

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

DOTTORATO DI RICERCA IN

Scienze Chirurgiche

Ciclo XXX

Settore Concorsuale: 06/E3

Settore Scientifico Disciplinare: MED29

Realizzazione di protesi immediate di lunga durata nei pazienti con atrofia ossea del mascellare superiore tramite saldatura intra-orale a resistenza elettrica.

Presentata da: dr. Diego Nardi

Coordinatore Dottorato

Prof.ssa Annalisa Patrizi

Supervisore

Prof. Claudio Marchetti

Esame finale anno 2018

Indice
Abstract

<i>Abstract italiano</i>	1
<i>Abstract inglese</i>	2

1. Introduzione

1.1 <i>La riabilitazione implantare con protesi fissa nel paziente affetto da severa atrofia ossea del mascellare superiore</i>	3
1.2 <i>L'impianto zigomatico</i>	3
1.3 <i>L'impianto pterigoideo</i>	4
1.4 <i>Riabilitazione fissa immediata del mascellare superiore a supporto implantare su fixtures fortemente inclinate: problematiche protesiche</i> .	4
1.5 <i>Bibliografia</i>	5

2. La tecnica di saldatura intra-orale per resistenza elettrica

2.1 <i>Cenni storici</i>	7
2.2 <i>Procedura di saldatura e realizzazione della componente protesica</i>	8
2.3 <i>Vantaggi e limiti della tecnica SIRE</i>	9
2.4 <i>Impiego della tecnica SIRE nella riabilitazione immediata del mascellare superiore su fixtures fortemente inclinate</i>	10
2.4.1 <i>Impiego della tecnica SIRE nella riabilitazione immediata del mascellare superiore su impianti pterigoidei</i>	10
2.3.2 <i>Impiego della tecnica SIRE nella riabilitazione immediata del mascellare superiore su impianti zigomatici</i>	12
2.5 <i>Bibliografia</i>	13

3. Protocollo di ricerca e studi svolti

3.1 <i>Obiettivo dello studio</i>	15
3.2 <i>Caratterizzazione micro strutturale delle superfici saldate mediante la tecnica SIRE attraverso microindentazione e microscopia elettronica a scansione</i>	15
3.3 <i>Resistenza alla fatica dei giunti saldati realizzati con la tecnica di saldatura intra-orale e la tecnica di saldatura laser</i>	20
3.4 <i>Caratterizzazione micro strutturale delle superfici fratturate durante i test di resistenza alla fatica dei giunti saldati realizzati con la tecnica di saldatura intra-orale e la tecnica di saldatura laser</i>	21

3.5	<i>Test di trazione dei monconi conometrici per saldatura intra-orale</i>	23
3.6	<i>Test di citotossicità dei giunti fabbricati impiegando la tecnica SIRE...</i>	24
3.7	<i>Bibliografia.....</i>	25

4. Discussione e conclusioni

4.1	<i>Mantenimento a lungo termine delle protesi SIRE nei pazienti con severa atrofia mascellare: l'ipotesi "Durable".....</i>	27
4.2	<i>Conclusioni</i>	28
4.3	<i>Bibliografia</i>	29

Ringraziamenti

	<i>Ringraziamenti</i>	30
--	-----------------------------	----

Abstract.

La tecnica di saldatura intraorale per resistenza elettrica (SIRE) può essere impiegata per creare protesi provvisorie immediate in casi di pazienti affetti da severa atrofia ossea del mascellare superiore. Queste protesi rinforzate in titanio sono ad oggi considerate provvisorie a causa dell'intrinseca differenza nel processo di fabbricazione con gli attuali protocolli di riferimento, ovvero le strutture in titanio fresato o in metallo fuso. Scopo di questo studio è verificare la possibilità di trasformare le protesi create impiegando la tecnica SIRE in protesi definitive, al fine di migliorare la qualità di vita del paziente e ridurre i costi complessivi della terapia. Il protocollo di ricerca si è articolato sulle seguenti analisi in vitro: caratterizzazione micro strutturale delle superfici saldate mediante la tecnica SIRE attraverso microindentazione e microscopia elettronica a scansione; resistenza alla fatica dei giunti saldati realizzati con la tecnica di saldatura intra-orale e la tecnica di saldatura laser; caratterizzazione micro strutturale delle superfici fratturate durante i test di resistenza alla fatica dei giunti saldati realizzati con la tecnica di saldatura intra-orale e la tecnica di saldatura laser; test di trazione dei monconi conometrici per saldatura intra-orale; test di citotossicità dei giunti fabbricati impiegando la tecnica SIRE. Nei limiti di uno studio in vitro, questo ciclo di esperimenti ha dimostrato quanto segue: 1) la procedura di saldatura non deforma in maniera clinicamente apprezzabile i monconi; 2) l'aumento di temperatura è limitato a poche centinaia di micron dal punto di saldatura; 3) il calore generato durante il processo non ha causato il distacco di gocce di materiale fuso, 4) il giunto creato con la tecnica di saldatura intraorale è in grado di sostenere carichi masticatori compresi tra 120 N e 140 N per $5 \cdot 10^6$ di cicli pari a 10 anni di impiego nella vita reale; 5) l'impiego di monconi di saldatura conometrici garantisce una ritenzione pari o superiore alla cementazione; 6) la procedura di saldatura non altera la biocompatibilità del titanio commercialmente puro di grado 2. Le protesi realizzate impiegando la tecnica di saldatura intraorale per resistenza elettrica, nonostante l'intrinseca differenza con i manufatti creati per fusione o fresaggio, possono essere considerate nella pianificazione di una protesi definitiva in un paziente affetto da atrofia ossea del mascellare superiore. Uno studio clinico *in vivo* sarà necessario per confermare questa conclusione.

Abstract.

The electric resistance welding approach can be used to create an immediate metal-reinforced provisional prosthesis in cases of severe maxillary resection of soft and hard tissues and in severely atrophic cases. Those prosthesis are considered temporaries due to their intrinsic differences with titanium milled or gold-alloy fused restorations, today's gold standard. The aim of the research was to determine whether the prosthesis made using the electric resistance approach could be improved as to achieve the status of final restorations in order to reduce the cost of the whole treatment charged to the national health system and improve the life quality of the resected patients. The research campaign comprised of the following in-vitro studies: a microstructural characterization and hardness properties of electric resistance welding titanium joints, a fatigue test of titanium-bar joints made with the laser and the electric resistance welding techniques, a pull-out retention test of conical welding caps and a cytotoxicity test of the titanium joints made using the electric resistance welding technique. Within its limitations, this study campaign demonstrated the following: 1) the electric resistance welding did not induced appreciable modifications in the geometry of the abutments; 2) the temperature increase was only limited to few hundreds of microns from the joint, while it was negligible in the rest of the material, 3) the heat generated during welding process caused no detachment of any molten metal drop; 4) the joint made using the electric resistance welding technique was able to withstand fatigue forces are equal or superior to the standard values used as reference, ranging between 120 N and 140 N for $5 \cdot 10^6$ cycles; 5) the welding caps provide a reliable connection between the abutment and a fixed prosthesis without the use of any cement; 6) the welding procedure did not jeopardized the biocompatibility of commercially pure grade 2. The prosthesis made using the electric resistance welding approach, despite the intrinsic difference with titanium milled or gold-alloy fused restorations, could be planned as a final restoration in a patient affected by severe atrophy of the maxilla. A clinical study is needed to confirm this statement.

1. Introduzione.

1.1 La riabilitazione implantare con protesi fissa nel paziente affetto da severa atrofia ossea del mascellare superiore.

Il paziente odontoiatrico che presenti un'edentulia parziale o totale del mascellare superiore può essere riabilitato tramite l'impiego di impianti osteointegrati. L'impianto garantisce un supporto stabile su cui ancorare un manufatto protesico, removibile o fisso, che consenta di ripristinare la funzione masticatoria, la fonazione e l'estetica. La riabilitazione protesica fissa, ovvero non removibile se non dall'odontoiatra, viene generalmente favorita da parte del paziente, sia per motivazioni psicologiche che prettamente funzionali, dato il ridotto ingombro rispetto ad una protesi di tipo mobile e la possibilità di poter produrre forze di masticazione di ordine superiore. La predilezione da parte dei pazienti di una soluzione protesica fissa richiede l'inserzione di impianti in numero e posizione adeguati. Uno dei requisiti fondamentali per il posizionamento di un impianto dentale è la presenza di un congruo volume di tessuto osseo che consenta, ad integrazione dell'impianto avvenuta, di supportare correttamente i carichi masticatori trasmessi dalla protesi. La letteratura ha dimostrato come il posizionamento di impianti in osso ricostruito a seguito di procedure di rigenerazione possa risolvere favorevolmente casi di atrofia moderata e severa, sebbene l'inserzione di impianti in osso nativo sia da prediligere nell'ambito della pianificazione del caso. E' tuttavia possibile che si presentino casi nei quali il volume di osso residuo sia tale da rendere complessa, o quantomeno poco predicibile, una procedura di rigenerazione ossea. In caso di ampie resezioni a seguito di traumi o patologie neoplastiche, o anche di una più comune atrofia del processo alveolare causata da un'edentulia di lungo periodo, ottenere un valido ancoraggio tale da consentire la realizzazione di una protesi fissa richiede l'impiego di approcci chirurgici che si discostano dal normale protocollo di posizionamento di impianti di tipo standard.

