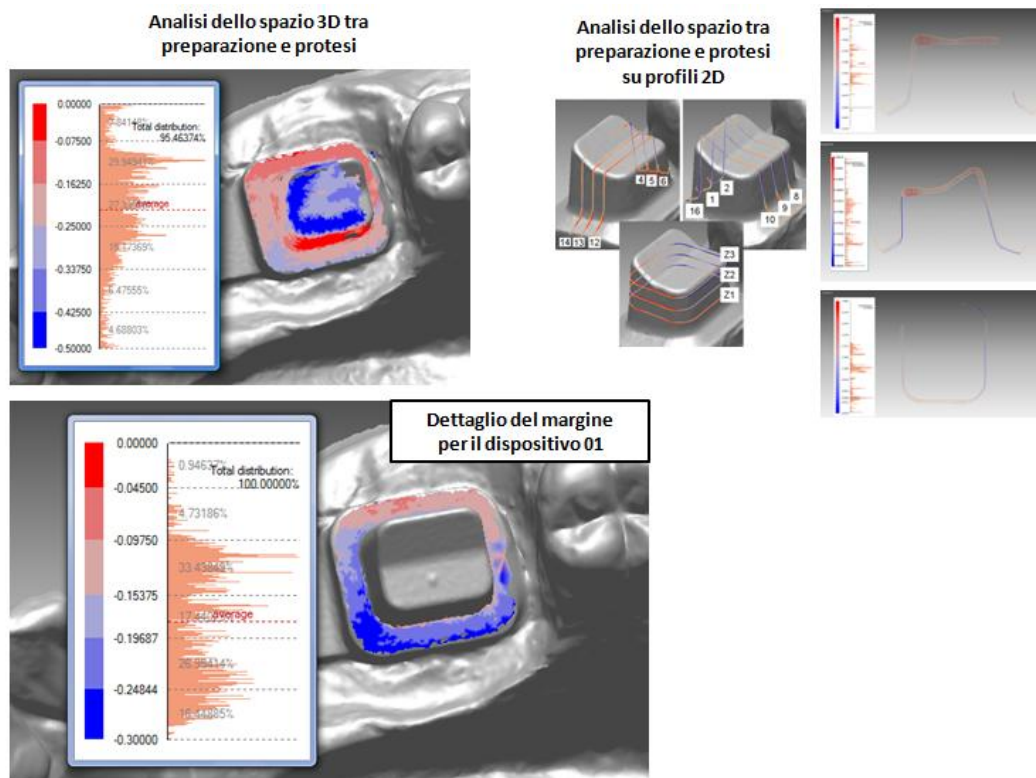


FIGURA 6.22 MAPPATURA DI COLORE DELLE DISTANZE NORMALI TRA PREPARAZIONI DENTALI E PROTESI 01; IL BLU INDICA LE DISTANZE MAGGIORI, IL ROSSO QUELLE MINORI; ESEMPI DI RISULTATI CHE SI POSSONO OTTENERE DA ANALISI DI PROFILI 2D

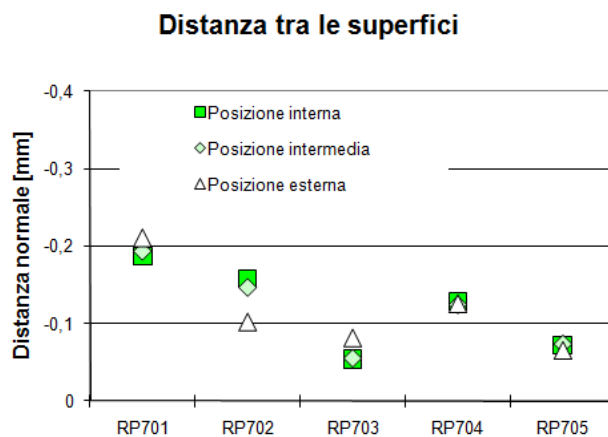


FIGURA 6.23 VALORI MEDI DELLA DISTANZA NORMALE MISURATA NELLE VARIE POSIZIONI

Verifica dell'affidabilità del metodo proposto

Al fine di dimostrare la bontà del metodo proposto, le distanze tra protesi e monconi in prossimità del margine di chiusura sono state valutate anche applicando il metodo proposto da Luthardt et al. (82). Lo spazio tra il moncone e la sottostruttura è riprodotto utilizzando silicone ad alta scorrevolezza e alta riproduzione di dettagli (Zhermack, prodotto ZA 985). Le corone degli elementi realizzati sono state riempite di silicone, vi si sono immersi i monconi e mandati a chiusura gli elementi caricandoli con la pressione delle dita. Dopo un riposo di 24 ore è stato possibile rimuovere il film di silicone che riproduce lo spazio tra i monconi e la rispettiva protesi. In caso di rottura, la replica continuava ad essere realizzata fino

all'ottenimento di un film polimerico intatto. Le varie fasi sono sintetizzate nelle foto di Figura 6.24.

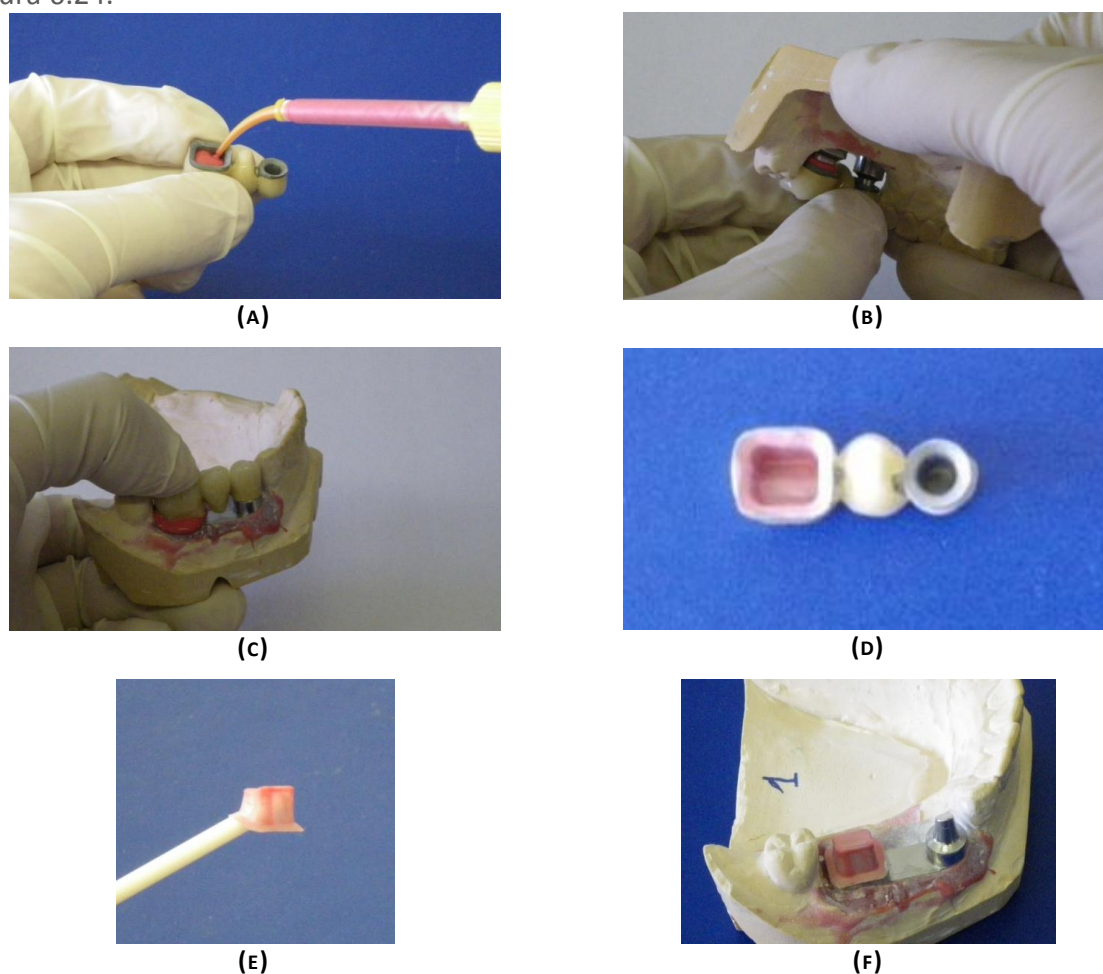


FIGURA 6.24 FASI DI REALIZZAZIONE DELLA REPLICA IN SILICONE: (A) RIEMPIMENTO DELLA CAVITÀ DELLA CORONA, (B) (C) ACCOSTAMENTO E CHIUSURA DEI COMPONENTI, (D) REPLICA NELLA CORONA, (E) REPLICA ESTRATTA DALLA CORONA, (F) REPLICA POSIZIONATA SULLA PREPARAZIONE

Sono acquisiti i modelli virtuali delle preparazioni dentali con e senza le repliche in silicone, e determinato lo spessore del film polimerico confrontando i modelli in RapidForm 2006.

I risultati ottenuti sono sintetizzati in Tabella 6.12 e diagrammati in Figura 6.25. In particolare la protesi RP701 presenta un gap medio pari a 0.092 mm (SD 0.030 mm); per la protesi RP702 la distanza media vale 0.128 mm (SD 0.070 mm), per la protesi RP703 vale 0.082 mm (SD 0.027 mm), per la protesi RP704 vale 0.176 mm (SD 0.066 mm), per la protesi RP705 il gap medio è pari a 0.083 mm (SD 0.060 mm).

TABELLA 6.12 VALORE MEDIO, DEVIAZIONE STANDARD, VALORE MASSIMO E MINIMO STIMATI ALLE VARIE POSIZIONI ANALIZZATI PER LE PROTESI ANALIZZATE (IN MM)

protesi	posizione interna				posizione intermedia				posizione esterna			
	media	dev. st.	min	max	media	dev. st.	min	max	media	dev. st.	min	max
RP701	0.088	0.025	0.035	0.133	0.087	0.026	0.027	0.125	0.102	0.037	0.059	0.200
RP702	0.163	0.044	0.106	0.255	0.123	0.080	0.008	0.314	0.089	0.067	0.008	0.192
RP703	0.084	0.021	0.055	0.118	0.086	0.027	0.047	0.129	0.075	0.038	0.020	0.122
RP704	0.188	0.054	0.106	0.251	0.176	0.061	0.082	0.243	0.164	0.084	0.024	0.278
RP705	0.087	0.052	0.016	0.184	0.088	0.066	0.012	0.220	0.073	0.068	0.012	0.200

Distanza tra le superfici

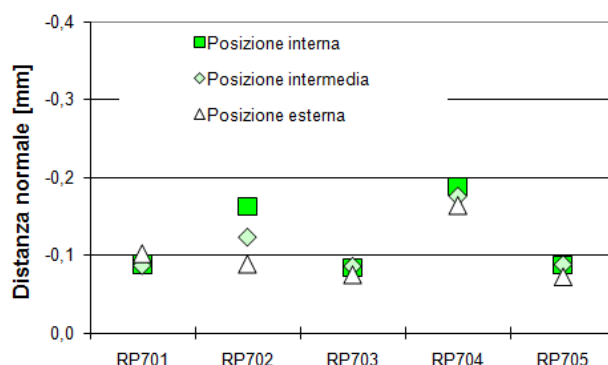


FIGURA 6.25 VALORI MEDI DELLA DISTANZA NORMALE MISURATA NELLE VARIE POSIZIONI

Il confronto dei risultati sintetizzato in Tabella 6.13 e Figura 6.26 evidenzia come la differenza tra le distanze medie stimate applicando le due tecniche sia ridotta; le due tecniche possono considerarsi equivalenti. In un solo caso (per la protesi RP701) la tecnica di analisi influenza i risultati ottenuti; è stato in seguito accertato che tale diversità è legata ad un errore dell'operatore nell'acquisizione della geometria dell'assieme della protesi e dell'arcata, che non risultavano perfettamente accoppiati.

TABELLA 6.13 SINTESI DEI RISULTATI OTTENUTI

	RP701		RP702		RP703		RP704		RP705	
	media	dev.st.	media	dev.st.	media	dev.st.	media	dev.st.	media	dev.st.
senza replica	-0.195	0.060	-0.141	0.064	-0.062	0.038	-0.126	0.029	-0.071	0.044
con replica	-0.092	0.030	-0.128	0.070	-0.082	0.027	-0.176	0.066	-0.083	0.060

Distanza media tra le superfici in accoppiamento

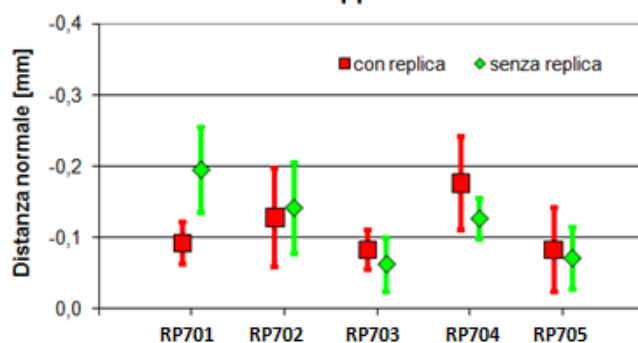


FIGURA 6.26 CONFRONTO DELLE DISTANZE MEDIE STIMATE MEDIANTE I DUE METODI PROPOSTI

6.3.4 DISCUSSIONE

Questo lavoro propone un nuovo metodo per valutare la precisione di accoppiamento tra le preparazioni dentali e le relative protesi realizzate, impiegando le tecniche del reverse engineering. Tale metodo prevede l'acquisizione di punti sulle superfici oggetto dello studio e consente di valutare in modo virtuale lo spazio tra le superfici in accoppiamento come distanza normale tridimensionale.

A differenza dei principali lavori presenti in letteratura tale metodo non necessita della realizzazione della replica in materiale polimerico che riproduce lo spazio tra la preparazione

e la protesi. Inoltre permette di analizzare un maggior numero di punti poiché non è necessaria la creazione di piani di sezione del polimero (solitamente i piani di sezione erano 2 per i premolari, mentre variavano da 2 a 4 per i molari). In tale lavoro sono considerati 48 punti per le analisi, in accordo con (89) che ritiene che per analizzare i margini di chiusura sia necessario utilizzare circa 50 punti; meno di 50 misure per corona infatti possono portare ad avere risultati errati. Il metodo proposto non è un metodo distruttivo, non necessita il sezionamento della protesi e del moncone o della replica in silicone, pertanto possono essere eseguite più analisi sullo stesso sistema. Consente di eseguire un'analisi qualitativa del problema per la possibilità di disporre di una mappatura di colore che permette di identificare le zone critiche e di concentrare l'attenzione su di esse.

Tra le limitazioni del metodo va comunque fatto notare che il gap stimato tra preparazione e protesi, non deriva solo da imprecisioni nelle realizzazioni della protesi, ma è in parte frutto anche di errori legati alle imprecisioni di allineamento delle mesh, che risultano tuttavia limitati ai fini delle analisi proposte. Si sono inoltre riscontrate delle difficoltà nell'acquisizione delle superfici interne delle protesi dentali dovute alla presenza di ombre e difficoltà nell'acquisizione di superfici con proprietà ottiche non adatte ad essere scansionate con il laser, quali ad esempio le superfici metalliche delle sottostrutture e quelle lucide della ceramica; per migliorare queste condizioni si è provveduto a spruzzare le superfici da acquisire con un'adeguata polvere con l'obiettivo di aumentarne la rugosità superficiale eliminando i riflessi. Le acquisizioni sono migliorate, ma la geometria delle superfici acquisite risulta alterata. Un ultimo svantaggio del metodo è legato alla stima della precisione in corrispondenza del margine di chiusura poiché il software di acquisizione utilizzato tende ad arrotondare gli spigoli; per tale ragione le distanze sono valutate in prossimità dei margini e non sui margini. Tale tecnica può anche essere utilizzata per stimare la precisione delle superfici in accoppiamento nella zona oclusale; le distanze in suddetta zona non sono state valutate in questa sede non essendo l'obiettivo del lavoro. Si aggiunge infine che il lavoro ha portato alla messa a punto di un metodo per verificare gli strumenti di digitalizzazione che si stanno diffondendo recentemente in ambito dentale.

PARTE TERZA

PROVE DI CARATTERIZZAZIONE FUNZIONALE DEI DISPOSITIVI DENTALI

CAPITOLO 7. ANALISI DELLE AREE DI CONTATTO TRA LE SUPERFICI IN OCCLUSIONE

I contatti occlusali si formano quando i denti della mandibola entrano in contatto con quelli mascellari. Se la distanza tra i denti in occlusione non supera i 500 μm le superfici sono vicine al contatto; quando la distanza è superiore ai 500 μm le superfici non sono in contatto (90). Alcuni autori considerano in contatto o vicino al contatto, le superfici che si scostano al massimo per un valore pari a 350 μm (91)(92). Ogni dispositivo che sostituisce denti mancanti deve stabilire aree di contatto in armonia con la morfologia degli antagonisti al fine di ridurre i rischi che si manifestino condizioni di traumi, malattie paradontali, bruxismo o disfunzioni dei giunti temporo mandibolari. La relazione tra l'occlusione, la masticazione e i disordini dentali non è ancora ben chiara poiché non esiste ancora un metodo accurato per quantificare i contatti occlusali. Nel seguito è proposta una metodologia determinare le aree di contatto in arcate antagoniste.

7.1 L'OCCLUSIONE

L'occlusione riveste un aspetto funzionale molto importante e complesso per l'equilibrio del corpo umano. In presenza di malocclusioni vengono a formarsi fenomeni che turbano la normale funzione muscolare e portano la mandibola in malposizione con il complesso mascellare del cranio.

La stabilità occlusale può essere intesa come la condizione dei contatti che, dopo la chiusura della bocca, impedisce i movimenti dei denti. Le teorie stomatognatiche si basano sul concetto dell'intercuspidazione ottima tra denti superiori e denti inferiori (93): le cuspidi presenti sui denti inferiore dovrebbero accoppiarsi con le valli dei denti superiori, mentre le cuspidi dei denti superiori dovrebbero centrare le fosse di quelli inferiori. Tali condizioni fanno sì che i denti oppongano resistenza alle forze verticali e laterali che agiscono durante il funzionamento. La realtà è però diversa da questa condizione ideale, a causa delle asimmetrie e dei possibili movimenti protrusivi e laterali della mandibola, dovuti a fattori genetici e ambientali.

Poiché obiettivo primario dei dispositivi dentali deve essere quello di salvaguardare e ripristinare la corretta funzione dell'apparato masticatorio, è necessario garantire l'occlusione normale, intesa come la condizione dei contatti occlusali, dell'allineamento dei denti, della disposizione e delle relazioni dei denti nell'arcata e tra le arcate che garantiscono l'assenza di patologie riconoscibili.

Da qui nasce la necessità di individuare le aree di contatto che vengono a svilupparsi tra le arcate. Nonostante la sola determinazione delle superfici di contatto non sia sufficiente a dimostrare la mancanza del rispetto delle funzioni del dispositivo, risulta evidente come la funzione non possa essere adempiuta senza garantire un'adeguata distribuzione dei contatti dentali.

7.2 PROVA PER LA DETERMINAZIONE DELLE AREE DI CONTATTO

Obiettivo dell'attività è quello di sviluppare un metodo di prova per la caratterizzazione delle aree in contatto, impiegando attrezzature innovative di acquisizione di recente introduzione in ambito dentale.

7.2.1 STATO DELL'ARTE

Dal punto di vista tecnico esistono numerose metodologie per analizzare le condizioni di contatto, come riportato in (90). L'impiego di carte di articolazione è sicuramente uno dei metodi più diffusi in clinica; se sottoposte alla pressione dei denti che entrano in intercuspidação, le carte di articolazione lasciano un'impronta colorata. Tale metodo è un metodo qualitativo che risente dell'influenza del tipo di carta di articolazione utilizzata e dello spessore della stessa; inoltre (94) ha evidenziato una variabilità di risultati ottenuti sugli stessi campioni. Poiché non esistono procedure di utilizzo per le carte di articolazione per uniformare i risultati, tali strumenti risultano poco adatti alla determinazione delle aree di contatto. Un'altra metodologia per analizzare le aree di contatto utilizzata in (91) prevede la realizzazione di un'impronta delle arcate in occlusione: le zone in contatto sono caratterizzate da un minor spessore del silicone e si possono mettere in evidenza con una retroilluminazione dell'impronta. L'immagine ottenuta viene registrata ed elaborata per determinare le aree di contatto. Le limitazioni di tale metodo sono legate alla bidimensionalità dei risultati ottenuti e al fatto che gli stessi risultano influenzati dalla posizione della sorgente luminosa. Di recente introduzione è lo strumento T-Scan della Tekscan (95) che consente la stima delle pressioni di contatto in funzione della posizione reciproca dei denti. I risultati che si ottengono sono risultati bidimensionali, influenzati dalla presenza del sensore tra i denti in occlusione che modifica la geometria anatomica dei denti. Esistono infine metodologie di ricostruzione delle aree di contatto basate sulle tecniche di reverse engineering: esse prevedono la ricostruzione dei modelli virtuali delle arcate e dei denti antagonisti ed il calcolo delle aree di contatto mediante l'identificazione delle minime distanze tra le arcate nella posizione di massima intercuspidação (96)(92).

Nel seguito è presentata la prova sviluppata basata sulla ricostruzione dei modelli virtuali delle arcate. Tale tecnica è preferita per la possibilità di valutare accuratamente le aree di contatto in modo tridimensionale, anche grazie all'impiego di strumenti di scansione introdotti in ambito dentale.

7.2.2 MATERIALI E METODI

I dispositivi protesici oggetto della precedente indagine riguardante la caratterizzazione geometrica della precisione di accoppiamento in prossimità dei margini di chiusura (paragrafo 6.3), sono stati indagati per valutare le aree di contatto tra le superfici in occlusione ed evidenziare le diversità progettuali delle varie protesi realizzate. Per tale analisi, i dispositivi sono identificati con la numerazione riportata in Tabella 7.1.

L'analisi dei contatti è sviluppata mediante la ricostruzione dei modelli virtuali delle arcate come riportato in (96)(92).

TABELLA 7.1 DENOMINAZIONE DEI PROVINI E PROCESSI UTILIZZATI PER LA LORO REALIZZAZIONE

Rapp. Prova	Lab. ODT	Processo produttivo
RP901	2	CAD / CAM
RP902	9	Fusione
RP903	12	Fusione
RP904	10	Fusione
RP905	2	Fusione

Riproduzione delle arcate mediante tecniche di Reverse Engineering

La geometria delle singole arcate è acquisita mediante scanner laser 3D Dental Wings (accuratezza dichiarata dal produttore $<20\mu\text{m}$) a 5 assi, come riportato al paragrafo 6.3. La condizione di massima intercuspidação è acquisita mediante l'impiego del braccio articolato di misura Platinum Arm 2.4 m a 7 assi equipaggiato con sonda laser. Le nuvole di punti acquisite sono state processate automaticamente con operazioni di pulizia del rumore e riduzione del numero di punti, e sono state convertite in mesh poliedriche.

Al termine dell'acquisizione e delle elaborazioni per ogni sistema sono disponibili modelli in formato .stl (I) dell'arcata inferiore del modello su cui è allineato il dispositivo protesico realizzato, (II) dell'arcata superiore del modello di riferimento e (III) dell'assieme dell'arcata superiore ed inferiore in condizione di massima intercuspidação come riportato in Figura 7.5.

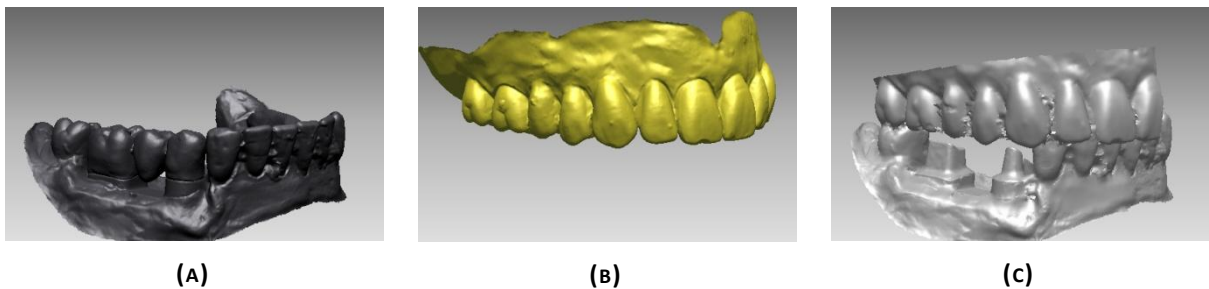
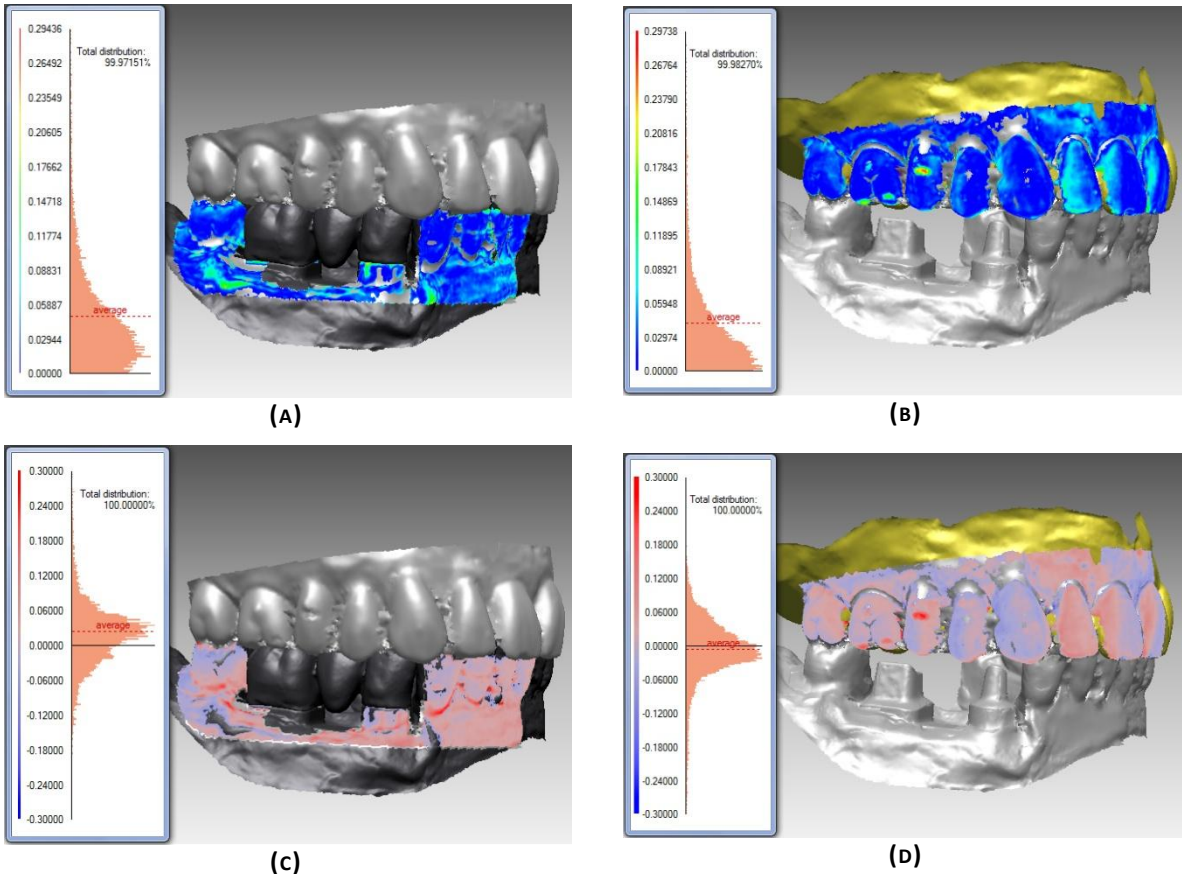


FIGURA 7.1 ESEMPIO DI MODELLI VIRTUALI OTTENUTI: (A) ARCATA INFERIORE, (B) ARCATA SUPERIORE, (C) ASSIEME IN CONDIZIONE DI MASSIMA INTERCUSPIDAZIONE

Allineamento delle singole scansioni

I file .stl ottenuti sono importati in ambiente RapidForm 2006 di INUS Technology, dove viene eseguito l'allineamento reciproco delle arcate rispetto al modello virtuale dell'assieme nella condizione di massima intercuspidação automaticamente. Al fine di valutare la bontà dell'allineamento ottenuto è eseguita un'analisi della distanza tra le mesh, di cui si riporta un esempio in Figura 7.2. Se la distanza tra le mesh è contenuta (distanza media inferiore a 0.05 mm), l'allineamento è ritenuto soddisfacente; in caso contrario sono selezionati altri punti per l'allineamento manuale e viene ripetuta la fase di allineamento automatico delle mesh. Al termine di tali operazioni le scansioni delle preparazioni e le scansioni delle protesi risulteranno allineate reciprocamente; un'esempio di allineamento è riportato in Figura 7.3.



**FIGURA 7.2 ANALISI DELLE DISTANZE TRA LE MESH:
 (A) ANALISI DISTANZE TRA ARCATA INFERIORE E ASSIEME E (C) DISTRIBUZIONE DELLE DISTANZE,
 (B) ANALISI DISTANZE TRA ARCATA SUPERIORE E ASSIEME E (D) DISTRIBUZIONE DELLE DISTANZE**



FIGURA 7.3 ESEMPIO DI ALLINEAMENTO DELLE SCANSIONI

Valutazione delle aree di contatto in occlusione

Le aree di contatto sono identificate in ambiente RapidForm 2006, imponendo una distanza di soglia tra le mesh delle arcate pari a 0.5 mm. Tale parametro, che risulta essere in accordo con quanto riportato in (90), è determinato mediante un'analisi di sensibilità; l'analisi è eseguita confrontando i risultati ottenuti mediante carte di articolazione su una protesi totale mobile, con quanto ottenuto con le tecniche di reverse engineering imponendo diverse distanze massime. L'immagine di Figura 7.4 evidenzia la corrispondenza dei risultati ottenuti.

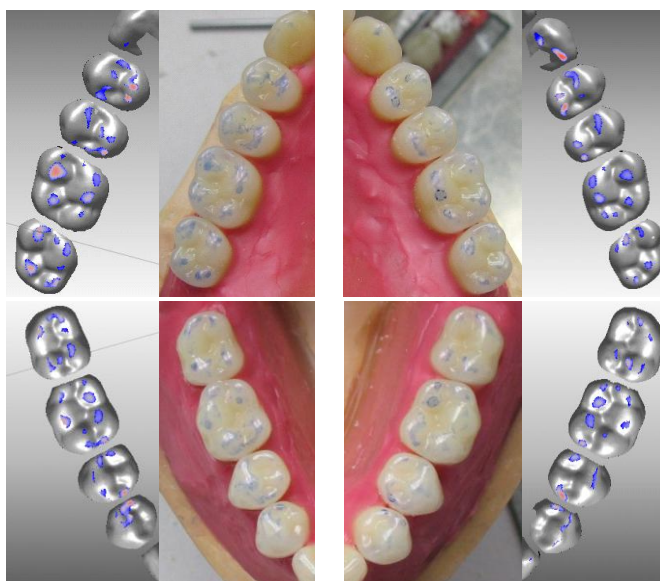


FIGURA 7.4 CONFRONTO TRA I RISULTATI OTTENUTI APPLICANDO METODI PER LA RICOSTRUZIONE VIRTUALE DELLE AREE DI CONTATTO E I RISULTATI OTTENUTI MEDIANTE L'IMPIEGO DI CARTE DI ARTICOLAZIONE

Al fine di avere un'indicazione quantitativa, oltre che qualitativa, delle aree di contatto, e quindi degli aspetti funzionali relativi alla stabilità dei dispositivi, è identificata, in prima analisi, la distanza media tra le arcate e la relativa deviazione standard. L'analisi ha portato infine ad un confronto di tipo qualitativo sulle modalità di realizzazione delle superfici in occlusione dei dispositivi da parte dei laboratori odontotecnici.

7.2.3 RISULTATI

I risultati delle analisi delle aree di contatto occlusale eseguiti sui dispositivi realizzati dai laboratori odontotecnici investigati si riportano in sintesi in Tabella 7.2, Tabella 7.3 e Tabella 7.4.

La distanza valutata è indicata mediante mappatura cromatica: le zone blu sono le zone in cui si manifestano i contatti; all'aumentare della distanza tra le mesh le aree in contatto passano da blu a rosso. Lo studio ha evidenziato un numero elevato di punti in contatto per i dispositivi RP901, RP902, RP903 e RP905, mentre si riscontrano meno contatti per il dispositivo RP904. L'analisi dei risultati ha permesso di mettere in risalto l'aspetto relativo alle prestazioni funzionali dei dispositivi: poiché le zone in contatto dei primi tre dispositivi manifestino aree di contatto simili, anche le prestazioni funzionali legate ai contatti saranno le stesse. Diversamente il dispositivo RP904 sembra non evidenziare i contatti necessari a garantire un'occlusione bilanciata con le superfici antagoniste.

TABELLA 7.2 DETERMINAZIONE DELLE AREE DI CONTATTO SUI DISPOSITIVI DI PROVA

n°	Dispositivo protesico	Arcata superiore
RP901		

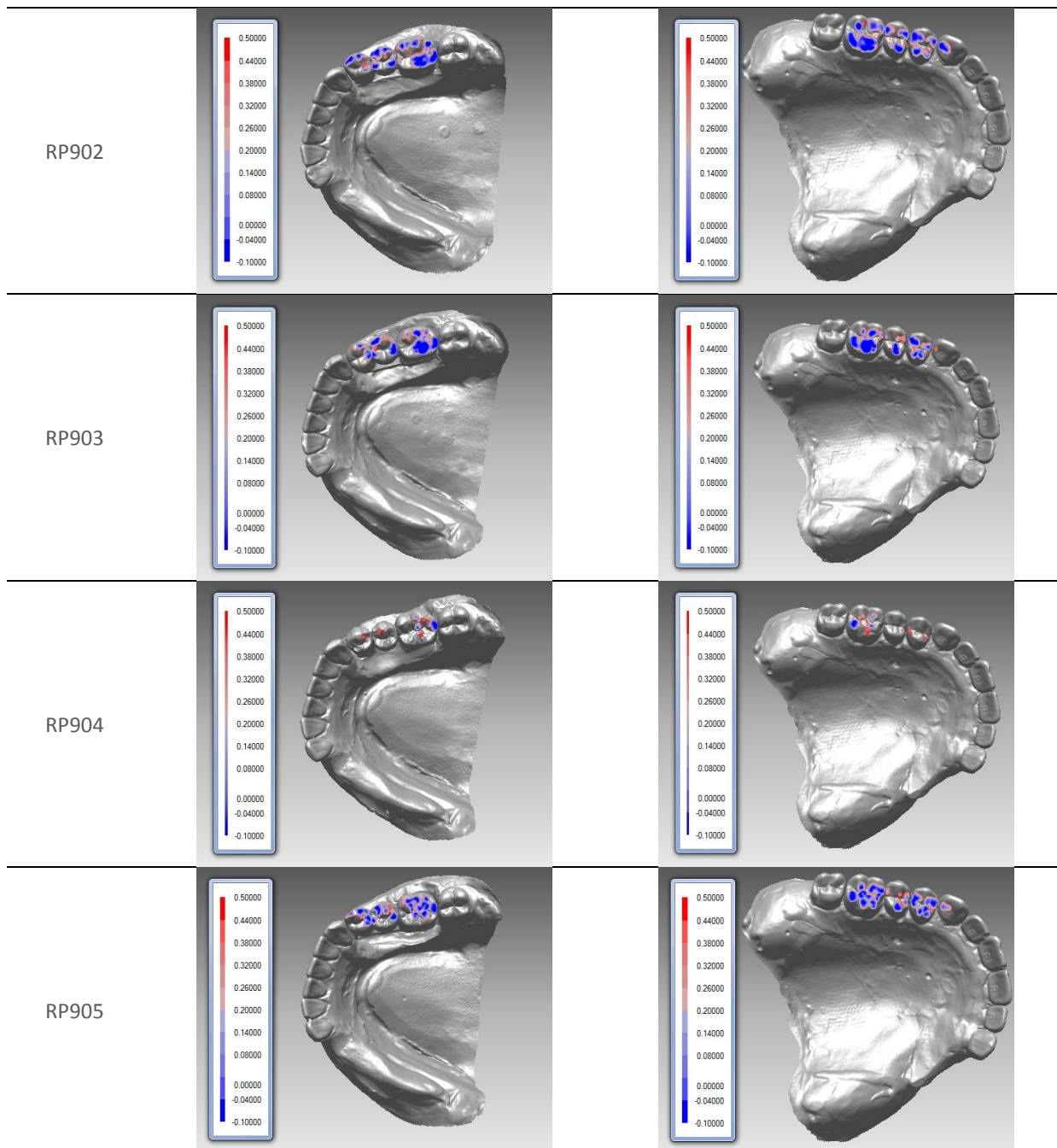


TABELLA 7.3 RISULTATI DELLE ANALISI SUI DISPOSITIVI

Dispositivo	RP901	RP902	RP903	RP904	RP905
distanza media	0.166	0.163	0.161	0.299	0.183
deviazione standard	0.207	0.203	0.221	0.188	0.182

TABELLA 7.4 RISULTATI DELLE ANALISI SULLE ARCADE ANTAGONISTE

Arcata superiore	RP901	RP902	RP903	RP904	RP905
distanza media	0.182	0.171	0.158	0.308	0.179
deviazione standard	0.190	0.202	0.219	0.173	0.181

7.2.4 DISCUSSIONI

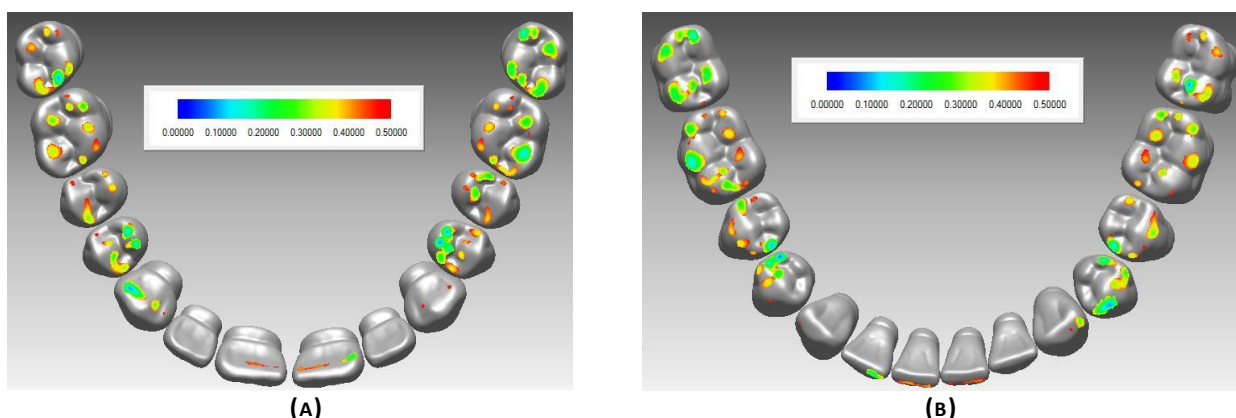
È stata sviluppata una prova per valutare virtualmente le aree di contatto tra superfici di denti antagonisti. È stata eseguita una campagna sperimentale di caratterizzazione funzionale su dispositivi dentari di tre elementi, realizzati da diversi laboratori odontotecnici.