1.2 L'impianto zigomatico

Nel 1988 il prof. P.I Brånemark ha presentato il concetto di impianto zigomatico come alternativa nella riabilitazione del mascellare superiore severamente atrofico. Il protocollo pubblicato prevedeva il confezionamento di un lembo a tutto spessore impiegando una incisione di Le Fort I modificata estesa bilateralmente dalla base del processo piriforme al di sotto del foro infraorbitario sino all'aspetto inferiore del corpo dello zigomatico. L'impianto era poi inserito in sede trans sinusale dopo una preparazione con frese dedicate. Al fine di ottenere una favorevole stabilizzazione della protesi era necessario ottenere una fissazione rigida della struttura che comprendesse tutta l'arcata dentaria, impiegando nei settori anteriori due impianti tradizionali non angolati ed escludendo, quindi, le riabilitazioni parziali. Il manufatto protesico finale risultava, però, sempre di difficile progettazione e realizzazione. Nonostante la presenza di una piattaforma angolata di 45° che consentiva di compensare almeno in parte il forte disparallelismo che naturalmente si veniva a creare tra le fixtures zigomatiche, l'emergenza di queste in posizione fortemente palatina rendeva ardua sia la presa di impronte che la successiva realizzazione di un manufatto protesico che garantisse un'adeguata distribuzione delle forze masticatorie e un congruo mantenimento igienico. Era presente inoltre un importante deficit fonetico causato dall'ingombro della componentistica in sede palatale. Negli anni seguenti diversi autori hanno comunque riportato buoni risultati di sopravvivenza impiantare di questa tecnica, seppur con valori inferiori a quelli pubblicati per gli impianti tradizionali. Al fine di ridurre l'invasività della tecnica Stella e Warner hanno proposto nel 2000 l'approccio "sinus slot" che

prevedeva l'impiego di una finestra direttamente nella midollare del mascellare superiore posizionata più distalmente rispetto al seno mascellare, in modo da guidare l'inserzione dell'apice impiantare direttamente nel processo mascellare dello zigomatico evitando la necessità di un rialzo di seno. Questo approccio, oltre a contenere l'estensione del lembo, favoriva anche la seguente riabilitazione protesica, in quanto era più facile ottenere una emergenza impiantare a livello della cresta alveolare. Impiegando questa tecnica nel 2006 sono stati presentati i primi casi di "funzione immediata" di impianti zigomatici. La protesi totale superiore dei pazienti trattati veniva convertita in un provvisorio fisso avvitato su due/quattro impianti standard nella premaxilla e due impianti zigomatici posizionati distalmente entro due ore dalla chirurgia. Gli autori presentavano inoltre ottimi risultati per questo approccio, riportando nessun fallimento impiantare, seppur con un follow-up breve di solo un anno. E' risultato evidente come la possibilità di poter consegnare al paziente chirurgico una protesi fissa, seppur provvisoria, in tempi estremamente ridotti, ne aumentasse considerevolmente compliance e qualità della vita. Di conseguenza, nel decennio seguente sono stati pubblicati numerosi articoli che proponevano, seppur con approcci differenti, il carico immediato di impianti zigomatici.

1.3 L'impianto pterigoideo

Nel 1989 Tulasne propose di sfruttare la densa corticale del processo piramidale dell'osso palatino e del processo pterigoideo dello sfenoide per ancorare impianti nei settori distali del mascellare superiore attraversando la spongiosa del tuber. Dato il considerevole spessore di queste corticali, variabile tra i 6 ed i 7mm, l'inserimento di un impianto angolato di circa 45° rispetto al piano oclusale otterrebbe, in linea teorica, uno stabile ancoraggio apicale pari ad almeno 8-9 mm. Rispetto all'approccio zigomatico, l'impiego di impianti pterigoidei garantisce un accesso chirurgico meno invasivo, generalmente ambulatoriale, associato a dati di successo variabili tra il 92% ed il 99%, seppur in assenza di una documentazione a lungo termine. E' inoltre possibile protesizzare più facilmente casi di edentulia monolaterale. Le complicanze più comuni associate a questa tecnica, come emorragia e trisma, si presentano di gestione meno complessa rispetto alla tecnica zigomatica. E' necessario ricordare tuttavia che l'invasione della fossa pterigoidea possa, in alcuni casi, comportare gravi sequele, sia post- chirurgiche che nel lungo periodo.

1.4 Riabilitazione fissa immediata del mascellare superiore a supporto impiantare su fixtures fortemente inclinate: problematiche protesiche.

Il termine dell'atto chirurgico di posizionamento impiantare non conclude l'iter terapeutico del paziente. E' necessario infatti provvedere alla riabilitazione protesica dell'edentulia, sia essa parziale o totale, attraverso la realizzazione di un manufatto protesico. L'intrinseca difficoltà nel posizionare impianti complessi nelle zone posteriori del mascellare atrofico, soprattutto in casi oncologici, esita in una chirurgia spesso non protesicamente guidata. Le emergenze delle piattaforme impiantari sono, quindi, maggiormente vincolate alla reale possibilità di inserzione dell'impianto stesso rispetto ad un favorevole posizionamento nei tre piani dello spazio che possa garantirne una agevole protesizzazione. Il rilievo delle impronte, prima fondamentale fase della riabilitazione protesica, risulta complicato dal forte disparallelismo che si viene a creare tra le diverse piattaforme impiantari. Sono presenti in commercio monconi e componentistica in grado di compensare divergenze di entità importante. Ciò nonostante le possibilità di una imprecisione nella riproduzione esatta della posizione delle piattaforme impiantari su queste strutture rimane elevata, soprattutto quando il progetto

terapeutico prevede la realizzazione di una protesi immediata, ovvero, consegnata al paziente il medesimo giorno dell'intervento. In questi casi, infatti, la presenza di un lembo sanguinante appena suturato, la ridotta compliance di un paziente sottoposto a sedazione farmacologica, l'affidamento sulla sola stabilità primaria degli impianti e l'oggettiva difficoltà di accesso al campo dato dalla peculiare anatomia dell'area trattata possono condizionare in maniera rilevante la precisione del manufatto protesico. È importante sottolineare come il medesimo problema si possa presentare anche nell'ambito della protesizzazione di impianti tradizionali fortemente inclinati. La realizzazione di un manufatto protesico immediato privo della necessaria passività e precisione nel contatto tra le piattaforme implantari ed i monconi di sostegno a seguito di una presa di impronte non precisa esita, nella quasi totalità dei casi, in un evento avverso. Laddove la tensione data da un accoppiamento impreciso venga scaricata maggiormente sulla componente protesica avremo un fallimento della stessa. Nei casi più favorevoli si avrà lo svitamento della vite protesica o la sua frattura all'interno del corpo impiantare, con conseguente mobilizzazione della protesi. Nei casi più sfavorevoli si giungerà al cedimento della struttura di sostegno della protesi ed alla conseguente frattura della stessa. Laddove invece la tensione data da un accoppiamento impreciso venga scaricata maggiormente sulla componente impiantare si avrà una progressiva perdita di osteointegrazione sino al fallimento dell'impianto stesso. Le conseguenze di questo fallimento impiantare sarebbero oltretutto amplificate nel caso si verificano su fixtures zigomatiche o pterigoidee, dato il coinvolgimento di strutture anatomiche sensibili e di difficile approccio.

1.5 Bibliografia

- Branemark P-I. *The Zygomatic Fixture: Clinical Procedures* (ed 1). Gothenburg, Sweden, Nobel Biocare AB, 1998.
- Malevez C, Daelemans P, Adriaenssens P, Durdu F. Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. *Periodontol* 2000 2003;33:82-89.
- Parel SM, Brånemark PI, Ohrnell LO, Svensson B. Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. *J Prosthet Dent* 2001;86:377-381.
- Brånemark PI, Gröndahl K, Ohrnell LO, et al. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38:70-85.
- Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomatic dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:889-893.
- Ferrara ED, Stella JP. Restoration of the edentulous maxilla: the case for the zygomatic implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;62:1418-1422.
- Bedrossian E, Rangert B, Stumpel L, Indresano T. Immediate function with the zygomatic implant: a graftless solution for the patient with mild to advanced atrophy of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:937-942.
- Dolz J, Silvestre FJ, Montero J. Changes in general and oral health-related quality of life in immediate or conventionally loaded dental implants: a nonrandomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:391-401.
- Tuminelli FJ, Walter LR, Neugarten J, Bedrossian E. Immediate loading of zygomatic implants: A systematic review of implant survival, prosthesis survival and potential complications. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10 Suppl 1:79-87.
- Tulasne JF: Implant treatment of missing posterior dentition . In Albrektsson T, Zarb GA (eds): *The Branemark Osseointegrated Implant*. Chicago, Quintessence, 1989, p. 103
- Tulasne JF: Osseointegrated fixtures in the pterygoid region . In Worthington P, Branemark PI (eds): *Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region*. Chicago, Quintessence, 1992, p.182.
- Bidra AS, Huynh-Ba G: Implants in the pterygoid region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011;40:773-781.

Graves SL: The pterygoid plate implant: a solution for restoring the posterior maxilla. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:512-523.

Curi MM, Cardoso CL, Ribeiro Kde C: Retrospective study of pterygoid implants in the atrophic posterior maxilla: implant and prosthesis survival rates up to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:378-383

Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ: A prospective study of immediate functional loading, following the Teeth in a Day protocol: a case series of 55 consecutive edentulous maxillas. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:24-31.

Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF: Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:398-406.

Fernandes N, van den Heever J, Sykes L. Immediate Implant Placement and Provisionalization Following Tumor-Resective Surgery in the Midfacial Region: A Case Series. *J Prosthodont.* 2017 Oct 18. doi: 10.1111/jopr.12686. [Epub ahead of print]

Bidra AS, May GW, Tharp GE, et al. Pterygoid implants for maxillofacial rehabilitation of a patient with a bilateral maxillectomy defect. *J Oral Implantol* 2013;39:91-97.

2. La tecnica di saldatura intra-orale per resistenza elettrica (SIRE)

2.1 Cenni storici

La saldatura intra-orale per resistenza elettrica (SIRE) è una procedura protesica che consente di saldare componentistica in titanio all'interno del cavo orale del paziente odontoiatrico. Il principio fisico che rende possibile questo processo è la fusione delle strutture di titanio tra loro giustapposte ottenuta in tempi estremamente rapidi attraverso il passaggio di una determinata quantità di corrente elettrica. La naturale resistenza del titanio al passaggio di corrente ne innalza in pochi millisecondi la temperatura progredendo dal punto di contatto tra le due parti da saldare. Nata come applicazione industriale verso la fine del XIX° secolo, la saldatura per resistenza elettrica ha visto il maggior sviluppo durante il secondo conflitto mondiale, in quanto consentiva di realizzare con rapidità e precisione giunture metalliche nettamente superiori rispetto alle sorpassate tecniche di rivettatura o imbullonatura. La prima documentazione scientifica riguardante l'applicazione odontoiatrica della SIRE è stata prodotta all'inizio degli anni Ottanta dal dott. Pierluigi Mondani. Il concetto operativo proposto in questo articolo ruotava attorno all'impiego di una saldatrice in grado di trasmettere alle parti da saldare una dose di energia predeterminata attraverso una pinza dotata di puntali in rame. Questo particolare consentiva una efficiente trasmissione della corrente elettrica alle componenti in titanio, ed una altrettanto efficiente dissipazione del calore di saldatura grazie alla differente conducibilità termica tra rame e titanio. È importante sottolineare, infatti, come al fine di ottenere una effettiva fusione del titanio sia necessario raggiungere la temperatura di 1660°C. L'unica possibilità per rendere questa procedura compatibile con i tessuti biologici è quella di sottrarre in maniera estremamente rapida il calore dalle strutture saldate. Il protocollo clinico, pubblicato nel 1982, prevedeva la solidarizzazione immediata di impianti di tipo "one piece" attraverso la saldatura con una o più barre di titanio di diametro variabile tra 1,5 e 2 mm. Le strutture così create formavano una solida e passiva armatura per una protesi provvisoria in resina che veniva poi sostituita con la realizzazione del manufatto definitivo. Ove necessario, la struttura di titanio saldata veniva a sua volta sezionata prima di procedere alla finalizzazione del caso. Seguendo questo protocollo il dott. Hruska pubblicò nel 2002 i risultati di quello che allora risultò essere in letteratura lo studio basato sulla tecnica SIRE con maggior periodo di controllo. A fronte di una ottima percentuale di successo e degli indiscutibili vantaggi legati alla creazione di strutture rigide prive di componenti mobili, la tecnica della saldatura intraorale così come si presentava agli inizi degli anni 2000 presentava delle lacune. Sicuramente il vincolo alla realizzazione esclusiva di protesi provvisorie, ma soprattutto l'indicazione a saldare le barre di titanio direttamente sul corpo degli impianti senza nessuna struttura intermedia. Questo costringeva il protesista non solo ad eliminare completamente la struttura una volta terminato il periodo di guarigione richiesto, ma presentava evidenti difetti dal punto di vista del mantenimento igienico. Le strutture così realizzate infatti, non potendo essere rimosse, lucidate o rifinite in modo adeguato, presentavano una chiara predisposizione all'accumulo di infiltrato batterico difficilmente controllabile sia da parte del clinico che del paziente. Nel 2006 il protocollo originale SIRE è stato rielaborato in uno studio pilota che ha dimostrato come, grazie all'impiego di monconi di saldatura intermedi, fosse possibile realizzare dei manufatti protesici provvisori removibili ed ispezionabili il medesimo giorno dell'intervento chirurgico di posizionamento degli impianti senza rinunciare alle caratteristiche peculiari di passività e rigidità.

2.2 Procedura di saldatura e realizzazione della componente protesica

L'innovazione descritta da Degidi et al. nel 2006 ha modificato solo parzialmente il protocollo di realizzazione del manufatto saldato, mantendone la filosofia operativa. La procedura di fabbricazione del framework si può suddividere in tre fasi.

Preparazione. La barra selezionata per la procedura viene modellata in base all'anatomia da riabilitare impiegando un set di pinze appositamente disegnate. E' importante ottenere la più precisa giustapposizione possibile tra le barre ed i monconi prima di procedere con la saldatura del framework. Il moncone e la barra in titanio sono infatti posizionati tra le pinze in rame della saldatrice che, grazie ad una molla precaricata, serra la componentistica con una forza calibrata e predeterminata. Qualsiasi componente, prima di essere sottoposto a saldatura, deve essere lucidato e privo di ossidazione superficiale. E' importante ricordare come il contatto tra le componenti debba essere mantenuto stabile e costante durante tutta la procedura. L'allontanamento dei puntali in rame dal titanio durante il flusso di corrente provocherà un arco voltaico, rendendo inefficace il procedimento di saldature e causando spiacevoli effetti collaterali acustici e scintille. Per questo motivo, anche se questa evenienza può essere causata solo da un volontario inadempimento alle procedure da parte dell'operatore, è importante che tutta l'equipe ed il paziente indossino occhiali protettivi durante tutto il procedimento. La presenza di acqua o saliva non interferisce con la saldatura.

Saldatura. Una dose di energia predeterminata viene trasmessa dalla unità di saldatura alle componenti da saldare attraverso gli elettrodi in rame presenti sulla porzione terminale delle pinze. L'impulso di saldatura può, a seconda del settaggio e delle componenti impiegate, essere singolo o multiplo. La saldatura viene effettuata portando il titanio a temperatura di fusione per un intervallo di tempo variabile tra i 2 ed i 5 millisecondi. Il giunto viene realizzato senza nessun tipo di saldame. Grazie alla precisione garantita dai controlli digitali la presenza di gas argon, necessario durante l'uso delle prime macchine da saldatura negli anni '80, non è più necessario.

Raffreddamento. Grazie alla differente conducibilità termica tra il rame presente negli elettrodi (386) e le componenti di titanio (19) il calore generato dal procedimento viene rapidamente dissipato e sottratto al sistema saldato. Questo consente di operare in sicurezza evitando l'eccessiva trasmissione di calore ai tessuti biologici. In particolare è stato dimostrato come questo procedimento possa essere effettuato in sicurezza all'interno del cavo orale del paziente, che non percepirà alcun tangibile aumento di temperatura nel campo operatorio, in quanto non viene mai raggiunta, anche in presenza di errori da parte dell'operatore, la soglia di denaturazione dell'enzima fosfatasi alcalina. Durante la fase di raffreddamento il titanio solidifica e ricristallizza. E' quindi importante, come già sottolineato, mantenere un intimo contatto tra le parti da saldare. Grazie all'impiego di un componente abutment intermedio la struttura così fabbricata può essere facilmente rimossa ed inviata al laboratorio semplicemente svitando i monconi dagli impianti sottostanti.

Il protocollo protesico attualmente impiegato prevede inizialmente la creazione di un guscio in resina o composito, modellato in articolatore in funzione degli elementi che si andranno a riabilitare e dell'anatomia del paziente trattato attraverso i passaggi sovrapponibili a quelli per la realizzazione di un comune provvisorio prelimatura. In funzione del tipo di protesi che si desidera realizzare, sia essa provvisoria o di lunga durata, possono essere impiegati o i monconi provvisori già presenti nel packaging dell'impianto o è possibile ordinare, attraverso i normali canali di distribuzione, i monconi appositamente disegnati per la saldatura. Basandosi sulla medesima considerazione è possibile selezionare due barre in titanio commercialmente puro di differente diametro, 1,5mm e 2,0mm. E' inoltre disponibile un terzo tipo di barra, del

diametro di 1,2mm, impiegata per fornire ritenzioni accessorie e rinforzi alla struttura principale quando ritenuti necessari. Una volta ottenuta la sottostruttura in titanio, il guscio precedentemente realizzato vi viene ribasato direttamente nella bocca del paziente. Viene quindi rimosso, rifinito, lucidato e riposizionato nel cavo orale. Poggiando direttamente la protesi sulle piattaforme implantari (implant level) e saldando quindi i monconi provvisori o i trasportatori dell'impianto, il protocollo prevede la realizzazione di una struttura economica e di facile progettazione. E' importante sottolineare però come questo tipo di approccio venga generalmente previsto per una protesi costruita con componenti non prettamente progettate per essere saldate ed essenzialmente legato, come asse di inserzione, all'asse della connessione degli impianti posizionati. La realizzazione è quindi vincolata alla regolazione della potenza erogata della saldatrice con intensità di corrente più moderate, ed al conseguente impiego di barre in titanio dal diametro ridotto a 1,5mm, La rimozione della struttura in titanio saldata (framework) potrebbe, di fatto, risultare complessa a seguito della presenza di accentuati disparallelismi tra le fixtures posizionate.