È stato possibile confrontare i risultati delle analisi virtuali con quelli rilevati con metodi tradizionali che utilizzano le carte di articolazione evidenziando un'ottima corrispondenza tra i due metodi. È comunque da notare che tra i modelli virtuali delle arcate sono state identificate zone con distanza negativa, che indicano compenetrazione tra le superfici, condizione fisicamente non realizzabile. Tale aspetto può essere imputabile prevalentemente a due fattori:

- a) Errori di allineamento reciproco delle mesh, poiché l'allineamento è eseguito automaticamente sfruttando algoritmi di ottimizzazione che convergono al minimo entro una tolleranza fissata. Tali errori possono essere ridotti diminuendo tale tolleranza, ma tale operazione porta ad avere un aumento sensibile del tempo di calcolo, tanto maggiore quanto minore risulta essere il valore scelto.
- a) Utilizzo di strumenti e software di acquisizione differenti: poiché non era possibile con lo scanner Dental Wings acquisire i modelli nella condizione di intercuspitudine la procedura di prova ha previsto di acquisire tale geometria mediante uno strumento con diverse caratteristiche di accuratezza e diverse modalità di acquisizione. Le nuvole di punti che si ottengono sono inoltre soggette a processi di pre-elaborazione dei dati differenti. Tale errore può essere ridotto andando a uniformare le modalità di acquisizione dei modelli e dei dispositivi.

Poiché tali aree che presentano distanze negative risultano comunque limitate (<10% delle superfici identificate) i risultati ottenuti possono considerarsi attendibili da un punto di vista qualitativo.

In merito a quanto evidenziato dalla campagna sperimentale si può concludere che il metodo applicato permette di stimare i contatti tra coppie di denti antagonisti in modo accurato. Tale metodologia, se integrata nella progettazione delle protesi, permette di analizzare l'influenza delle caratteristiche geometriche dei denti e della posizione dei denti sulle condizioni di occlusione. A titolo di esempio si riporta in Figura 7.5 il risultato di uno studio preliminare eseguito nella fase concettuale dell'iter di progettazione di un dispositivo totale mobile con denti in resina, modellati al CAD, per analizzare l'influenza della posizione e dell'orientamento dei denti nell'arcata.



**FIGURA 7.5 ANALISI DEI CONTATTI NELLA FASE DI PROGETTAZIONE DI UNA PROTESI TOTALE MOBILE:
(A) ARCATA SUPERIORE, (B)ARCATA INFERIORE**

CAPITOLO 8. ANALISI SPERIMENTALE DEI CARICHI OCCLUSALI

L'apparato masticatorio dell'uomo è stato e viene studiato tuttora per quanto riguarda molteplici aspetti e coinvolge settori della ricerca medica e ingegneristica. Uno degli aspetti riguardanti la funzionalità dell'apparato masticatorio riguarda il sistema di forze che si sviluppa durante le varie fasi di funzionamento quali, ad esempio, la masticazione o la deglutizione.

Nel seguito è presentata una metodologia che consente di individuare l'influenza della morfologia delle aree di contatto tra denti antagonisti sui sistemi di forze che nascono durante la deglutizione e la masticazione con protesi totale mobile. L'obiettivo del lavoro è stato quello di analizzare, attraverso metodi quantitativi, il sistema di forze che insorge nel contatto tra denti in resina di diverse geometrie di protesi mobili complete. L'attenzione è stata quindi riposta nella valutazione dei valori delle forze in gioco, delle loro direzioni e punti di applicazione, esaminando contemporaneamente l'influenza della morfologia delle aree di contatto tra denti antagonisti in diverse condizioni funzionali (occlusione, masticazione di cibo, ecc.). Sono state inoltre identificate le condizioni che garantiscono la stabilità tra coppie di denti antagonisti e la stabilità palatale delle protesi.

La metodologia qui presentata potrà essere considerata, con gli opportuni adeguamenti, come base per l'applicazione di prove sperimentali anche su altri tipi di protesi dentali.

8.1 TIPOLOGIE DI DENTI ARTIFICIALI

Attualmente esistono in commercio varie tipologie di denti artificiali che si possono assemblare per realizzare una protesi totale mobile. I denti più diffusi sono i denti geometrici, basati sulla teoria di Strack; essi sono caratterizzati da sole cuspidi primarie, senza creste e margini. Tali denti possiedono contatti multipli fra di loro non puntiformi, ma su superfici, in rapporto di un dente a due denti, per assolvere al compito del bilanciamento, concetto di base della gnatologia classica moderna. Il dente di Gerber, caratterizzato anch'esso da sole cuspidi primarie, con la corona difforme rispetto al dente naturale. I contatti che si generano sono in rapporto di dente a dente con le cuspidi palatali che cadono in un'ampia fossa presente sui denti inferiori. In commercio ci sono anche denti prefabbricati con forme anatomiche molto simili ai denti naturali sia nella grandezza che nell'aspetto occlusale, con cuspidi primarie, creste solchi e margini. Un'altra tipologia di denti artificiali sono i denti artificiali NM, che si basano sui concetti della gnatologia neuro-muscolare: i punti di contatto nella gnatologia neuro-muscolare devono risultare minimi, ma stabili su ogni dente per non permettere alla muscolatura di sviluppare alterazioni che porterebbero inevitabilmente a parafunzioni, con conseguenti ipertrofia muscolare a carico dei muscoli stomatognatici prima e poi ai distretti circoscritti.

Qualsiasi sia il tipo di dente utilizzato per la realizzazione della protesi, un importante requisito funzionale risulta essere la stabilità di appoggio della protesi. La nascita di forze laterali dovute alle inclinazioni delle cuspidi può infatti portare ad avere spostamenti del dispositivo protesico dalla sua base. La prova sviluppata nel seguito permette di analizzare l'influenza della geometria del dente sulla stabilità protesica.

8.2 FORZE DI OCCLUSIONE

Un utile indicatore dello stato funzionale del sistema masticatorio è la forza massima del morso che si sviluppa nella posizione di massima intercuspidação. Tale forza aumenta all'aumentare dei contatti tra i denti in occlusione, soprattutto nella regione dei molari (97). La forza massima del morso di una dentatura naturale dipende da molti fattori, assumendo valori diversi anche in relazione al metodo di rilevazione utilizzato. Le forze misurate risultano essere inferiori se nei soggetti sono presenti protesi e varia a seconda del tipo di queste. In genere le protesi fisse danno la possibilità di generare forze superiori rispetto alle protesi mobili (Tabella 8.1).

TABELLA 8.1 ESEMPI DI VALORI RIPORTATI IN LETTERATURA DELLE FORZE IN MASTICAZIONE E DURANTE IL MORSO MASSIMO IN DIVERSE CONDIZIONI DI DENTATURE

Tipo di dentatura	Forze di masticazione [N]	Forza massima del morso [N]
Naturale	90 – 140(98)	220 – 430(98)
	100 - 350(99)	564 – 1050(100)
Singolo molare naturale		300 – 600(6)
		197 – 515(97)
Protesi mobile completa	35 – 55(98)	325 – 425(101)
Protesi completa su impianti	60 – 75(98)	80 – 110(98)
Ponte su radici naturali	50 – 70(98)	150 – 180(98)
Protesi mobile completa o mascellare o mandibolare		110 – 135(98)
Entrambe protesi mobili complete		150 – 487(100)
		121 – 450(100)

Per quanto riguarda le direzioni di applicazione delle forze, i lavori (102)(103) hanno evidenziato come, mentre il valore del carico aumenta durante il morso massimo volontario, il vettore forza tende ad assumere una direzione mesiale e linguale che si avvicina alla direzione della radice del dente. Inoltre si è visto che, durante il digrignamento, la direzione del vettore dipende dalla direzione del digrignamento e che, durante la masticazione, la direzione del vettore è differente tra la fase di occlusione e la fase di apertura.

8.3 SVILUPPO DI UNA PROVA PER LA DETERMINAZIONE DEI CARICHI DI OCCLUSIONE

L'obiettivo del presente lavoro è quello di proporre una metodologia che consenta di individuare l'influenza della morfologia delle aree di contatto sui sistemi di forze che nascono durante la deglutizione e la masticazione con protesi totale mobile. La prova permetterà quindi di ottenere informazioni che riguardano:

- ✓ l'influenza di diverse configurazioni geometriche dei denti sulla direzione delle forze e sulla capacità di masticazione;
- ✓ la funzionalità dei denti artificiali, per quel che riguarda la capacità di masticazione, il contatto occlusale e il livello di sollecitazione;
- ✓ gli aspetti funzionali della protesi.

8.3.1 STATO DELL'ARTE

In letteratura vengono proposti e sperimentati svariati dispositivi utili al rilevamento di forza, momenti, pressioni, deformazione e spostamenti che si sviluppano nell'apparato stomatognatico.

Alcuni autori (104)(102)(103) hanno utilizzato sensori piezoelettrici per determinare le forze agenti su un dente lungo 3 direzioni, verificando come tale tipologia di dispositivo risultasse idonea allo scopo; in (105) e (106) sensori magnetici sono utilizzati per determinare gli spostamenti dei denti soggetti a carichi ortodontici. Estensimetri sono invece utilizzati nei lavori di Prombonas e Vlissidis (107)(108) per caratterizzare lo stato tensionale in corrispondenza della regione palatale di protesi totali mobili al variare della posizione dei denti artificiali e al variare dell'inclinazione dei piani di occlusione di denti piatti. Molto diffusi per la stima delle sollecitazioni sono i metodi basati su celle di carico estensimetriche per la valutazione delle sollecitazioni. Queste sono in genere strutture metalliche alle quali vengono applicati dei ponti estensimetrici in grado di rilevare le deformazioni sotto carico, traducendole in sbilanciamenti di tensione elettrica. Le celle di carico si distinguono tra loro per la diversa sensibilità e per l'entità del disaccoppiamento che caratterizza gli elementi sensibili nella rilevazione delle singole componenti delle sollecitazioni. La condizione ideale è quella del massimo disaccoppiamento: ogni elemento sensibile rileva un'unica componente della sollecitazione in modo indipendente dagli altri. A seconda dell'applicazione è utile identificare la geometria degli elementi sensibili che possono essere costituiti da mensole semplici o mensole parallele (109), da anelli ottagonali (110), da elementi a forma binoculare (111), da strutture a colonna cilindrica (112), o da struttura a doppia S (113), come illustrato in Figura 8.1.

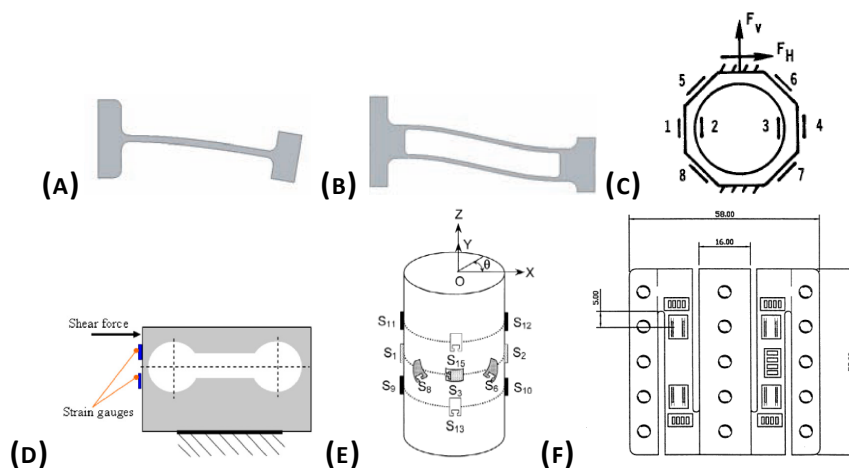


FIGURA 8.1 DIFFERENTI GEOMETRIE DI ELEMENTI SENSIBILI TIPICAMENTE IMPIEGATI NELLE CELLE DI CARICO:
(A) MENSOLA SEMPLICE, (B) MENSOLA PARALLELA, (C) ANELLO OTTAGONALE,
(D) "BINOCULAR", (E) STRUTTURA A COLONNA, (F) STRUTTURA A DOPPIA "S".

In questo lavoro per determinare i sistemi di carichi che nascono nel contatto tra denti in resina dei dispositivi è stata sviluppata una cella di carico in grado di rilevare 6 componenti di carico, tre componenti di forza e tre momenti.

8.3.2 MATERIALI E METODI

Il lavoro presentato in questo capitolo fa parte di un progetto di ricerca, inerente le protesi dentali totali mobili, che ha lo scopo di stabilire criteri per la modellazione geometrica di denti e protesi che prendano in considerazione aspetti funzionali, estetici, geometrici e strutturali.

Per individuare l'influenza della morfologia delle aree di contatto sui sistemi di forze che nascono in condizioni che simulano la funzionalità delle protesi mobili totali, strumenti, metodi e risultati legati all'analisi sperimentale delle forze sono integrati con la ricostruzione virtuale delle aree di contatto presentate Capitolo 7.

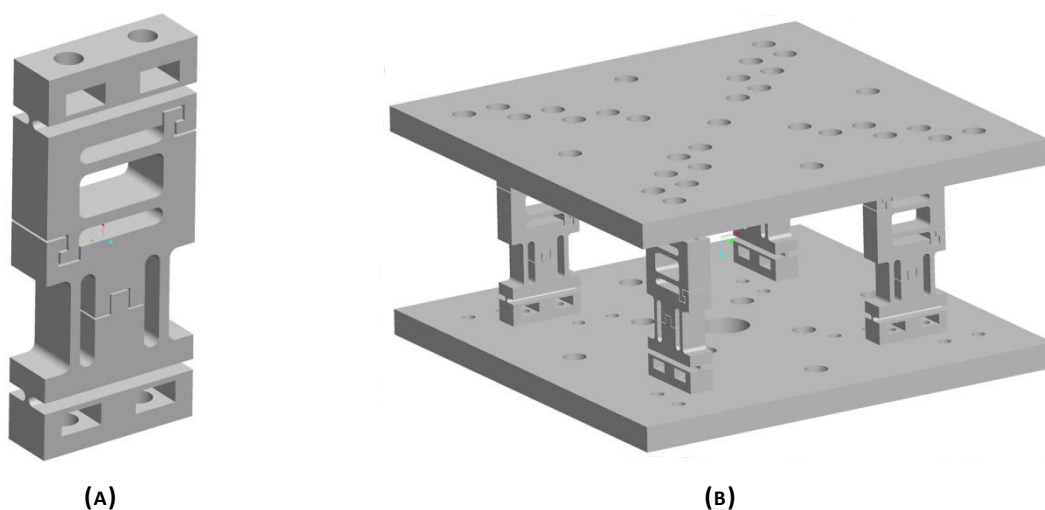
L'indagine sperimentale ha riguardato 2 protesi totali realizzate da un'azienda operante nel settore. In un caso la protesi era realizzata montando denti geometrici; nell'altro caso la

protesi era ottenuta montando denti NM. Le dimensioni dei denti omologhi utilizzati nelle due protesi sono comparabili. Al fine di validare la modalità di prova e le strumentazioni utilizzate, una campagna preliminare è sviluppata utilizzando la riproduzione in gesso di una protesi totale che monta denti NM.

Progettazione e realizzazione della cella di carico

Al fine di perseguire gli obiettivi preposti, è stata progettata e realizzata una cella di carico estensimetrica che, inserita in un sistema di misurazione, consente di rilevare 6 componenti di carico, 3 forze e 3 momenti, e le loro direzioni di applicazione.

La configurazione geometrica scelta, riportata in Figura 8.2 è stata del tipo a doppia piastra di supporto con interposti 4 elementi sensibili portanti. Ogni singolo elemento sensibile rileva una sollecitazione verticale ed una orizzontale in modo il più possibile disaccoppiato sfruttando due strutture a doppia mensola parallela (del tipo in Figura 8.1) orientate perpendicolarmente tra loro. Sono state inoltre realizzate su ciascun elemento sensibile due opportune cerniere elastiche che consentono un maggiore disaccoppiamento delle sollecitazioni. La progettazione preliminare, svolta mediante analisi strutturali agli elementi finiti (Figura 8.3), ha consentito di identificare la geometria dell'elemento sensibile e lo spessore delle doppie mensole che garantiscono, per celle in alluminio, una deformazione massima di 0.3 mm, quando la colonna è sottoposta ad una sollecitazione verticale o orizzontale pari a 500 N. Per evitare il superamento del limite di snervamento del materiale sono state realizzate 3 protezioni meccaniche di sicurezza che bloccano un'eccessiva deformazione dovuta a sovraccarico. L'accoppiamento dei 4 elementi sensibili alle piastre è garantito da 4 viti M5 ciascuno con rispettivi dadi collocati in appositi vani. Le piastre sono dotate di più serie di fori passanti che consentono di assemblare gli elementi sensibili in differenti posizioni lungo le diagonali e di fissare altri eventuali dispositivi utili per le prove sperimentali. Per consentire l'accoppiamento della cella di carico sulla macchina di prova, un foro passante di diametro 20 mm è eseguito in corrispondenza del centro della piastra inferiore. Piastre ed elementi sensibili sono stati realizzati in alluminio (ERGAL 7075T6) tramite fresatura ed elettroerosione a filo. Alcuni disegni progettuali della cella di carico sono riportati in Appendice XIII.



**FIGURA 8.2 RAPPRESENTAZIONE GEOMETRICA DELLA CELLA DI CARICO SVILUPPATA:
(A) ELEMENTO SENSIBILE, (B) ELEMENTI SENSIBILI COLLEGATI ALLE PIASTRE DI SUPPORTO**

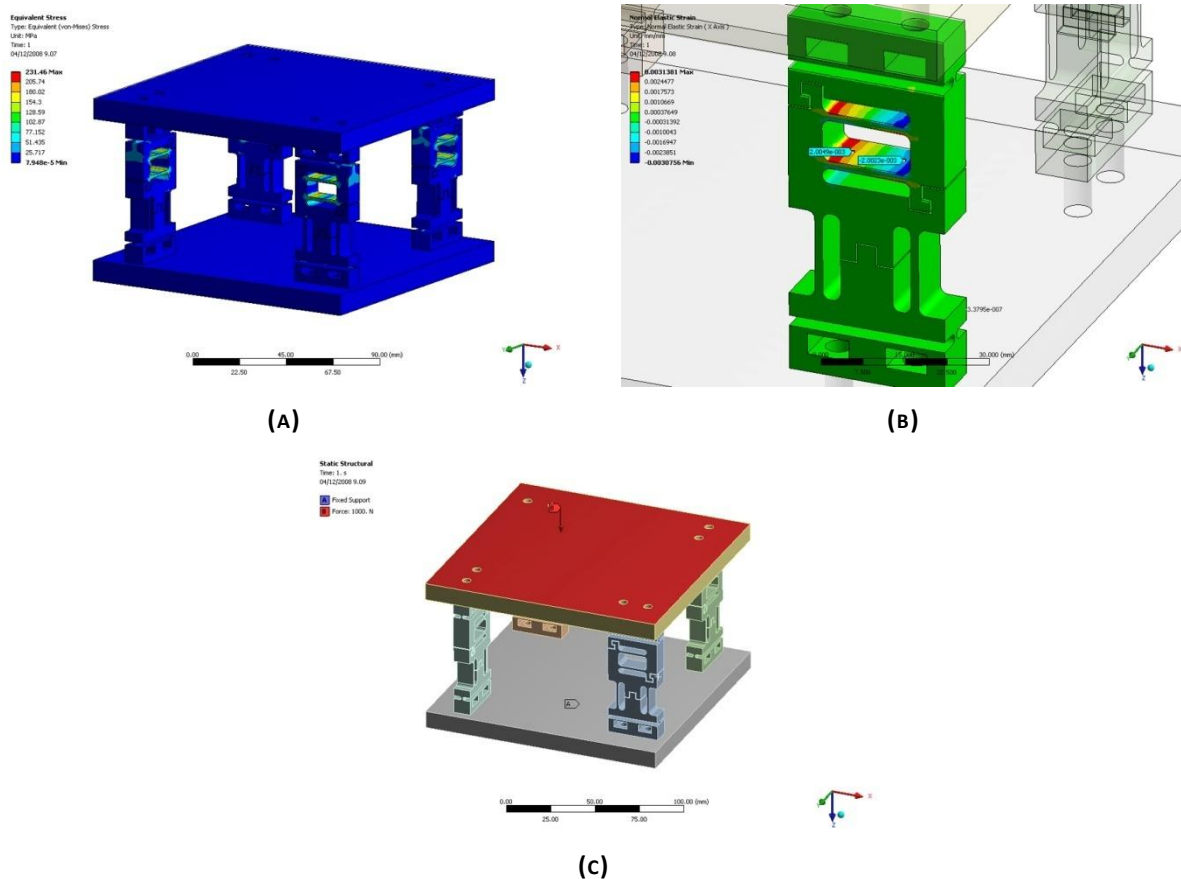


FIGURA 8.3 PROGETTAZIONE STRUTTURALE DELLA CELLA DI CARICO, ESEMPIO DI ANALISI FEM:
(A) STATO DI SOLLECITAZIONE (STRESS DI VON MISES EQUIVALENTE), (B) DEFORMAZIONI (NORMAL ELASTIC STRAIN – ASSE X),
(C) CONDIZIONE DI CARICO

Ogni elemento sensibile è stato equipaggiato con due ponti estensimetrici completi (Vishay) a ponte di Wheatstone incollati il primo sulla superficie superiore della mensola orizzontale più alta, il secondo sulla superficie interna della mensola verticale sinistra. Gli elementi sensibili estensimetrati sono assemblati con le piastre, ed il sistema viene collegato allo strumento di acquisizione, come riportato in Figura 8.4.

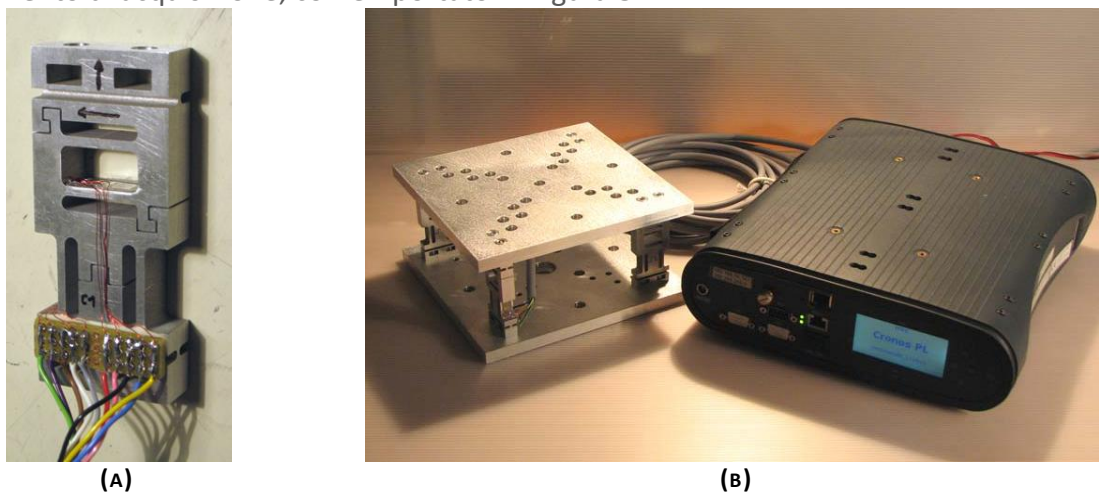


FIGURA 8.4 CELLA DI CARICO REALIZZATA: (A) COLLEGAMENTO DEGLI ESTENSIMETRI ALL'ELEMENTO SENSIBILE,
(B) CELLA DI CARICO COLLEGATA ALLO STRUMENTO DI ACQUISIZIONE

Calibrazione della cella di carico

Modello matematico di calibrazione

La calibrazione della cella di carico è eseguita previa definizione di un modello matematico simile a quanto proposto in letteratura (109). Il sistema di riferimento cartesiano di direzioni x , y , z è definito con origine sulla superficie esterna della piastra superiore della cella di carico in corrispondenza dell'asse del foro centrale, come riportato in Figura 8.5. I singoli elementi sensibili vengono identificati con una cifra "i" che va da 1 a 4. Infine è stabilito che le deformazioni verticali sono positive, come il relativo segnale di tensione, quando sono concordi all'asse z .

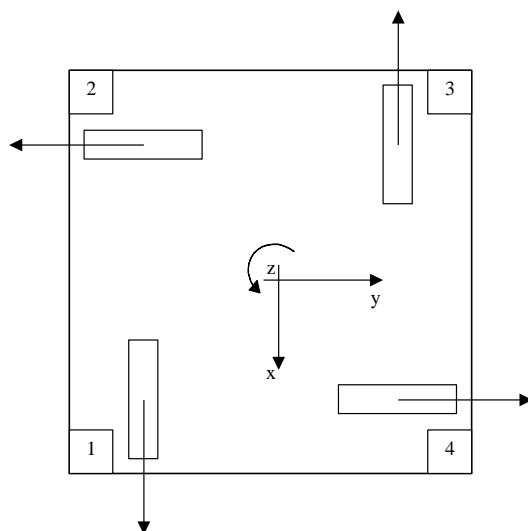


FIGURA 8.5 SISTEMA DI RIFERIMENTO SULLA PIASTRA SUPERIORE DELLA CELLA DI CARICO (VISTA DALL'ALTO, ASSE Z USCENTE); NUMERAZIONE DEGLI ELEMENTI SENSIBILI E VERSI POSITIVI DELLE DEFORMAZIONI TRASVERSALI ALLE QUALI CORRISPONDONO TENSIONI POSITIVE.

Con C_{ij} è stato identificato il segnale che nasce dallo sbilanciamento del ponte estensimetrico in termini di $\Delta V/V$ [mV/V], dove V è la tensione di alimentazione del ponte e ΔV lo sbilanciamento misurato. In questo contesto la lettera i identifica l'elemento sensibile della cella di carico, mentre la lettera j viene imposta pari a 1 se si sta considerando il ponte estensimetrico sensibile alla deformazione verticale, mentre j è definito pari a 2 nel caso in cui il segnale si riferisca al ponte sensibile alla deformazione orizzontale (Tabella 8.2).

TABELLA 8.2 SEGNALI ACQUISITI

Segnale	Elemento sensibile	Deformazione
C11	1	verticale
C12	1	orizzontale
C21	2	verticale
C22	2	orizzontale
C31	3	verticale
C32	3	orizzontale
C41	4	verticale
C42	4	orizzontale

Nell'ipotesi che i segnali rilevati siano indipendenti è possibile definire un vettore V che rappresenta il carico apparente, cioè il sistema di tensioni rilevate nel caso di completo disaccoppiamento delle componenti applicando le 6 diverse componenti di sollecitazione:

$$V = \begin{pmatrix} V_{Fx} \\ V_{Fy} \\ V_{Fz} \\ V_{Mx} \\ V_{My} \\ V_{Mz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} C12 - C32 \\ C42 - C22 \\ C11 + C21 + C31 + C41 \\ C31 + C41 - C11 - C21 \\ C21 + C31 - C41 - C11 \\ C12 + C22 + C32 + C42 \end{pmatrix} \quad (8.1)$$

Definita P la matrice dei pesi (6×8):

$$P = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (8.2)$$

e C il vettore degli sbilanciamenti:

$$C = (C11 \quad C12 \quad C21 \quad C22 \quad C31 \quad C32 \quad C41 \quad C42)^T \quad (8.3)$$

Il vettore V può essere espresso come:

$$V = P \cdot C \quad (8.4)$$

Detta K la matrice di calibrazione (6×6) del sistema e F il vettore delle forze e dei momenti effettivi:

$$F = (F_X \quad F_Y \quad F_Z \quad M_X \quad M_Y \quad M_Z)^T \quad (8.5)$$

si ha che

$$V = K \cdot F \quad (8.6)$$

La determinazione della matrice K e il rilevamento del segnale definito dal vettore C permette di determinare il vettore delle forze F che agiscono sul sistema:

$$F = K^{-1} \cdot P \cdot C = T \cdot C \quad (8.7)$$

avendo posto la matrice di trasferimento T:

$$T = K^{-1} \cdot P \quad (8.8)$$

Se il sistema fosse perfettamente disaccoppiato, la matrice K sarebbe diagonale. Questa tuttavia è una condizione ideale e si deve quindi definire la matrice K effettiva determinandone tutti i coefficienti. La calibrazione evidenzia il fatto che questa condizione non è ottenibile, pertanto sarà necessario determinare tutti i coefficienti della matrice di calibrazione sperimentalmente.

Un banco di calibrazione è stato realizzato al fine di applicare forze e momenti puri lungo le direzioni del sistema di riferimento adottato per la cella di carico. Le sollecitazioni previste sono:

- ✓ Carico orizzontale lungo gli assi x e y , in entrambi i versi
- ✓ Carico verticale in trazione e in compressione lungo l'asse z
- ✓ Momento flettente nei 2 sensi di rotazione rispetto agli assi x e y
- ✓ Momento torcente nei 2 sensi di rotazione rispetto all'asse z .

Le necessarie configurazioni geometriche del banco sono riportate in Figura 8.6.

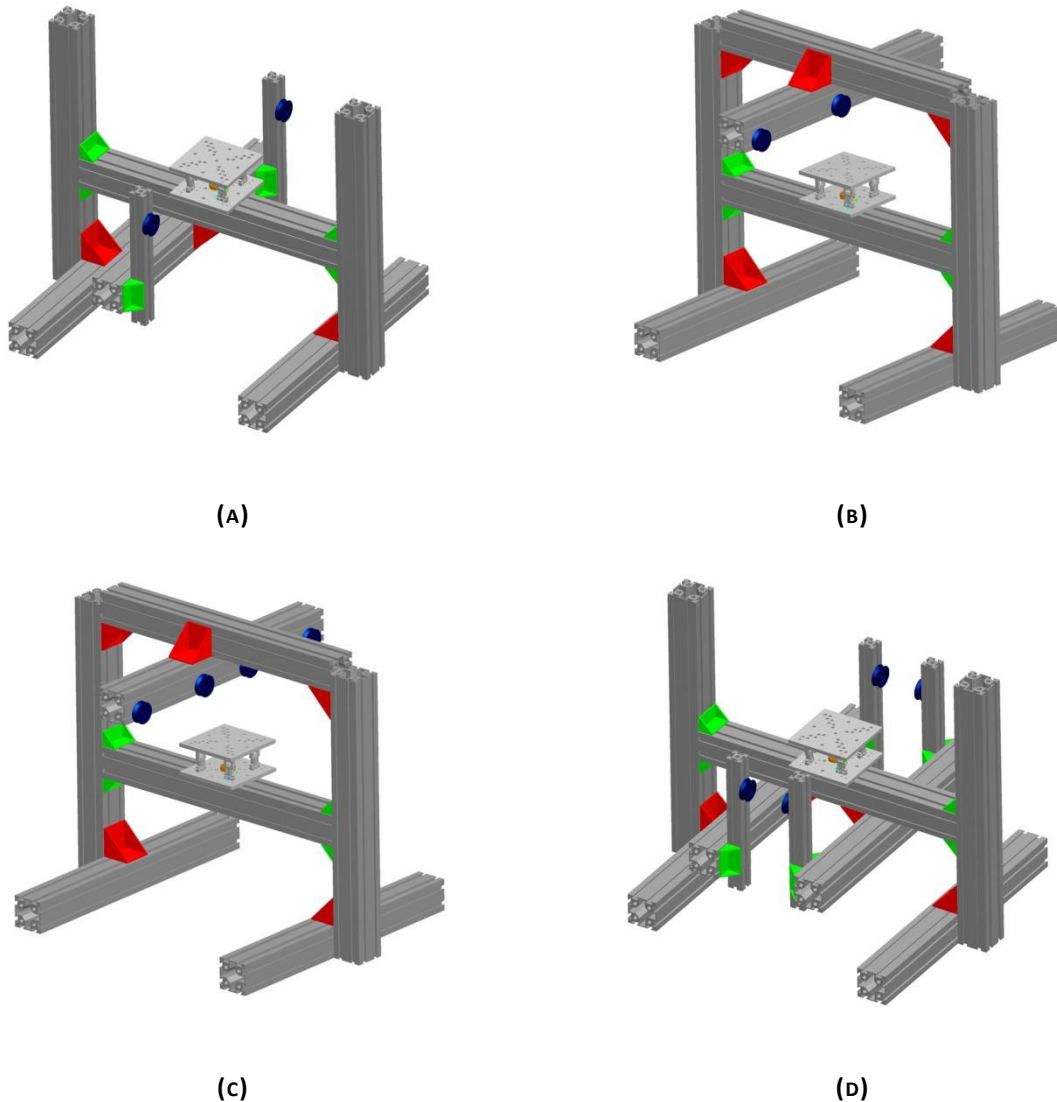


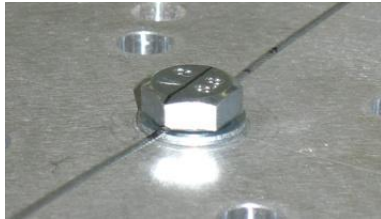
FIGURA 8.6 SIMULAZIONE DELLE CONFIGURAZIONI GEOMETRICHE DEL BANCO PER LA CALIBRAZIONE DELLA CELLA DI CARICO:

**(A) PER CARICHI ORIZZONTALI F_x E F_y , (B) PER CARICO VERTICALE F_z ,
(C) PER MOMENTI FLETTENTI M_x E M_y , (D) PER MOMENTO TORCENTE M_z**

Procedura di calibrazione

L'origine del sistema di riferimento cartesiano triassiale x,y,z è stata fissata nel punto in corrispondenza del centro della superficie esterna della piastra superiore della cella di carico ad una quota da essa di 1.8 mm. Tale quota è diretta conseguenza del sistema utilizzato nelle calibrazioni per F_x , F_y , M_z per fissare il cavo di acciaio di collegamento tra la cella e i pesi (Figura 8.7(a)). Per generare le sollecitazioni F_z , M_x , M_y , che hanno richiesto il fissaggio del

cavo di acciaio alla cella di carico in direzione parallela all'asse z, è stato utilizzato l'ancoraggio visibile in Figura 8.7(b) pensato per ottenere l'autocentraggio del cavo rispetto al foro grazie alla superficie conica presente.



(A)



(B)

FIGURA 8.7 ANCORAGGI DEL CAVO D'ACCIAIO: (A) ANCORAGGIO ORIZZONTALE ATTRAVERSO FORO DIAMETRALE SUL GAMBO DELLA VITE; (B) DISPOSITIVO DI ANCORAGGIO AUTOCENTRANTE PER CAVO IN DIREZIONE VERTICALE

La cella di carico è stata posizionata in modo da essere il più possibile orizzontale con l'aiuto di livelle e regolando il posizionamento del banco di calibrazione. Inoltre essa è collegata al banco di calibrazione tramite un perno che simula, nel diametro e nello spallamento, l'attacco previsto sul sistema di prova. I cavi di acciaio sono stati direzionati con l'aiuto di livelle e di squadre. I cicli di carico sono stati realizzati a step di 50 N. Si è utilizzato per ogni rilevamento:

- ✓ frequenza di campionamento $f = 100$ Hz
- ✓ intervallo di campionamento $\Delta t = 10$ s

CALIBRAZIONE PER F_x

La cella di carico è stata sottoposta ad un carico applicato all'origine del sistema di riferimento in direzione dell'asse x (Figura 8.8). Il ciclo di carico comprende una fase di carico-scarico da 0 a 300 N e di seguito una fase di carico-scarico da 0 a -300 N, senza bilanciamento dei canali di rilevamento dei dati nel passaggio dalla sollecitazione positiva a quella negativa. Ad ogni step di carico è stata effettuata la media per ognuno dei 6 sbilanciamenti. Da tali medie sono state implementate le storie di carico (Appendice XIV) e calcolati i coefficienti $K_{i,1}$.

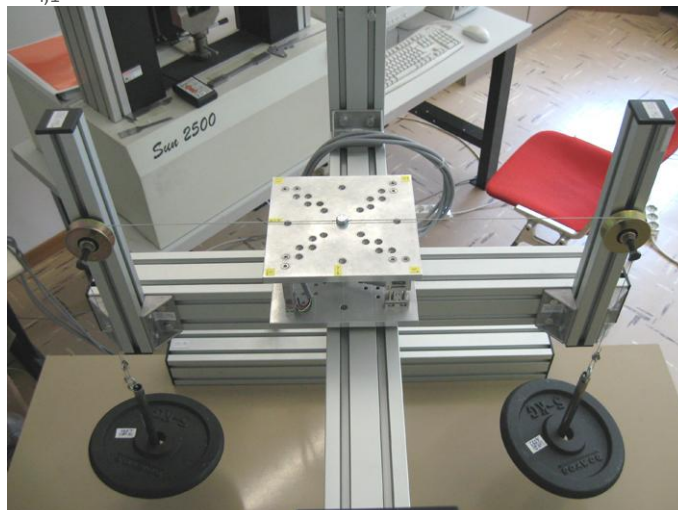


FIGURA 8.8 CALIBRAZIONE PER F_x

CALIBRAZIONE PER F_y

La cella di carico è stata sottoposta ad un carico applicato all'origine del sistema di riferimento in direzione dell'asse y (Figura 8.9). Il ciclo di carico comprende una fase di carico-scarico da 0 a 300 N e di seguito una fase di carico-scarico da 0 a -300 N, senza bilanciamento dei canali di rilevamento dei dati nel passaggio dalla sollecitazione positiva a

quella negativa. Le storie di carico sono riportate in Appendice XIV. Tale procedura ha consentito il calcolo dei coefficienti $K_{i,2}$.