L'impiego dei monconi appositamente concepiti per la saldatura consente di superare questo limite spostando il piano di lavoro. La progettazione del framework a livello del moncone (abutment level) e non più della piattaforma impiantare consente di ottenere numerosi vantaggi a fronte di un moderato aumento del costo della protesi derivato da un maggiore uso di componentistica. Innanzitutto si allontana il piano di lavoro dai tessuti ossei, favorendo una migliore conservazione a lungo termine degli stessi. La presenza di disparallelismi tra le fixtures posizionate è facilmente compensabile grazie alla presenza appositi monconi inclinati sino a 30° e con connessione conica esterna priva di indice, che consentono di gestire discrepanze ancora maggiori. I monconi impiegati in questo approccio sono stati appositamente concepiti per la tecnica SIRE e consentono di sfruttare al massimo la potenza erogata della saldatrice impiegando barre di diametro fino a 2mm. Si tratta di monconi progettati e realizzati con processi industriali, certificati dagli standard CE. L'insieme di questi fattori consente la realizzazione di una protesi di lunga durata, in grado di sostenere per anni i carichi di masticazione del paziente riabilitato.

2.3 Vantaggi e limiti della tecnica SIRE

La creazione di protesi con cantilever troppo lunghi, l'impiego di componentistica non dedicata con settaggi della macchina non certificati, il mancato impiego di dispositivi di protezione individuale per gli operatori ed il paziente durante le procedure, sono solo alcuni esempi di fattori in grado di creare complicanze durante la fabbricazione di un framework intraorale. Le protesi create con la tecnica SIRE devono essere progettate con attenzione e, una volta consegnate, sottoposte a scrupolosi controlli di occlusione e fonazione periodici esattamente come qualsiasi manufatto protesico tradizionale. Piccole fratture o scheggiature del corpo o degli elementi protesici in resina o composito sono le più comuni complicanze che il clinico potrà incontrare durante i controlli periodici. A differenza delle tradizionali protesi in ceramica, tuttavia, una protesi realizzata con la tecnica SIRE potrà essere facilmente rimossa, riparata, lucidata e riconsegnata alla poltrona, evitando disagi per il paziente ed ulteriori costi di laboratorio. Risulta indicativo come, dopo migliaia di analisi radiografiche di giunti saldati sotto travate consegnate ai pazienti, non una frattura degli stessi sia mai stata evidenziata o segnalata.

2.4 Impiego della tecnica SIRE nella riabilitazione immediata del mascellare superiore su fixtures fortemente inclinate.

L'impiego della tecnica SIRE per la realizzazione di protesi immediate su impianti fortemente inclinati è stato valutato in due studi prospettici pubblicati, rispettivamente, nel 2010 e nel 2012. Nel primo studio è stato valutato un protocollo che consentisse di riabilitare paziente completamente edentulo impiegando impianti pterigoidei nei siti distali in congiunzione con impianti posizionati nella premaxilla, mentre il secondo studio ha analizzato il medesimo approccio applicato in casi ove il supporto posteriore era garantito da impianti zigomatici.

2.4.1 Impiego della tecnica SIRE nella riabilitazione immediata del mascellare superiore su impianti pterigoidei.

In questo studio sono stati inclusi pazienti ove, pur a fronte di una buona conservazione della componente ossea nella premaxilla, una marcata pneumatizzazione del seno mascellare non consentiva il posizionamento di fixtures implantari se non a seguito di interventi di chirurgia rigenerativa. La componente di osso residuo nei settori posteriori avrebbe dovuto essere necessariamente aumentata/rigenerata per poter posizionare impianti con un approccio solo assiale. Le elevate forze di masticazione scaricate dall'antagonista nelle zone posteriori, la ridotta qualità dell'osso residuo e la ridotta visibilità del campo operatorio sono fattori che hanno contribuito alla stesura del protocollo impiegato. Proprio per questi elementi del resto, il superamento della zona del seno mascellare con ingaggio di aree anatomiche oltre i tuber, i processi pterigoidei, pur eliminando la necessità di un intervento rigenerativo, presentava evidenti complessità già descritte in precedenza. Si è giunti quindi all'ipotesi riabilitativa l'impiego di impianti assiali ed inclinati posizionati nella componente ossea del sestante anteriore e due impianti pterigoidei nei rispettivi settori distali. Diversi autori avevano già descritto questo approccio chirurgico, ed è stato quindi predisposto uno studio prospettico al fine di valutare il concetto di saldatura intra-orale come tecnica adatta alla fabbricazione di una protesi immediata per casi di edentulia mascellare con moderata atrofia consegnata lo stesso giorno della chirurgia e supportata da impianti assiali ed inclinati. Sono stati accettati nello studio tutti i pazienti maggiorenni che necessitavano di una riabilitazione totale dell'arcata superiore privi di: infezioni nei siti chirurgici, malattie sistemiche che potessero interferire con l'osteointegrazione, segni o sintomi di bruxismo, terapie radianti nel distretto cranio facciale e gravidanza. Tutti i pazienti hanno firmato uno specifico modulo di consenso informato e sono stati trattati posizionando impianti a spira auto-condensante, sabbiati e mordenzati, dotati di connessione esagonale interna. La chirurgia è stata effettuata impiegando per tutti i pazienti le medesime fasi operative, prescrivendo un'adeguata copertura antibiotica con amoxicillina in associazione con acido clavulanico. Sono state inoltre fornite chiare e specifiche istruzioni di igiene orale. Tutti gli impianti sono stati inseriti in siti guariti. Prima dell'intervento sono state prese le impronte delle arcate del paziente, sviluppati i modelli in gesso, verificata la corretta dimensione verticale e realizzata, seguendo l'anatomia del paziente, la futura protesi immediata, costituita da dodici denti del commercio solidarizzati da un guscio di resina acrilica polimerizzata a caldo. La chirurgia è stata effettuata aprendo un lembo a tutto spessore esteso a tutta l'ampiezza del mascellare ed è stata effettuata una moderata osteoplastica sotto irrigazione di soluzione fisiologica sterile nel caso si fosse rinvenuta una cresta ossea a lama di coltello. Sono stati quindi individuati tre siti implantari nel sestante anteriore per il posizionamento degli impianti assiali. L'ingaggio della corticale del pavimento della cavità nasale è stato ritenuto consigliabile ma non prettamente necessario. Altri quattro

siti sono quindi individuati seguendo la parete anteriore e posteriore del seno mascellare. I valori di forza torcente ed il quoziente di stabilità implantare sono stati rilevati all'inserimento delle fixtures attraverso attrezzature specifiche. Si è proceduto quindi a protesizzare solo i casi nei quali tutti gli impianti fossero stati posizionati con un minimo di 25 Newton per centimetro quadrato ed un valore di ISQ pari a 60. Tutti gli impianti sono stati collocati con il collarino lucido al di sopra della cresta alveolare. Sono stati posizionati impianti con lunghezze variabili dai 13 ai 18mm, senza applicazione di membrane o materiale da innesto. Gli impianti inclinati sono stati collocati con un angolazione rispetto al piano oclusale che variabile da 30° a 45°. La connessione esagonale interna degli impianti è stata modificata in una connessione conica esterna priva di indice impiegando i monconi Multi Purpose. Bisogna puntualizzare che questa manovra è sempre necessaria nei casi progettati con impianti inclinati per consentire le manovre protesiche e di compensare l'importante disparallelismo che si viene a creare tra le fixtures posizionate. Uno specifico moncone da saldatura (Welding Abutment) è stato poi avvitato sul moncone MP e si è proceduto alla solidarizzazione di tutti gli impianti inseriti attraverso la tecnica SIRE. La sottostruttura così realizzata è stata quindi svitata e rimossa dal cavo orale, sabbiata, opacizzata e riavvitata in posizione. Il guscio in precedenza pianificato sui parametri anatomici ed estetici del paziente è stato quindi ribasato sopra la struttura in titanio, prestando attenzione di mantenere i corretti rapporti di intercuspideazione tra le due arcate registrati in precedenza. La protesi così creata è stata ulteriormente rifinita, lucidata ed avvitata impiegando un cricchetto dinamometrico tarato su 20 Newton per centimetro quadrato. I fori oclusali sono stati riempiti con resina composita ed i contatti oclusali sono stati verificati sia in occlusione centrica che in lateralità. Il paziente è stato invitato ad assumere una dieta con cibi morbidi per almeno quattro settimane. Ogni caso è stato monitorato per un periodo di tre anni dall'intervento, verificando successo e sopravvivenza implantare, la perdita ossea, lo status gengivale e le problematiche protesiche. Su 210 impianti posizionate, solo tre hanno evidenziato problematiche biologiche che hanno portato, tra l'altro, alla rimozione di solo una fixture. Le perdite ossee si sono dimostrate in media se non migliori rispetto ai precedenti studi presenti in letteratura e nessuna differenza statisticamente significativa è stata osservata considerando sia il riassorbimento osseo marginale che la profondità di sondaggio tra impianti assiali e inclinati. Entrambi i gruppi hanno mostrato un modello predicibile di risposta alla guarigione dei tessuti peri-implantari. L'analisi delle complicanze biologiche osservate nel nostro studio non ha avuto successo nell'individuare un fattore comune clinico od eziologico. I due casi di eccessiva perdita di tessuto osseo si sono verificati in diversi pazienti ed in differenti sedi anatomiche. L'impianto fallito era posizionato in un soggetto di 61 anni non fumatore e una buona igiene orale. Il paziente indossava come antagonista una protesi mobile totale. In tutti e tre i pazienti è stato inoltre evidenziato un livello normale di riassorbimento osseo per gli impianti rimanenti. Il posizionamento di impianti in zone anatomiche non rigenerate, come proposto da questo protocollo, consente sicuramente di ridurre i tempi operatori e contenere i costi dell'intervento stesso. La praticità dello sviluppo della sottostruttura in titanio garantito dalla tecnica della saldatura intra-orale evita, poi, numerose manovre protesiche rese estremamente complesse dal punto di emergenza degli impianti inclinati. La certezza della passività della struttura garantisce una sicurezza clinica a lungo termine. Interessante anche il dato che evidenzia come non vi sia una sostanziale o statisticamente dimostrata differenza nella perdita ossea tra gli impianti assiali e quelli inclinati. Dai risultati di questo studio è scaturita l'ipotesi che la solidarizzazione rigida ed immediata degli impianti, garantita dalla saldatura, abbia consentito di superare e meglio distribuire gli stress non assiali, descritti da alcuni autori come uno dei principali

limiti al posizionamento di fixtures inclinate. Questo studio ha sostanzialmente confermato la predicibilità dell'impiego della tecnica della saldatura intra-orale come tecnica adatta alla fabbricazione di una protesi immediata in casi di edentulia mascellare con moderata atrofia consegnata lo stesso giorno della chirurgia e supportata da impianti assiali e pterigoidei.

2.4.2 Impiego della tecnica SIRE nella riabilitazione immediata del mascellare superiore su impianti zigomatici.

Sono stati inclusi in questo studio o pazienti nei quali la pneumatizzazione del seno mascellare o una resezione chirurgica avessero completamente compromesso le possibilità di posizionamento di impianti sia standard che inclinati nelle aree posteriori. La componente ossea rimaneva quindi rappresentata solo da un sottile trabecolatura, spesso di dimensioni inferiori al millimetro in senso corono-apicale, e dai residui midollari del tuber nelle zone distali e sostanzialmente compromessa nella premaxilla, con spessori estremamente limitati sino ai residui delle bozze canine ed una ridotta quantità mantenuta dall'attiguità con i processi nasali. Le possibilità di riabilitazione fissa di questi casi sono quindi ridotte nella ricerca di un supporto osseo nelle strutture extramascelari profonde quali il processo mascellare dell'osso zigomatico. E' stato quindi sviluppato un protocollo clinico prospettico per valutare l'impiego della tecnica della saldatura intraorale nella realizzazione di una protesi immediata supportata da impianti standard ed impianti zigomatici. I parametri di inclusione si sono incentrati, oltre alle normali verifiche sullo stato generale di salute del paziente, sulla possibilità del soggetto stesso a sottoporsi in sicurezza ad una sedazione cosciente. Sebbene, infatti, sia stata notevolmente ridotta l'invasività di questo tipo di chirurgia, la necessità di intervenire comunque in zone profonde del distretto facciale rende certamente opportuna la sedazione del soggetto operato. Il protocollo sviluppato prevedeva il posizionamento di due impianti zigomatici e di almeno due impianti standard nel sestante anteriore. Per questi ultimi impianti è stata registrata come di consueto la coppia di inserimento ed il quoziente di stabilità implantare. I pazienti sono stati valutati prima dell'intervento rispetto alla dimensione del mascellare superiore, le quantità ossee, l'occlusione e la distanza inter-arcata. Le analisi preoperatorie sono state eseguite con radiografie panoramiche e tomografie con tecnica cone - beam. Sono state rilevate le impronte dei mascellari e sono stati eseguiti i modelli studio. 14 elementi dentali del commercio sono quindi stati impiegati per creare la struttura della protesi definitiva. Tutti i pazienti sono stati sottoposti ad un adeguata copertura antibiotica a partire dal giorno precedente l'intervento. La sedazione è stata ottenuta per via endovenosa sotto il monitoraggio di un anestesista qualificato. L'intervento chirurgico è stato progettato con una incisione crestale che correva dal tuber di destra al tuber di sinistra, sollevando un lembo a tutto spessore. Il lembo è stato poi esteso accuratamente intorno alla base dell'eminanza piriforme sino all'aspetto inferiore del corpo dello zigomatico. Il sito d'ingresso per l'impianto zigomatico è stato individuato sempre nella zona tra il primo e il secondo premolare. Gli impianti sono stati inseriti in una posizione leggermente posteriore alla corticale del seno a perforare lo zigomo nella porzione mediale come suggerito da Bothur. Tutti gli impianti standard sono stati collocati con il collare lucido 0,4 millimetri al di sopra della cresta alveolare. E' utile in questo caso ricordare che non è stato impiegato alcun tipo di biomateriale. La connessione esagonale interna degli impianti è stata modificata in una connessione conica esterna priva di indice ed uno specifico abutment è stato impiegato, quando necessario, per compensare il disparallelismo presente tra gli impianti zigomatici. Uno specifico moncone da saldatura (Welding Abutment) è stato poi avvitato sui monconi di correzione e si è proceduto alla solidarizzazione di tutti gli impianti inseriti attraverso la tecnica della saldatura intra-

orale. La sottostruttura così realizzata è stata quindi svitata e rimossa dal cavo orale, sabbiata, opacizzata e riavvitata in posizione. La protesi prefabbricata è stata quindi ribasata sopra la struttura in titanio, prestando attenzione di mantenere i corretti rapporti di intercuspidação tra le due arcate registrati in precedenza. La protesi così creata è stata ulteriormente rifinita, lucidata ed avvitata impiegando un cricchetto dinamometrico tarato su 20 Newton per centimetro quadrato. I contatti occlusali sono stati verificati sia in occlusione centrica che in lateralità ed il paziente è stato invitato ad assumere una dieta con cibi morbidi per almeno quattro settimane. Una lastra endorale retro-alveolare è stata quindi effettuata per verificare la precisione dell'avvitamento sugli impianti zigomatici. Sono inoltre state fornite specifiche istruzioni di igiene orale. I pazienti sono stati seguiti ogni tre mesi per un anno, valutando la perdita di osso marginale con radiografie endorali rilevate con centratori dedicati, la sopravvivenza impiantare e gli eventuali insuccessi protesici. I risultati ottenuti hanno confermato la predicibilità della tecnica della saldatura intraorale anche quando applicata a riabilitazioni su impianti zigomatici. Nessuno dei 20 impianti standard o dei 20 impianti zigomatici ha dimostrato problematiche biologiche. Il controllo a sei mesi ha inoltre confermato la stabilità di tutti gli impianti posizionati. Diversi autori, da Davo a Maló ad Aparicio, hanno pubblicato ottimi risultati nell'ambito della riabilitazione immediata di impianti zigomatici, evidenziando però diversi casi di insuccesso e complicazioni tecniche, soprattutto legate alla realizzazione dei manufatti protesici. Seppur nell'ambito del follow-up a breve periodo, l'analisi dell'impiego della tecnica della saldatura intraorale in questo tipo di casi ha nuovamente evidenziato la semplicità e la predicibilità con le quali si possono ottenere manufatti protesici fissi a partire da fixtures implantari non standard. La solidarizzazione bilaterale immediata degli impianti zigomatici, ottimizzata dalla presenza di almeno due fixtures tradizionali nell'area della premaxilla, ha garantito un'ottimale distribuzione delle forze sin dalle prime fasi di guarigione. La protesi è stata consegnata sempre il medesimo giorno dell'intervento evitando manovre protesiche che, soprattutto in casi complessi come gli impianti zigomatici, avrebbero potuto dimostrarsi di difficile realizzazione. I favorevoli risultati portati da Maló ed Aparicio sulla risposta dei tessuti molli al carico sugli impianti zigomatici sono stati confermati in questo studio. Non si sono, di fatti, evidenziate complicazioni né a livello gengivale, né a livello mucoso profondo. Questo studio ha quindi dimostrato il successo dell'impiego della tecnica SIRE nella realizzazione di una protesi immediata supportata da impianti standard ed impianti zigomatici.

2.5 Bibliografia

Mondani PL, Mondani PM. The Pierluigi Mondani intraoral electric solder. Principles of development and explanation of the solder using syncrystallization. Riv Odontostomatol Implantoprosesi 1982;4:28-32.

Hruska AR. Intraoral welding of pure titanium. Quintessence Int 1987;18:683-688.

Hruska AR, Borelli P, Bordanaro AC, Marzaduri E, Hruska KL. Immediate loading implants: a clinical report of 1301 implants. J Oral Implantol 2002;28:200-209.

Fanali S, Perrotti V, Riccardi L, et al. Inflammatory infiltrate, microvessel density, Vascular Endothelial Growth Factor (VEGF), Nitric Oxide Synthase (NOS), and proliferative activity in soft tissues below intraorally welded titanium bars. Journal of Periodontology 2010;81:748-757.

Degidi M, Gehrke P, Spanel A, Piattelli A. Syncrystallization: a technique for temporization of immediately loaded implants with metal-reinforced acrylic resin restorations. Clin Implant Dent Relat Res 2006;8:123-134.