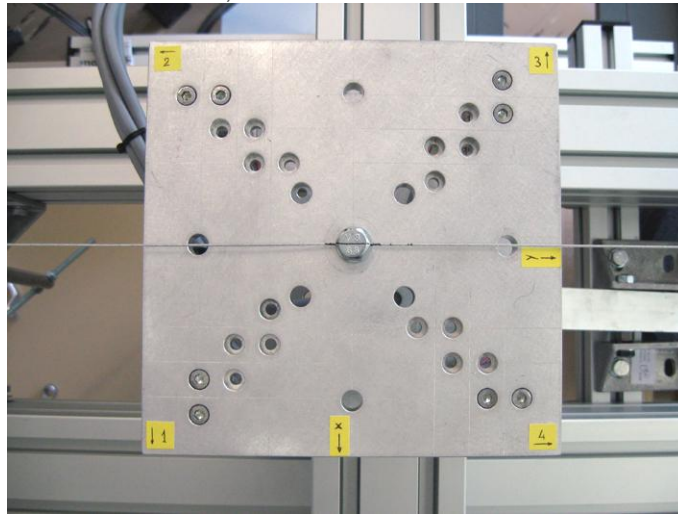


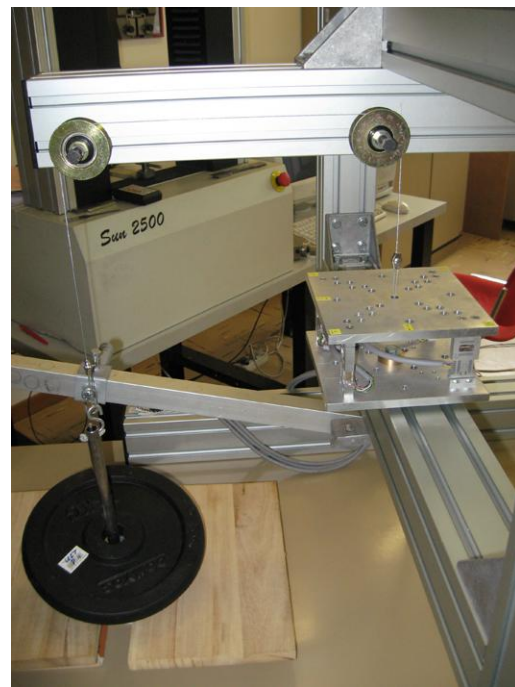
FIGURA 8.9 CALIBRAZIONE PER F_y

CALIBRAZIONE PER F_z

La cella di carico è stata sottoposta ad un carico applicato in direzione dell'asse z (Figura 8.10). La calibrazione è stata effettuata in 2 fasi distinte: in compressione da 0 a 300 N (carico e scarico) e in trazione da 0 a 300 N (carico e scarico). Tra le 2 fasi i canali di acquisizione sono stati bilanciati. Le storie di carico sono riportate in Appendice XIV. Tale procedura ha consentito il calcolo dei coefficienti $K_{i,3}$.



(A)



(B)

FIGURA 8.10 CALIBRAZIONE PER F_z : (A) IN COMPRESSIONE, (B) IN TRAZIONE

CALIBRAZIONE PER M_x

La cella di carico è stata sottoposta ad una coppia di forze applicate in direzione x con un braccio di 132 mm (Figura 8.11). La calibrazione è stata effettuata in 2 fasi distinte: per M_x positivo (carico-scarico da 0 a 150 N) e per M_x negativo rispetto al sistema di riferimento

adottato (carico-scarico da 0 a 150 N). Tra le 2 fasi i canali di acquisizione sono stati bilanciati.

Tra le 2 fasi i canali di acquisizione sono stati bilanciati. Le storie di carico sono riportate in Appendice XIV. Tale procedura ha consentito il calcolo dei coefficienti $K_{i,4}$.

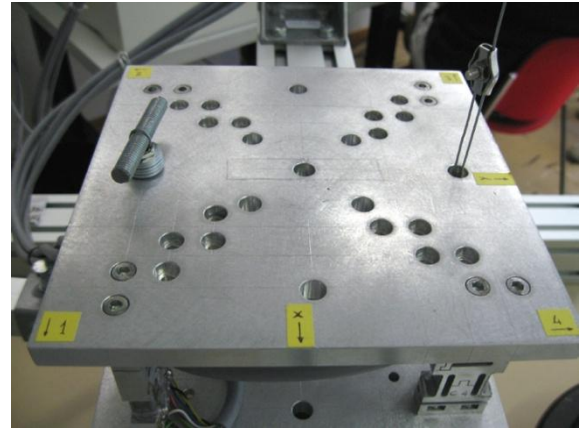
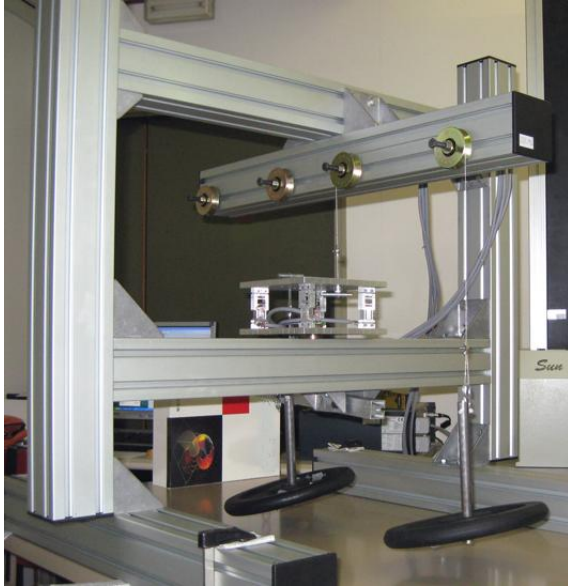


FIGURA 8.11 CALIBRAZIONE PER M_x

CALIBRAZIONE PER M_y

La cella di carico è stata sottoposta ad una coppia di forze applicate in direzione y con un braccio di 132 mm (Figura 8.12). La calibrazione è stata effettuata in 2 fasi distinte: per M_y positivo (carico-scarico da 0 a 150 N) e per M_y negativo rispetto al sistema di riferimento adottato (carico-scarico da 0 a 150 N). Tra le 2 fasi i canali di acquisizione sono stati bilanciati. Tra le 2 fasi i canali di acquisizione sono stati bilanciati. Le storie di carico sono riportate in Appendice XIV. Tale procedura ha consentito il calcolo dei coefficienti $K_{i,5}$.

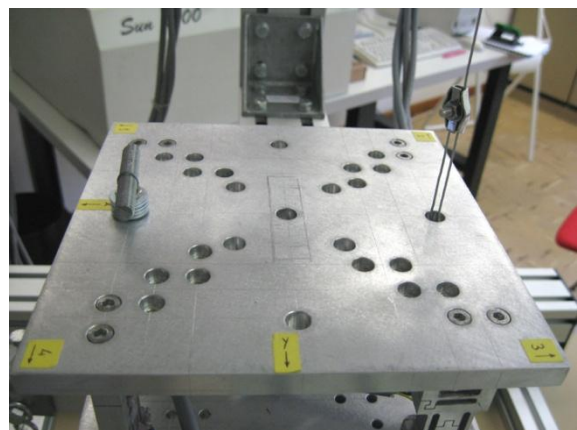
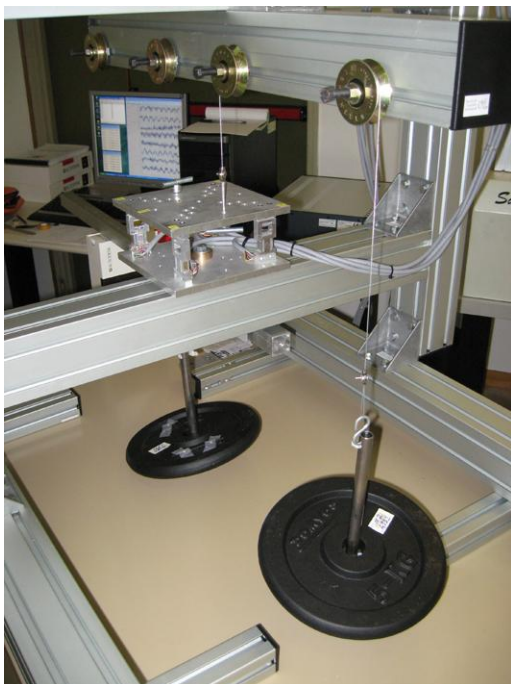


FIGURA 8.12 CALIBRAZIONE PER M_y

CALIBRAZIONE PER M_z

La cella di carico è stata sottoposta ad una coppia di forze con un braccio di 132 mm. La calibrazione è stata effettuata in 2 fasi distinte: per M_z positivo e negativo con la coppia di forze orientate lungo l'asse x di riferimento (Figura 8.13) e, allo stesso modo, per M_z positivo e negativo con la coppia di forze orientate lungo l'asse y. Tra le due fasi il sistema di acquisizione è stato bilanciato; mentre all'interno della singola fase, nel passaggio da momenti > 0 a momenti < 0 , i canali attivi non sono stati bilanciati. La calibrazione è stata effettuata per M_z positivo (carico-scarico da 0 a 200 N) e per M_z negativo rispetto al sistema di riferimento adottato (carico-scarico da 0 a 200 N). Le storie di carico sono riportate in Appendice XIV. Tale procedura ha consentito il calcolo dei coefficienti $K_{i,6}$.

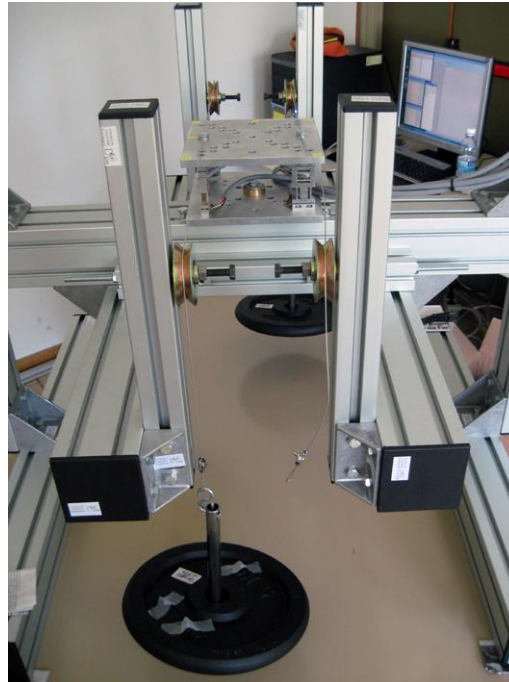


FIGURA 8.13 CALIBRAZIONE PER M_z : CARICHI APPLICATI IN DIREZIONE DELL'ASSE X DI RIFERIMENTO

Matrice di trasferimento T

La procedura di calibrazione della cella di carico ha permesso di determinare i coefficienti della matrice K , in cui i coefficienti delle prime tre colonne sono espressi in $mV/(V \cdot N)$, mentre i coefficienti delle colonne 4, 5 e 6 sono espressi in $mV/(V \cdot Nm)$.

$$K = \begin{pmatrix} 6.319 \times 10^{-3} & -9.971 \times 10^{-5} & 2.859 \times 10^{-5} & 4.592 \times 10^{-3} & 3.033 \times 10^{-3} & 1.579 \times 10^{-3} \\ 8.117 \times 10^{-5} & 6.199 \times 10^{-3} & 1.69 \times 10^{-6} & -3.697 \times 10^{-3} & 4.697 \times 10^{-3} & -3.362 \times 10^{-4} \\ -8.591 \times 10^{-5} & -3.874 \times 10^{-5} & 7.463 \times 10^{-3} & 9.269 \times 10^{-4} & -2.255 \times 10^{-3} & -2.511 \times 10^{-3} \\ 3.4 \times 10^{-5} & -4.493 \times 10^{-3} & 3.664 \times 10^{-5} & 0.109 & -6.453 \times 10^{-3} & 1.105 \times 10^{-4} \\ 4.52 \times 10^{-3} & 2.549 \times 10^{-4} & -1.056 \times 10^{-4} & 5.087 \times 10^{-4} & 0.108 & 2.704 \times 10^{-5} \\ 2.642 \times 10^{-4} & -1.012 \times 10^{-5} & -6.629 \times 10^{-4} & -3.877 \times 10^{-4} & 8.203 \times 10^{-5} & 0.088 \end{pmatrix}$$

Dalla matrice si nota che il disaccoppiamento ottenuto è buono; infatti i coefficienti di valore maggiore sono concentrati sulla diagonale (ordine di grandezza 10^{-3} e 10^{-1}). Va notato che i coefficiente $K_{5,1}$ e $K_{4,2}$ sono dello stesso ordine di grandezza dei coefficienti $K_{1,1}$ e $K_{2,2}$; questo non pregiudica la qualità del disaccoppiamento, ma è legato all'origine del sistema di

riferimento sperimentale: infatti, applicando un carico in direzione dell'asse x si applica contemporaneamente un momento M_y legato al braccio che la forza applicata ha rispetto agli elementi sensibili delle colonne. Stessa cosa dicasi per il carico applicato in direzione y, che genera un momento M_x .

La matrice di trasferimento T che consente di determinare le forze e i momenti in gioco direttamente dagli 8 segnali provenienti dai ponti estensimetrici vale:

$$T = \begin{pmatrix} 10.839 & 158.968 & 1.105 & -0.744 & -12.672 & -164.854 & -2.938 & -5.142 \\ 1.266 & 3.354 & -12.604 & -165.086 & -1.51 & -2.2 & 12.36 & 166.24 \\ 132.775 & 3.568 & 138.256 & 3.95 & 135.986 & 4.143 & 130.505 & 3.762 \\ -9.752 & -0.317 & -9.202 & -6.804 & 9.67 & 0.356 & 9.12 & 6.842 \\ -9.515 & -6.642 & 9.396 & 0.453 & 9.854 & 6.886 & -9.057 & -0.208 \\ 0.938 & 10.964 & 0.992 & 11.394 & 1.1 & 11.935 & 1.046 & 11.505 \end{pmatrix}$$

I coefficienti delle righe 1, 2 e 3 sono espressi in V·N/mV, mentre i coefficienti delle righe 4, 5 e 6 sono espressi in V·Nm/mV.

Caratterizzazione funzionale dei dispositivi

Apparato di prova

La cella di carico progettata è fissata solidamente al banco di prova e collegata al sistema di acquisizione Imc CRONOS-PL-16 (Figura 8.14), un dispositivo che consente di immagazzinare, analizzare, filtrare i segnali provenienti dagli estensimetri della cella di carico attraverso porte input analogiche e li elabora (converte in digitale) campionandoli in frequenza e tempo. I segnali sono poi elaborati attraverso il software On-line FAMOS in grado di effettuare operazioni matematiche, statistiche, etc. e di visualizzare a monitor grafici e risultati in tempo reale (Figura 8.15).



FIGURA 8.14 Imc CRONOS-PL-16: (A) VISTA FRONTALE (B) VISTA DELLE PORTE DI INGRESSO E DI USCITA

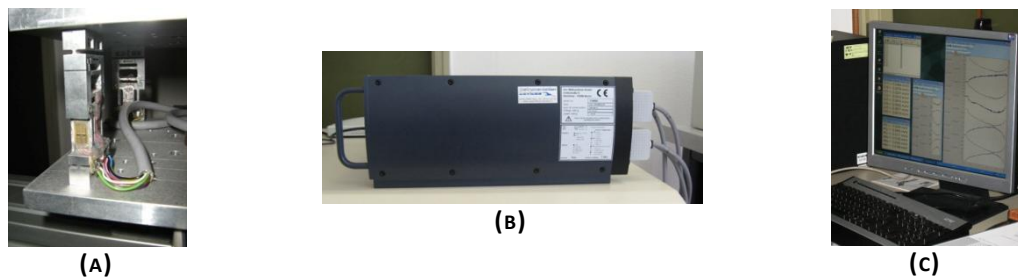


FIGURA 8.15 FLUSSO DELLE INFORMAZIONI: I SEGNALI PROVENIENTE DALLA CELLA DI CARICO (8 ESTENSIMETRI A PONTE COMPLETO) (A) SONO ANALIZZATI E FILTRATI DAL DISPOSITIVO IMC CRONOS-PL-16 (B) ED ELABORATI ATTRAVERSO ON-LINE FAMOS AL COMPUTER (C)

Al fine di provvedere ad un posizionamento agevole, preciso e riproducibile dei dispositivi oggetto di indagine sperimentale è previsto l'utilizzo della tavola micrometrica Optosigma 122-0245, riportata in Figura 8.16, in grado di sopportare carichi verticali nell'ordine di grandezza dei carichi occlusali riscontrati in letteratura. La tavola micrometrica scelta consente spostamenti nel piano orizzontale di 40 mm per asse (x e y) con incremento minimo di 3 μm e risoluzione di 10 μm . La tavola ha una capacità di carico verticale di 42 kg ($\approx 400\text{ N}$).

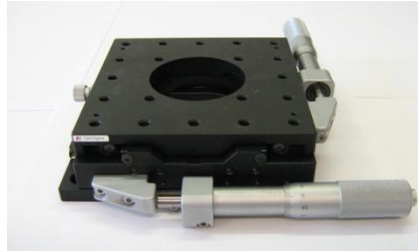
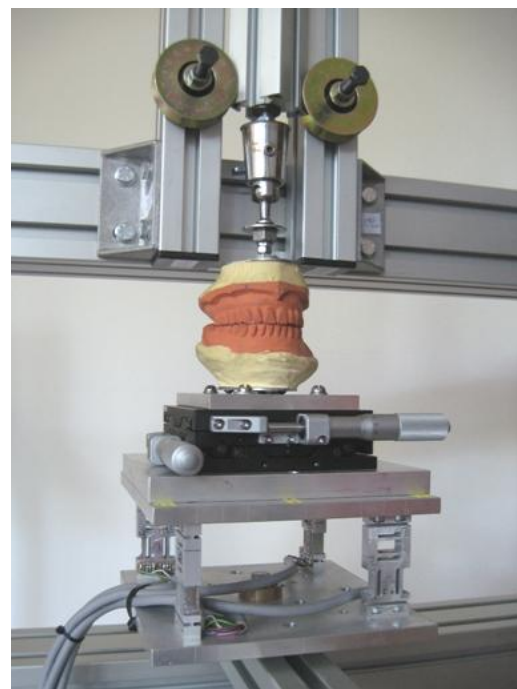


FIGURA 8.16 TAVOLA MICROMETRICA DI POSIZIONAMENTO OPTOSIGMA 122-0245

Il dispositivo oggetto dell'indagine viene vincolato sulla tavola micrometrica mediante opportuni staffaggi. Il carico verticale infine viene applicato mediante pesi calibrati. Le fotografie riportate in Figura 8.17 mostrano la configurazione di prova delle attrezzature utilizzate.



(A)



(B)

**FIGURA 8.17 (A) IMMAGINE D'INSIEME DEI DISPOSITIVI PER LE PROVE,
(B) PARTICOLARE DEL MODELLO MONTATO TRA SNODO SFERICO E TAVOLA DI POSIZIONAMENTO**

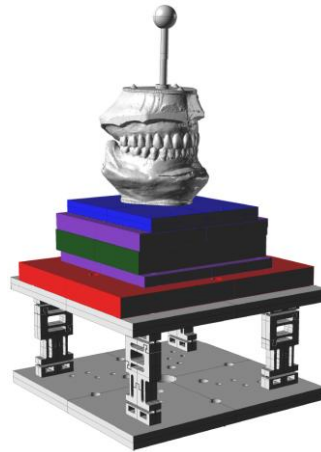


FIGURA 8.18 SCANSIONE DEL MODELLO POSIZIONATO SUL MODELLO VIRTUALE DELL'ATTREZZATURA

Procedura di prova

La modalità di prova prevede:

- (a) ricostruzione virtuale delle aree di contatto, basata sulle modalità di prova già descritte al capitolo precedente;
- (b) l'identificazione della risultante delle forze e il suo punto di applicazione.

Le fasi relative alla ricostruzione delle aree di contatto si sintetizzano nei seguenti punti:

- (I) scansione 3D del modello reale della dentatura mascellare (modello virtuale A);
- (II) scansione 3D del modello reale della dentatura mandibolare (modello virtuale B);
- (III) scansione 3D dell'intero modello reale in posizione di occlusione insieme alle attrezzature (modello virtuale C);
- (IV) allineamento del modello A al modello C;
- (V) allineamento del modello B al modello C;
- (VI) analisi delle distanze tra A e B tramite Rapidform 2006.

Una volta determinate le aree di contatto, i dispositivi indagati sono fissati sull'attrezzatura di prova e caricati in diverse configurazioni al fine di simulare:

- ✓ movimenti di protrusione
- ✓ movimenti di lateralità
- ✓ la presenza di cibo, interponendo una sfera di diametro 6.4 mm tra la protesi superiore e quella inferiore.

Nelle prime due configurazioni le protesi sono state sottoposte a 2 condizioni di carico rispettivamente di 50 N e 100 N, vincolando la protesi superiore con uno snodo sferico o con un incastro. Nella terza configurazione il dispositivo è sollecitato con un carico di 50 N.

In Tabella 8.3 si riassumono le condizioni di prova; le configurazioni 1 e 4 sono le configurazioni di riferimento rispetto alle quali la protesi risulta in completa occlusione.

TABELLA 8.3 CONDIZIONI DI PROVA

PROVA	CONFIGURAZIONE DI PROVA	SPOSTAMENTO PROTUSIVO dX [mm]	SPOSTAMENTO LATERALE dY [mm]	TIPO DI VINCOLO SUPERIORE	CARICO DI PROVA [N]
C1.1	riferimento	0	0	nodo sferico	50, 100
C1.2	riferimento	0	0	nodo sferico	50, 100
C2.1	movimento protrusivo	-2	0	nodo sferico	50, 100
C2.2	movimento protrusivo	-1	0	nodo sferico	50, 100
C2.3	movimento protrusivo	1	0	nodo sferico	50, 100
C2.4	movimento protrusivo	2	0	nodo sferico	50, 100
C3.1	movimento laterale	0	-2	nodo sferico	50, 100
C3.2	movimento laterale	0	-1	nodo sferico	50, 100
C3.3	movimento laterale	0	1	nodo sferico	50, 100
C3.4	movimento laterale	0	2	nodo sferico	50, 100
C4.1	riferimento	0	0	incastro	50, 100
C4.2	riferimento	0	0	incastro	50, 100
C5.1	movimento protrusivo	-2	0	incastro	50, 100
C5.2	movimento protrusivo	-1	0	incastro	50, 100
C5.3	movimento protrusivo	1	0	incastro	50, 100
C5.4	movimento protrusivo	2	0	incastro	50, 100
C6.1	movimento laterale	0	-2	incastro	50, 100
C6.2	movimento laterale	0	-1	incastro	50, 100
C6.3	movimento laterale	0	1	incastro	50, 100
C6.4	movimento laterale	0	2	incastro	50, 100
C7.1-8	con sfera d=6.4 mm	0	0	incastro	50

La cella di carico sviluppata consente di identificare le forze ed i momenti lungo le direzioni del sistema di riferimento scelto; per caratterizzare il sistema di forze che agisce nell'occlusione è però necessario individuare la direzione della forza risultante ed il punto di applicazione di tale risultante, rispetto all'origine del sistema di riferimento.

La direzione della retta di applicazione della forza risultante è ricavabile in termini di angoli (in radianti) dalle seguenti equazioni:

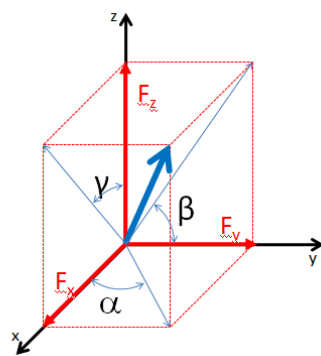


FIGURA 8.19 DIREZIONE DELLA RISULTANTE DELLE FORZE MISURATE

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{F_y}{F_x} \right) \quad (8.9)$$

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{F_z}{F_y} \right) \quad (8.10)$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{F_x}{F_z} \right) \quad (8.11)$$

Definiti x , y , z le generiche coordinate globali del punto di contatto (che in questo caso coincidono con i bracci delle forze F_x , F_y , F_z misurate) i momenti si possono esprimere con le seguenti equazioni

$$M_x = y \cdot F_z - z \cdot F_y \quad (8.12)$$

$$M_y = z \cdot F_x - x \cdot F_z \quad (8.13)$$

$$M_z = x \cdot F_y - y \cdot F_x \quad (8.14)$$

In forma matriciale si ha dunque:

$$\begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & F_z & -F_y \\ -F_z & 0 & F_x \\ F_y & -F_x & 0 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (8.15)$$

La matrice di tale sistema non è invertibile (il determinante è pari a 0) e la soluzione risulta essere indeterminata. Tuttavia fissando il valore di un braccio, si determinano i valori degli altri due. In questo lavoro fissato z determinato tramite tecniche di RE tra la retta d'azione della risultante e la superficie del dente, si ricavano le coordinate x e y rispettivamente:

$$x = \frac{z \cdot F_x - M_y}{F_z} \quad (8.16)$$

$$y = \frac{M_x + z \cdot F_y}{F_z} \quad (8.17)$$

Si deve poi verificare che i valori di x e y calcolati soddisfino la (8.14) entro un determinato margine di errore. Si osserva che è ragionevole pensare che F_z nei casi reali e sperimentali delle condizioni di occlusione sia sempre diversa da 0.

Analisi dei risultati

Le aree di contatto dei denti sono valutate come distanze normali tra le mesh poliedriche dell'arcata superiore e di quella inferiore allineate reciprocamente.

I sistemi di forza risultati sono rappresentati mediante grafici che riportano le componenti di forza misurate tramite la cella di carico al variare degli spostamenti protrusivi e laterali dei dispositivi a carico costante. Il punto di applicazione della risultante è riportato direttamente sui modelli virtuali delle protesi acquisite.

Considerazioni di tipo qualitativo e quantitativo riguardanti gli aspetti funzionali della protesi sono dedotte per i dispositivi oggetto di indagine. In particolare si valuta l'andamento delle forze a livello di occlusione e a livello gengivale in modo da identificare la configurazione (protesi con dente NM o con dente geometrico) che garantisce migliori stabilità e distribuzione delle pressioni, nelle due condizioni limite di studio: in condizioni di completa intercuspidação delle protesi (caso della deglutizione) e con materiale interposto tra denti antagonisti (caso della masticazione)

8.3.3 RISULTATI

Ricostruzione virtuale delle aree di contatto

In Figura 8.20 e Figura 8.21 vengono proposte le aree di contatto ricostruite su una protesi con denti NM e su una protesi che monta denti geometrici. Entrambe le protesi mostrano aree di contatto simmetriche rispetto al rispettivo piano sagittale. Nel caso della geometria

dei denti NM sono però evidenti zone in contatto con superfici maggiori rispetto a quanto rilevato sulla protesi realizzata con denti geometrici

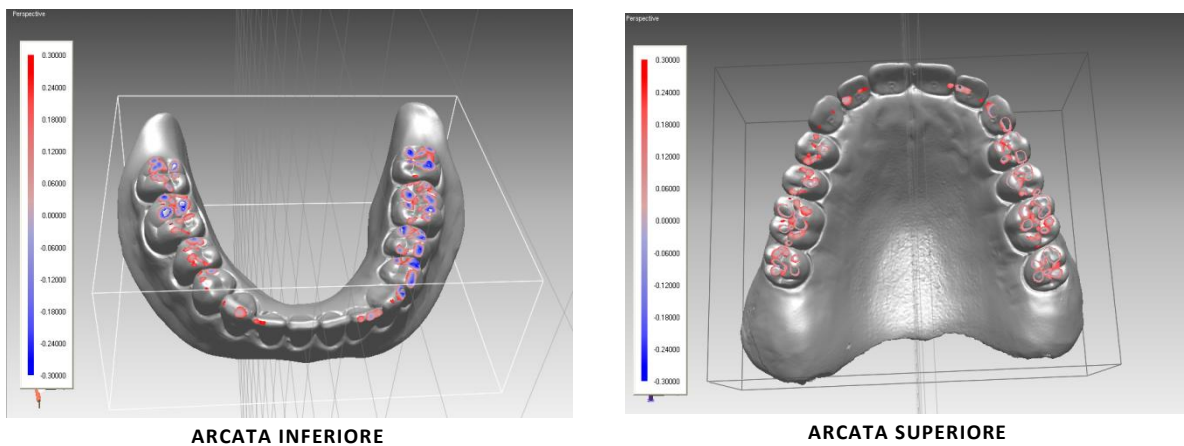


FIGURA 8.20 AREE DI CONTATTO OCCLUSALI IN UNA PROTESI CON DENTI NM

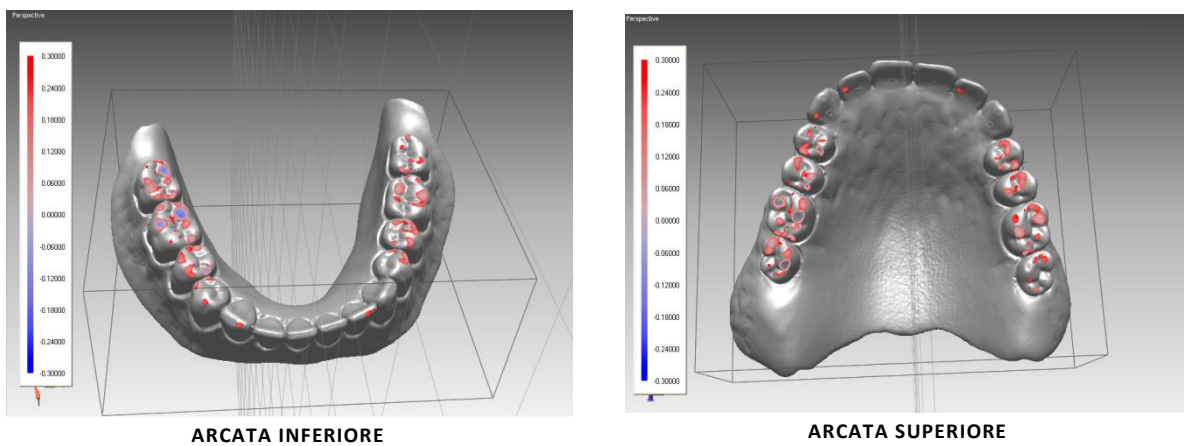


FIGURA 8.21 AREE DI CONTATTO OCCLUSALI IN UNA PROTESI CON DENTI GEOMETRICI

Calcolo dei carichi di occlusione

Si riportano di seguito i risultati delle prove preliminari eseguite sul modello in gesso della protesi dentale.

In Figura 8.22 si evidenzia il sistema di forze rilevate sulla protesi inferiore in seguito all'applicazione di carichi, nelle configurazioni C1.1, C1.2, C2.1, C2.2, C2.3, C2.4, C3.1, C3.2, C3.3, C3.4 (Tabella 8.3), caratterizzate dalla presenza del vincolo con lo snodo sferico. Si è notato che in questa configurazione di prova la direzione della risultante delle componenti di forze misurate passa sempre per il centro dello snodo.

Nella configurazione di riferimento (C1.1, C1.2) le risultanti non sono perfettamente verticali e non giacciono sul piano sagittale della protesi, indice che esiste uno sbilanciamento nel dispositivo testato; analizzando le configurazioni C2.1, C2.2, C2.3, C2.4 relative agli spostamenti protrusivi si nota come la risultante cambi direzione e punto di applicazione, in particolare passando da -2mm a 2 mm la risultante trasla dall'anteriore della protesi al posteriore della protesi. Analizzando gli spostamenti laterali (configurazioni C3.1, C3.2, C3.3, C3.4) si nota che passando da -2mm a 2 mm il punto di applicazione della risultante trasla da sinistra a destra.

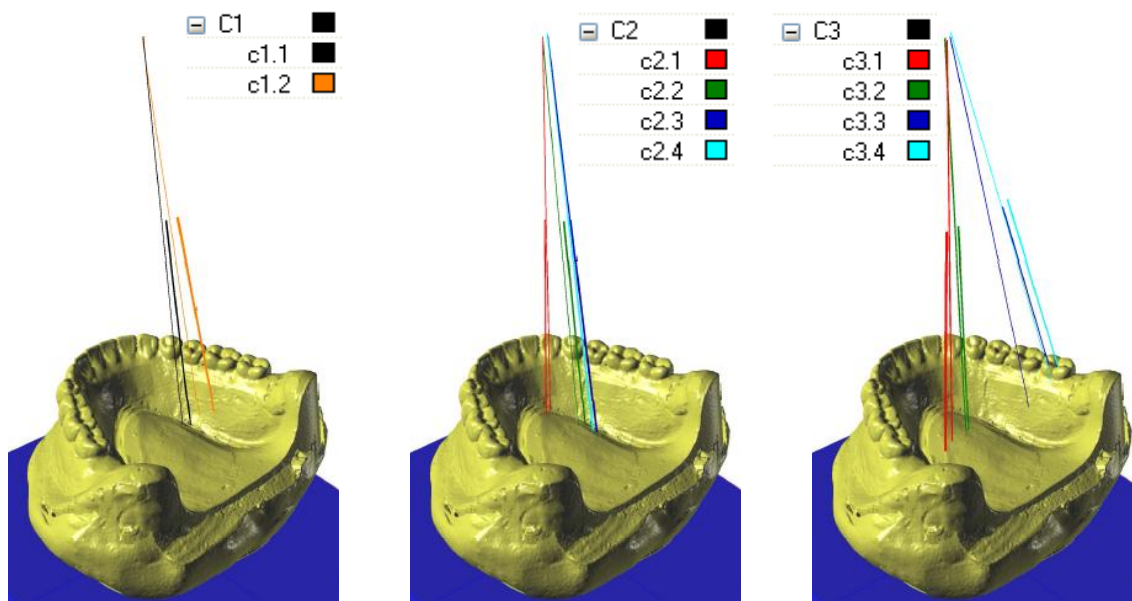


FIGURA 8.22 FORZE SULLA PROTESI INFERIORE NELLE CONFIGURAZIONI DI PROVA C1.1, C1.2, C2.1, C2.2, C2.3, C2.4, C3.1, C3.2, C3.3, C3.4

In Figura 8.23 si evidenzia il sistema di forze rilevate sulla protesi inferiore in seguito all'applicazione di carichi, nelle configurazioni C4.1, C4.2, C5.1, C5.2, C5.3, C5.4, C6.1, C6.2, C6.3, C6.4 (Tabella 8.3), caratterizzate dalla presenza del vincolo di tipo incastro. In questa configurazione di prova la direzione della risultante delle forze non passa per il centro dello snodo sferico. Nella configurazione di riferimento (C4.1, C4.2) gli scostamenti dei punti di applicazione delle risultanti delle forze sono molto limitati. Analogamente a quanto evidenziato precedentemente le risultanti non giacciono sul piano sagittale della protesi. Analizzando le configurazioni C5.1, C5.2, C5.3, C5.4 si nota come gli spostamenti protrusivi imposti, eccezione fatta per la configurazione C5.4, non comportino una traslazione elevata del punto di applicazione della risultante, a differenza di quanto evidenziato precedentemente; scostamenti apprezzabili si individuano invece per gli spostamenti laterali (configurazioni C6.1, C6.2, C6.3, C6.4) anche se di entità minore rispetto a quanto evidenziato con in vincolo sferico (configurazioni C3.1, C3.2, C3.3, C3.4).

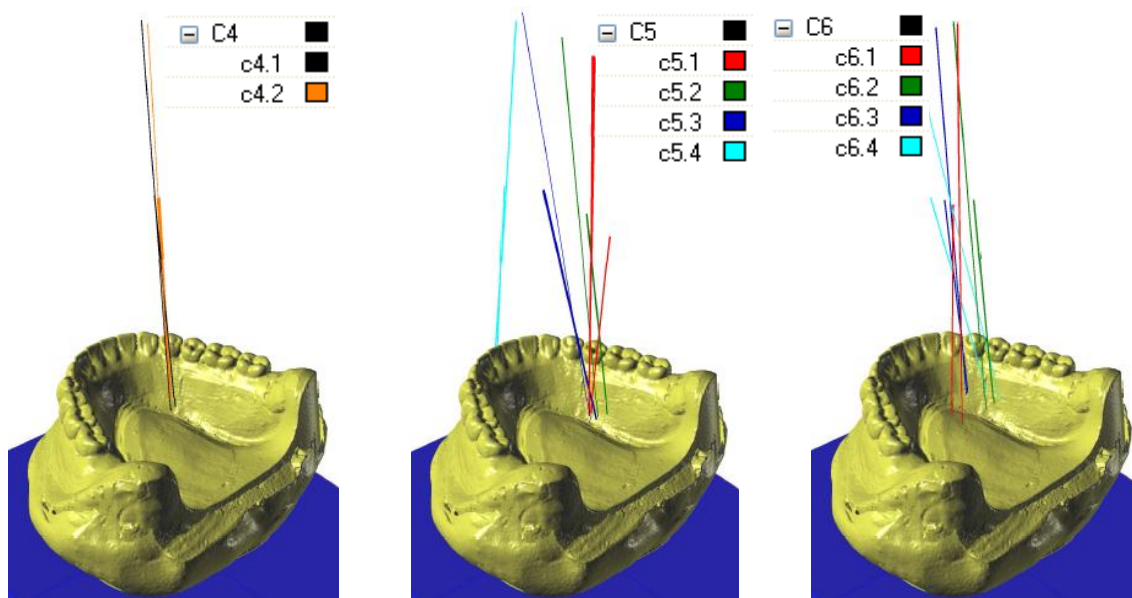


FIGURA 8.23 FORZE SULLA PROTESI INFERIORE NELLE CONFIGURAZIONI DI PROVA INDICATE

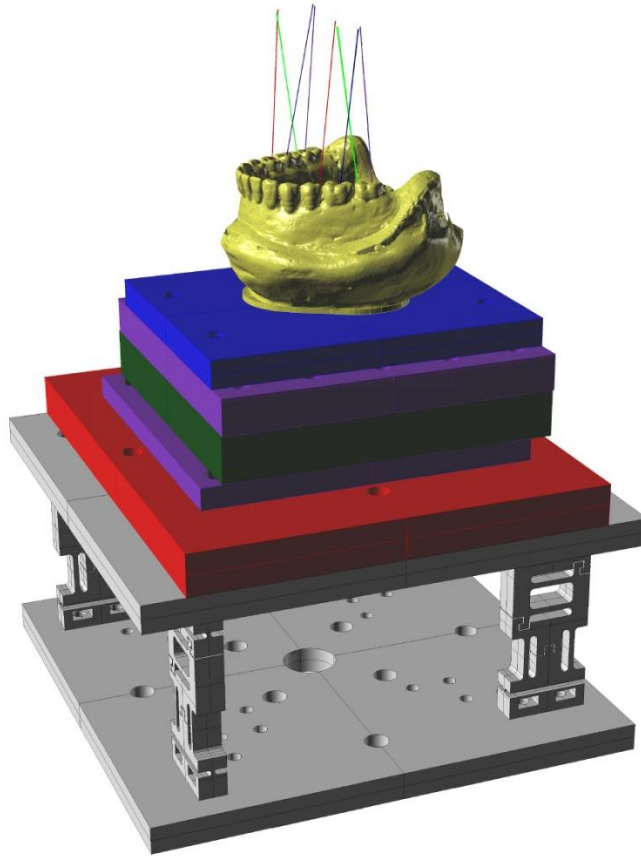


FIGURA 8.24 FORZE SULLA PROTESI INFERIORE NELLE CONFIGURAZIONI C7.1, C7.2, C7.3, C7.4, C7.5, C7.6, C7.7, C7.8

In Figura 8.24 si riportano i risultati ottenuti posizionando in diversi punti una sfera tra le due arcate (configurazioni C7.1, C7.2, C7.3, C7.4, C7.5, C7.6, C7.7, C7.8 di Tabella 8.3). In queste configurazioni le aree di contatto, determinate virtualmente tramite analisi di distanza con software Rapidform 2006, sono riportate, insieme alle forze, in Figura 8.25 in corrispondenza delle varie posizioni della sfera ed in dettaglio per un singolo molare. L'analisi ha evidenziato come il punto di applicazione della risultante delle forze che sollecitano il dispositivo risulti sempre in corrispondenza dei denti (molari o premolari) sui quali è stata di volta in volta posizionata la sfera. Il comportamento del dispositivo in termini di intensità, direzione e punto di applicazione delle risultanti misurate è pressoché simmetrico rispetto al piano sagittale, come evidenziato nelle viste di Figura 8.26; i piccoli scostamenti possono essere imputabili a errori di allineamento dei denti in fase di assemblaggio, aspetto che si evidenzia anche dall'identificazione delle aree di contatto diverse tra i molari destri molari sinistri.