Degidi M, Nardi D, Sighinolfi G, Merla A, Piattelli A. In vitro infrared thermography assessment of temperature peaks during the intra-oral welding of titanium abutments. *Infrared Physics & Technology* 2012;55:279–283.

Haney SC, Meiers JC. In vitro study of intraoral welding procedures for pure titanium. *Quintessence Int.* 1996 Dec;27(12):841-7.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate loading of the edentulous maxilla with a final restoration supported by an intraoral welded titanium bar: a case series of 20 consecutive cases. *J Periodontol.* 2008; 79:2207-2213.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate definitive rehabilitation of the edentulous patient using an intraorally welded titanium framework: a 3-year prospective study. *Quintessence Int*;41:651-659.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate rehabilitation of the edentulous mandible with a definitive prosthesis supported by an intraorally welded titanium bar. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:342-347.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Prospective study with a 2-year follow-up on immediate implant loading in the edentulous mandible with a definitive restoration using intra-oral welding. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:379-385.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate loading of the edentulous maxilla with a definitive restoration supported by an intraorally welded titanium bar and tilted implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 Nov-Dec;25(6):1175-82.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A, Malevez C. Immediate loading of zygomatic implants using the intraoral welding technique: a 12-month case series. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2012 Oct;32(5):e154-61.

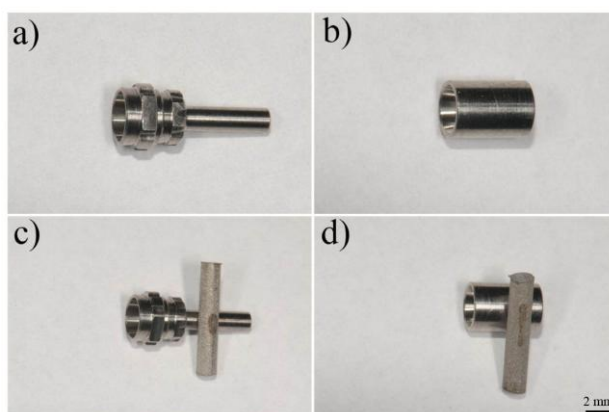
3. Protocollo di ricerca e studi svolti.

3.1 Obiettivo dello studio

Il progetto di ricerca ha previsto l'individuazione e definizione *in vitro* delle proprietà meccaniche e fisiche delle strutture protesiche in titanio saldato attraverso procedimento di saldatura per resistenza elettrica (SIRE). Lo scopo di questa analisi è stato individuare possibili limiti di impiego di queste strutture che attualmente vengono utilizzate nella routine clinica per la realizzazione di protesi provvisorie al fine di poter disporre di elementi tali a poter pianificare, impiegando la medesima tecnica, la realizzazione di manufatti definitivi.

3.2 Caratterizzazione micro strutturale delle superfici saldate mediante la tecnica SIRE attraverso microindentazione e microscopia elettronica a scansione.

Il procedimento di saldatura introrale si basa sulla creazione di una giunzione tra due componenti in titanio ottenuta attraverso un rapido innalzamento della temperatura nel punto di contatto tra le parti da saldare ed un altrettanto rapido raffreddamento. Questo procedimento altera in maniera irreversibile la morfologia microstrutturale delle componenti impiegate e, di



conseguenza, la sua resistenza alla indentazione di superficie. Questo studio ha analizzato le modificazioni indotte dal processo di saldatura sulla componentistica in titanio attraverso l'impiego del microscopio elettronico a scansione e la tecnica di microindentazione. Scopo dello studio era verificare che il processo di saldatura non alterasse i componenti forniti dall'industria ad un punto tale da comprometterne le proprietà dichiarate dal produttore. Sono stati valutati diversi accoppiamenti di componentistica, impiegando di volta in volta livelli di potenza e metodi di raffreddamento differenti. I monconi testati, tipo SynCone (Sy) e Balance Base (BB) (DENTSPLY Sirona Implants, Mannheim, Germany), erano costituiti da Titanio commercialmente puro di Grado 4. Le barre testate erano costituite da Titanio commercialmente puro di Grado 2 o 4. I valori di riferimento nominali forniti dal produttore, limite di elasticità ($\sigma_{p0.2\%}$), carico di rottura (UTS), allungamento a rottura (A%), durezza Vickers (HV) e rugosità media (R_a), sono riportati nella tabella seguente.

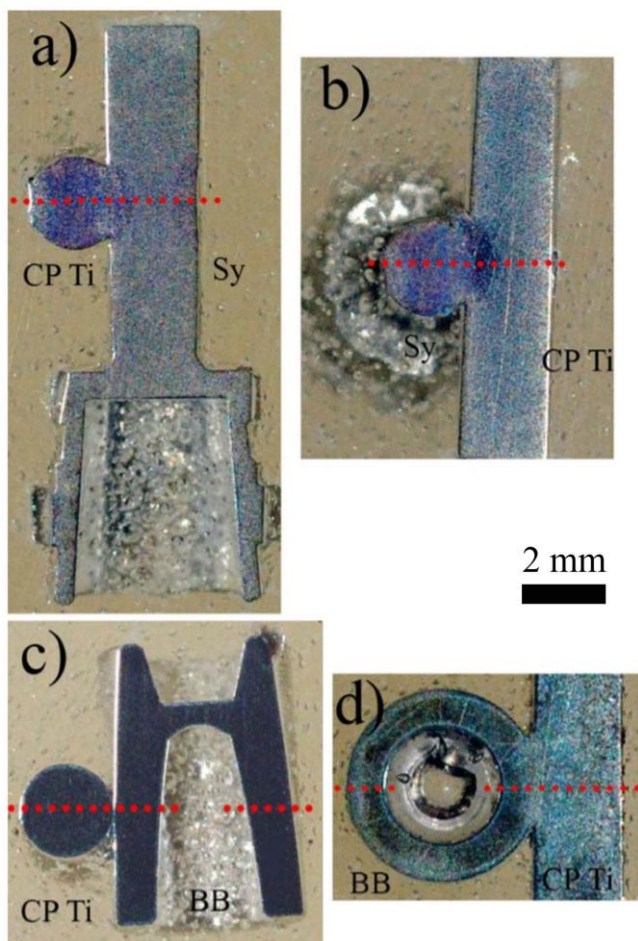
CP Ti	$\sigma_{p0.2\%}$ MPa min-max	UTS MPa min-max	A% min-max	HV min-max	R _a μm min-max
Grade 2	406-420	532-535	23.0-25.0	169.0-177.0	0.30-0.38
Grade 4	602-627	757-771	18.0-18.0	n/a	0.38-0.47

Il procedimento di saldatura dei giunti testati è stato effettuato in atmosfera controllata (temperatura di $23,5 \pm 0,5$ C°, umidità relativa $50 \pm 5\%$) impiegando i tre settaggi predefiniti disponibili nella unità di saldatura (WeldOne, DENTSPLY Sirona Implants, Mannheim, Germany), 100% (Smart High), 75% (Smart Medium) e 65% (Smart Low) e due modalità di raffreddamento, aria o spray aria/acqua. Le combinazioni analizzate sono riportate nella seguente tabella.

Barra	Moncone	Potenza impiegata	Raffreddamento
CP2	BB	100% (Smart High)	aria
CP2	BB	100% (Smart High)	acqua
CP2	BB	75% (Smart Medium)	aria
CP2	BB	65% (Smart Low)	aria
CP4	BB	100% (Smart High)	aria
CP4	BB	100% (Smart High)	acqua
CP2	Sy	100% (Smart High)	aria
CP2	Sy	100% (Smart High)	acqua
CP4	Sy	100% (Smart High)	aria
CP4	Sy	100% (Smart High)	acqua

Le analisi sono state effettuate su supporti metallografici imbevuti in resina acrilica a freddo e lucidati con pasta abrasiva diamantata da 9 e 3 μm seguendo una procedura standard. La superficie è stata poi trattata con mordenzatura acida impiegando reagente di Weck modificato (5g $\text{NH}_4\text{F} \cdot \text{HF}$, 0.5 mL HCl conc. in 100mL di soluzione acquosa) e reagente di Knoll (1-3 mL HF conc., 2-6 mL HNO_3 conc. in 100mL di soluzione acquosa). L'analisi strutturale è stata effettuata al microscopio ottico sotto luce polarizzata in campo chiaro. L'analisi micro strutturale è stata effettuata impiegando il software Image Pro-Plus® (Media Cybernetics Inc., Rockville, MD, USA) collegato ad un microscopio elettronico a scansione dotato di spettrometro ad energia dispersiva. La resistenza alla microindentazione è stata effettuata secondo lo standard ASTM E384

impiegando un carico pari a 0.98 N ($HV_{0.1}$). Le misurazioni sono state effettuate sia sulle barre che sui monconi sia in direzione longitudinale che trasversale lungo la linea rossa visibile nelle seguenti immagini.



L'analisi ottica ha evidenziato come il processo di saldatura non abbia indotto modifiche clinicamente apprezzabili nella geometria dei monconi. In particolare, le deformazioni plastiche di spessore e del raggio di curvatura, individuabili in un'area ristretta attigua al giunto, non sono tali da compromettere la precisione di accoppiamento la struttura di sostegno.