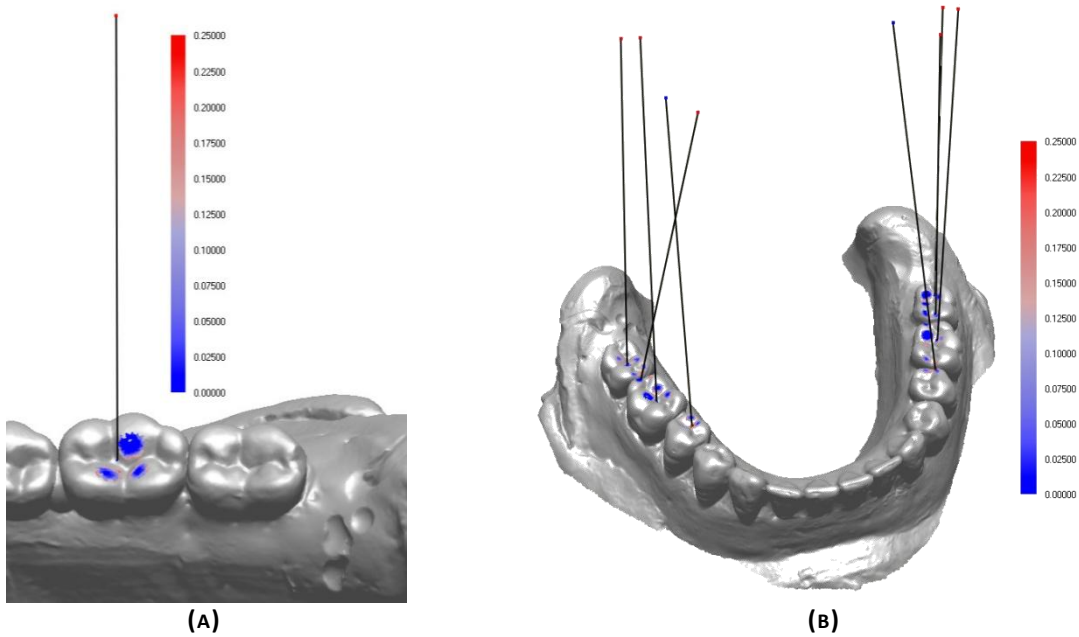


FIGURA 8.25 AREE DI CONTATTO E FORZE RAPPRESENTATE CONTEMPORANEAMENTE IN CORRISPONDENZA DEL MOLARE (A) E IN CORRISPONDENZA DELLE DIVERSE POSIZIONI IN CUI È STATA INTERPOSTA LA SFERA (B)

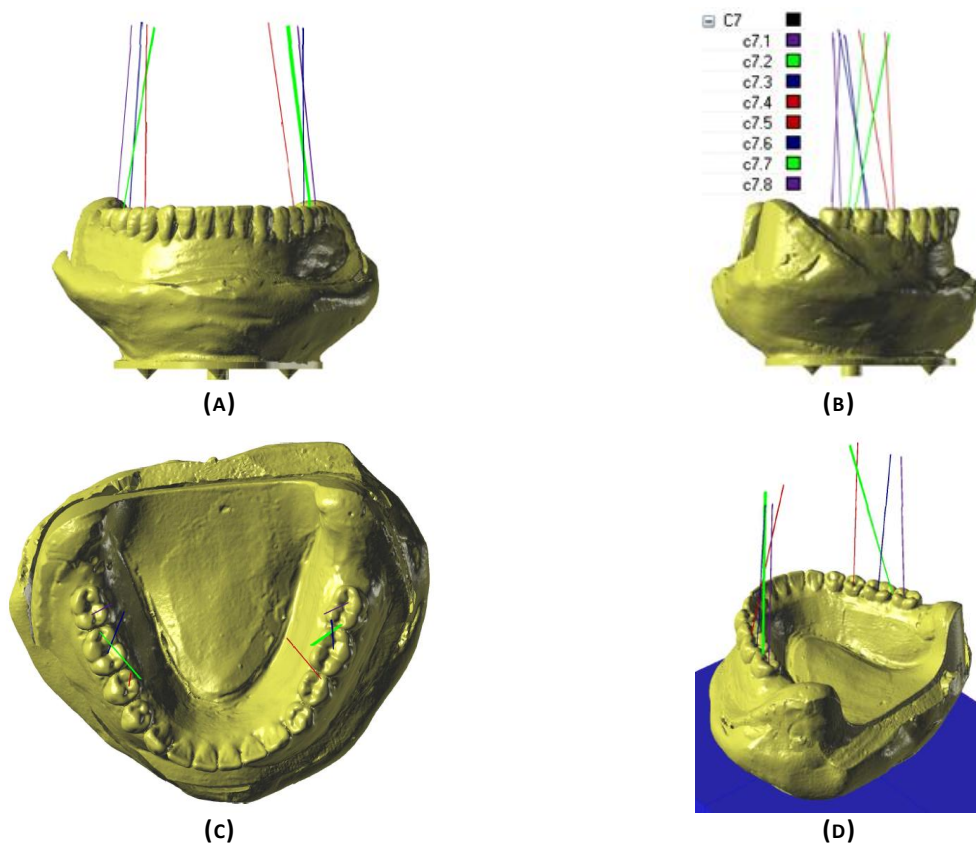


FIGURA 8.26 FORZE RAPPRESENTATE CONTEMPORANEAMENTE SUL MODELLO: (A) VISTA FRONTALE (B) VISTA LATERALE (C) VISTA DALL'ALTO (D) VISTA PROSPETTICA

Nei grafici di Figura 8.27 e Figura 8.29 si riporta la variazione delle forze di occlusione causata da movimenti protrusivi e laterali della protesi inferiore rispetto alla protesi superiore nel caso di una protesi realizzata con denti NM e di una protesi realizzata con denti geometrici. Le forze e i momenti sono stati rilevati in occlusione applicando un carico costante di 6.5 kg e imponendo spostamenti in direzione laterale e protrusiva, a step di 0.2

mm. Le Figura 8.28 e Figura 8.30 riportano i movimenti delle risultanti durante l'acquisizione: il passaggio della risultante all'interno della base d'appoggio del dispositivo è indice della stabilità della protesi.

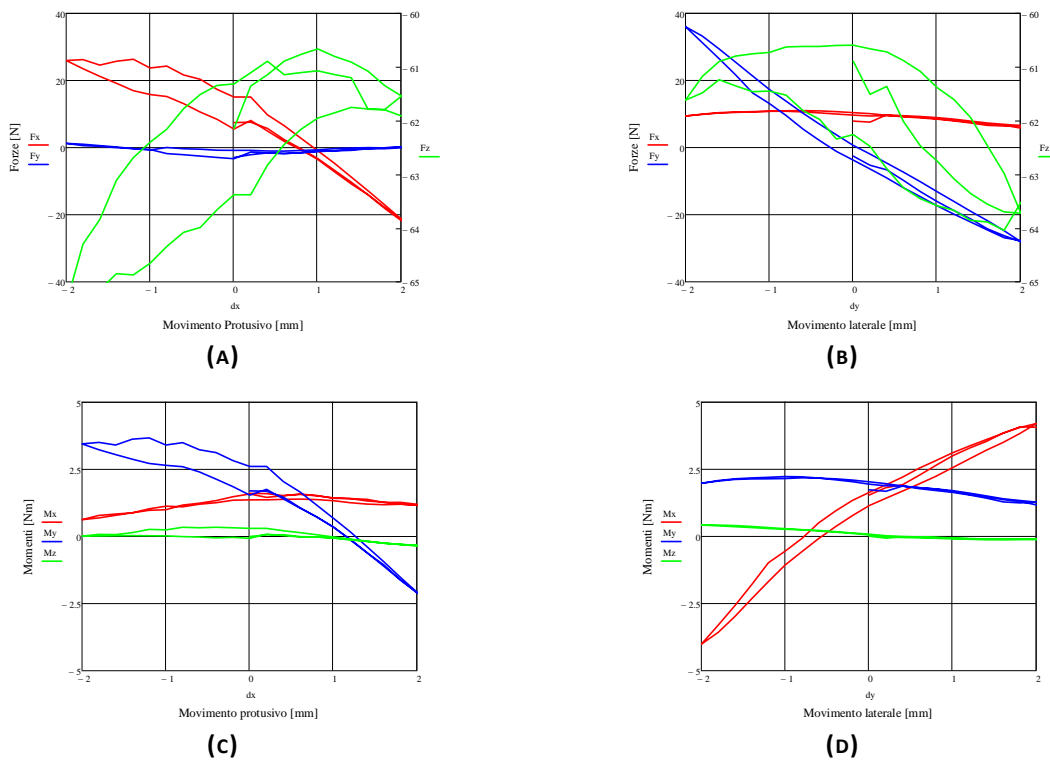


FIGURA 8.27 PROTESI CON DENTI NM: FORZE F_x , F_y , F_z E MOMENTI M_x , M_y , M_z IN FUNZIONE DEL MOVIMENTO PROTRUSIVO (A)(C) E DEL MOVIMENTO LATERALE (B)(D)

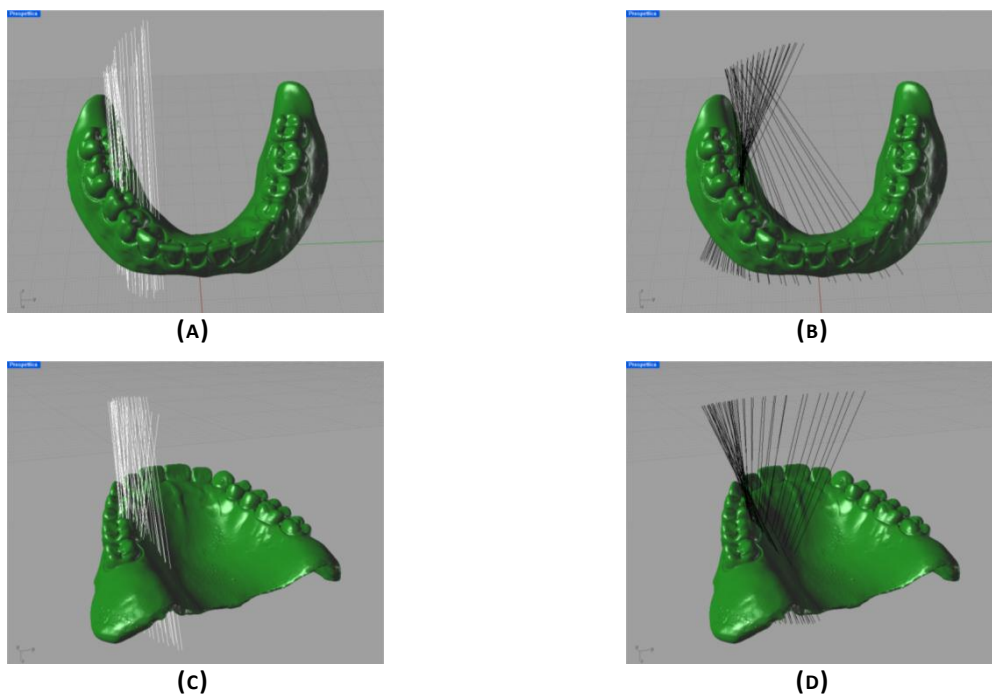


FIGURA 8.28 PROTESI CON DENTI NM: FORZE RISULTANTI IN FUNZIONE DEL MOVIMENTO PROTRUSIVO (A)(C) E DEL MOVIMENTO LATERALE (B)(D)

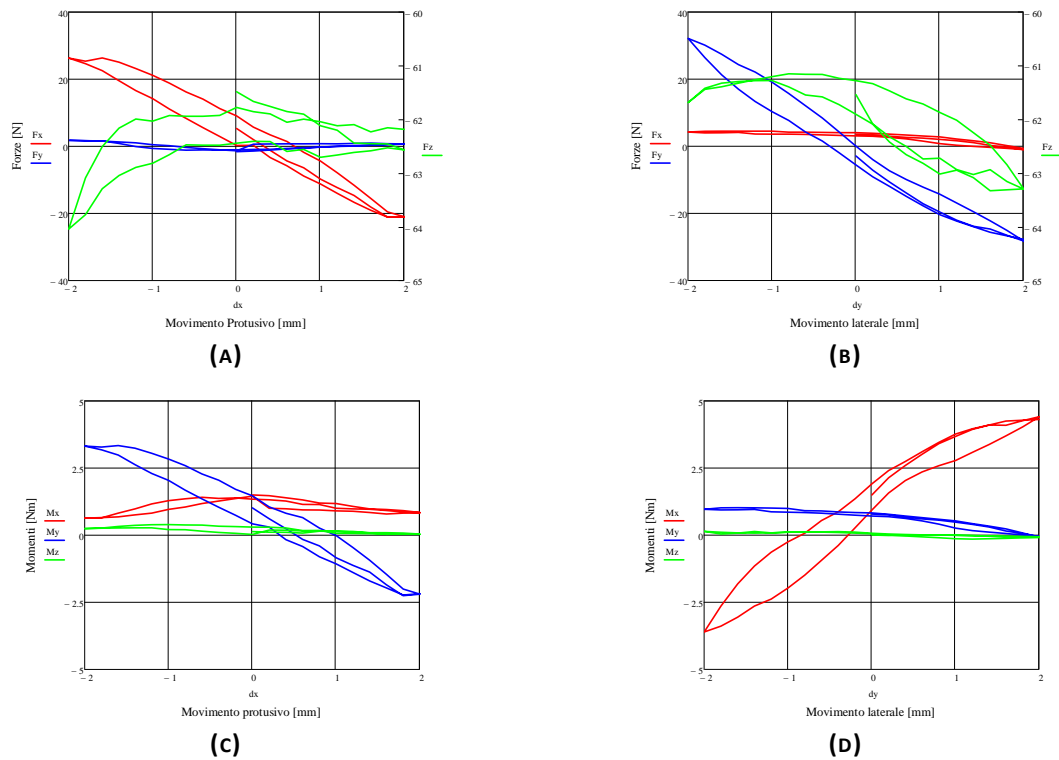


FIGURA 8.29 PROTESI CON DENTI GEOMETRICI: FORZE F_x , F_y , F_z E MOMENTI M_x , M_y , M_z IN FUNZIONE DEL MOVIMENTO PROTRUSIVO (A)(C) E DEL MOVIMENTO LATERALE (B)(D)

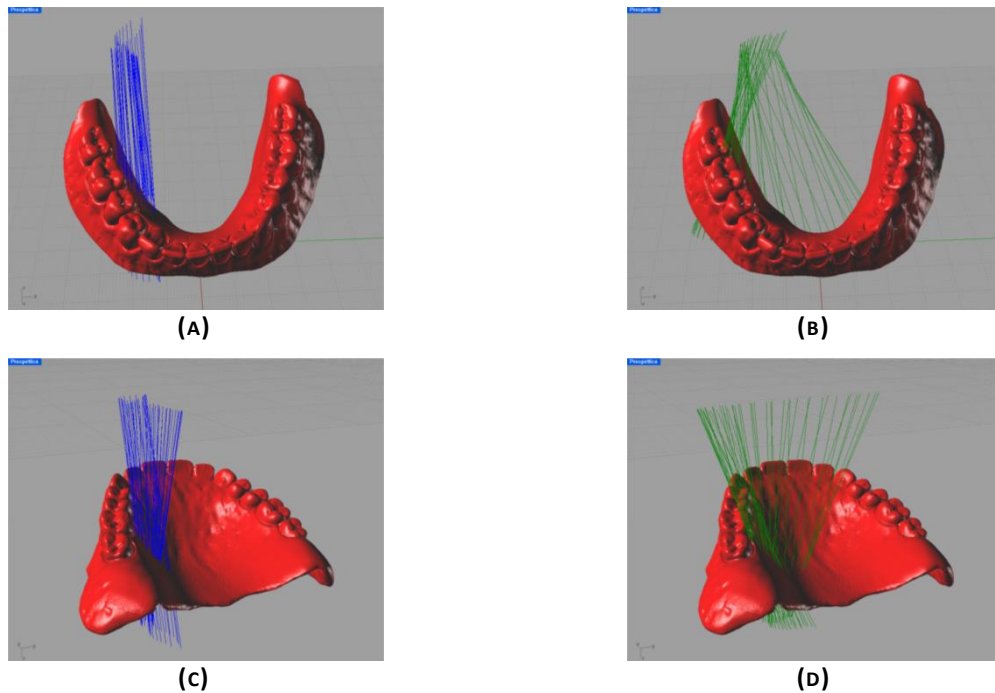


FIGURA 8.30 PROTESI CON DENTI NM: FORZE RISULTANTI IN FUNZIONE DEL MOVIMENTO PROTRUSIVO (A)(C) E DEL MOVIMENTO LATERALE (B)(D)

8.3.4 DISCUSSIONI

La complessità del sistema di forze che si generano durante la masticazione o la deglutizione rende necessario lo sviluppo di una prova per verificare la funzionalità dei dispositivi dentari. I risultati presentati, se pur preliminari, consentono di osservare che il metodo di prova è idoneo al raggiungimento degli obiettivi prefissati.

In particolare sono state studiate due tipologie di denti che si differenziano per quel che riguarda la geometria: i denti geometrici, denti tradizionali basati sulla teoria di Strack, e i denti NM, di recente sviluppo, la cui geometria è basata su concetti neuromuscolari. I due dispositivi indagati hanno evidenziato comportamenti funzionali simili. Dallo studio delle direzioni e dei punti di applicazione delle forze di contatto è possibile stabilire l'insieme delle condizioni di carico ammissibili, che garantiscono stabilità alle protesi. Lo studio può essere completato interponendo tra i denti un materiale elastico e un materiale a comportamento prettamente plastico per valutare la capacità di masticazione in relazione a diverse tipologie di cibo.

La metodologia proposta consente quindi di valutare l'influenza di diverse configurazioni geometriche di dispositivi sull'intensità, sulla direzione e sul punto di applicazione delle forze, integrando tecniche di reverse engineering e dati sperimentali. I risultati che si ottengono sono originali nello studio dell'occlusione. Se opportunamente integrata nella fase di progettazione per la modellazione geometrica dei denti, la prova permette di considerare aspetti funzionali, geometrici e strutturali. Tale procedura può essere applicata anche per provini di singoli denti. In tal senso, da considerazioni di natura bibliografica è emerso che le possibili configurazioni geometriche che si riscontrano nella morfologia dei denti possono essere ricondotte a contatti tra piani, creste e sfere. L'utilizzo di campioni simili a quelli riprodotti in Figura 8.31 potrebbe consentire la stima nell'ambito di analisi di sensibilità con riferimento a parametri quali l'inclinazione, i raggi di curvatura, i raggi di raccordo, etc., valutando le sollecitazioni a livello di punto di contatto, in presenza ed in assenza di materiale interposto.

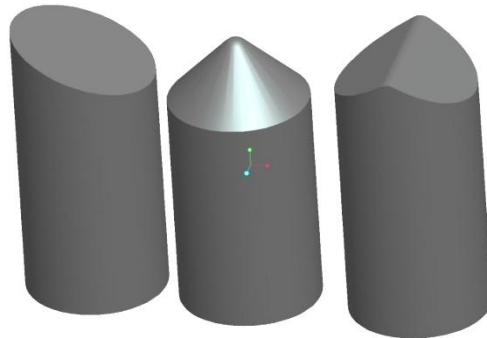


FIGURA 8.31 PROVINI CHE RIPRODUCONO LE POSSIBILI CONFIGURAZIONI GEOMETRICHE ELEMENTARI COINVOLTE NEL CONTATTO DENTE-DENTE. DA SINISTRA A DESTRA: PIANO, CUSPIDE, CRESTA

CAPITOLO 9. CONCLUSIONI

La Direttiva 93/42/CEE impone all'odontotecnico di realizzare dispositivi medici che garantiscano i requisiti di sicurezza e salute per il paziente. Nonostante ciò il fabbricante non dispone di prove per il controllo del prodotto. In tale ottica il lavoro di tesi ha portato a sviluppare una serie di strumenti e di metodologie finalizzate a caratterizzare i dispositivi realizzati, i materiali impiegati e i processi utilizzati. Al fine di validare i metodi proposti sono state eseguite campagne sperimentali che da un lato hanno consentito di definire un "database", in alcuni casi robusto, che fotografa in termini quantitativi le caratteristiche di resistenza meccanica, di precisione geometrica e di funzionalità dei dispositivi di un gruppo di laboratori odontotecnici, dall'altro lato hanno permesso di ottenere informazioni clinicamente di interesse per i laboratori. Le prove sviluppate impiegano tecniche di caratterizzazione non convenzionali per il settore dentale, ma risultano sicuramente attuali se si considera la diffusione della progettazione computer-assistita dei dispositivi, che, partendo dalla geometria digitalizzata delle arcate dei pazienti, permette la modellazione e la realizzazione dei dispositivi impiegando le tecnologie CAD/CAM e gli strumenti di Prototipazione Rapida. Quanto detto lascia intendere che ciascuna modalità di prova sviluppata, se opportunamente integrata nella fase di progettazione dei dispositivi, può fornire diverse informazioni di tipo strutturale, geometrico e funzionale sulle protesi, utili in un ottica di innovazione aziendale.

Il lavoro ha riguardato tre aspetti critici per i dispositivi dentali: gli aspetti di tipo strutturale, che hanno portato allo sviluppo di prove di caratterizzazione meccanica dei dispositivi, gli aspetti riguardanti la precisione geometrica, che hanno portato allo sviluppo di prove di caratterizzazione geometrica e gli aspetti riguardanti i dispositivi in esercizio, che hanno portato allo sviluppo di prove di caratterizzazione funzionale.

Per quanto riguarda lo sviluppo delle prove per la caratterizzazione meccanica, le prove di trazione e quelle di flessione hanno messo in evidenza particolare abilità da parte dei laboratori nel realizzare i dispositivi dentali, che rispettavano i requisiti normativi proposti. L'impiego di processi di recente introduzione, quali ad esempio il processo di fusione laser selettiva, ha mostrato risultati paragonabili ed in alcuni casi migliori rispetto a quelli evidenziati dai provini prodotti con le tecniche tradizionali di fusione a cera persa; la fusione laser selettiva si presenta pertanto come una valida alternativa al processo di lavorazione tradizionale. Lo sviluppo della prova di trazione ha portato anche all'implementazione di un sistema di visione che ha permesso di automatizzare la determinazione delle grandezze geometriche dei provini necessarie per la stima dei parametri di resistenza. Per quanto riguarda la prova di flessione il lavoro ha necessitato di una fase di progettazione per realizzare l'attrezzatura di prova descritta dalla normativa di riferimento.

L'attività sviluppata per analizzare i giunti saldati ha evidenziato una carenza normativa per quanto riguarda il comportamento a fatica dei materiali dentali ed i risultati hanno mostrato come le caratteristiche meccaniche dei dispositivi saldati risentano dei fenomeni dinamici associabili ai carichi di masticazione. La campagna sperimentale riguardante le prove statiche eseguita sui giunti saldati secondo la normativa vigente ha evidenziato l'influenza del processo di saldatura sui risultati delle prove; in tal senso i provini ottenuti per saldatura laser hanno mostrato discrete proprietà meccaniche, che soddisfacevano i requisiti limite proposti dalla norma, mentre i test sui giunti brasati hanno evidenziato criticità di processo.

Le modalità di prova per la caratterizzazione geometrica dei dispositivi dentali, sono sviluppate tenendo in considerazione l'attuale trasferimento tecnologico in corso nel settore dentario, che vede l'introduzione di tecnologie di digitalizzazione, la modellazione CAD, le

lavorazioni alle macchine utensili e la prototipazione rapida. In tal senso l'approccio metodologico sviluppato si integra con le nuove tecnologie. La messa a punto delle modalità di prova ha portato anche alla progettazione di attrezzature per verificare l'accuratezza degli strumenti di digitalizzazione commerciali.

Le prove di caratterizzazione funzionale sviluppate permettono di definire requisiti progettuali e costruttivi dei dispositivi dentali. Come per le prove di caratterizzazione geometrica, la prova riguardante la valutazione virtuale delle aree in contatto tra le superfici delle arcate in occlusione è realizzata considerando la diffusione delle tecnologie di digitalizzazione in ambito dentale. I risultati della campagna sperimentale hanno evidenziato le potenzialità del metodo proposto. L'obiettivo di analizzare il sistema di forze che si sviluppano sui dispositivi dentali in esercizio è stato raggiunto integrando tecniche di reverse engineering con dati sperimentali ricavati sollecitando i dispositivi con carichi noti. I risultati ottenuti, originali nello studio dell'occlusione, hanno confermato l'adeguatezza del metodo proposto.

Alcune limitazioni riguardanti i risultati delle attività presentate in questo lavoro derivano dal fatto che talvolta le campagne sperimentali sono state condotte su un numero esiguo di campioni, che impedivano accurate indagini di tipo statistico. Questo aspetto è legato alla disponibilità dei laboratori odontotecnici, poichè la realizzazione dei provini risulta costosa sia in termini economici che in termini di tempo. Nonostante tale inconveniente si può affermare in generale che le modalità di prova e gli strumenti proposti risultano idonei per la caratterizzazione dei dispositivi dentali e consentono la verifica delle scelte progettuali da parte dei fabbricanti. Il presente lavoro rappresenta dunque una base, se pur non esaustiva, con la quale si può pervenire alla verifica rigorosa dei requisiti di qualità e di sicurezza dei dispositivi dentali definiti in sede progettuale.

CAPITOLO 10. BIBLIOGRAFIA

1. [Online] <http://www.camera.it/parlam/leggi/deleghe/testi/97046dl.htm>.
2. **Galletto, Susanna, et al.** *Le imprese della salute e del benessere nel Veneto*. Padova : CCIA di Padova, 2004.
3. [Online] [http://www.osservatoriobiomedicaleveneto.it/index.asp?main=Distretto biomedicale&cat=sections&tipologia=Distretto biomedicale&ID=1](http://www.osservatoriobiomedicaleveneto.it/index.asp?main=Distretto%20biomedicale&cat=sections&tipologia=Distretto%20biomedicale&ID=1).
4. [Online] <http://www.osservatoriobiomedicaleveneto.it/>.
5. *Analysis of occlusal force in removable complete dentures: a method based on the virtual reconstruction of contact area and strain gauges multi-axial sensor*. **Meneghello, Roberto, et al.** Lugo : s.n., 10-12 Maggio 2009. Congresso Internacional Conjunto XXI INGEGRAF - XVII ADM.
6. *Bite force and occlusion*. **Bakke, Merete.** 2006, *Seminars in Orthodontics*, Vol. 12, p. 120-126.
7. **Anusavice, Kenneth J.** *Phillips' Science of Dental Materials*. Eleventh Edition. St. Louis : SAUNDERS, 2003. ISBN 0-7216-9387-3.
8. **Balestrini, Giancarlo e Corrao, Carmela R.N.** *Trattato di biomeccanica applicata all'odontoprotesi (Biomeccanica 2)*. Padova : Piccin Nuova Libreria, 1987. Vol. II Protesi sostitutiva parziale e totale removibile Dispositivi e apparecchi speciali. ISBN 88-299-0569-0.
9. *Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain*. **Akova, Tolga, et al.** 2008, *Dental Materials*, Vol. 24, p. 1400-1404.
10. *Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology*. **Quante, Katrin, Ludwig, Klaus e Kern, Matthias.** 2008, *Dental Materials*, Vol. 24, p. 1311-1315.
11. *Effects of three soldering techniques on the strength of high-palladium alloy solder joints*. **Chavez, Marisol, et al.** 1998, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 79, p. 677-84.
12. **Meneghello, Roberto, Cerardi, Andrea e Storelli, Sandro.** *Metodi sperimentali per la caratterizzazione dei dispositivi dentali*. Padova : CCIA di PADOVA, CNA Provinciale di PADOVA, 2008.
13. *Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers*. **Beuer, Florian, et al.** 2009, *Dental Materials*, Vol. 25, p. 94-102.
14. *Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems*. **Reich, Sven, et al.** 2005, *European Journal of Oral Sciences*, Vol. 113, p. 174-179.
15. *Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses*. **Reich, Sven, et al.** 2008, *European Journal of Oral Sciences*, Vol. 116, p. 579-584.
16. *Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations*. **Quass, Sebastian, Rudolph, Heike e Luthardt, Ralph G.** 2007, *Journal of Dentistry*, Vol. 35, p. 903-908.
17. *A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner*. **Persson, Anna S.K., et al.** 2006, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 95, p. 194-200.
18. *Study of porosity and voids in dental gold casting*. **Kelly, George P.** 1970, *Journal of Dental Research*, Vol. 49, p. 986-993.
19. **Pappalardo, Girolamo.** *Manuale di materiali dentali*. Padova : Piccin Nuova Libreria, 1997. ISBN 88-299-1390-1.
20. *A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion*. **Manaranche, Claire e Hornberger, Helga.** 2007, *Dental Materials*, Vol. 23, p. 1428-1437.

-
21. *Comparative evaluation of bond strength of various metal-ceramic restorations.* **Korkmaz, Turan e Asar, Volkan.**
 22. UNI EN ISO 22674 Odontoiatria Materiali metallici per restaurazioni fisse e amovibili e le apparecchiature. Milano : Ente Nazionale Italiano di Unificazione, 2007.
 23. UNI EN 10002-1 Materiali metallici - Prova di trazione - Parte 1: Metodo di prova a temperatura ambiente. Milano : Ente Nazionale Italiano di Unificazione, 2004.
 24. UNI EN ISO 9333 Odontoiatria Materiale da rivestimento. Milano : Ente Nazionale Italiano di Unificazione, 2006.
 25. UNI EN ISO 9693 Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica. Milano : Ente Nazionale Italiano di Unificazione, 2001.
 26. **Iurzolla, Ezio e Tosetti, Achille.** *Le prove meccaniche unificate per la determinazione delle proprietà tensili dei materiali metallici.* Padova : Libreria Cortina, 2003. ISBN 88-7784-117-6.
 27. *Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys.* **de Melo, Renata Marques, Travassos, Alessandro Caldas e Neisser, Maximiliano Piero.** 2005, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 93, p. 64-69.
 28. *Comparison of bond strengths of pressed ceramic and feldspathic porcelain.* **Schweitzer, Daniel M., et al.** 2005, Journal of Prosthodontics, Vol. 14, p. 239-247.
 29. *Tensile strength determination of the interference between porcelain fused to gold.* **Kelly, Mike, Asgar, Kamal e O'Brien, William J.**
 30. *X-ray diffraction studies of oxidized high-palladium alloys.* **Brantley, William A., et al.** 1996, Dental Materials, Vol. 12, p. 333-341.
 31. *Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. I. Precious alloys.* **Anusavice, Kenneth J., Horner, Jack A. e Fairhurst, Carl W.** 1977, Journal of Dental Research, Vol. 56, p. 1045-1052.
 32. *Transmission electron microscopic investigation of a Pd-Ag-In-Sn dental alloy.* **Guo, W.H., et al.** 2003, Biomaterials, Vol. 24, p. 1705-1712.
 33. *Adherence controlling elements in ceramic-metal system. II. Non precious alloys.* **Anusavice, Kenneth J., Ringle, Robert D. e Fairhurst, Carl W.** 1977, Journal of Dental Research, Vol. 56, p. 1053-1061.
 34. [Online] 2005. www.ivoclarvivadent.co.nz/Secure30/media_area/.../inline_focus_e.pdf.
 35. [Online] http://www.dental-u.com/learning/metal_ceramic.pdf.
 36. *Thermal stresses in metal-ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test).* **Lenz, Jurgen e Kessel, Siegfried.** 1998, Dental Materials, Vol. 14, p. 277-280.
 37. *Study of bond strength of dental porcelain fused to metal.* **Knap, Florian J. e Ryge, Gunnar.** 1966, Journal of Dental Research, Vol. 45, p. 1047-1051.
 38. *Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature.* **Hammad, Ihab A. e Talic, Yousef F.** 1996, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 75, p. 602-608.
 39. *Study of the bond between gold alloys and porcelain.* **Shell, John S. e Nielsen, John P.** 1962, Journal of Dental Research, Vol. 41, p. 1424-1437.
 40. *A comparison of debonding strengths of four metal-ceramic systems with and without opaque porcelain.* **Wood, Marjorie C., Thompson, Geoffrey A. e Agar, John R.** 2007, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 97, p. 141-149.
 41. *A flexural method for evaluation of metal-ceramic bond strengths.* **Caputo, A.A., Dunn, B. e Reisbick, M.H.** 1977, Journal of Dental Research, Vol. 56, p. 1501-1506.

-
42. *Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: A critique of metal-ceramic bond testing.* **Papazoglou, Efstratios e Brantley, William A.** 1998, Dental Materials, Vol. 14, p. 112-119.
43. *Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy.* **Fischer, Jens.** 2002, Biomaterials, Vol. 23, p. 1303-1311.
44. *Metal-ceramic bond strength.* **Persson, Magnus e Bergman, Maud.** Oslo : s.n., 1996, Acta Odontologica Scandinavica, Vol. 54, p. 160-165. ISSN 0001-6357.
45. *Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings.* **Chai, Tsong-I e Stein, Robert S.** 1995, The Journal of Prosthetics Dentistry, Vol. 73/6, p. 534-541.
46. *Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges.* **Studart, André R., et al.** 2007, Dental Materials, Vol. 23, p. 106-114.
47. *Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints.* **Zupancic, Rok, Legat, Andraz e Funduk, Nenad.** 2006, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 96, p. 273-282.
48. *Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy.* **Wiskott, Anselm H. W., et al.** 1997, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 77, p. 607-616.
49. *Mechanical strength of laser-welded cobalt-chromium alloy.* **Baba, N., et al.** 2004, Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, Vol. 69B, p. 121-124.
50. *Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy.* **NaBadalung, Darunee P. e Nicholls, Jack I.** 1998, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 79, p. 285-290.
51. *Tensile strength of soldered gold alloy joints.* **Watanabe, Ikuya, et al.** 1997, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 78, p. 260-266.
52. *Laser welding of titanium in dentistry.* **Sjogren, Goran, Andersson, Matt e Bergman, Maud.** Oslo : s.n., 1988, Acta Odontologica Scandinavica, Vol. 46, p. 247-253.
53. *Effect of corrosion on the strength of soldered titanium and Ti-6Al-4V alloy.* **Oda, Yutaka e Okabe, Toru.** 1996, Dental Materials, Vol. 12, p. 167-172.
54. *Infrared gold alloy brazing on titanium and Ti-6Al-4V alloy surfaces and its application to removable prosthodontics.* **Wakabayashi, Noriyuki, et al.** 1999, Journal of Prosthodontics, Vol. 8, p. 180-187.
55. *Influence of corrosion on brazed joints' strength.* **Angelini, E., et al.** 1991, Journal of Dentistry, Vol. 19, p. 56-61.
56. *Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys.* **Henriques, Guilherme E.P., et al.** 1997, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 78, p. 146-152.
57. *Quantification of human chewing-cycle kinematics.* **Buschang, P. H., Hayasaki, H. e Throckmorton, G. S.** 2000, Archives of Oral Biology, Vol. 45, p. 461-474.
58. *Fatigue resistance of cast occlusal rest using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys.* **Gapido, Cynthia G., et al.** 2003, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 90, p. 261-269.
59. *Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations.* **Scherrer, Susanne, et al.** 2003, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 89, p. 579-588.
60. *Fatigue of biomaterials: a review.* **Teoh, S. H.** 2000, International Journal of Fatigue, Vol. 22, p. 825-837.
61. UNI 3964 Prove meccaniche dei materiali metallici Prove di fatica a temperatura ambiente Principi generali. Milano : Ente Nazionale Italiano di Unificazione, 1985.
62. *Fatigue characteristics of metallic biomaterials.* **Niinomi, M.** 2007, International Journal of Fatigue, Vol. 29, p. 992-1000.
-

-
63. *Fatigue strength of a Au-Pd Alloy/585 solder combination.* **Wiskott, Anselm H. W., Nicholls, J. I. e Taggart, R.** 1991, Journal of Dental Research, Vol. 70, p. 140-145.
64. **Atzori, Bruno.** *Appunti di costruzione di macchine.* 2^a edizione. Padova : Libreria Cortina, 2003. ISBN 88-7784-219-9.
65. *Compressive fatigue limits of composite restorative materials.* **Draughn, Robert A.** 1979, Journal of Dental Research, Vol. 58, p. 1093-1096.
66. *Tensile fatigue limits of prosthodontic adhesive.* **Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M. e Piotrowski, T.J.** 1991, Journal of Dental Research, Vol. 70, p. 208-210.
67. *Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study.* **Wiskott, HW, Nicholls, JI e Belser, UC.** 1994, Dental Materials, Vol. 10, p. (abstract).
68. *Clinical complications in fixed prosthodontics.* **Goodacre, Charles J., et al.** 2003, The Journal of Prosthetics Dentistry, Vol. 90/1, p. 31-41.
69. *Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques.* **Witkowski, Siegbert, Komine, Futoshi e Gerds, Thomas.** 2006, The Journal of Prosthetics Dentistry, Vol. 96/1, p. 47-52.
70. **Meneghello, Roberto e Storelli, Sandro.** *Controlli geometrici innovativi su protesi dentarie.* Padova : CCIA di PADOVA, CNA Provinciale di PADOVA, 2007.
71. *Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry.* **Jendresen, Malcom D., et al.** San Francisco, Calif. : s.n., 1998, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 80, p. 81-120.
72. *Clinical fit of Procera AllCeram crowns.* **Boening, Klaus W., et al.** 2000, The Journal of Prosthetics Dentistry, Vol. 84, p. 419-424.
73. *In vitro marginal fit of three all-ceramic crown system.* **Yeo, In-Sung, Yang, Jae-Ho e Lee, Jai-Bong.** 2003, The Journal of Prosthetics Dentistry, Vol. 90, p. 459-464.
74. *The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study.* **Molin, Margareta e Karlsson, Stig.** Oslo : s.n., 1993, Acta Odontologica Scandinavica, Vol. 51, p. 201-206. ISSN 0001-6357.
75. *Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1.6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature.* **Tao, Jianxiang, et al.** 2006, Dental Materials, Vol. 22, p. 397-404.
76. *Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM.* **Tsitrou, Effrosyni A., Northeast, Simon E. e van Noort, Richard.** 2007, Journal of Dentistry, Vol. 35, p. 68-73.
77. *Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns.* **Shiratsuchi, Hisaka, et al.** 2006, The Journal of Prosthetics Dentistry, Vol. 95, p. 237-242.
78. *Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials.* **Stappert, Christian F.J., et al.** 2008, Dental Materials, Vol. 24, p. 1248-1257.
79. *Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps.* **Bridgeman, Jay T., et al.** 1997, The Journal of Prosthetics Dentistry, Vol. 78/2, p. 187-193.
80. *Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: A in vitro evaluation.* **Quintas, Adriana Ferreira, Oliveira, Fabiano e Bottino, Marco Antonio.** 2004, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 92, p. 250-257.
81. *Marginal fit of metal ceramic restorations subjected to a standardized postsoldering technique.* **Mejia, Roberto e Tobon, S.M.** 2000, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 83, p. 535-539.