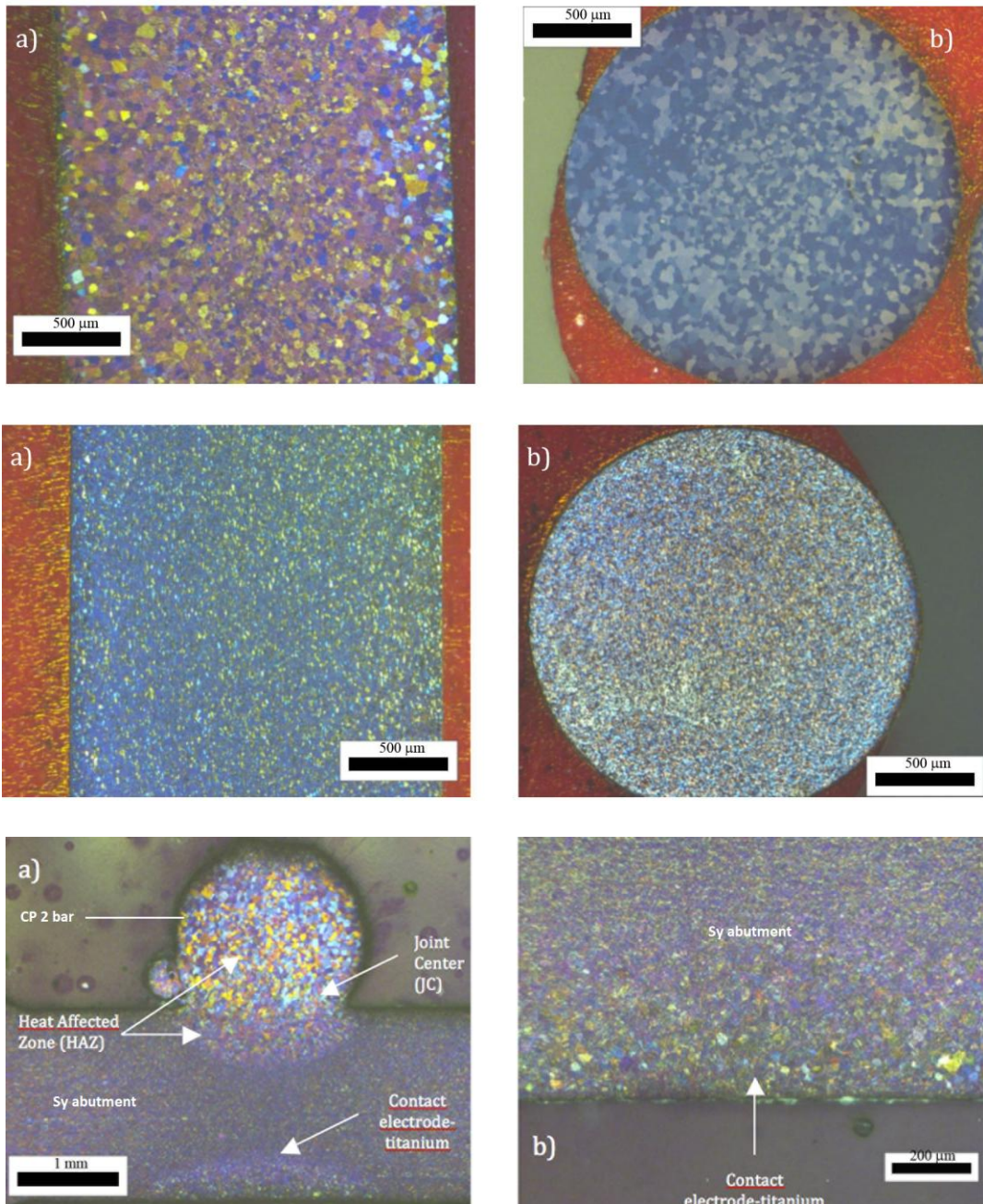
La morfologia del titanio ottenuta attraverso la fusione per resistenza elettrica presenta una chiara e peculiare alterazione rispetto alla lega di origine. La struttura del punto di saldatura (JC) e della adiacente area coinvolta dall'alterazione termica (HAZ) sono rimodellate in funzione del rapido aumento di temperatura e dalla

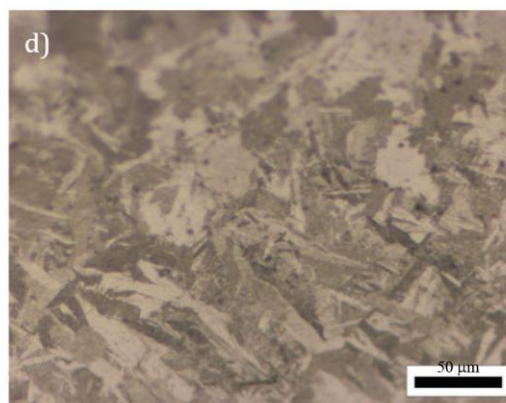
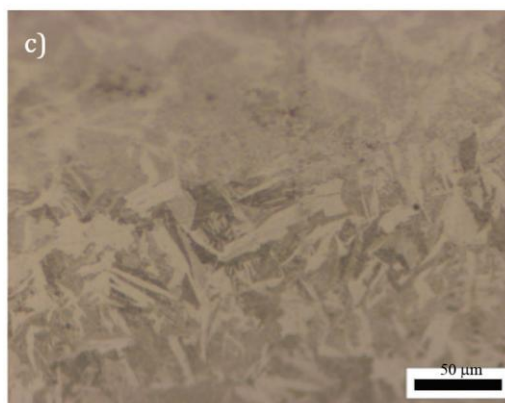
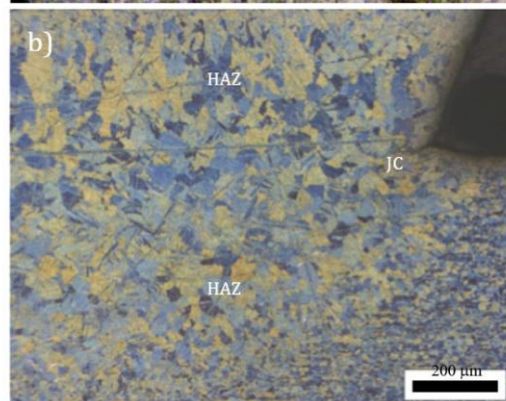
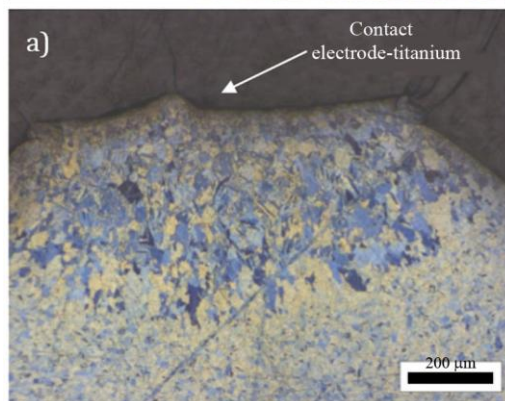
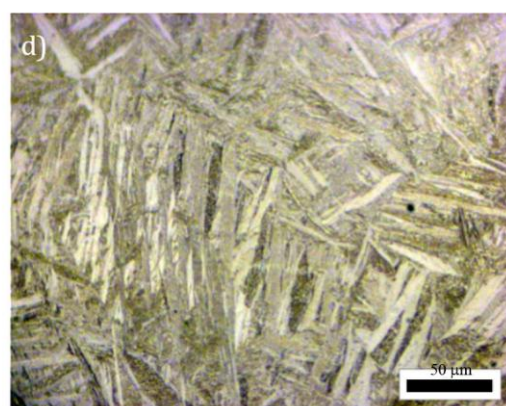
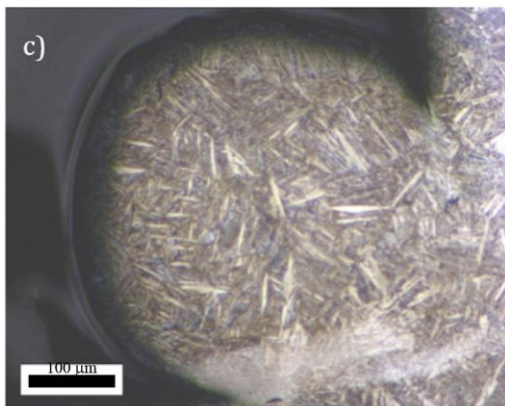
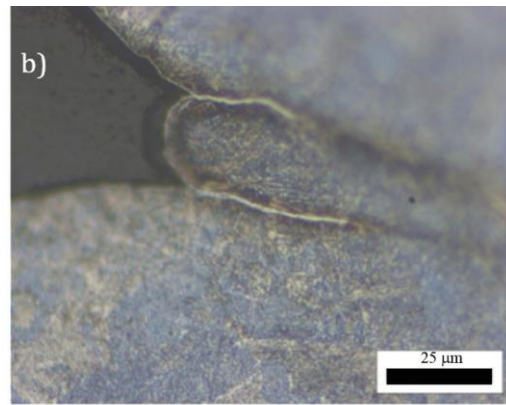
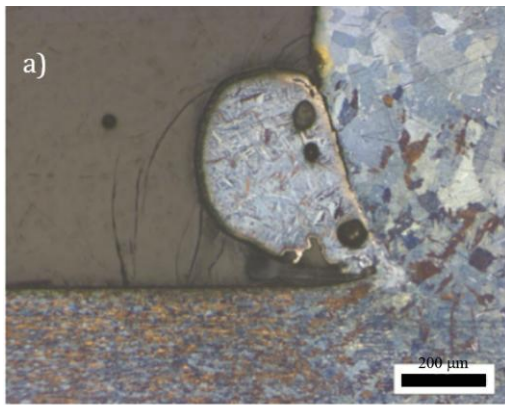
successiva ricristallizzazione. Il titanio subisce una trasformazione allotropica al superamento della temperatura di 882 °C, con il passaggio da una fase α a cristalli esagonali ad una fase β a struttura cubica. Il rapido raffreddamento esita in una struttura martensitica e metastabile con una disposizione a placche di Widmanstätten e microstruttura aciculare. Le strutture saldate presentano un aumentato numero di grani di fase β sia nel punto di saldatura (JC) che nell'area di alterazione termica (HAZ) all'interno dei quali si sono formate colonie di fase α a seguito del rapido raffreddamento. In due dei dieci giunti analizzati sono state individuate, nella periferia dell'area HAZ, delle "gocce" di titanio ossidato con intrappolate micro bolle di gas. Questo fa ipotizzare una localizzata microliquefazione del titanio in gocce associate alla presenza di spessi