-
82. *An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing.* **Luthardt, Ralph G., et al.** 2004, *The International Journal of Prosthodontics*, Vol. 17/6, p. 680-685.
83. *Analysis of three-dimensional sinter shrinkage of copings made from alumina in an innovative direct shaping process.* **Brick, Eva-Maria, et al.** 2004, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 28, p. 159-165.
84. *Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology.* **Persson, Anna S.K., et al.** 2008, *Dental Materials*, Vol. 24, p. 1123-1130.
85. *Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness.* **Persson, Anna S.K., et al.** 2009, *Dental Materials*, Vol. 25, p. 929-936.
86. *Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo.* **Luthardt, Ralph G., et al.** 2006, *Dental Materials*, Vol. 22, p. 96-76.
87. *Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology.* **Rudolph, Heike, Luthardt, Ralph G. e Walter, Michael H.** 2007, *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 37, p. 579-587.
88. *Accuracy of dental digitizers.* **Vlaar, Simon T. e van der Zel, Jef M.** 2006, *International Dental Journal*, Vol. 56/5, p. 301-309 .
89. *Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro study.* **Groten, Martin, et al.** 2000, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 83, p. 40-49.
90. *Occlusion indicators: A review.* **Babu, Ramakrishna Rajan e Nayar, Sanjna Vibhu.** 2007, *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, Vol. 7, p. 170-174.
91. *Comparison of occlusal contacts in maximum intercuspation for two impression techniques.* **Parker, Merle H., et al.** 1997, *The Journal of Prosthetics Dentistry*, Vol. 78, p. 255-259.
92. *Accuracy of contacts calculated from 3D images of occlusal surfaces.* **DeLong, Ralph, et al.** 2007, *Journal of Dentistry*, Vol. 35, p. 528-534.
93. *A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: Historical review and clinical guidelines.* **Wiskott, Anselm H.W. e Belser, Urs C.** 1995, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 73, p. 169-183.
94. *An evaluation of occlusal contact marking indicators.* **Millstein, Philip e Maya, Alvaro.** 2001, *Journal of American Dental Association*, Vol. 132, p. 1280-1286.
95. [Online] <http://www.tekscan.com/dental.html>.
96. *Comparing maximum intercuspal contacts of virtual dental patients and mounted dental casts.* **DeLong, Ralph, et al.** 2002, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 88, p. 622-630.
97. *Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching.* **Kumagai, H., et al.** 1999, *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 26, p. 932-935.
98. *Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentitions.* **Fontijn-Tekamp, F.A., et al.** 2000, *Journal of Dental Research*, Vol. 79, p. 1519-1524.
99. *Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber.* **Kohyama, K., et al.** 2004, *Archives of Oral Biology*, Vol. 49, p. 805-816.
100. *Relationship between oral function and occlusal support in denture wearers.* **Yamashita, S., et al.** 2000, *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 27, p. 881-886.
101. *Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure.* **Hidaka, O., et al.** 1999, *Journal of Dental Research*, Vol. 78, p. 1336-1344.
102. *Three dimensional load on a tooth during function.* **Yoda, N., et al.** 2005, *International Congress Series*, Vol. 1284, p. 67-68.
-

-
103. *In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching.* **Kawaguchi, T., et al.** 2007, Journal of Biomechanics, Vol. 40, p. 244-251.
104. *Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study.* **Mericske-Stern, R., Assal, P. e Buergin, W.** 1996, Clinical Oral Implants Research, Vol. 7, p. 378-386.
105. *A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic force using magnetic sensor.* **Yoshida, Noriaki, et al.** 2000, Medical Engineering & Physics, Vol. 22, p. 293-300.
106. *Development of magnetic sensing device for tooth displacement under orthodontic forces.* **Yoshida, Noriaki, et al.** 2001, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 48, p. 354-360.
107. *Effects of the position of artificial teeth and load levels on stress in the complete maxillary denture.* **Prombonas, Anthony e Vlissidis, Dimitri.** 2002, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 88, p. 415-422.
108. *Analysis of stresses in complete upper dentures with flat teeth at differing inclinations.* **Prombonas, Anthony e Vlissidis, Dimitri.** 2009, Medical Engineering & Physics, Vol. 31, p. 314-319.
109. *A platar H-slit force sensor for humanoid robots to detect the reaction forces.* **Konno, Atsushi, et al.** 2005, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, p. 4057-4062.
110. *Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation.* **Hull, M.L. e Davis, R.R.** 1981, Journal of Biomechanics, Vol. 14, p. 843-856.
111. *Wearable force sensor with parallel structure for measurement of ground-reaction force.* **Liu, Tao, Inoue, Yoshio e Shibata, Kyoko.** 2007, Measurement, Vol. 40, p. 644-653.
112. *Design and analysis of a column type multi-component force/moment sensor.* **Kim, J.H., et al.** 2003, Measurement, Vol. 33, p. 213-219.
113. *A force trasducer to measure individual finger loads during activities of daily living.* **Fowler, N.K. e Nicol, A.C.** 1999, Journal of Biomechanics, Vol. 32, p. 721-725.

APPENDICE I. **PROTOCOLLO PER LA PREPARAZIONE DI PROVINI IN MATERIALE METALLICO PER LA PROVA DI TRAZIONE**

PROCEDURA

SCOPO

Proporre una metodologia procedurale per la realizzazione di provini da utilizzare per la caratterizzazione meccanica, mediante prova di trazione, di materiali metallici normalmente utilizzati nel processo di fusione.

PREMESSA

I provini sono ottenuti tramite il procedimento di fusione a cera persa.

In Allegato A si propone una sequenza di azioni che il costruttore intraprende per la realizzazione dei provini in materiale metallico, dal momento di ricevimento dei campioni in cera al momento di spedizione dei provini in metallo. Tali azioni prevedono la compilazione di appositi moduli allegati che riassumono le caratteristiche del processo produttivo utilizzato; le informazioni sui materiali dentali e sul processo fornite dai costruttori saranno utilizzate esclusivamente per l'analisi dei risultati ottenuti dalle prove di trazione.

È possibile variare la sequenza delle azioni riportate in Allegato A, purché non sia compromessa la funzionalità dei provini. In tal caso precisare le variazioni in riferimento alla sequenza iniziale.

RIFERIMENTI

UNI EN ISO 1561:2000	- Cera dentale;
UNI EN ISO 22674:2006	- Materiali metallici per restaurazioni fisse e amovibili e le apparecchiature;
UNI EN ISO 9693:2001	- Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica;
UNI EN ISO 11245:2001	- Restaurazioni dentali – Prodotti per modelli refrattari a legante di fosfato;
UNI EN ISO 11246:1999	- Rivestimenti dentali colati con leganti di silicato di etile;
UNI EN ISO 15912:2007	- Rivestimenti e materiali inerti per modelli refrattari;
UNI EN ISO 7490:1998	- Rivestimenti a legame gessoso da colata;
UNI EN ISO 9333:2006	- Materiali da rivestimento;
UNI EN ISO 9694:1999	- Rivestimenti dentali colati con leganti di fosfato;

CAMPIONI IN CERA: ESAMI E CONTROLLI PRELIMINARI

CONTROLLO QUANTITATIVO DEI CAMPIONI

Verificare il numero dei campioni in cera ricevuti e lo stato di integrità degli stessi. La forma e le dimensioni dei campioni in cera devono essere in accordo con quelle riportate in "Allegato B".

CONTROLLO VISIVO DEI CAMPIONI

Verificare visivamente lo stato delle superfici dei campioni. La cera deve essere uniforme e visivamente priva di materiali estranei in superficie, non devono essere presenti ammaccature, segni evidenti di usura, rigature e quant'altro possa influire sulla riuscita della fusione.

In caso di esito negativo dei controlli preliminari contattare il referente.

MATERIALE PER FUSIONE: ESAMI E CONTROLLI PRELIMINARI

I *materiali metallici* impiegati per la realizzazione dei provini devono rappresentare la produzione dell'azienda in termini di numerosità di protesi prodotte. Pertanto sono scelti a discrezione dell'azienda. Il *materiale da rivestimento* usato deve essere adatto al materiale metallico che verrà fuso.

VERIFICA MATERIALE METALLICO

Verificare la presenza di informazioni dettagliate relative all'identificazione e alle proprietà del materiale metallico da impiegare ed ai relativi processi di utilizzo.

VERIFICA MATERIALE DA RIVESTIMENTO

Verificare la presenza di informazioni dettagliate relative all'identificazione e alle proprietà del materiale da rivestimento ed al suo utilizzo.

In caso di esito negativo dei controlli preliminari contattare il referente.

REALIZZAZIONE DELLE FUSIONI A CERA PERSA

Realizzare i provini tramite il procedimento di fusione a cera persa.

ASSEMBLAGGIO DEI MODELLI IN CERA E FORMAZIONI DEL GRAPPOLO

A discrezione dell'azienda è possibile realizzare un grappolo di campioni che poi saranno fusi in un unico procedimento.

MESSA IN RIVESTIMENTO

Effettuare la messa in rivestimento, l'indurimento del materiale da rivestimento ed il preriscaldamento della forma refrattaria secondo i procedimenti più idonei, in accordo con le specifiche istruzioni dei fornitori. Annotare le caratteristiche del materiale da rivestimento ed i parametri critici di lavorazione rispettivamente nei moduli 1 e modulo 2 (Allegato C).

FUSIONE E COLATA DEL MATERIALE METALLICO

Eeguire la fusione, la colata ed il raffreddamento del materiale metallico secondo le informazioni fornite dal produttore e su idonee esperienze acquisite in laboratorio in modo da garantire l'ottenimento di getti precisi ed esenti da difetti che possano comprometterne la funzionalità. La fusione ottenuta si definisce lotto. Annotare le caratteristiche del materiale metallico ed i parametri critici di lavorazione rispettivamente nei moduli 1 e modulo 2 (Allegato C).

SEPARAZIONE DEI PROVINI

Fratturare il rivestimento ed estrarre il pezzo colato. Separare attentamente i provini dal canale di colata, rimuovere eventuali bave che si sono formate durante il processo.

TRATTAMENTI TERMICI

Eeguire il trattamento termico della fusione realizzata, solo se specificato nelle procedure standard di laboratorio.

In tal caso eseguire il trattamento termico della fusione in accordo con le specifiche procedure di laboratorio. Se le procedure prevedono il trattamento termico senza specificare i parametri critici di processo (temperatura, atmosfera, tempo di mantenimento, etc.), preriscaldare il forno e lasciare all'interno il provino per 15 minuti all'atmosfera raccomandata per il materiale metallico utilizzato ed alla più alta temperatura consentita, rispettando i valori raccomandati per la ceramica prevista per il materiale metallico.

Annotare i parametri critici di lavorazione nel modulo 2 (Allegato C).

NON eseguire ulteriori lavorazioni di finitura (es. lucidatura, etc.).

ETICHETTATURA E VERIFICHE IMMEDIATE

I provini devono essere univocamente identificati. Numerare i provini (mediante pennarello indelebile) in ordine crescente. Eseguire un controllo visivo di ciascun provino evidenziando eventuali difetti superficiali (fenditure, soffiature, cricche, impurità superficiali, etc.) e/o difetti geometrici (distorsioni, etc.). Annotare i risultati nel Modulo 3 dell'Allegato C.

OPERAZIONI CONCLUSIVE E NOTE

Per ciascun lotto verificare di aver compilato completamente tutti i moduli riportati negli allegati.

AZIONI CONSEGUENTI

Provvedere al confezionamento dei provini avendo cura che durante la fase di confezionamento non vengano in contatto con sostanze che possano causarne l'ossidazione. Inviare i provini al referente (DAUR).

ALLEGATI

Allegato A – Sequenza delle azioni da intraprendere;

Allegato B – Caratteristiche geometriche campione in cera;

Allegato C – Modulo 1: Materiali dentali utilizzati;

Allegato C – Modulo 2: Processi produttivi;

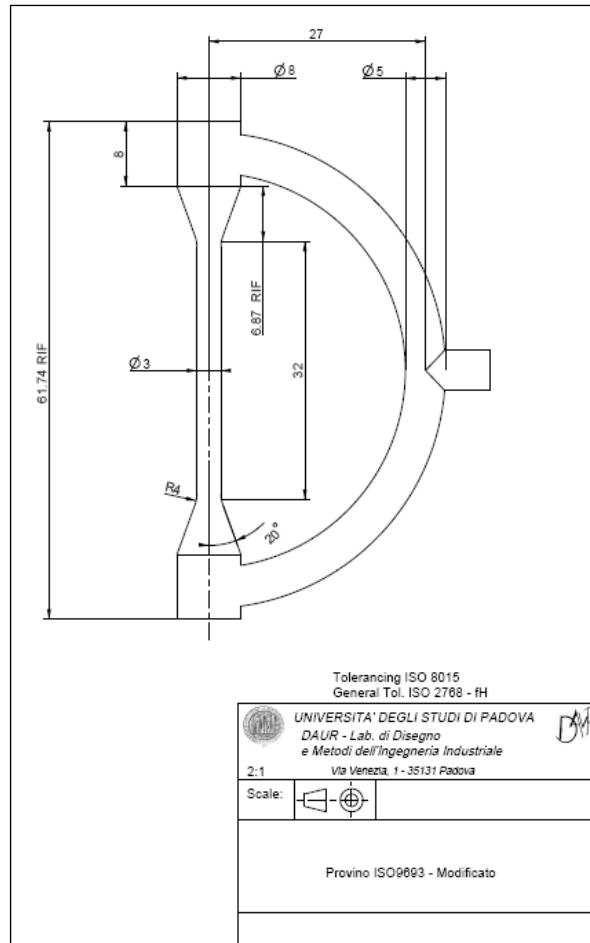
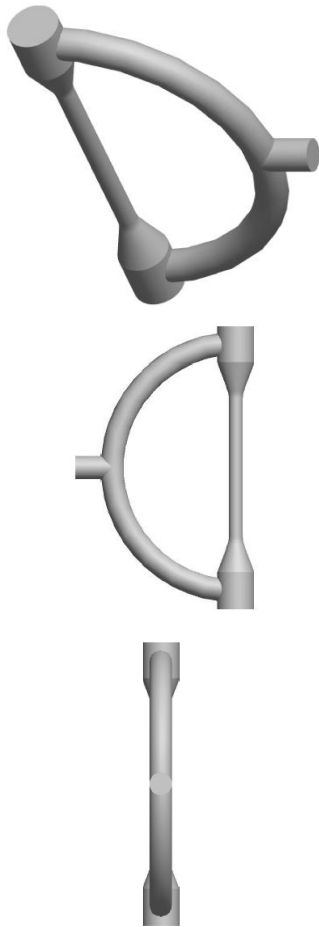
Allegato C – Modulo 3: Caratteristiche del lotto ed etichettatura

Allegato A
SEQUENZA DELLE AZIONI DA INTRAPRENDERE

Oggetto: realizzazione di provini per la caratterizzazione meccanica di materiale metallico dentale, utilizzato nel processo di fusione, mediante prove di trazione. Il seguente schema propone una sequenza di azioni che il costruttore intraprende per la realizzazione dei provini in materiale metallico, dal momento del ricevimento dei campioni in cera al momento della spedizione dei provini in metallo. Documento di riferimento "Protocollo di preparazione di provini in materiale metallico per prova di trazione".

SEQUENZA DELLE AZIONI DA INTRAPRENDERE		
DESCRIZIONE	ESEGUITO?	
Azioni preliminari		
Controllo quantitativo dei campioni in cera	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Controllo visivo dei campioni in cera	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Notificare al referente la ricezione dei campioni in cera	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Scelta dei materiali dentali da utilizzare	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica del materiale metallico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica del materiale da rivestimento	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Realizzazioni delle fusioni in cera persa		
Assemblaggio dei modelli in cera e formazione del grappolo	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Messa in rivestimento	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche del materiale da rivestimento (Modulo 1 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare i parametri critici di lavorazione durante la messa in rivestimento (Modulo 2 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Fusione e colata del materiale metallico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche del materiale metallico (Modulo 1 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare i parametri critici di lavorazione durante la fase di fusione e colata (Modulo 2 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Sabbiatura del grappolo	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Separazione dei provini del canale di colata e rimozione delle bave	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Trattamenti termici sui provini	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare i parametri critici di lavorazione per i trattamenti termici (Modulo 2 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Azioni conclusive		
Etichettature dei provini mediante pennarello indelebile	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Controllo visivo dei provini	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Confezionamento dei provini	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica della compilazione dell'Allegato A e Allegato C	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Consegna dei provini al referente (DAUR)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO

Allegato B
CARATTERISTICHE GEOMETRICHE DEL CAMPIONE IN CERA



Allegato C - Modulo 1
MATERIALI DENTALI UTILIZZATI

Oggetto: realizzazione di provini per la caratterizzazione meccanica di materiale metallico dentale, utilizzato nel processo di fusione, mediante prove di trazione. Il seguente schema riassume le caratteristiche dei materiali dentali utilizzati per la realizzazione dei modelli e dei provini metallici.

Lotto n°: _____ **Provini n°:** _____

CARATTERISTICHE MATERIALE da RIVESTIMENTO

Tipo di rivestimento _____ Fornitore _____

Proprietà fisiche materiale da rivestimento			
Rapporto liquido/polvere	[volume/massa]	Espansione lineare di presa	%
Espansione termica lineare	%	Resistenza a compressione	[MPa]
Tempo di presa	[s]		
Altre proprietà			

CARATTERISTICHE MATERIALE METALLICO

Tipo _____ Fornitore _____

Composizione chimica											
Oro Au (%)	Platino Pt (%)	Palladio Pd (%)	Argento Ag (%)	Ferro Fe (%)	Cromo Cr (%)	Cobalto Co (%)	Nichel Ni (%)	Molibdeno Mo (%)	Manganese Mn (%)	Silicio Si (%)	Gallio Ga (%)
Altri elementi:											

Caratteristiche meccaniche dichiarate			
Carico unitario di scostamento dalla proporzionalità R_{p0,2} [MPa]	Carico unitario di rottura R_m [MPa]	Modulo elastico E [GPa]	Allungamento percentuale dopo rottura A %
Altre caratteristiche			

**Allegato C - Modulo 2
PROCESSI PRODUTTIVI**

Oggetto: realizzazione di provini per la caratterizzazione meccanica di materiale metallico dentale, utilizzato nel processo di fusione, mediante prove di trazione. Il seguente schema riassume le principali caratteristiche delle varie fasi del procedimento di fusione a cera persa.

Lotto n°: _____ **Provini n°:** _____

Parte 1: MESSA IN RIVESTIMENTO

Principali Caratteristiche del processo	
Utilizzo piatto vibrante per favorire l'adesione del materiale da rivestimento sul modello in cera	<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
Utilizzo sottovuoto per favorire l'adesione del materiale da rivestimento sul modello in cera	<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
Tempo di presa	
Temperatura di fusione della cera [°C]	
Trattamento termico della forma	
Temperatura di riscaldamento [°C]	
Tempo	
Altre note di processo	

Parte 2: FUSIONE E COLATA

Tipo di fusione	
<input type="checkbox"/> Colata con crogiolo	<input type="checkbox"/> Colata per centrifugazione
	Velocità di rotazione [rad/s]
	Lunghezza del braccio [mm]
<input type="checkbox"/> Altra tipologia di colata	

Principali Caratteristiche del processo	
Temperatura di fusione del materiale metallico [°C]	
Tempo di raffreddamento	
Altre note di processo	

Parte 3: TRATTAMENTI TERMICI SUL CAMPIONE

Principali Caratteristiche del processo

Temperatura massima [°C]	
Tempo di mantenimento [min]	
Tipo di atmosfera	

Altre note di processo

**Allegato C - Modulo 3
CARATTERISTICHE DEL LOTTO ED ETICHETTATURA**

Oggetto: realizzazione di provini per la caratterizzazione meccanica di materiale metallico dentale, utilizzato nel processo di fusione, mediante prove di trazione. Il seguente schema riassume le caratteristiche che identificano univocamente il provino.

n° provino	n° lotto	Data fabbricazione	Etichettatura dei Provini		Restituzione provino
			Difetti superficiali	Difetti geometrici	
1					<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
2					<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
3					<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
4					<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
5					<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
6					<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO

APPENDICE II. PROCEDURA DI ESECUZIONE DI PROVE STATICHE DI TRAZIONE

SCOPO

Descrivere le modalità di esecuzione della prova di trazione per la caratterizzazione meccanica di materiali metallici normalmente utilizzati nel processo di fusione.

PREMESSA

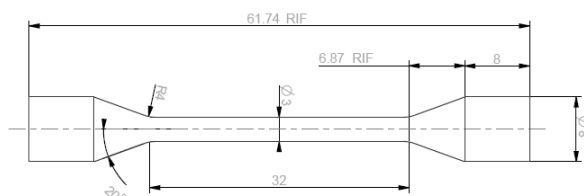
Il metodo di prova è basato sulla normativa UNI EN ISO 22674, riguardante i materiali metallici per restaurazioni fisse e amovibili. I provini, realizzati tramite il procedimento di fusione a cera persa, sono forniti dalle aziende. La geometria dei provini, modificata rispetto a quanto previsto dalla normativa al fine di aumentare il numero di informazioni ottenibili dalle prove, è stata concordata con le aziende. Le prove di trazione sono da eseguire su provini grezzi fusi, non precedentemente lavorati.

RIFERIMENTI

- UNI EN ISO 22674:2006 - Materiali metallici per restaurazioni fisse e amovibili e le apparecchiature;
- UNI EN ISO 9693:2001 - Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica;
- UNI EN 10002-1:2004 - Materiali metallici – Prova di trazione. Metodo di prova (a temperatura ambiente);
- UNI EN ISO 9513:2004 - Materiali metallici – Taratura degli estensimetri utilizzati nelle prove uniaxiali.

GEOMETRIA DEI PROVINI

I provini sono prodotti secondo la geometria riportata nella figura seguente.



Tolerancing ISO 8015
General Tol. ISO 2768 - fH

I parametri geometrici fondamentali che caratterizzano i provini sono sintetizzati nella tabella seguente.

Simbolo	Unità di misura	Denominazione	Valore Nominale
d	mm	Diametro della sezione calibrata	3
L_c	mm	Lunghezza della parte calibrata	32
L_0	mm	Lunghezza di base dell'estensometro	25
S_0	mm ²	Area della sezione iniziale calibrata	7,07

DETERMINAZIONE DELL'AREA DELLA SEZIONE INIZIALE

L'area della sezione iniziale, da determinare con una precisione di $\pm 1\%$, si può calcolare partendo dalla media aritmetica di due misure sul diametro ottenute in direzione perpendicolari.

MACCHINA DI PROVA

Il sistema di misurazione della forza della macchina di prova deve essere tarato in conformità alla UNI EN ISO 7500-1 e deve essere almeno di classe 1. L'estensometro per la determinazione della resistenza di prova deve essere almeno di classe 1 in conformità con la UNI EN ISO 9513.

CONTROLLI PRELIMINARI

Verificare che strumenti ed attuatori dispongano di certificati di taratura validi o altra documentazione idonea a dimostrarne lo stato di efficienza e garantirne la riferibilità.

PARAMETRI DI PROVA

TEMPERATURA SALA DI PROVA

La prova è eseguita a temperatura ambiente, nei limiti tra 10°C e 35°C.

VELOCITÀ DELLA MACCHINA

Caricare il provino in controllo di deformazione con una velocità il più costante possibile, pari a 500µε/s fino a rottura.

ESECUZIONE DELLA PROVA

La prova consiste nel sottoporre il provino a sforzo di trazione, allo scopo di determinare le caratteristiche meccaniche del materiale metallico.

In Allegato A è riportata la procedura di laboratorio.

METODO DI SERRAGGIO

Fissare rigidamente un singolo provino alla macchina di prova tramite ganasce che si chiudono sulle superfici cilindriche esterne dei provini secondo la procedura di laboratorio. Adottare ogni cura affinché il provino sia fissato in modo che il carico risulti applicato il più assialmente possibile.

MONTAGGIO ESTENSOMETRO E AZZERAMENTO DEL SISTEMA

Montare l'estensometro dotato di piolo di blocco, verificare il corretto allineamento dello strumento ed estrarre il piolo. Eseguire l'azzeramento del sistema secondo la procedura di laboratorio. Attivare i limiti del canale estensometrico.

AVVIO DELLA PROVA

Sottoporre il provino a deformazione a velocità costante, mediante l'azione del carico di trazione unidirezionale, applicato ortogonalmente alla sezione del provino. Durante la prova acquisire a intervalli di tempo costanti (min 20 punti al secondo) i valori di forza, deformazione e spostamento rispettivamente tramite cella di carico, estensometro e LVDT solidale all'attuatore. Riportare i risultati in un diagramma sforzo (σ) – deformazione (ϵ) in modo tale da renderli indipendenti dalla geometria del provino. Determinare tali parametri con le seguenti formule:

$$\sigma = \frac{F}{S_0} \quad [MPa] \qquad \epsilon = \frac{l - L_0}{L_0} \quad [\text{adimensionale}]$$

dove l è la lunghezza della zona calibrata tra i coltelli dell'estensometro durante la prova ed F il carico applicato.

TERMINE PROVA

La prova ha termine con la rottura del provino con completa separazione delle superfici o con il raggiungimento dei limiti di forza, deformazione o spostamento imposti.

SMONTAGGIO DEL PROVINO

Generalmente al termine della prova la macchina è nella condizione di blocco per superamento dei limiti di deformazione: non c'è pressione nel cilindro e la gravità spinge a contatto le due superfici di frattura. Disattivare i limiti del canale estensometrico, attivare il comando manuale in controllo di deformazione. Togliere l'estensometro, allontanare le ganasce e rimuovere il provino.

DETERMINAZIONE DELLE CARATTERISTICHE MECCANICHE DEL MATERIALE METALLICO

Le caratteristiche meccaniche del materiale metallico si determinano come media aritmetica dei risultati ottenuti sulle singole prove.

DETERMINAZIONE DEL MODULO ELASTICO (E)

È calcolato come regressione lineare sui dati relativi al primo tratto della curva di trazione del provino.

DETERMINAZIONE DEL CARICO UNITARIO DI SCOSTAMENTO DALLA PROPORZIONALITÀ (RP_{0,2})

È il carico a cui corrisponde un'estensione non proporzionale pari allo 0,2% della lunghezza di base dell'estensometro. Ottenere la caratteristica tracciando sul diagramma sforzo (σ) – deformazione (ϵ) una retta parallela alla parte rettilinea della curva e ad una distanza dalla stessa pari allo 0,2% di allungamento non proporzionale. Il punto in cui tale retta interseca la curva rappresenta il carico unitario di scostamento dalla proporzionalità.

DETERMINAZIONE DEL CARICO UNITARIO DI ROTTURA (R_M)

È il carico unitario corrispondente al carico massimo applicato sul provino nel corso della prova.

ALLUNGAMENTO PERCENTUALE DOPO ROTTURA (A)

È l'allungamento permanente della lunghezza tra i riferimenti dopo rottura definita con la formula

$$A_{25mm} = \frac{L_u - L_0}{L_0} \cdot 100$$

dove L_u è l'allungamento a rottura. Arrotondare l'allungamento percentuale dopo rottura allo 0,5% più vicino.

OPERAZIONI CONCLUSIVE E NOTE

Compilare il rapporto di prova riportato in Allegato B, riportando l'identificativo del provino, il tipo di provino e il materiale specificato, i risultati della prova.

AZIONI CONSEGUENTI

Aggiornare il database.

APPENDICE III. RISULTATI DELLE PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DI PROVINI PER PROVE STATICHE DI TRAZIONE

SCOPO

Sintetizzare i risultati della campagna sperimentale di caratterizzazione geometrica di provini in materiale metallico da sottoporre a prove statiche di trazione.

PREMESSA

Le caratteristiche dimensionali e geometriche del provino sono state misurate sviluppando un sistema di visione che acquisisce immagini digitali e le elabora identificando i parametri geometrici critici del provino. Le immagini digitali sono ottenute fotografando il provino in due sezioni disposte a 90°; sono utilizzati i toolbox di LabVIEW, basati sull'identificazione dei diversi valori dei pixel (livello di grigio), per ricavare informazioni dimensionali e geometriche..

Per ciascun provino sono stati determinati i seguenti parametri geometrici: (a) diametro medio "d"; (b) lunghezza della parte calibrata "L_c"; (c) orientamento degli assi dei codoli "O_c"; (d) errore di rettilineità dell'asse della zona calibrata "rett"; (e) errore di coassialità dell'asse della parte calibrata rispetto all'asse comune tra gli assi dei codoli del provino "coass".

SEDE DELLE PROVE

Laboratorio di Disegno e Metodi dell'Ingegneria Industriale, Dipartimento di Architettura, Urbanistica e Rilevamento

RISULTATI

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP001

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.74	-	-	-	-
prova_2	2.71	-	-	-	-
prova_3	2.7	-	-	-	-
Valore medio	2.72				

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP002

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.88	32.15	6.74	0.53	2.43
prova_2	2.84	32.30	4.04	0.53	0.75
Valore medio	2.86	32.23	5.39	0.53	1.59

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP003

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.84	32.03	1.40	0.16	0.66
prova_2	2.89	32.09	3.42	0.13	0.34
Valore medio	2.86	32.06	2.41	0.14	0.50

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP004

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.85	32.20	2.18	0.26	1.95
prova_2	2.80	32.00	3.30	0.26	0.89
Valore medio	2.83	32.10	2.74	0.26	1.42

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP005

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.78	31.32	4.31	0.34	1.67
prova_2	2.83	31.96	3.79	0.09	0.29
prova_3	2.88	32.18	5.80	0.13	0.60
Valore medio	2.83	31.82	4.63	0.19	0.85

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP006

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.79	32.15	3.05	0.08	0.46
prova_2	2.84	32.25	1.74	0.23	0.68
prova_3	2.82	31.90	4.51	0.28	0.22
Valore medio	2.82	32.10	3.10	0.19	0.46

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP007

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.82	32.00	1.26	0.11	0.60
prova_2	2.82	32.38	1.53	0.11	0.59
Valore medio	2.82	32.19	1.40	0.11	0.60

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP009

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.83	32.01	1.51	0.21	0.84
prova_2	2.80	31.82	0.82	0.03	0.22
prova_3	2.86	32.07	0.89	0.11	0.68
Valore medio	2.83	31.96	1.07	0.12	0.58

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP011

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.92	31.93	3.79	0.08	0.82
prova_2	2.85	31.66	3.94	0.39	0.61
prova_3	2.90	31.61	3.29	0.08	0.64
prova_4	2.93	31.62	2.43	0.08	0.72
prova_5	2.94	31.86	3.07	0.10	0.79
prova_6	2.90	31.79	4.11	0.08	0.75
Valore medio	2.91	31.75	3.44	0.08	0.72

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP013

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.85	32.31	1.30	0.11	0.42
prova_2	2.82	32.27	0.46	0.06	0.31
prova_3	2.81	32.03	1.63	0.10	2.34
Valore medio	2.82	32.20	1.13	0.09	1.03

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP008

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.82	31.79	0.28	0.22	0.54
prova_2	2.80	32.03	1.65	0.08	0.59
prova_3	2.85	31.81	0.89	0.06	0.31
prova_4	2.83	31.97	1.91	0.07	0.73
Valore medio	2.82	31.90	1.18	0.11	0.54

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP010

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.83	32.10	3.41	0.16	0.85
prova_2	2.77	31.99	3.53	0.28	1.54
prova_3	2.75	31.84	1.00	0.09	0.33
prova_4	2.83	31.92	0.98	0.17	0.61
Valore medio	2.80	31.96	2.23	0.18	0.83

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP012

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.86	32.62	1.21	0.18	1.05
prova_2	2.84	32.67	4.36	0.07	1.05
prova_3	2.85	32.77	3.64	0.11	1.02
prova_4	2.84	32.55	0.78	0.11	0.56
Valore medio	2.85	32.65	2.50	0.12	0.92

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP014

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.80	32.24	0.70	0.03	0.33
prova_2	2.75	32.15	3.34	0.37	1.39
prova_3	2.81	32.14	3.62	0.27	1.27
Valore medio	2.79	32.18	2.55	0.23	1.00

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP015

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.84	32.20	4.87	0.25	0.78
prova_2	2.81	32.12	5.30	0.14	1.84
Valore medio	2.83	32.16	5.08	0.20	1.31

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP016

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.80	32.12	4.63	0.17	0.67
prova_2	2.83	32.35	1.26	0.48	1.95
prova_3	2.73	32.18	3.15	0.27	0.74
Valore medio	2.79	32.22	3.02	0.30	1.12

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP017

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.86	32.47	1.58	0.10	0.56
prova_2	2.84	32.31	1.07	0.08	0.63
prova_3	-	-	-	-	-
Valore medio	2.85	32.39	1.33	0.09	0.60

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP018

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.81	31.96	4.30	0.09	0.92
prova_2	2.84	30.97	1.38	0.11	0.76
prova_3	2.88	31.92	0.91	0.12	1.04
prova_4	2.79	32.56	1.53	0.27	1.03
prova_5	2.82	32.09	2.21	0.15	0.65
Valore medio	2.83	31.90	2.07	0.15	0.88

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP019

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.79	32.03	1.39	0.09	0.33
prova_2	2.79	32.13	4.72	0.09	0.35
prova_3	2.82	32.00	0.97	0.07	0.58
prova_4	2.81	31.95	2.78	0.10	0.49
prova_5	2.77	32.13	5.05	0.16	0.29
prova_6	2.81	32.07	2.38	0.07	0.20
Valore medio	2.80	32.05	2.88	0.10	0.37

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DEI PROVINI DEL RP020

Prova	d [mm]	L _c [mm]	O _c [° deg]	rett [mm]	coass [mm]
prova_1	2.76	31.82	0.38	0.09	0.75
prova_2	2.89	32.26	2.88	0.11	0.86
prova_3	2.82	32.17	3.74	0.23	1.29
prova_4	2.83	32.23	2.42	0.22	1.16
Valore medio	2.83	32.12	2.36	0.16	1.02

APPENDICE IV. RISULTATI DELLE PROVE STATICHE DI TRAZIONE PER LA CARATTERIZZAZIONE DI MATERIALI METALLICI

SCOPO

Sintetizzare i risultati della campagna sperimentale di caratterizzazione meccanica di provini in materiale metallico, sottoposti a prove statiche di trazione.

PREMESSA

La norma tecnica di riferimento per la caratterizzazione delle proprietà meccaniche dei materiali metallici impiegati nelle realizzazioni di restauri dentali è la ISO 22674 del 2006. Tale norma stabilisce i requisiti minimi per alcune proprietà meccaniche, carico unitario di scostamento dalla proporzionalità ($R_{p0,2}$), allungamento percentuale dopo rottura (A), modulo di Young (E), in relazione all'utilizzo previsto per lo specifico materiale. Per quanto concerne la sottostruttura delle protesi dentarie in metallo-ceramica, i requisiti contenuti nella ISO 22674 sostituiscono quelli contenuti nella ISO 9693 riguardo le caratteristiche del materiale metallico utilizzato. Nel caso si voglia valutare l'integrità di una saldatura la normativa di riferimento è la ISO 9333 del 2006 che impone la resistenza minima che deve avere il giunto saldato.

I provini testati sono ottenuti tramite il procedimento di fusione a cera persa o per fusione laser selettiva (SLM). Per ciascun materiale metallico testato sono stati determinati i seguenti parametri: (a) modulo elastico (E); (b) carico unitario di scostamento dalla proporzionalità ($R_{p0,2}$); (c) carico unitario di rottura (R_m); (d) Allungamento percentuale totale dopo rottura (A_t); (e) Allungamento percentuale dopo rottura (A%).

RIFERIMENTI

UNI EN ISO 22674:2006 - Materiali metallici per restaurazioni fisse e amovibili e le apparecchiature;

SEDE DELLE PROVE

Laboratorio di Disegno e Metodi dell'Ingegneria Industriale, Dipartimento di Architettura, Urbanistica e Rilevamento - Laboratorio di Costruzione di Macchine, Dipartimento di Ingegneria Meccanica

CONDIZIONI DI PROVA

- macchina utilizzata:	MTS MinibionixII 858 da 15 kN
- elettronica macchina di prova:	Testar II m
- velocità di applicazione della deformazione:	500 μ e/s
- modello estensometro:	634.12F-24
- utilizzo estensometro:	fino a rottura

RISULTATI: RAPPORTI DI PROVA

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP001

Prova	$R_{p0,2}$ [MPa]	R_m [MPa]	E [GPa]	A [%]	A_t [%]
prova_1	-	-	-	-	-
prova_2	575	711	275	6.8	7.0
prova_3	538	758	256	13.4	13.6
Valore medio	557	735	266	10.1	10.3

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP002

Prova	$R_{p0,2}$ [MPa]	R_m [MPa]	E [GPa]	A [%]	A_t [%]
prova_1	611	760	220	3.3	3.6
prova_2	643	741	259	2.0	2.3
Valore medio	627	750	239	2.7	2.9

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP003

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	538	816	193	2.5	2.7
prova_2	527	800	195	2.7	3.0
Valore medio	533	808	194	2.6	2.9

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP004

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	658	882	235	5.8	6.1
prova_2	666	892	216	4.8	5.1
Valore medio	662	887	226	5.3	5.6

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP005

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	658	968	143	8.6	9.0
prova_2	623	837	112	6.6	7.2
prova_3	625	867	119	10.1	10.6
Valore medio	635	891	125	8.4	9.0

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP006

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	364	542	115	3.5	3.8
prova_2	365	584	114	7.9	8.2
prova_3	386	614	115	9.6	9.9
Valore medio	372	580	115	7.0	7.3

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP007

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	537	743	111	9.2	9.8
prova_2	536	749	117	9.7	10.2
Valore medio	537	746	114	9.4	10.0

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP008

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	687	871	221	3.5	3.8
prova_2	733	833	201	1.5	1.9
prova_3	726	850	211	1.8	2.2
prova_4	690	828	203	2.3	2.6
Valore medio	709	845	209	2.3	2.6

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP009

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	389	-	116	-	-
prova_2	392	630	126	27.5	27.9
prova_3	393	649	121	26.4	26.7
Valore medio	391	639	121	27.0	27.3

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP010

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	488	626	218	17.5	17.7
prova_2	516	686	244	14.2	14.4
prova_3	512	690	195	13.0	13.3
prova_4	500	663	160	12.1	12.5
Valore medio	504	666	204	14.2	14.5

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP011

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	1167	1348	227	9.9	10.5
prova_2	1176	1374	225	11.4	12.0
prova_3	-	-	-	-	-
prova_4	1141	1333	204	10.7	11.4
prova_5	1140	1316	221	8.3	8.9
prova_6	1160	1343	218	8.8	9.4
Valore medio	1157	1343	219	9.8	10.4

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP013

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	618	737	120	2.4	3.0
prova_2	-	-	-	-	-
prova_3	635	803	121	4.1	4.7
Valore medio	627	770	121	3.3	3.9

TABELLA 10.1: RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP015

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	684	891	214	5.9	6.2
prova_2	712	834	226	3.9	4.2
Valore medio	698	862	220	4.9	5.2

TABELLA 10.3: RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP017

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	477	613	121	2.7	3.1
prova_2	-	-	-	-	-
prova_3	-	-	-	-	-
Valore medio	477	613	121	2.7	3.1

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP012

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	-	-	-	-	-
prova_2	327	495	186	9.5	9.7
prova_3	313	434	173	8.6	8.8
prova_4	341	570	186	9.9	10.0
Valore medio	327	500	182	9.3	9.5

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP014

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	719	845	212	1.3	1.7
prova_2	709	875	210	2.0	2.3
prova_3	687	840	208	1.2	1.5
Valore medio	705	853	210	1.5	1.8

TABELLA 10.2: RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP016

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	594	742	199	2.9	3.2
prova_2	522	780	171	3.0	3.2
prova_3	523	782	201	1.8	2.0
Valore medio	546	768	190	2.6	2.8

TABELLA 10.4: RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP018

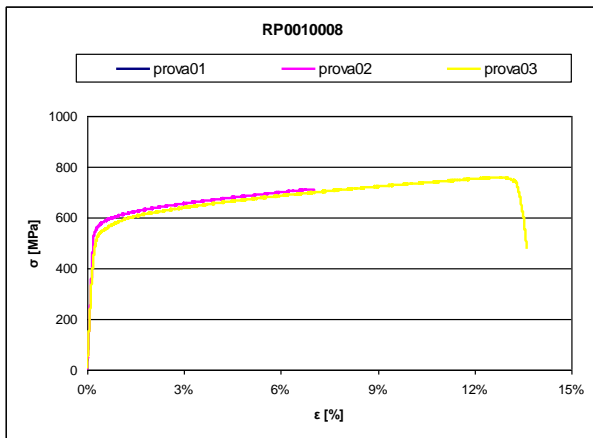
Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	-	-	-	-	-
prova_2	530	599	167	6.2	6.6
prova_3	613	820	224	11.7	11.9
prova_4	650	818	226	6.5	6.5
prova_5	612	823	192	10.5	10.8
Valore medio	601	765	202	8.7	9.0

**TABELLA 10.5: RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI
PROVINI DEL RP019**

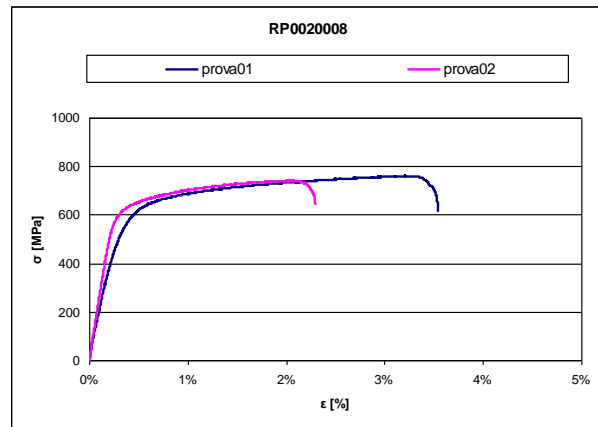
Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	660	793	227	4.6	5.0
prova_2	659	745	198	5.4	5.8
prova_3	668	724	195		1.5
prova_4	683	711	212	6.4	6.8
prova_5	688	758	194	2.3	2.7
prova_6	644	748	169	3.9	4.0
Valore medio	667	747	199	4.5	4.3

**TABELLA 10.6: RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI
PROVINI DEL RP020**

Prova	Rp ₀₂ [MPa]	Rm [MPa]	E [GPa]	A [%]	At [%]
prova_1	638	897	251	5.0	5.4
prova_2	642	868	237	10.8	11.1
prova_4	668	911	209	11.4	11.8
prova_5	615	800	213	8.0	8.3
Valore medio	641	869	227	8.8	9.2

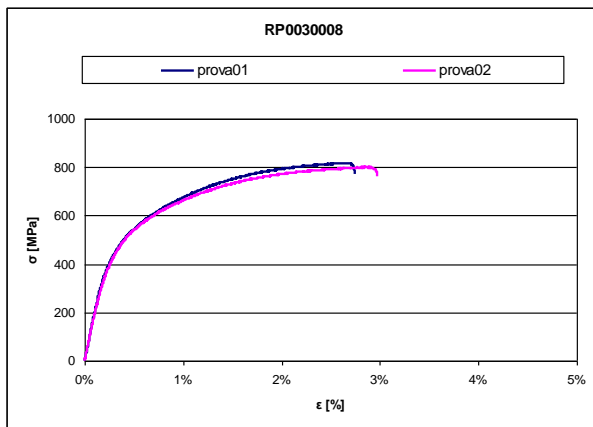


CURVE DI TRAZIONE RP001

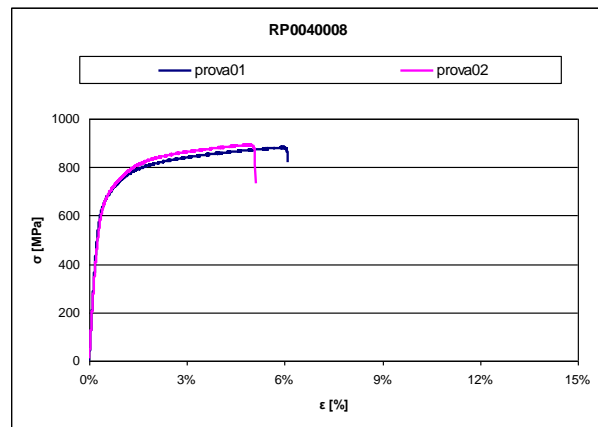


CURVE DI TRAZIONE RP002

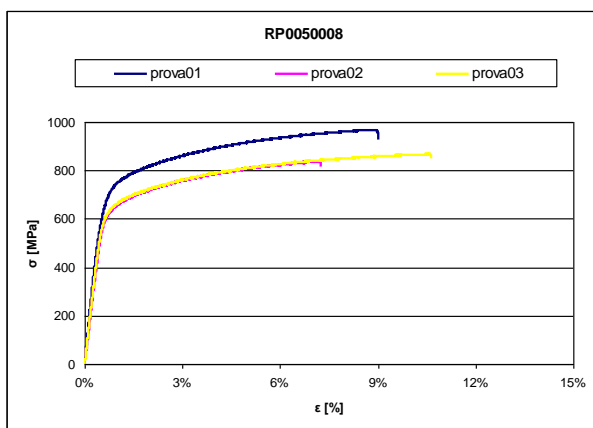
NOTA: Dati prova01 non indicati nel diagramma causa rottura immediata del provino



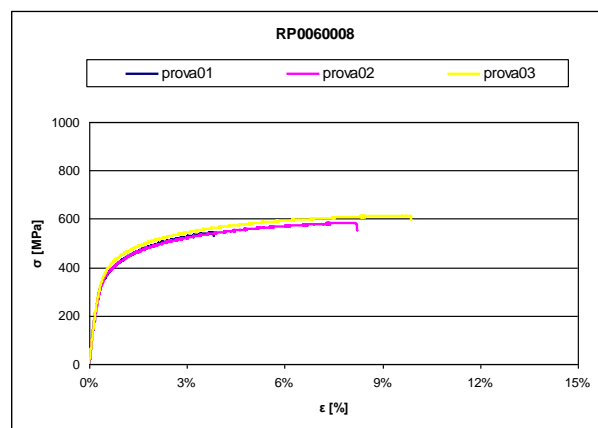
CURVE DI TRAZIONE RP003



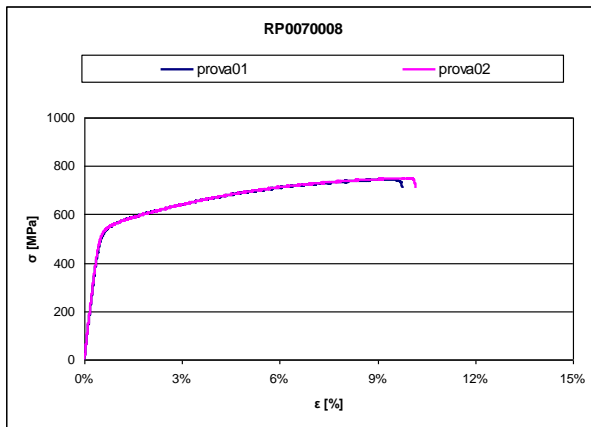
CURVE DI TRAZIONE RP004



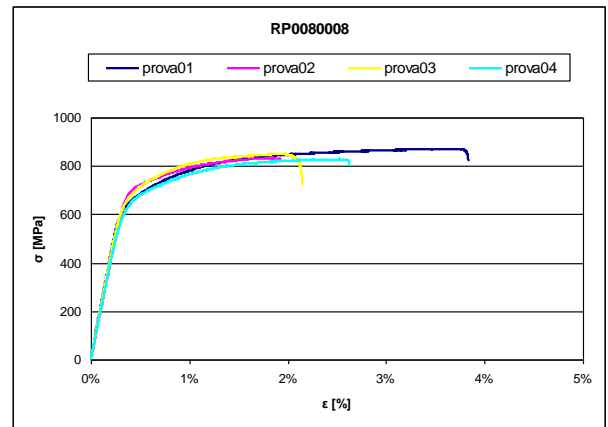
CURVE DI TRAZIONE RP005



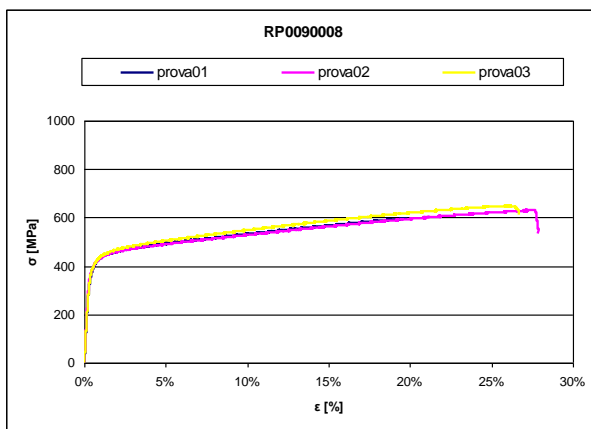
CURVE DI TRAZIONE RP006



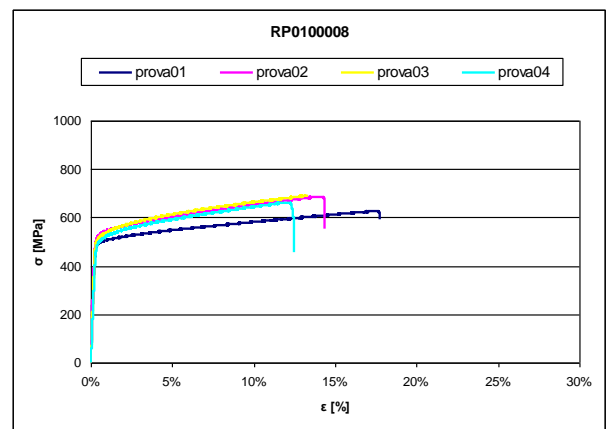
CURVE DI TRAZIONE RP007



CURVE DI TRAZIONE RP008

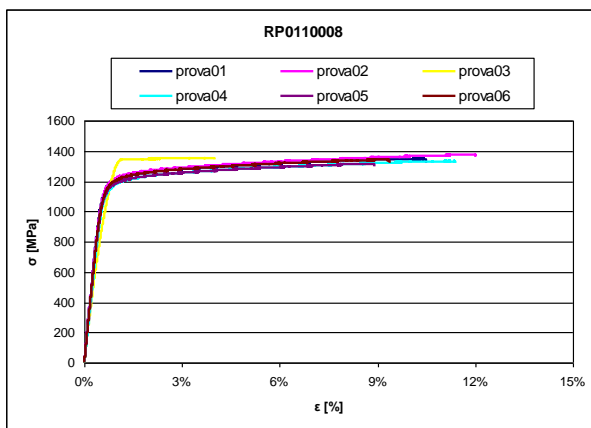


CURVE DI TRAZIONE RP009

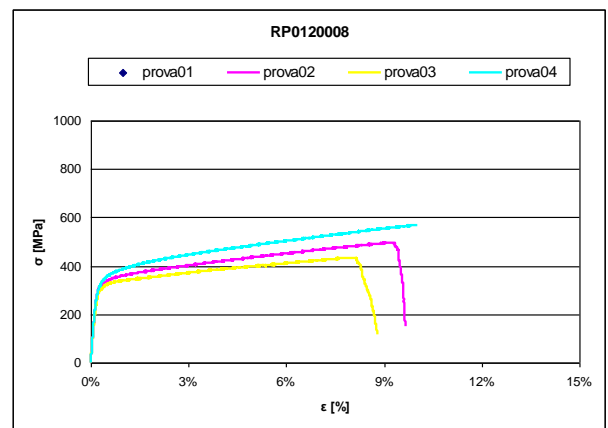


CURVE DI TRAZIONE RP010

NOTA: Provino non portato a rottura causa superamento limiti imposti nella macchina di prova



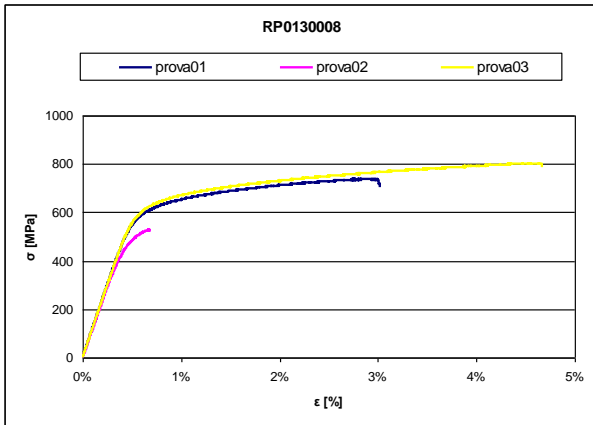
CURVE DI TRAZIONE RP011



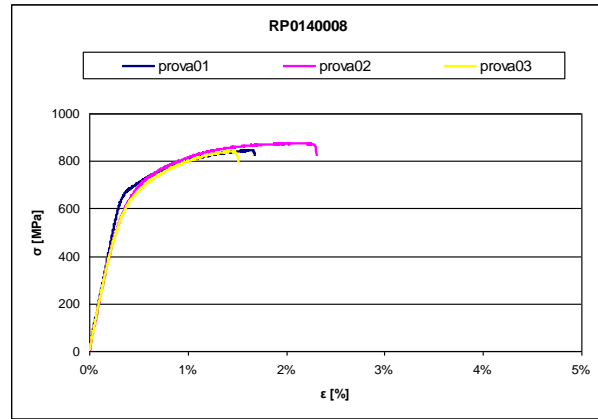
CURVE DI TRAZIONE RP012

NOTA: dati prova03 non affidabili causa errore macchina di prova

NOTA: Nessun dato acquisito per prova01: rottura immediata causa errore macchina di prova

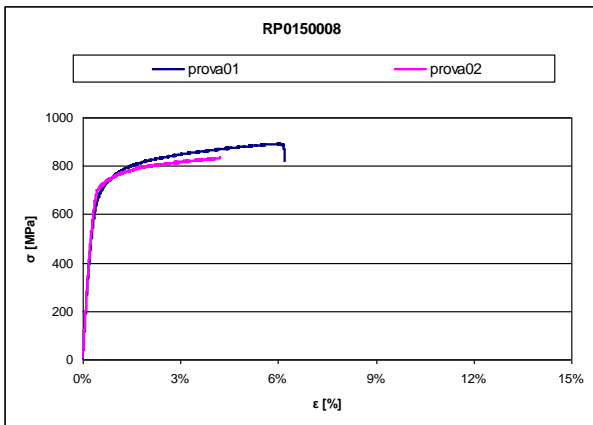


CURVE DI TRAZIONE RP013

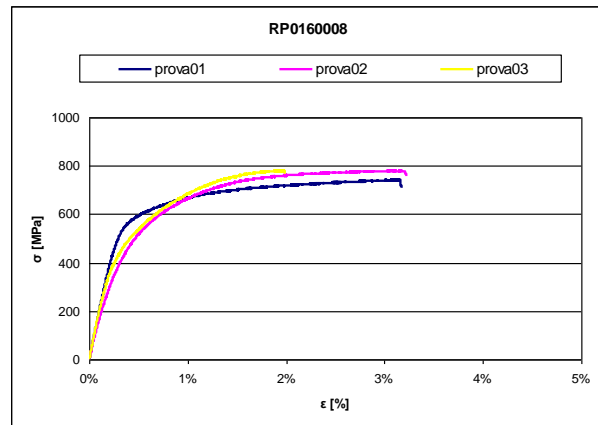


CURVE DI TRAZIONE RP014

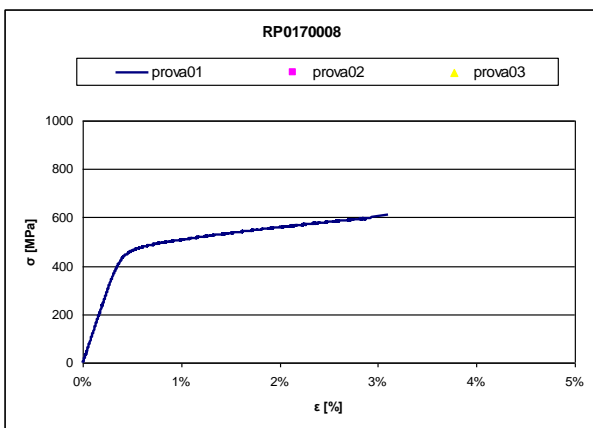
NOTA: Dati prova02 non affidabili causa presenza soffiature nella parte calibrata del provino



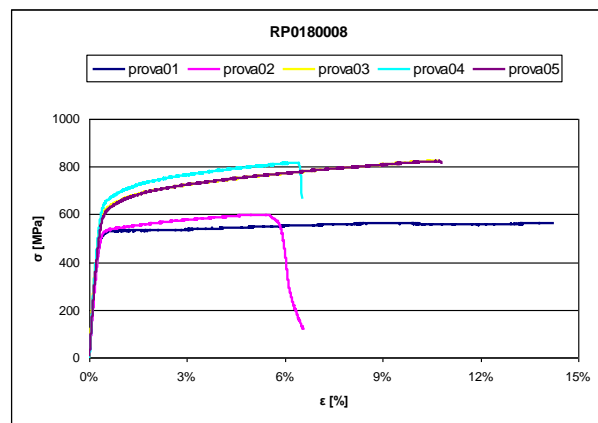
CURVE DI TRAZIONE RP015



CURVE DI TRAZIONE RP016



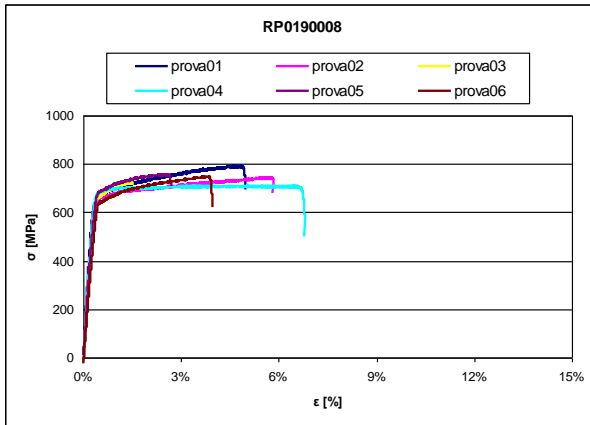
CURVE DI TRAZIONE RP017



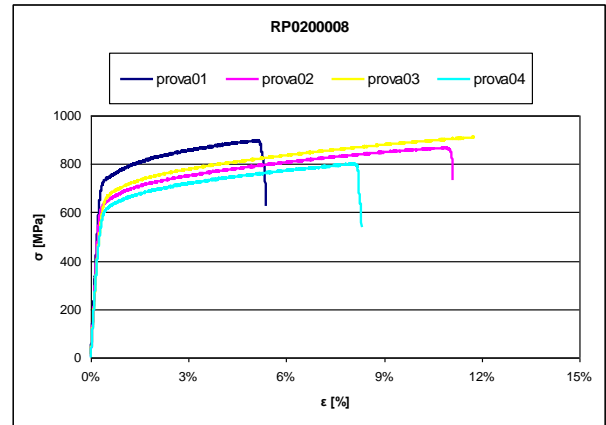
CURVE DI TRAZIONE RP018

NOTA: Nessun dato acquisito per prova02 e prova03 causa errore macchina di prova al passaggio in controllo estensometrico

NOTA: Dati prova01 non affidabili causa errore macchina di prova



CURVE DI TRAZIONE RP019



CURVE DI TRAZIONE RP020

DOCUMENTAZIONE FOTOGRAFICA

A titolo di esempio si riportano nel seguito fotografie relative ad alcune prove statiche eseguite.



**ESEMPIO DI ESECUZIONE DI UNA PROVA
RP002 PROVA01**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP003 PROVA01**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP004 PROVA01**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP005 PROVA01**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP006 PROVA03**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP008 PROVA04**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP009 PROVA02**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP010 PROVA01**



**ESEMPIO PROVINO PORTATO A ROTTURA
RP011 PROVA06**

APPENDICE V. PROTOCOLLO DI PREPARAZIONE DI PROVINI PER PROVE DI FLESSIONE

PROCEDURA

SCOPO

Proporre una procedura per la realizzazione di provini da utilizzare per la caratterizzazione meccanica, mediante prova di flessione, di sistemi metallo-ceramica normalmente utilizzati nella fabbricazione della protesi dentaria.

PREMESSA

I provini ottenuti sono in accordo con la norma UNI EN ISO 9693:2001. Le informazioni geometriche dei provini in metallo-ceramica sono riportate in Allegato B.

In Allegato A si propone una sequenza di azioni che il costruttore intraprende per la realizzazione dei provini in metallo-ceramica. Tali azioni prevedono la compilazione di appositi moduli allegati che riassumono le caratteristiche del processo produttivo utilizzato; le informazioni sui materiali dentali e sul processo fornite dai costruttori saranno utilizzate esclusivamente per l'analisi dei risultati ottenuti dalle prove di flessione.

È possibile variare la sequenza delle azioni riportate in Allegato A, purché non sia compromessa la funzionalità dei provini. In tal caso precisare le variazioni in riferimento alla sequenza iniziale.

RIFERIMENTI

UNI EN ISO 9693:2001	Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica;
UNI EN ISO 6872:1995	Ceramica dentale

MATERIALI : ESAMI E CONTROLLI PRELIMINARI

I *materiali metallici* e *ceramici* impiegati per la realizzazione dei provini devono rappresentare la produzione dell'azienda in termini di numerosità di protesi prodotte. Pertanto sono scelti a discrezione dell'azienda.

VERIFICA MATERIALE METALLICO

Verificare la presenza di informazioni dettagliate relative all'identificazione e alle proprietà del materiale metallico da impiegare ed ai relativi processi di utilizzo.

VERIFICA MATERIALE CERAMICO

Verificare la presenza di informazioni dettagliate relative all'identificazione e alle proprietà del materiale ceramico ed al suo utilizzo.

In caso di esito negativo dei controlli preliminari contattare il referente.

REALIZZAZIONE DEI PROVINI

Realizzare i provini secondo la seguente procedura

REALIZZAZIONE DELLA LAMINA IN MATERIALE METALLICO³

Fondere il materiale metallico e realizzare le lamine (tramite il procedimento di fusione a cera persa) con le seguenti dimensioni:
(25±1) mm × (3±0,1) mm × (0,5±0,05) mm

Seguire la procedura suggerita dal produttore del materiale metallico per la realizzazione delle sottostrutture delle protesi metallo-ceramica.

FINITURA DELLA LAMINA IN MATERIALE METALLICO

Rifinire ogni lamina metallica seguendo le procedure consigliate dal produttore del materiale metallico (come ad esempio pulitura, lucidatura, sabbiatura ecc...).

ETICHETTATURA

I provini devono essere univocamente identificati. Numerare le lamine in materiale metallico mediante pennarello indelebile in ordine crescente.

VERIFICHE GEOMETRICHE DELLA LAMINA METALLICA

Verificare gli spessori delle lamine metalliche e riportare i valori in Allegato B.

TARATURA DELLA TEMPERATURA DEL FORNO

Tarare la temperatura della fornace al valore corretto per l'impasto ceramico scelto. Fare riferimento ai valori consigliati dal produttore del materiale ceramico stesso. La cottura deve garantire superfici lucide per le ceramiche impiegate (ceramica opaca e di corpo)

APPLICAZIONE DELLA CERAMICA ALLA LAMINA DI MATERIALE METALLICO

³ Nel caso in cui si utilizzi una lamina metallica commerciale specificare il fornitore e riportare le caratteristiche del materiale metallico in Allegato C – Modulo 1.

Applicare uno strato di ceramica opaca sul lato della lamina metallica opposto al numero identificativo. La lunghezza del tratto di ceramica deve essere (8±0,1)mm e il tratto deve essere posizionato simmetricamente in centro alla lamina. La larghezza del tratto deve essere pari a quella della lamina metallica.

Applicare su questo uno strato di ceramica di corpo fino a raggiungere uno spessore totale di (1,1±0,1)mm una volta cotto.

La struttura ceramica deve avere forma rettangolare. Se è necessario al fine di ottenere le richieste di spessore e geometria, aggiungere ulteriore ceramica di corpo e rimettere in forno.

FINITURA DELLA CERAMICA

Rifinire attentamente la forma rettangolare della ceramica con un disco. Se necessario rimuovere la ceramica dal lato della lamina metallica. Applicare (se previsto) uno strato di smalto vitreo secondo le prescrizioni del produttore del materiale ceramico.

VERIFICHE IMMEDIATE

Verificare che i provini risultino univocamente identificati.

OPERAZIONI CONCLUSIVE E NOTE

Verificare di aver compilato completamente tutti i moduli riportati negli allegati.

AZIONI CONSEGUENTI

Provvedere al confezionamento dei provini avendo cura che durante la fase di confezionamento non vengano in contatto con sostanze che possano causarne il deterioramento. Inviare i provini al referente (DAUR).

ALLEGATI

Allegato A – Sequenza delle azioni da intraprendere;

Allegato B – Caratteristiche geometriche del provino;

Allegato C – Modulo 1: Materiali dentali utilizzati;

Allegato C – Modulo 2: Processi produttivi.

Allegato A SEQUENZA DELLE AZIONI DA INTRAPRENDERE
--

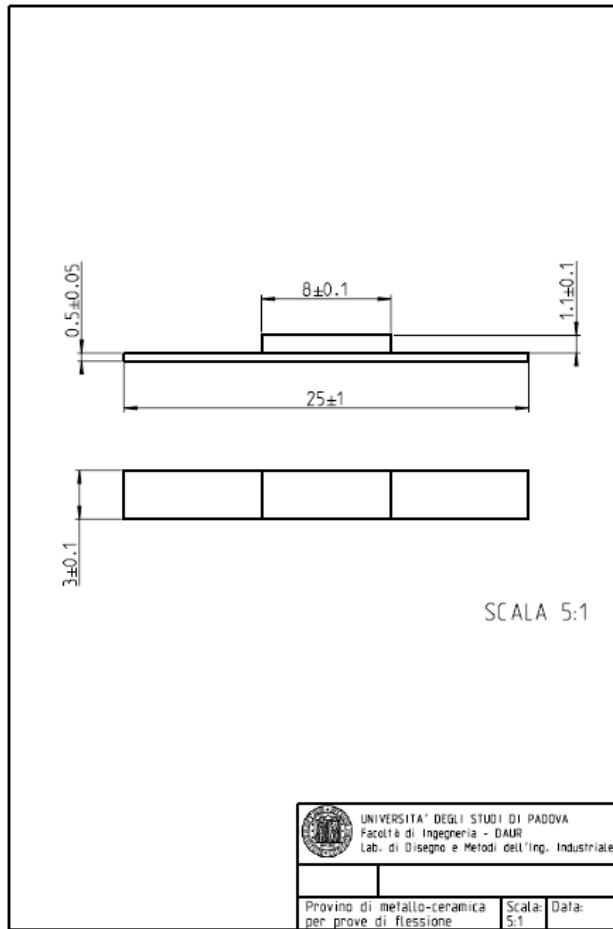
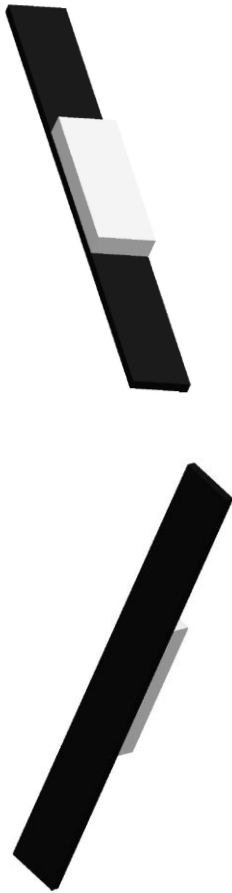
Oggetto: realizzazione di provini per la caratterizzazione meccanica mediante prove di flessione. Il seguente schema propone una sequenza di azioni che il costruttore intraprende per la realizzazione dei provini in materiale metallo-ceramica. Documento di riferimento "Protocollo di preparazione di provini per prova di flessione".


SEQUENZA DELLE AZIONI DA INTRAPRENDERE		
DESCRIZIONE	ESEGUIITO?	
Esami preliminari		
Scelta dei materiali da utilizzare	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica della presenza di informazioni per il materiale metallico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica della presenza di informazioni per il materiale ceramico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Controllo visivo del materiale metallico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Controllo visivo del materiale da ceramico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO

Realizzazioni del provino in metallo-ceramica		
Lamina in materiale metallico		
Fusione e colata del materiale metallico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche del materiale metallico (Modulo 1 – Allegato C) secondo la nota	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Operazioni di finitura della lamina	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Etichettature delle lamine metalliche mediante pennarello indelebile	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Controllo geometrico della lamina metallica	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche geometriche reali della lamina metallica nell'Allegato B	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Materiale ceramico		
Taratura della temperatura del forno	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Applicazione e cottura strato/i di ceramica opaca sulla lamina metallica	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Applicazione e cottura strato/i di ceramica di corpo	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Finitura del materiale ceramico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Controllo geometrico del materiale ceramico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche geometriche reali del materiale ceramico nell'Allegato B	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO

Azioni conclusive		
Verificare che i provini risultino univocamente identificati	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Confezionamento dei provini	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica della compilazione dell'Allegato A, Allegato B, Allegato C	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Consegna dei provini al referente (DAUR)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO

Allegato B
CARATTERISTICHE GEOMETRICHE PROVINO




 UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA
 Facoltà di Ingegneria - DAUR
 Lab. di Disegno e Metodi dell'Ing. Industriale

Provino di metallo-ceramica per prove di flessione Scala: 5:1 Data:

Caratteristiche geometriche reali dei Provini

Strumento utilizzato per le misurazioni: _____

n° provino	Spessore lamina metallica s_m [mm]	Lunghezza lamina metallica L_m [mm]	Larghezza Lamina metallica U_l [mm]	Spessore piastrina ceramica s_c [mm]	Lunghezza piastrina ceramica L_c [mm]
1					
2					
3					
4					
5					
6					

Allegato C - Modulo 1
MATERIALI DENTALI UTILIZZATI

Oggetto: realizzazione di provini per la caratterizzazione meccanica di sistemi metallo-ceramica, mediante prove di flessione. Il seguente schema riassume le caratteristiche dei materiali dentali utilizzati per la realizzazione dei provini.

Provini n°: _____

CARATTERISTICHE MATERIALE METALLICO

Tipo di materiale _____ Fornitore _____

Composizione chimica											
Oro Au (%)	Platino Pt (%)	Palladio Pd (%)	Argento Ag (%)	Ferro Fe (%)	Cromo Cr (%)	Cobalto Co (%)	Nichel Ni (%)	Molibdeno Mo (%)	Manganese Mn (%)	Silicio Si (%)	Gallio Ga (%)
Altri elementi:											

Proprietà meccaniche materiale metallico			
Tensione di snervamento	$\sigma_{p0,2}$ [MPa]	Tensione di rottura	σ_R [MPa]
Allungamento a rottura	A [%]	Modulo elastico	E [GPa]
Proprietà fisiche materiale metallico			
Temperatura solidus-liquidus	[°C]	Coefficiente di espansione term.	$10^{-6} \cdot [K^{-1}]$
Altre proprietà			

CARATTERISTICHE MATERIALE CERAMICO OPACO			
Tipo di materiale		Fornitore	
Rapporto polveri-acqua:		Temperatura di cottura	
Altre proprietà			

CARATTERISTICHE MATERIALE CERAMICO di CORPO			
Tipo di materiale		Fornitore	
Rapporto polveri-acqua:		Temperatura di cottura	
Altre proprietà			

**Allegato C - Modulo 2
PROCESSI PRODUTTIVI**

Oggetto: realizzazione di provini per la caratterizzazione meccanica di un sistema metallo-ceramica dentale, mediante prove di flessione. Il seguente schema riassume le principali caratteristiche delle varie fasi del procedimento di preparazione dei provini.

Parte 1: REALIZZAZIONE LAMINA METALLICA			
Principali caratteristiche del processo di fusione e colata			
Realizzazione di più lamine in una singola colata		<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
n° di lamine per singola colata			
Temperatura di fusione del materiale metallico [°C]			
<input type="checkbox"/> Colata con crogiolo		<input type="checkbox"/> Colata per centrifugazione	
		Velocità di rotazione [rad/s]	
		Lunghezza del braccio [mm]	
<input type="checkbox"/> Altra tipologia di colata			
Trattamento termico sulla lamina metallica			
Effettuato trattamento termico		<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Temperatura di trattamento [°C]			
Tempo di mantenimento [min]			
Tipo di atmosfera			
Finitura della lamina			
Tipo di lavorazioni effettuata			
Tipo di utensile utilizzato			
Altre note di processo			

Parte 2: APPLICAZIONE MATERIALE CERAMICO

Ceramica opaca	
Applicazione ceramica opaca	<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
N° strati applicati	

Ceramica di corpo	
N° strati applicati	

Finitura del materiale ceramico	
Utensile impiegato	
Diametro disco	
Granulometria abrasivo	
Applicazione dello smalto	<input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO
Tipo di smalto	

Altre note di processo

APPENDICE VI. PROCEDURA DI ESECUZIONE DI PROVE STATICHE DI FLESSIONE

SCOPO

Descrivere le modalità di esecuzione della prova di flessione per la caratterizzazione meccanica di sistemi metallo-ceramici normalmente utilizzati per la realizzazione di protesi dentarie.

PREMESSA

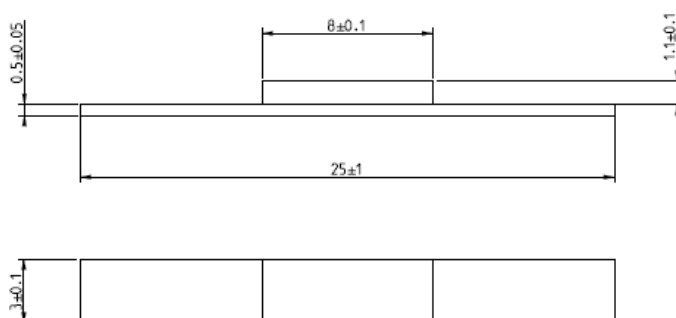
Il metodo di prova è basato sulla normativa UNI EN ISO 9693, riguardante i sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica. La procedura segue il metodo chiamato "Schwickerath crack initiation test", che prevede la delaminazione sollecitando il provino con un carico posto in mezzzeria. I provini sono realizzati nei laboratori odontotecnici seguendo le linee guida del protocollo realizzato dal DAUR LIN, tuttavia le tecniche impiegate devono rispettare quelle che vengono messe in atto per la produzione standard. La geometria dei provini segue le prescrizioni della normativa presa a modello.

RIFERIMENTI

- UNI EN ISO 9693:2001 - Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica;
- UNI EN ISO 6872:1999 - Ceramica dentale
- UNI EN ISO 22674:2006 - Materiali metallici per restaurazioni fisse e amovibili e le apparecchiature.

GEOMETRIA DEI PROVINI

I provini sono prodotti secondo la geometria riportata nella seguente figura.



Tolerancing ISO 8015
General Tol. ISO 2768 - fH

PROVINO PER PROVA DI FLESSIONE

I parametri geometrici fondamentali che caratterizzano i provini sono sintetizzati nella seguente tabella.

PARAMETRI GEOMETRICI NOMINALI DEL PROVINO

Simbolo	Unità di misura	Denominazione	Valore Nominale
L_M	mm	Lunghezza della lamina metallica	25
L_C	mm	Lunghezza della placchetta ceramica	8
d_M	mm	Spessore della lamina metallica	0,5
d_C	mm	Spessore della placchetta ceramica	1,1
U	mm	Larghezza della lamina e della placchetta	3

DETERMINAZIONE DELLO SPESSORE DELLA LAMINA METALLICA

Eeguire più misure dello spessore della lamina metallica attraverso calibro centesimale. Lo spessore della lamina metallica si può determinare come media aritmetica dei valori acquisiti, arrotondando la misura al centesimo di millimetro più vicino.

MACCHINA DI PROVA

Il sistema di prova a tre punti deve avere una distanza tra i supporti di 20,0 mm. Un carico centrato è applicato garantendo una velocità di discesa della testa di 1,5 mm/min. I tre punti di contatto (estremità dei supporti e della testa del pistone) devono avere un raggio di raccordo di 1,0 mm.

La misurazione della forza è eseguita mediante una cella di carico. Un LVDT registra lo spostamento del punzone.

CONTROLLI PRELIMINARI

Verificare che strumenti ed attuatori dispongano di certificati di taratura validi o altra documentazione idonea a dimostrarne lo stato di efficienza e garantirne la riferibilità.

PARAMETRI DI PROVA

TEMPERATURA SALA DI PROVA

La prova è eseguita a temperatura ambiente, nei limiti tra 10°C e 35°C.

VELOCITÀ DELLA MACCHINA

Caricare il provino applicando una forza ad una velocità il più costante possibile, pari a (1,5±0,5) mm/min fino a cedimento per delaminazione su un lato dello strato di materiale ceramico.

ESECUZIONE DELLA PROVA

La prova consiste nel sottoporre il provino a sforzo di flessione, allo scopo di determinare le caratteristiche meccaniche dell'interfaccia tra materiale metallico e ceramica.

METODO DI FISSAGGIO DELL'ATTREZZATURA ALLA MACCHINA

L'attrezzatura deve essere correttamente e solidamente installata.

Fissare l'attrezzatura in modo che i supporti ed il punzone siano assialmente privi di giochi. Montare il punzone di carico in modo che risulti centrato rispetto alla posizione dei supporti e con i fianchi paralleli agli stessi.

POSIZIONAMENTO DEL PROVINO SULL'ATTREZZATURA

Collocare il provino sull'attrezzatura in posizione simmetrica rispetto ai supporti, con lo strato ceramico rivolto nella direzione opposta rispetto al punto di applicazione del carico.

AZZERAMENTO DEL SISTEMA

Eeguire l'azzeramento del sistema secondo la procedura di laboratorio.

AVVIO DELLA PROVA

Caricare il provino applicando una forza a velocità costante. La forza deve essere applicata in mezzera. Durante la prova misurare il valore del carico e lo spostamento del punzone tramite una cella di carico e un LVDT. Riportare i risultati in un diagramma carico (F) – spostamento (s).

TERMINE PROVA

La prova ha termine per superamento dei limiti imposti alla macchina riportati nella procedura di laboratorio.

SMONTAGGIO DEL PROVINO

Al termine della prova è necessario spostare il pistone nella condizione di inizio prova. Fatto ciò, è possibile rimuovere il provino.

AMMISSIBILITÀ DEI PROVINI

Il risultato della prova è attendibile se il distacco tra metallo e ceramica inizia dalle estremità (una o entrambe). I provini vanno scartati, e la prova va ripetuta, se viceversa la rottura avviene al centro della lamina.

DETERMINAZIONE DELLE CARATTERISTICHE MECCANICHE DEL MATERIALE METALLICO

Per ciascun sistema metallo-ceramica da testare eseguire la prova di flessione su 6 provini. Le caratteristiche meccaniche del materiale metallico si determinano come media aritmetica dei risultati ottenuti sulle singole prove.

DETERMINAZIONE DELLA TENSIONE DI DEBONDING τ_b

La tensione τ_b di inizio rottura dell'interfaccia è calcolata per mezzo della seguente equazione

$$\tau_b = k \cdot F_{fail}$$

dove F_{fail} è la forza di rottura (massima forza misurata) e k è un coefficiente che è funzione dello spessore della lamina metallica $d_M(0,5\pm0,05\text{mm})$ e del valore del modulo di Young E_M del metallo. Il parametro k è calcolato per mezzo di un programma che implementa il flow chart presente sulla normativa di riferimento. Il programma restituisce anche il valore finale di τ_b .

OPERAZIONI CONCLUSIVE E NOTE

Compilare il rapporto di prova riportato in allegato.

AZIONI CONSEGUENTI

Aggiornare il database.

APPENDICE VII. RISULTATI DELLE PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA DI PROVINI PER PROVE STATICHE DI FLESSIONE

SCOPO

Sintetizzare i risultati della campagna sperimentale di caratterizzazione geometrica dei sistemi in metallo-ceramica da sottoporre a prove statiche di flessione.

PREMESSA

Le caratteristiche geometriche delle lamine metalliche sono state misurate calibro centesimale. Il coefficiente correttivo k determinato noto lo spessore della lamina metallica e il modulo elastico del materiale impiegato per la fabbricazione è determinato in Matlab una volta implementato l'algoritmo riportato nella normativa UNI EN ISO 9693 di riferimento.

RIFERIMENTI

UNI EN ISO 9693:2001 - Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica;

SEDE DELLE PROVE

Laboratorio di Disegno e Metodi dell'Ingegneria Industriale, Dipartimento di Architettura, Urbanistica e Rilevamento

RISULTATI

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP101

Prova	L_M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k [mm ⁻¹]
prova_1	0.50	2.94	125.7	4.49
prova_2	0.57	2.88	125.7	3.50
prova_3	0.53	3.01	125.7	4.00
prova_4	0.50	3.20	125.7	4.49
prova_5	0.49	3.07	125.7	4.67
prova_6	0.50	2.90	125.7	4.49

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP102

Prova	L_M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k [mm ⁻¹]
prova_1	0.56	4.04	118	3.6767
prova_2	0.57	4.14	118	3.5642
prova_3	0.54	4.20	118	3.93
prova_4	0.57	3.85	118	3.56

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP103

Prova	L_M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k [mm ⁻¹]
prova_1	0.57	3.90	211	-
prova_2	0.55	3.82	211	-
prova_3	0.59	4.02	211	2.70
prova_4	0.55	3.80	211	3.06
prova_5	0.56	3.62	211	2.96
prova_6	0.61	4.05	211	2.57

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP104

Prova	L_M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k [mm ⁻¹]
prova_1	0.55	3.10	132	3.67
prova_2	0.55	3.00	132	3.67
prova_3	0.53	3.08	132	3.94

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP105

Prova	L_M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k [mm ⁻¹]
prova_1	0.55	3.15	100	3.98
prova_2	0.51	n.p.	100	4.60
prova_3	0.53	n.p.	100	4.26
prova_4	0.57	n.p.	100	3.73

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP106

Prova	L_M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k [mm ⁻¹]
prova_1	0.49	3.11	133	4.59
prova_2	0.48	3.10	133	4.78
prova_3	0.50	3.10	133	4.41
prova_4	0.49	3.00	133	4.59
prova_5	0.49	2.98	133	4.59
prova_6	0.49	3.05	133	4.59

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP107

Prova	L _M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k[mm ⁻¹]
prova_1	0.53	2.92	211	3.29
prova_2	0.53	2.94	211	3.29
prova_3	0.50	3.02	211	3.68
prova_4	0.53	2.94	211	3.29
prova_5	0.51	2.94	211	3.54
prova_6	0.50	3.01	211	3.68

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP108

Prova	L _M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k[mm ⁻¹]
prova_1	0.53	3.22	200	3.36
prova_2	0.52	3.20	200	3.49
prova_3	0.52		200	3.49
prova_4	0.52		200	3.49
prova_5	0.50		200	-

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP109

Prova	L _M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k[mm ⁻¹]
prova_1	0.48	3.11	170	4.37
prova_2	0.47	3.12	170	4.55
prova_3	0.47	3.16	170	4.55
prova_4	0.47	3.11	170	4.55
prova_5	0.46	3.07	170	4.74

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP110

Prova	L _M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k[mm ⁻¹]
prova_1	0.54	3.04	180	3.39
prova_2	0.52	2.99	180	3.65
prova_3	0.54	2.98	180	3.39
prova_4	0.56	3.00	180	3.17
prova_5	0.55	3.00	180	3.28
prova_6	0.53	2.99	180	3.52
prova_7	0.52	2.99	180	3.65

CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA PROVINI DEL RP111

Prova	L _M [mm]	U [mm]	E [GPa]	k[mm ⁻¹]
prova_1	0.58	3.10	200	2.70
prova_2	0.60	2.99	200	2.85
prova_3	0.54	3.00	200	3.25
prova_4	0.58	3.04	200	2.85
prova_5	0.62	3.14	200	2.58
prova_6	0.60	3.08	200	2.70

VERIFICA DELLA CONFORMITÀ DELLA GEOMETRIA DEI PROVINI**CARATTERISTICHE MECCANICHE NOMINALI DEL MATERIALE METALLICO**

Rapporto di prova	no. Provini	Caratteristiche geometriche dei provini
RP101	6	Non conformi alle specifiche
RP102	4	Non conformi alle specifiche
RP103	6	Non conformi alle specifiche
RP104	3	Conformi alle specifiche
RP105	4	Conformi alle specifiche
RP106	6	Conformi alle specifiche
RP107	6	Conformi alle specifiche
RP108	5	Conformi alle specifiche
RP109	5	Conformi alle specifiche
RP110	7	Conformi alle specifiche
RP111	6	Conformi alle specifiche

* valore ricavato da prove di trazione, poiché manca il nominale

APPENDICE VIII. RISULTATI DELLE PROVE STATICHE DI FLESSIONE PER LA CARATTERIZZAZIONE DI SISTEMI DI METALLO-CERAMICA

SCOPO

Sintetizzare i risultati della campagna sperimentale di caratterizzazione meccanica di provini di metallo-ceramica, sottoposti a prove statiche di flessione.

PREMESSA

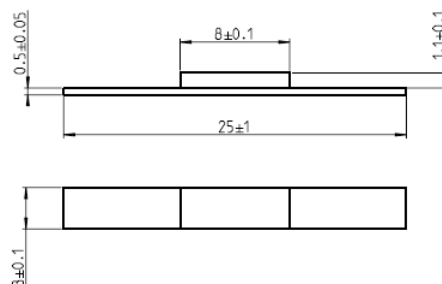
In letteratura esistono diverse categorie di prove per analizzare la resistenza al distacco tra metallo e ceramica, che si classificano in base al tipo di sollecitazione a cui viene sottoposto il provino in prove di taglio, di trazione, di flessione o di torsione. Nonostante ciò, la ISO 9693:1999 consiglia il test di Schwickerath (flessione per tre punti) per determinare la resistenza al distacco dei sistemi metallo-ceramica usati per il restauro dentale. Il test consente di misurare il carico in corrispondenza al quale si realizza il distacco tra la ceramica e la lamina in metallo e di calcolare la resistenza al distacco (τ_b) corrispondente alla forza minima necessaria alla separazione tra ceramica e metallo, moltiplicata per un coefficiente correttivo che tiene conto delle caratteristiche geometriche e delle proprietà meccaniche del materiale metallico.

In seguito all'esecuzione dei test sono determinati i seguenti parametri: (a) Forza di frattura: è il carico applicato per ottenere il distacco della ceramica dal materiale metallico (F); (b) resistenza al distacco: calcolata secondo le prescrizioni di UNI EN ISO 9693 (τ_b).

RIFERIMENTI

UNI EN ISO 9693:2001 - Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica;

CARATTERISTICHE DEL PROVINO



DISEGNO DEL PROVINO UTILIZZATO PER LE PROVE STATICHE (DISEGNO NON IN SCALA)

- Finitura e lavorazione come ricevuto

SEDE DELLE PROVE

Laboratorio di Costruzione di Macchine, Dipartimento di Ing. Meccanica

CONDIZIONI DI PROVA

- macchina utilizzata:	MTS MinibionixII 858
- elettronica macchina di prova:	Testar II m
- modello cella di carico:	XFTC300 S/N 433 da 500N
- velocità di applicazione del carico:	1,5 mm/min

RISULTATI: RAPPORTI DI PROVA

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP101

Prova	F [N]	τ_b [MPa]
prova_1	18	82
prova_2	18	64
prova_3	15	59
prova_4	18	83
prova_5	15	68
prova_6	19	87
Valore medio	17	74

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP103

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	-	-
prova_2	-	-
prova_3	24	65
prova_4	25	76
prova_5	24	73
prova_6	30	77
Valore medio	26	73

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP105

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	15	61
prova_2	12	56
prova_3	9	38
prova_4	12	47
Valore medio	12	50

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP107

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	17	54
prova_2	18	60
prova_3	18	68
prova_4	14	46
prova_5	16	58
prova_6	20	74
Valore medio	17	60

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP102

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	30	112
prova_2	34	121
prova_3	30	116
prova_4	30	107
Valore medio	31	114

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP104

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	18	66
prova_2	15	56
prova_3	17	66
Valore medio	17	62

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP106

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	19	86
prova_2	17	83
prova_3	22	96
prova_4	18	80
prova_5	19	86
prova_6	18	81
Valore medio	19	85

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP108

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	22	73
prova_2	17	59
prova_3	24	83
prova_4	21	73
prova_5	-	-
Valore medio	21	72

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP109

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	16	70
prova_2	14	64
prova_3	10	47
prova_4	14	64
prova_5	14	67
Valore medio	14	62

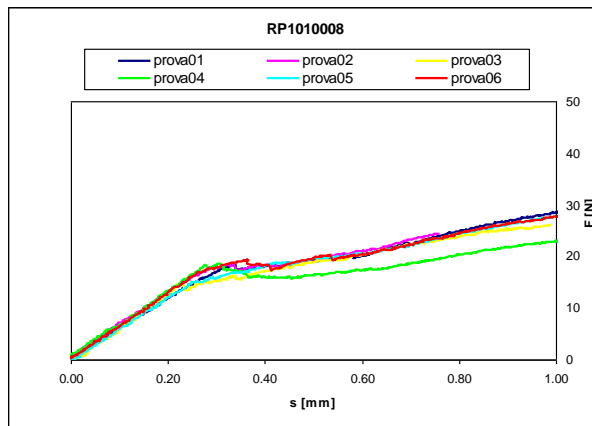
RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP110

Prova	F[N]	τ_b [MPa]
prova_1	16	54
prova_2	16	57
prova_3	16	56
prova_4	17	53
prova_5	17	57
prova_6	16	57
prova_7	15	55
Valore medio	16	55

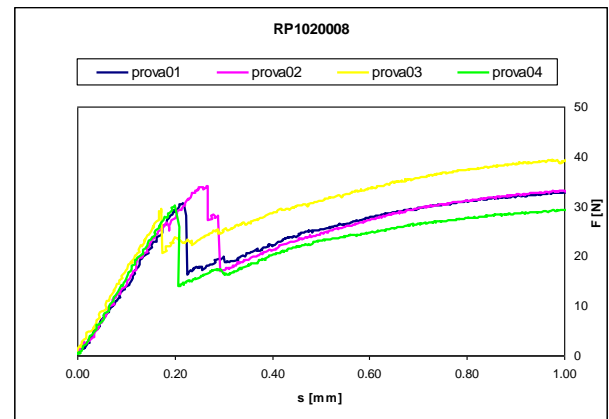
RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP111

Prova	F [N]	τ_b [MPa]
prova_1	23	62
prova_2	24	70
prova_3	20	64
prova_4	18	52
prova_5	24	62
prova_6	23	62
Valore medio	22	62

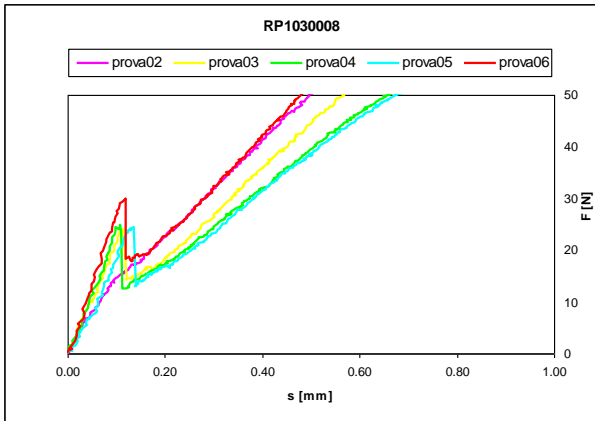
DIAGRAMMI DELLE CURVE DI FLESSIONE



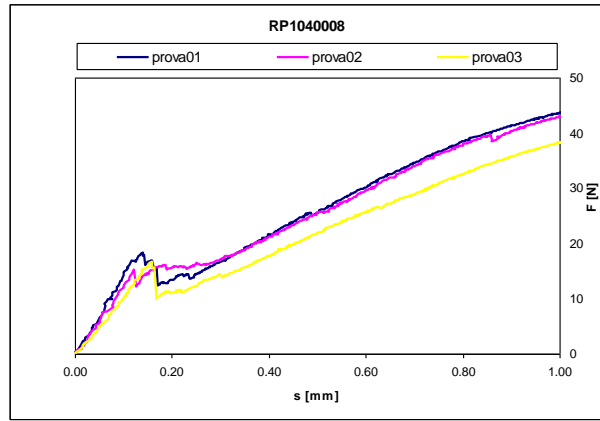
CURVA DI FLESSIONE RP101



CURVA DI FLESSIONE RP102



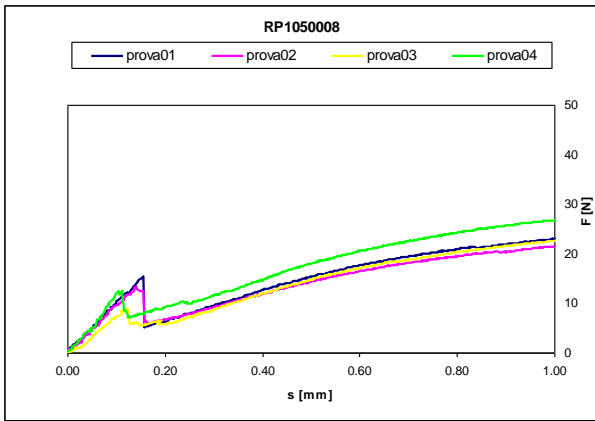
CURVA DI FLESSIONE RP103



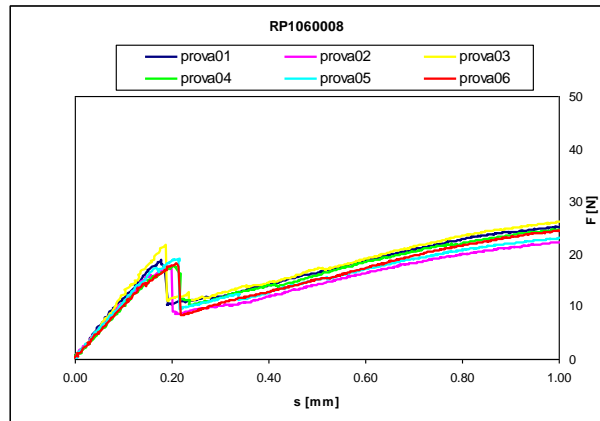
CURVA DI FLESSIONE RP104

NOTA: Nessun dato acquisito per prova01: rottura immediata causa errore macchina di prova

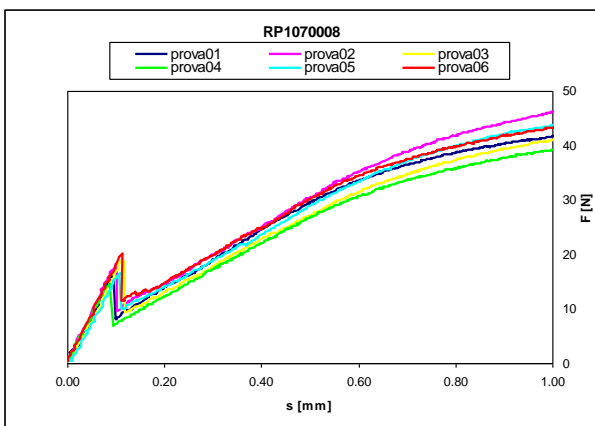
NOTA: dati prova02 non affidabili causa errore macchina di prova



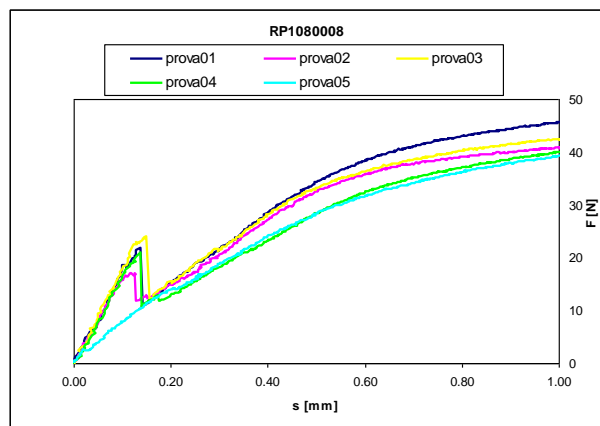
CURVA DI FLESSIONE RP105



CURVA DI FLESSIONE RP106

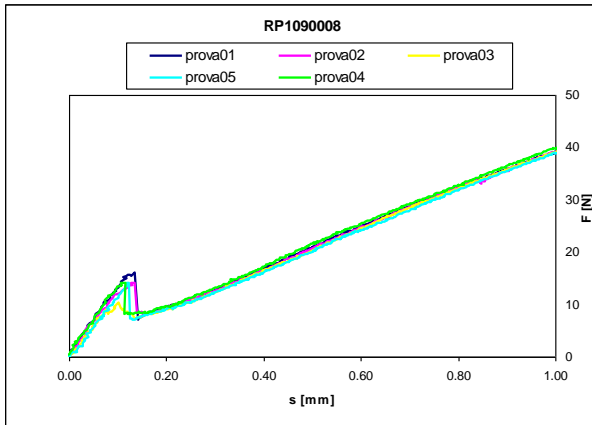


CURVA DI FLESSIONE RP107

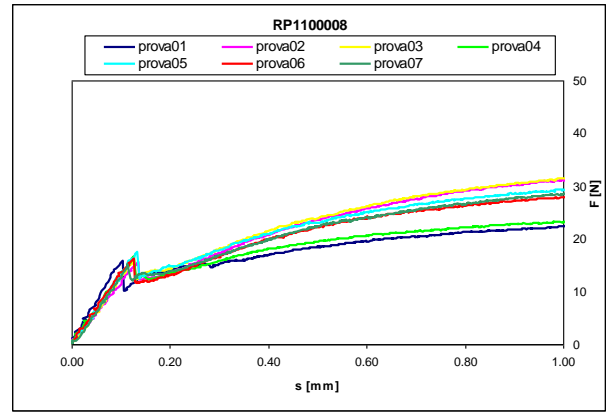


CURVA DI FLESSIONE RP108

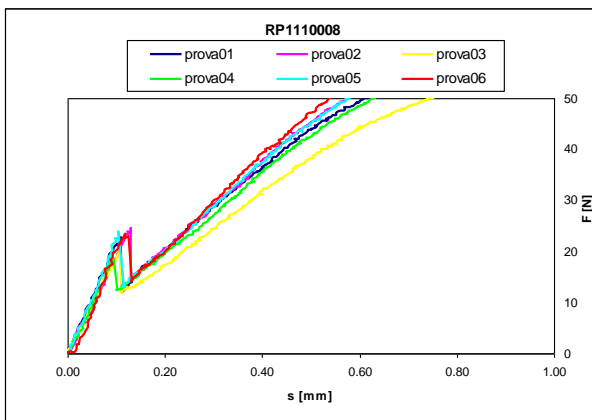
NOTA: dati prova05 non affidabili causa errore macchina di prova



CURVA DI FLESSIONE RP109



CURVA DI FLESSIONE RP110



CURVA DI FLESSIONE RP111

APPENDICE IX. PROTOCOLLO DI PREPARAZIONE DI PROVINI IN MATERIALE METALLICO PER PROVE PER LA VERIFICA DELLA SALDATURA

PROCEDURA

SCOPO

Proporre una procedura per la realizzazione di sottostrutture in materiale metallico sottoposte al processo di saldatura, da utilizzare per la caratterizzazione meccanica, dei materiali metallici normalmente utilizzati per la realizzazione di protesi fisse in metallo-ceramica.

PREMESSA

Si propone per i provini la geometria riportata in Allegato B. Il provino è un monoblocco ottenuto tramite il procedimento di fusione a cera persa. Successivamente viene tagliato e saldato secondo le normali procedure di laboratorio. Il provino è utilizzato sia per la verifica a resistenza statica della saldatura che per la verifica a fatica.

RIFERIMENTI

ISO 9333:2006	- Brazing materials;
UNI EN ISO 22674:2006	- Materiali metallici per restaurazioni fisse e amovibili e le apparecchiature;
UNI EN ISO 9693:2001	- Sistemi per restaurazioni dentali di metallo-ceramica

ESAMI E CONTROLLI PRELIMINARI

CONTROLLO QUANTITATIVO DEI CAMPIONI IN CERA

Verificare il numero dei campioni in cera ricevuti e lo stato di integrità degli stessi. La forma e le dimensioni dei campioni in cera devono essere in accordo con quelle riportate in "Allegato B".

CONTROLLO VISIVO DEI CAMPIONI IN CERA

Verificare visivamente lo stato delle superfici dei campioni. La cera deve essere uniforme e visivamente priva di materiali estranei in superficie, non devono essere presenti ammaccature, segni evidenti di usura, rigature e quant'altro possa influire sulla riuscita della fusione.

In caso di esito negativo dei controlli preliminari contattare il referente.

VERIFICA MATERIALE DENTALE

Il *materiali dentali* impiegati per la realizzazione del provino devono rappresentare la produzione dell'azienda in termini di numerosità di protesi prodotte. Pertanto sono scelti a discrezione dell'azienda. Verificare la presenza di informazioni dettagliate relative all'identificazione e alle proprietà dei materiali impiegati ed ai relativi processi di utilizzo.

In caso di esito negativo dei controlli preliminari contattare il referente.

REALIZZAZIONE DELLE FUSIONI

Realizzare il provino tramite il procedimento di fusione a cera persa.

APPLICAZIONE DEI PERNI DI COLATA SUL CAMPIONE IN CERA

Applicare i perni di colata al campione in cera fornito seguendo accuratamente i principi che governano il procedimento di fusione a cera persa.

MESSA IN RIVESTIMENTO

Il campione in cera deve essere messo in rivestimento subito dopo il suo completamento. Utilizzare un materiale da rivestimento adatto al materiale metallico che verrà fuso. Effettuare la messa in rivestimento, l'indurimento del materiale da rivestimento ed il preriscaldamento della forma refrattaria secondo i procedimenti più idonei, in accordo con le specifiche istruzioni dei fornitori.

FUSIONE E COLATA DEL MATERIALE METALLICO

Eseguire la fusione, la colata ed il raffreddamento del materiale metallico secondo le informazioni fornite dal produttore e su idonee esperienze acquisite in laboratorio in modo da garantire l'ottenimento di getti precisi ed esenti da difetti che possano comprometterne la funzionalità.

SEPARAZIONE DEL PROVINO DAL CANALE DI COLATA

Fratturare il rivestimento ed estrarre il pezzo colato. Separare attentamente i provini dal canale di colata, rimuovere eventuali bave che si sono formate durante il processo.

TRATTAMENTI TERMICI

Eseguire il trattamento termico della fusione realizzata, solo se specificato nelle procedure standard di laboratorio.

In tal caso eseguire il trattamento termico della fusione in accordo con le specifiche procedure di laboratorio. Se le procedure prevedono il trattamento termico senza specificare i parametri critici di processo (temperatura, atmosfera, tempo di mantenimento, etc.), preriscaldare il forno e lasciare all'interno il provino per 15 minuti all'atmosfera raccomandata per il materiale metallico utilizzato ed alla più alta temperatura consentita, rispettando i valori raccomandati per la ceramica prevista per il materiale metallico.

VERIFICHE IMMEDIATE

Eseguire un controllo visivo di ciascun provino evidenziando eventuali difetti superficiali (fenditure, soffiature, cricche, impurità superficiali, etc.) e/o difetti geometrici (distorsioni, etc.). realizzare nuovamente il provino nel caso siano presenti difetti e porosità evidenti.

REALIZZAZIONE DELLA SALDATURA

Tagliare il provino ortogonale all'asse in corrispondenza della mezzeria. Rettificare le superfici di taglio rendendole piane. Allineare e supportare le due parti della fusione separandole con un gap di 0,1-0,2 mm e saldare le parti utilizzando il materiale corretto e seguendo le istruzioni del fornitore. Eseguire il trattamento termico sulla saldatura, solo se specificato nelle procedure standard di laboratorio. In tal caso eseguire il trattamento termico della fusione in accordo con le specifiche procedure di laboratorio.

Dopo la saldatura il diametro del provino deve essere $3\pm 0,1\text{mm}$

OPERAZIONI CONCLUSIVE E NOTE

Verificare di aver compilato completamente tutti i moduli riportati negli allegati.

AZIONI CONSEGUENTI

Provvedere al confezionamento del provino avendo cura che durante la fase di confezionamento non venga in contatto con sostanze che possano causarne l'ossidazione. Inviare il provino al referente (DAUR).

ALLEGATI

- Allegato A – Sequenza delle azioni da intraprendere;
- Allegato B – Caratteristiche geometriche campione in cera;
- Allegato C – Modulo 1: Materiali dentali utilizzati;
- Allegato C – Modulo 2: Processi produttivi;
- Allegato C – Modulo 3: Caratteristiche del lotto ed etichettatura.

Allegato A SEQUENZA DELLE AZIONI DA INTRAPRENDERE
--

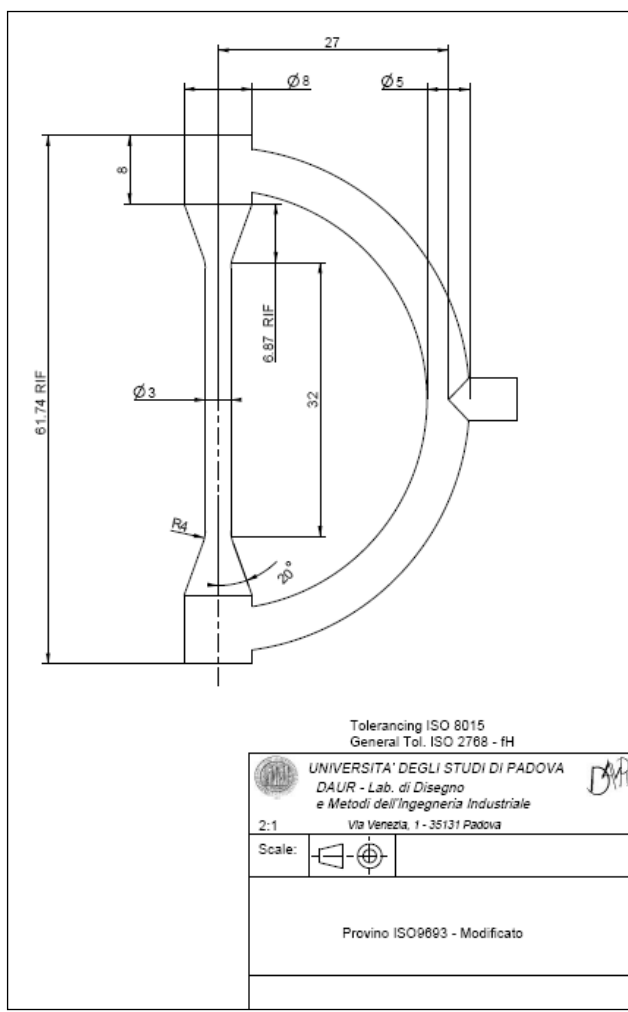
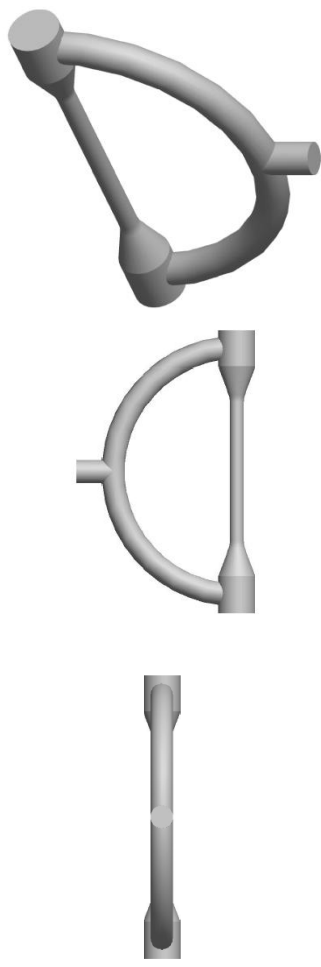
Oggetto: realizzazione di sottostrutture in materiale metallico sottoposte al processo di saldatura, da utilizzare per la caratterizzazione meccanica, mediante prova a fatica, dei materiali metallici normalmente utilizzati per la realizzazione di protesi fisse in metallo-ceramica. Il seguente schema propone una sequenza di azioni che il costruttore intraprende per la realizzazione dei provini in materiale metallico, dal momento del ricevimento del campione in cera al momento della spedizione dei provini in metallo. Documento di riferimento "Protocollo di preparazione di sottostrutture in materiale metallico per prova a fatica".

SEQUENZA DELLE AZIONI DA INTRAPRENDERE		
DESCRIZIONE	ESEGUIITO?	
Azioni preliminari		
Controllo visivo del materiale fornito	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Notificare al referente la ricezione dei campioni in cera	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Scelta dei materiali dentali da utilizzare	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica del materiale metallico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica del materiale da rivestimento	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica del materiale di apporto della saldatura	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Realizzazione della fusione in cera persa		
Applicazione dei perni di colata	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Messa in rivestimento	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche del materiale da rivestimento (Modulo 1 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Fusione e colata del materiale metallico	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche del materiale metallico (Modulo 1 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare i parametri critici di lavorazione durante la fase di fusione e colata (Modulo 2 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO

Separazione del provino dal canale di colata e rimozione delle bave	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Trattamenti termici sul provino	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare i parametri critici di lavorazione per i trattamenti termici (Modulo 2 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO

Realizzazione della saldatura		
Tagliare il provino in corrispondenza della fine del raccordo	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Rendere piane le superfici di taglio	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Eseguire la saldatura delle due parti	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare le caratteristiche del materiale di apporto di saldatura (Modulo 1 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare i parametri critici del processo di saldatura (Modulo 2 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Trattamenti termici sul provino	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Annotare i parametri critici di lavorazione per i trattamenti termici (Modulo 2 – Allegato C)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica dimensionale del provino	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Azioni conclusive		
Etichettatura dei provini mediante pennarello indelebile	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Controllo visivo dei provini	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Confezionamento dei provini	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Verifica della compilazione dell'Allegato A e Allegato C	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
Consegna dei provini al referente (DAUR)	<input type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO

Allegato B
CARATTERISTICHE GEOMETRICHE DEL CAMPIONE IN CERA



Allegato C - Modulo 1
MATERIALI DENTALI UTILIZZATI

Oggetto: realizzazione di sottostrutture in materiale metallico sottoposte al processo di saldatura, da utilizzare per la caratterizzazione meccanica, mediante prova a fatica, dei materiali metallici normalmente utilizzati per la realizzazione di protesi fisse in metallo-ceramica. Il seguente schema riassume le caratteristiche dei materiali dentali utilizzati per la realizzazione dei provini metallici.

CARATTERISTICHE MATERIALE da RIVESTIMENTO

Tipo di rivestimento _____ Fornitore _____

Proprietà fisiche materiale da rivestimento

Rapporto liquido/polvere [volume/massa]		Espansione lineare di presa %	
Espansione termica lineare %		Resistenza a compressione [MPa]	
Tempo di presa [s]			
Altre proprietà			

CARATTERISTICHE MATERIALE METALLICO

Tipo _____ Fornitore _____

Composizione chimica

Oro Au (%)	Platino Pt (%)	Palladio Pd (%)	Argento Ag (%)	Ferro Fe (%)	Cromo Cr (%)	Cobalto Co (%)	Nichel Ni (%)	Molibdeno Mo (%)	Manganese Mn (%)	Silicio Si (%)	Gallio Ga (%)
Altri elementi:											

Caratteristiche meccaniche dichiarate

Carico unitario di scostamento dalla proporzionalità R_{p0,2} [MPa]	Carico unitario di rottura R_m [MPa]	Modulo elastico E [GPa]	Allungamento percentuale dopo rottura A %
¹² Altre caratteristiche			

CARATTERISTICHE MATERIALE di SALDATURA

Tipo _____ Fornitore _____

Composizione chimica											
Oro Au (%)	Platino Pt (%)	Palladio Pd (%)	Argento Ag (%)	Ferro Fe (%)	Cromo Cr (%)	Cobalto Co (%)	Nichel Ni (%)	Molibdeno Mo (%)	Manganese Mn (%)	Silicio Si (%)	Gallio Ga (%)
Altri elementi:											

Proprietà fisiche materiale di saldatura			
Intervallo di fusione	[°C]	Flow temperature	[°C]
Altre proprietà			

**Allegato C - Modulo 2
PROCESSI PRODUTTIVI**

Oggetto: realizzazione di sottostrutture in materiale metallico sottoposte al processo di saldatura, da utilizzare per la caratterizzazione meccanica, mediante prova a fatica, dei materiali metallici normalmente utilizzati per la realizzazione di protesi fisse in metallo-ceramica. Il seguente schema riassume le principali caratteristiche del processo utilizzato per la realizzazione del provino.

Parte 1: FUSIONE E COLATA	
Tipo di fusione	
<input type="checkbox"/> Colata con crogiolo	<input type="checkbox"/> Colata per centrifugazione
	Velocità di rotazione [rad/s]
	Lunghezza del braccio [mm]
<input type="checkbox"/> Altra tipologia di colata	
Principali Caratteristiche del processo	
Temperatura di fusione del materiale metallico [°C]	
Tempo di raffreddamento	
Altre note di processo	

Parte 2: TRATTAMENTI TERMICI SULLA FUSIONE

Principali Caratteristiche del processo
--

Temperatura massima [°C]	
--------------------------	--

Tempo di mantenimento [min]	
-----------------------------	--

Tipo di atmosfera	
-------------------	--

Altre note di processo

Parte 3: SALDATURA

Tipo di processo impiegato:

Principali Caratteristiche del processo
--

Temperatura di fusione del materiale metallico [°C]	
---	--

Tempo di raffreddamento	
-------------------------	--

Altre note di processo

Parte 4: TRATTAMENTI TERMICI SULLA SALDATURA

Principali Caratteristiche del processo
--

Temperatura massima [°C]	
--------------------------	--

Tempo di mantenimento [min]	
-----------------------------	--

Tipo di atmosfera	
-------------------	--

Altre note di processo

APPENDICE X. RISULTATI DELLE PROVE STATICHE DI TRAZIONE PER LA CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI GIUNTI SALDATI

SCOPO

Sintetizzare i risultati della campagna sperimentale di caratterizzazione meccanica di provini in materiale metallico, coinvolti nel processo di saldatura.

PREMESSA

La norma tecnica di riferimento per la caratterizzazione delle proprietà meccaniche dei giunti saldati per la realizzazioni di restauri dentali è la ISO 9333 del 2006. Tale norma stabilisce i requisiti minimi a rottura dei giunti saldati. I provini testati sono ottenuti tramite il procedimento di fusione a cera persa o per fusione laser selettiva (SLM). Per ciascun materiale metallico testato è stato determinato seguente il carico unitario di rottura (R_m).

RIFERIMENTI

UNI EN ISO 9333:2006 - brazing materials;

SEDE DELLE PROVE

Laboratorio di Disegno e Metodi dell'Ingegneria Industriale, Dipartimento di Architettura, Urbanistica e Rilevamento

CONDIZIONI DI PROVA

- macchina utilizzata:	Galdabini Sun2500
- cella di carico:	25kN
- software di controllo:	Sun GraphWork 2
- velocità di applicazione della deformazione:	1,5 mm/s

RISULTATI: RAPPORTI DI PROVA

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP201

Rapp. prova		RP201									
n° prova	01	02	03	04	05	06	07	08	09	Valore medio	
R_m [MPa]	53	259	457	101	272	81	404	177	414	246	

RISULTATI DELLE PROVE STATICHE SUI PROVINI DEL RP202

Rapp. prova		RP202				
n° prova	01	02	03	04	Valore medio	
R_m [MPa]	826	675	665	635	700	

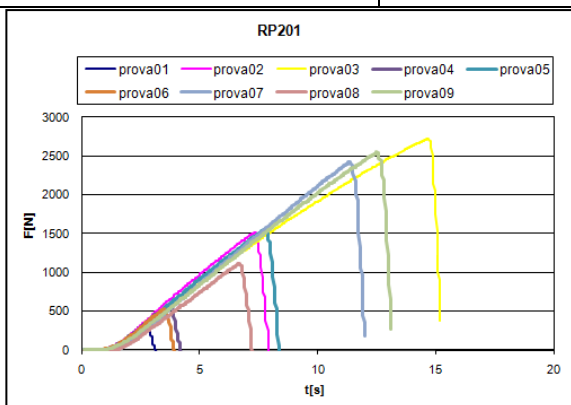


FIGURA 10.1 CURVE DI TRAZIONE RP201

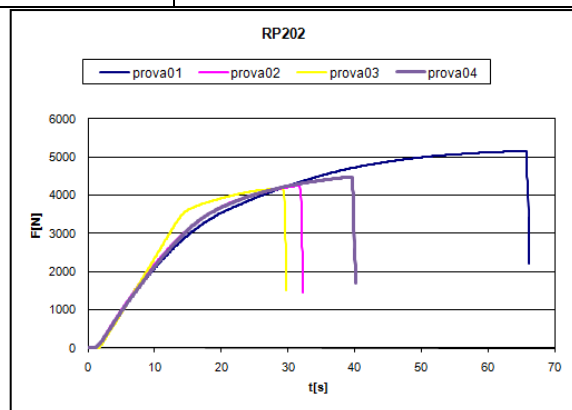
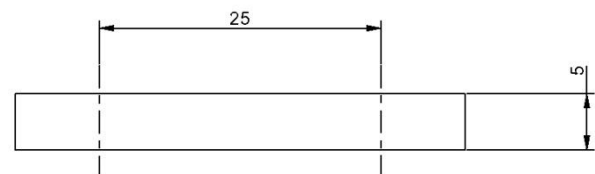
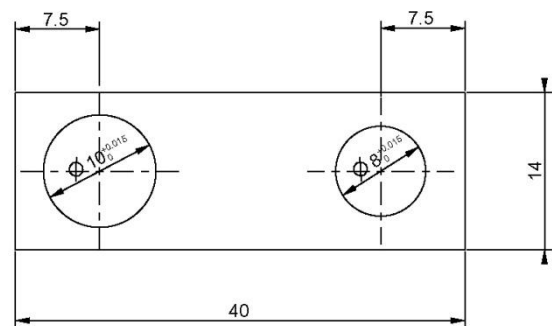
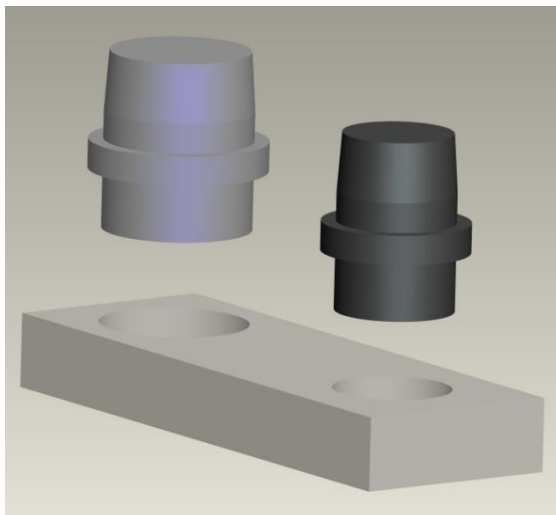
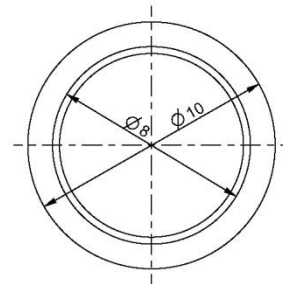
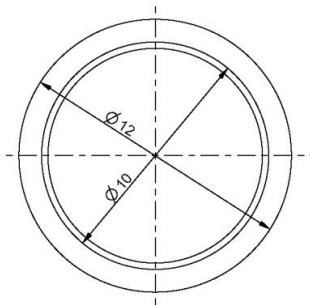
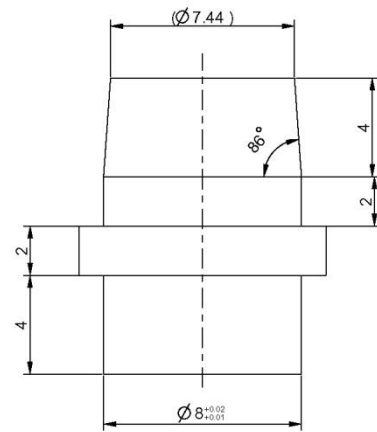
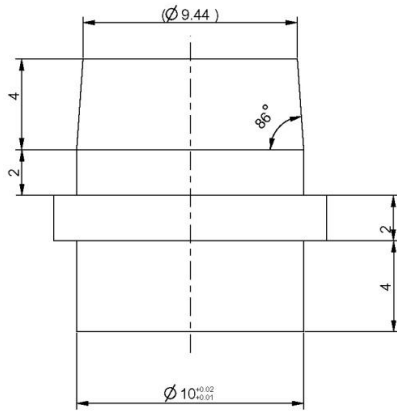


FIGURA 10.2 CURVE DI TRAZIONE RP202

NOTA: prova01 rottura non in corrispondenza della saldatura

APPENDICE XI. DISEGNI COSTRUTTIVI DEI MONCONI PER PROVE DI CARATTERIZZAZIONE GEOMETRICA



APPENDICE XII. VERIFICA DELL'ACCURATEZZA DELLO SCANNER DENTALE

Si riportano nel seguito i dati relativi ai risultati delle misure del campione di riferimento, realizzato al fine di verificare l'accuratezza degli strumenti di acquisizione.

VALORI DI RIFERIMENTO

Valori di riferimento						
Numero Sfera	numero punti	Raggio [mm]	deviazione standard	Posizione		
				X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1		2.999	0.011	25.025	40.095	0
2		4.993	0.006	49.329	0	0
3		4.989	0.004	0	0	0
4		3.001	0.004	13.549	35.698	-0.285
5		3.997	0.004	5.387	25.494	0.368
6		3.991	0.011	0.932	13.450	-0.321
7		2.999	0.003	36.504	35.349	-0.389
8		3.996	0.004	44.062	25.297	0.389
9		3.994	0.006	48.108	13.087	-0.342

PRIMA ACQUISIZIONE

Prima acquisizione						
Numero Sfera	numero punti	Raggio [mm]	deviazione standard	Posizione		
				X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	2736	3.011	0.014	25.055	39.909	0
2	6402	5.002	0.019	49.125	0	0
3	6338	5.000	0.029	0	0	0
4	1813	3.024	0.017	13.605	35.573	-0.282
5	2111	4.020	0.019	5.502	25.385	0.359
6	4571	4.019	0.021	1.002	13.395	-0.322
7	2329	3.014	0.015	36.495	35.183	-0.398
8	4762	4.021	0.019	43.914	25.218	0.382
9	4830	4.009	0.016	47.924	1.052	-0.331

SECONDA ACQUISIZIONE

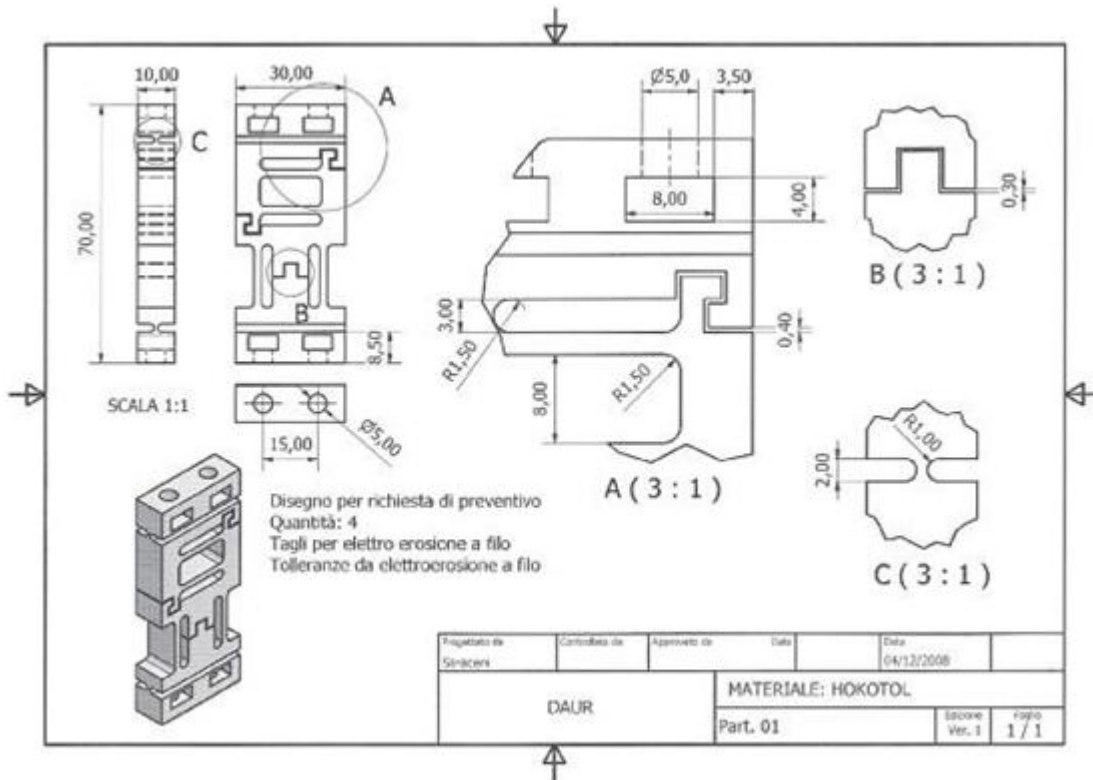
Seconda acquisizione						
Numero Sfera	numero punti	Raggio [mm]	deviazione standard	Posizione		
				X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	2496	3.016	0.016	24.943	39.859	0
2	7130	5.009	0.022	49.088	0	0
3	5171	4.981	0.029	0	0	0
4	2128	3.010	0.014	13.527	35.447	-0.304
5	3877	4.036	0.018	5.432	25.409	0.357
6	4168	4.006	0.017	0.969	13.405	-0.337
7	2208	3.015	0.017	36.403	35.180	-0.401
8	4448	4.013	0.029	43.897	25.227	0.387
9	4710	4.002	0.016	47.906	13.066	-0.345

TERZA ACQUISIZIONE

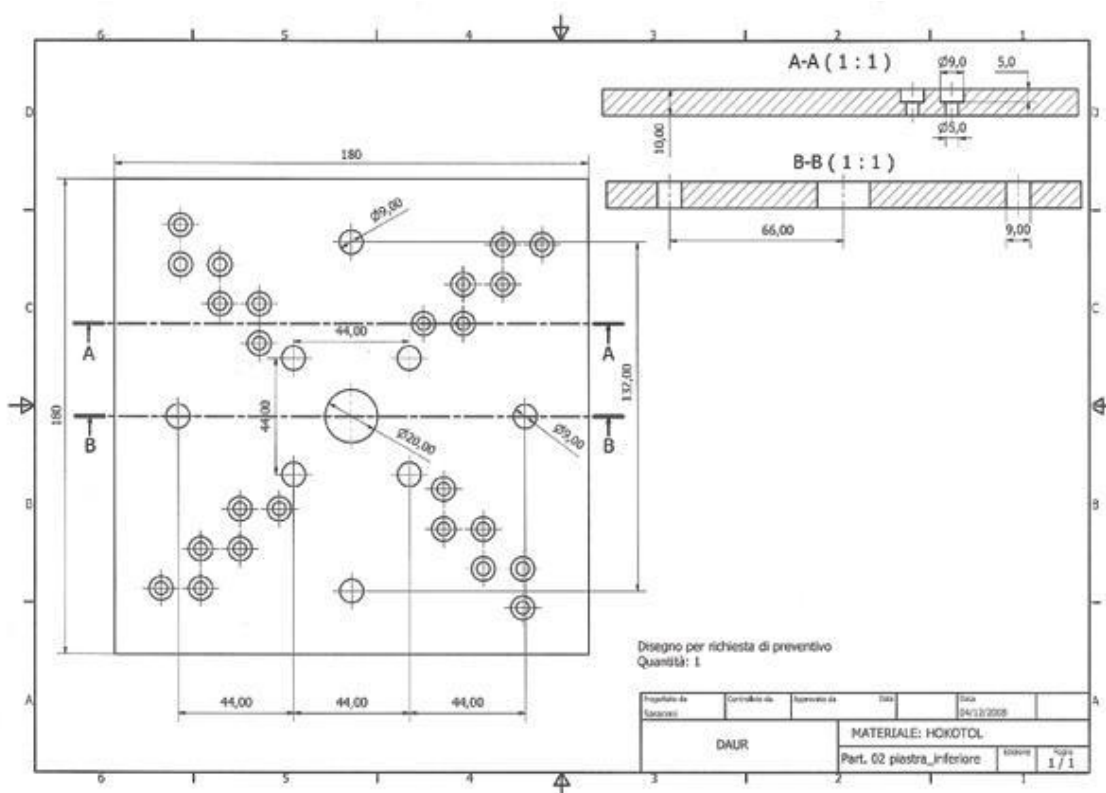
Terza acquisizione						
Numero Sfera	numero punti	Raggio [mm]	deviazione standard	Posizione		
				X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	2724	3.006	0.015	25.067	39.914	0
2	7142	4.999	0.023	49.209	0	0
3	6239	5.013	0.024	0	0	0
4	1679	2.989	0.015	13.624	35.554	-0.268
5	4238	4.004	0.023	5.554	25.371	0.382
6	4548	4.007	0.016	10.024	13.395	-0.309
7	2281	3.017	0.014	36.518	35.209	-0.411
8	4405	4.038	0.023	44.049	25.232	0.345
9	4765	4.009	0.017	48.032	13.046	-0.348

APPENDICE XIII. DISEGNI PROGETTUALI DELLA CELLA DI CARICO

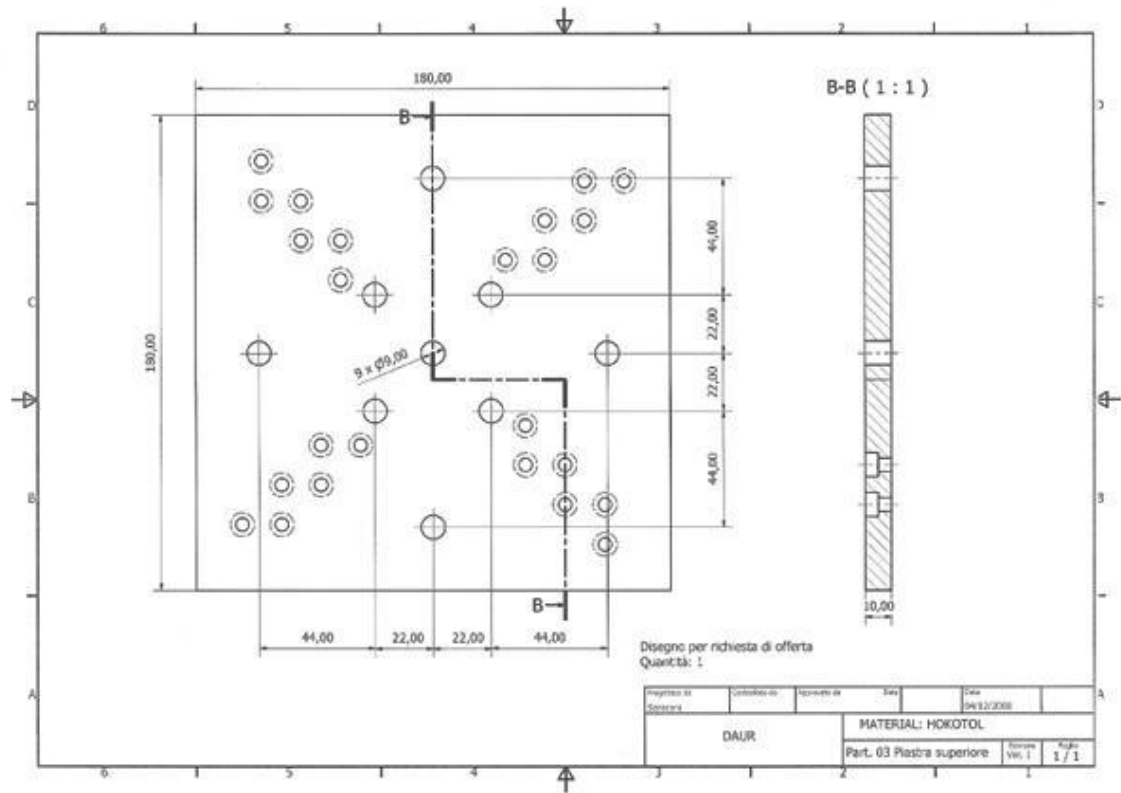
ELEMENTO SENSIBILE



PIASTRA INFERIORE



PIASTRA SUPERIORE

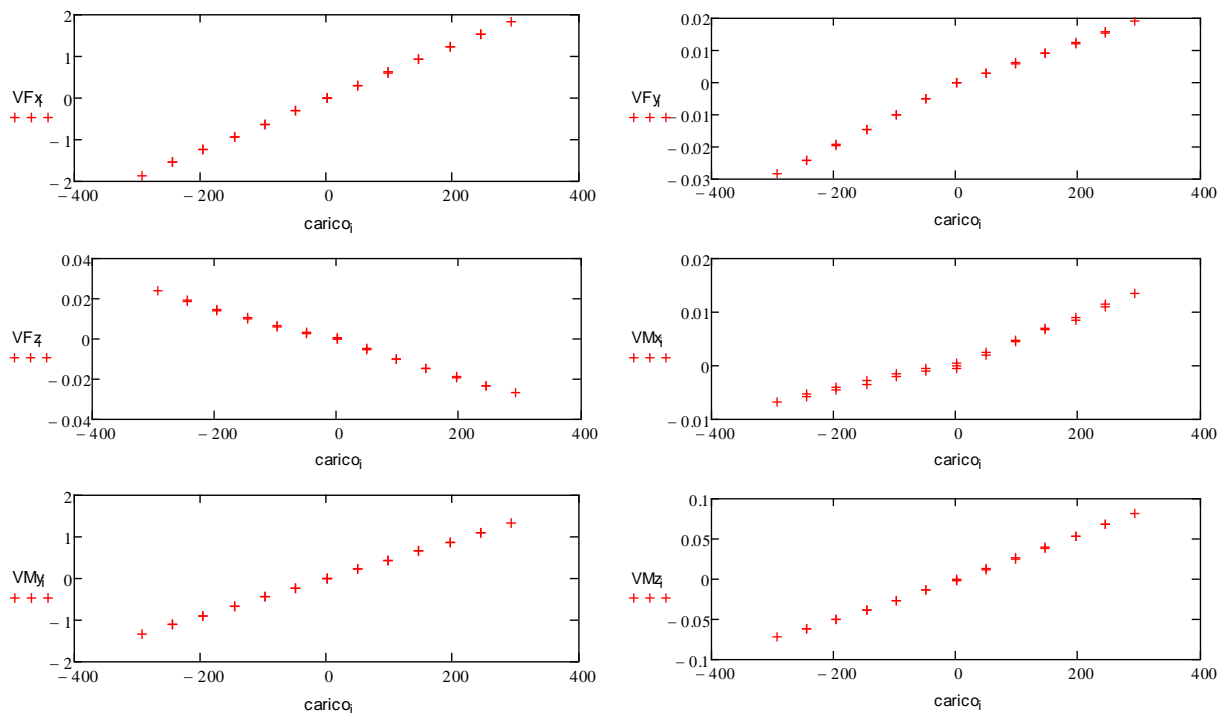


APPENDICE XIV. RISULTATI DELLA CALIBRAZIONE DELLA CELLA DI CARICO PER LE PROVE DI CARATTERIZZAZIONE FUNZIONALE

Vengono di seguito riportati i risultati dei rilevamenti effettuati per la calibrazione in termini di sbilanciamenti di tensione in funzione dei carichi applicati.

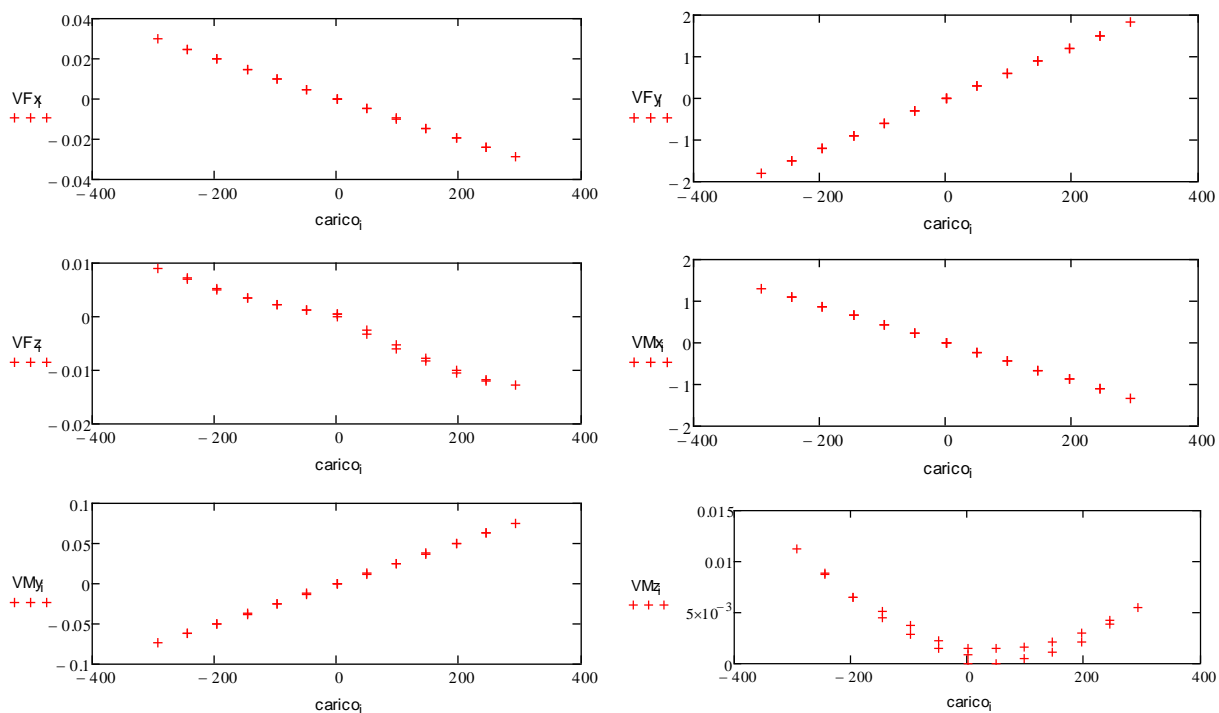
CALIBRAZIONE PER F_x

Sbilanciamenti V_{Fx} , V_{Fy} , V_{Fz} , VM_x , VM_y , VM_z espressi in mV/V. Carico F_x espresso in N.



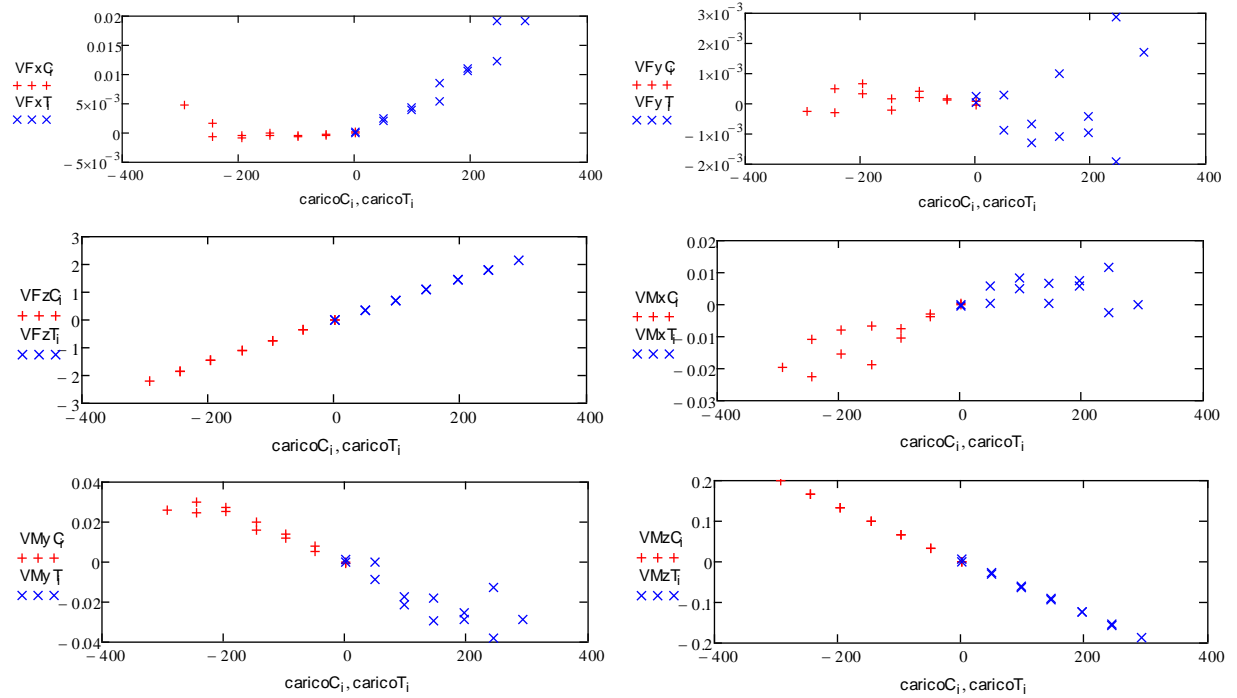
CALIBRAZIONE PER F_y

Sbilanciamenti V_{Fx} , V_{Fy} , V_{Fz} , VM_x , VM_y , VM_z espressi in mV/V. Carico F_y espresso in N.



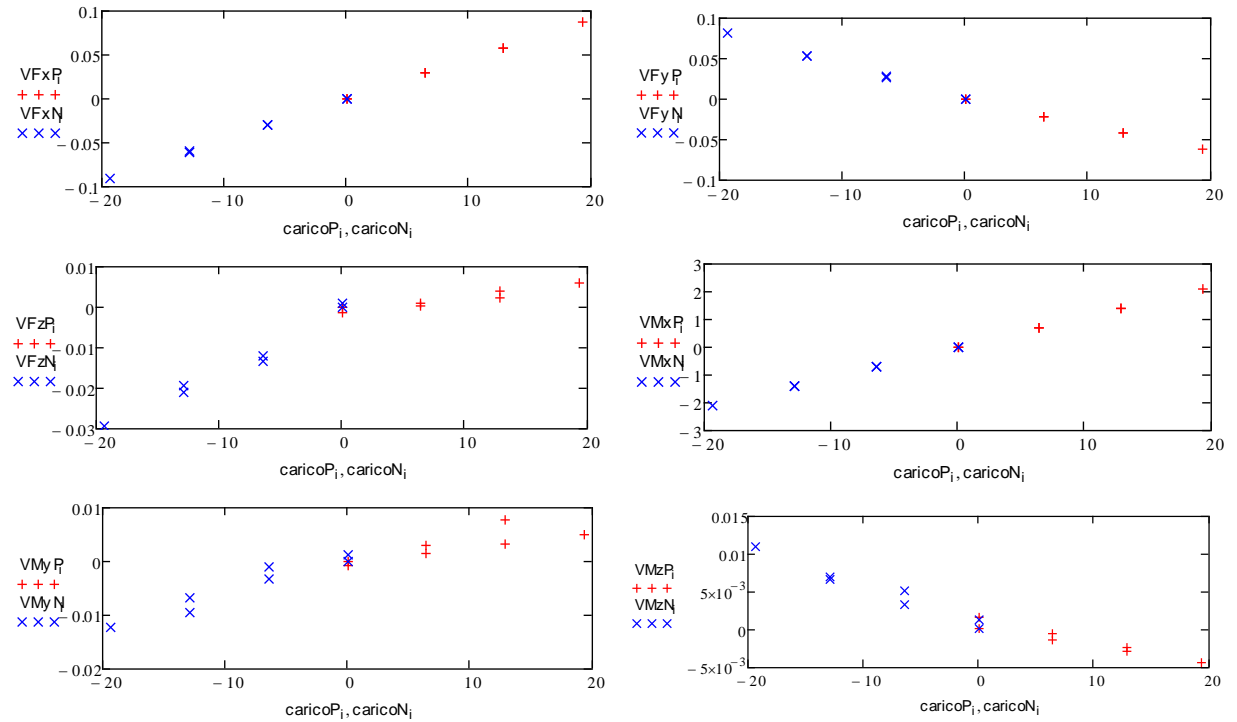
CALIBRAZIONE PER F_z

Sbilanciamenti V_Fx , V_Fy , V_Fz , V_Mx , V_My , V_Mz espressi in mV/V. Carico F_z espresso in N.
 "C": compressione ; "T": trazione.



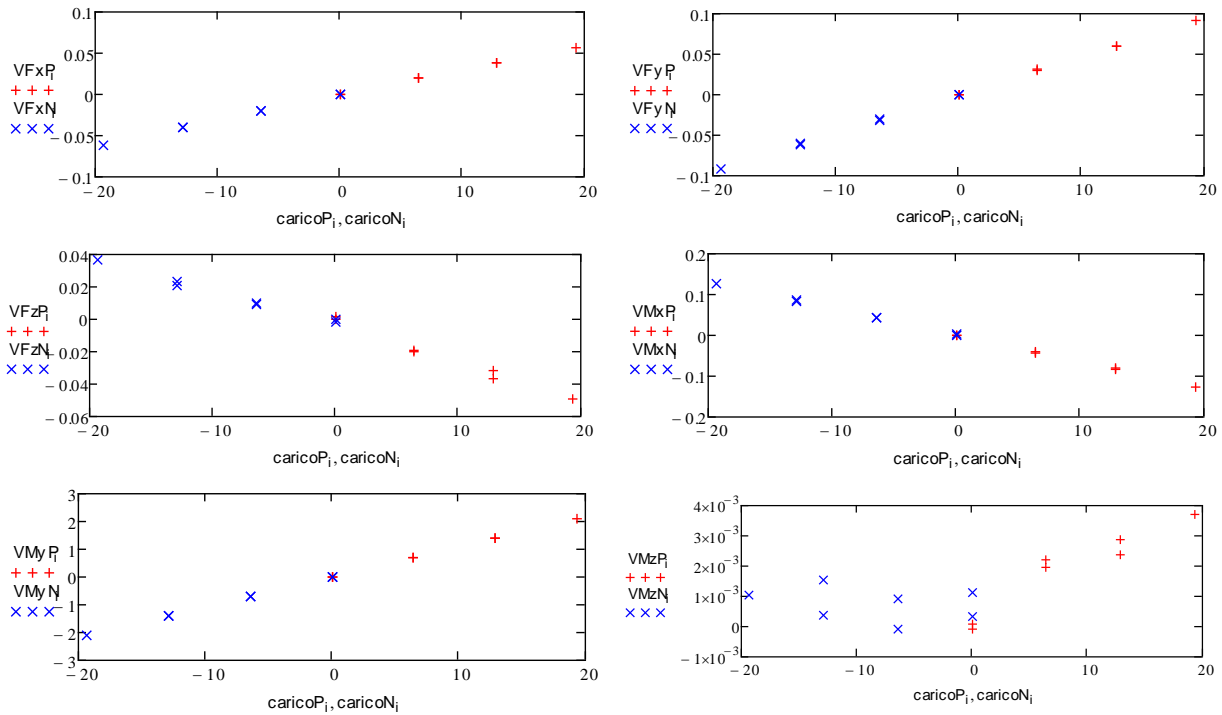
CALIBRAZIONE PER M_x

Sbilanciamenti V_Fx , V_Fy , V_Fz , V_Mx , V_My , V_Mz espressi in mV/V. Carico M_x espresso in Nm.
 "P": momento di sollecitazione positivo; "N": momento di sollecitazione negativo.



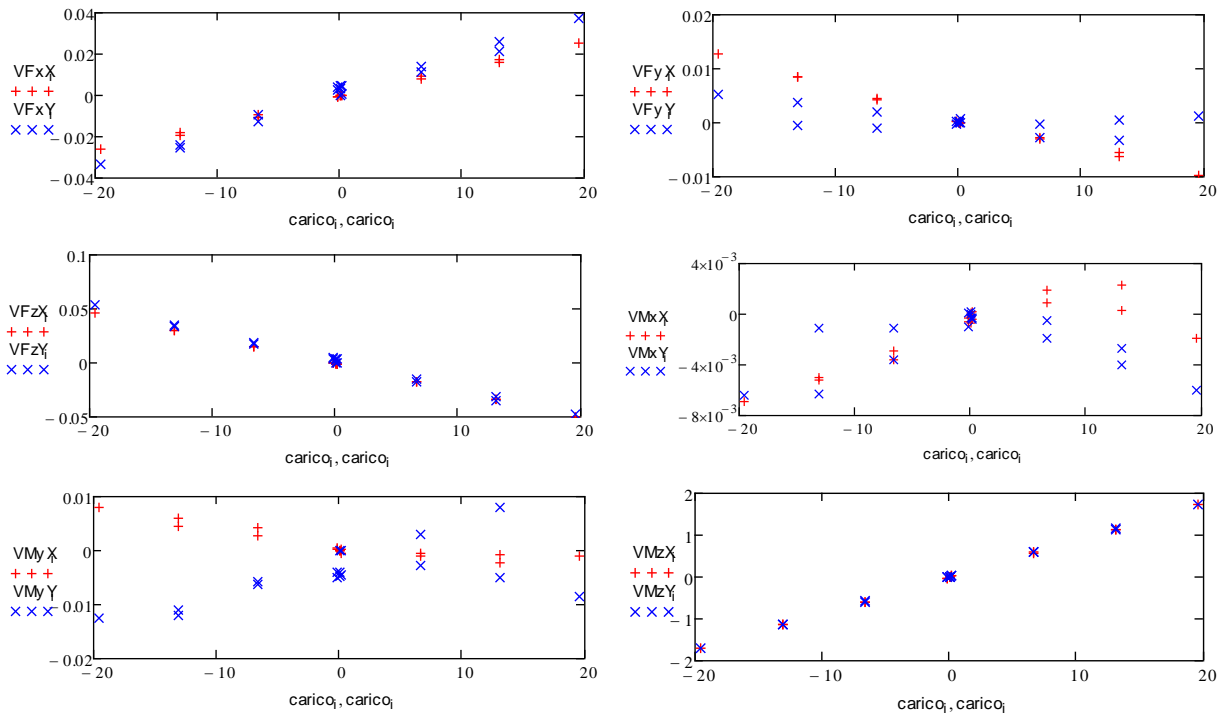
CALIBRAZIONE PER M_y

Sbilanciamenti V_Fx , V_Fy , V_Fz , VMx , VMy , VMz espressi in mV/V. Carico M_y espresso in Nm.
 "P": momento di sollecitazione positivo; "N": momento di sollecitazione negativo.



CALIBRAZIONE PER M_z

Sbilanciamenti V_Fx , V_Fy , V_Fz , VMx , VMy , VMz espressi in mV/V. Carico M_z espresso in Nm.
 "X": coppia di forze applicate in direzione x; "Y": coppia di forze applicate in direzione y



RINGRAZIAMENTI

Arrivati al termine di questo lavoro, i ringraziamenti, oltre un fatto dovuto diventano un piacere personale.

Un grazie alle persone con cui ho lavorato, all'ing. Roberto Meneghello, mio supervisore, per la disponibilità, l'ottimismo e la fiducia dimostrata; al prof. Gianmaria Concheri per la cortesia, l'assistenza e le dritte nei momenti di bisogno; ai colleghi Gianpaolo Savio, Angelisa Pizzol, Stefano Giovanzana, Mario Saraceni e agli ex-colleghi Daniele Comelli e Marco Melison per i momenti di ironia; a Daniele Burattin per l'amicizia; a Sandro Storelli per la professionalità; ai laboratori odontotecnici per l'impegno; a Renzo Tedeschi per la competenza e il supporto.

Un grazie alla mia famiglia, ai genitori Nives e Luigino, a mia sorella Chiara, a Marco e a Riccardo per l'incoraggiamento, il supporto, i consigli, ma soprattutto per la stima e l'orgoglio che mi dimostrano.

Ai miei amici, alla loro pazienza e voglia di fare...

A tutti quelli non nominati, che credono in me e che, per orgoglio personale, non riesco a ringraziare... sappiano che mancano in questo elenco, ma non nel mio cuore.