	$HV_{0.1}$	
	Longitudinal	Transversal
Sy CP Ti grade 4	222±18	---
BB CP Ti grade 4	270± 23	---
Bar CPTi grade 4	300±21	261±18
Bar CPTi grade 2	190 ±12	160±15

strati di ossido (3-5 μm). I valori di resistenza alla microindentazione hanno presentato una ampia variabilità sia nelle misurazioni pre-saldatura che post saldatura, come riportato nella seguente tabella.

In generale la formazione di grani ha portato ad una riduzione dei valori osservati rispetto al campione non trattato. Le struttura ricristallizzata dopo la procedura di saldatura per resistenza elettrica presenta valori simili a quelli del Titanio di Grado 2 e circa 40% inferiori rispetto al Titanio di Grado 4 dichiarati dal produttore. Questi valori sono comuni in tutti i campioni esaminati, indipendentemente dai parametri impiegati.





In conclusione, il processo di saldatura apporta modifiche alla microstruttura del titanio impiegato in un'area limitata dal punto di giunzione senza compromettere la geometria della componentistica. Il risultato è una fusione allo stato solido priva di distacchi di materiale.

Lo studio è stato accettato come presentazione poster al 24° congresso EAO 2015 di Stoccolma ed è stato pubblicato in lingua inglese sulla rivista Journal of Engineering in Medicine.

Ceschini L, Boromei I, Morri A, Nardi D, Sighinolfi G, Degidi M. Microstructural characterization and hardness properties of electric resistance welding titanium joints for dental applications. Proc Inst Mech Eng H. 2015 Jun;229(6):429-38. doi: 10.1177/0954411915585598.

3.3 Resistenza alla fatica dei giunti saldati realizzati con la tecnica di saldatura intra-orale e la tecnica di saldatura laser.

La stabilità nel tempo e la capacità di resistere ai cicli masticatori sono le caratteristiche principali che deve possedere una struttura di supporto di una protesi dentale. Sono descritti in letteratura casi di cedimento strutturale della barra che sosteneva una protesi totale a supporto impiantare, con conseguente fallimento della protesi e relativi aggravii di costi



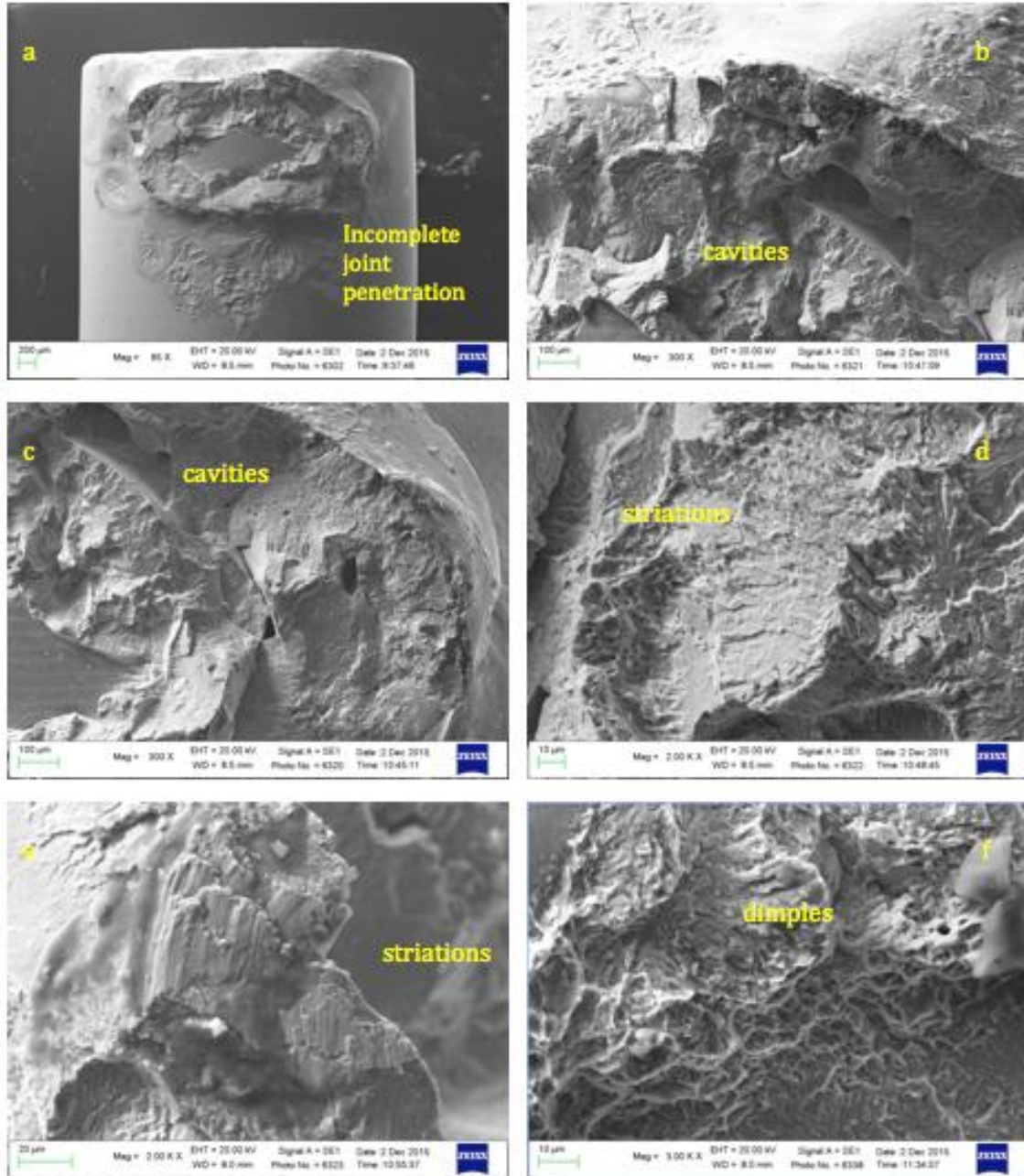
per l'operatore e per il paziente. Sono descritte al momento in letteratura solamente due metodologie in grado di saldare componentistica in titanio all'interno del cavo orale del paziente: la tecnica di saldatura per resistenza elettrica e l'approccio laser. Questo studio ha analizzato il comportamento delle strutture realizzate impiegando queste metodiche quando sottoposte ad uno stress da fatica atto a simulare il ciclo funzionale di una normale protesi dentale. 30 strutture realizzate tramite il processo di saldatura per resistenza elettrica e 30 strutture realizzate tramite il processo di saldatura laser sono state sottoposte ad un carico sinusoidale ad una frequenza di 10Hz per 5 milioni di cicli, valore stimato equivalente a 10 anni di carico funzionale di una protesi dentale. Scopo dello studio era verificare quali fossero i limiti di carico delle barre saldate, se vi fossero differenze tra le due tecniche e, laddove si fossero verificati, studiare i punti di cedimento. I test sono stati effettuati impiegando una piattaforma servo-idraulica da 5kN (DynaMess 5 kN) secondo il metodo della scala proposto da Dixon and Mood. La deviazione standard dei risultati è stata corretta applicando il fattore di Svensson-Lorén per campioni di dimensioni ridotte. Il livello di forza iniziale a cui sono stati sottoposti i campioni è stato selezionato in base ai valori proposti da Raabe et al. I risultati hanno dimostrato che strutture realizzate tramite il processo di saldatura per resistenza elettrica riescono a sostenere con successo un valore di carico tra i 120N ed i 140N. Le strutture realizzate tramite il processo di saldatura laser, impiegate come controllo, non hanno raggiunto valori superiori ad 80N. Si è evidenziata anche una diversa tipologia di cedimento tra i due tipi di framework assemblati. Tutti i cedimenti delle strutture saldate con tecnica laser si sono verificati a livello del punto di saldatura, mentre nel caso delle strutture realizzate con saldatura per resistenza elettrica questa modalità di fallimento si è presentata in soli due casi. Questa differenza ha portato alla conclusione che, a fronte della creazione di un giunto di elevata qualità impiegando la tecnica SIRE, il punto debole della struttura diventava il centro della barra.

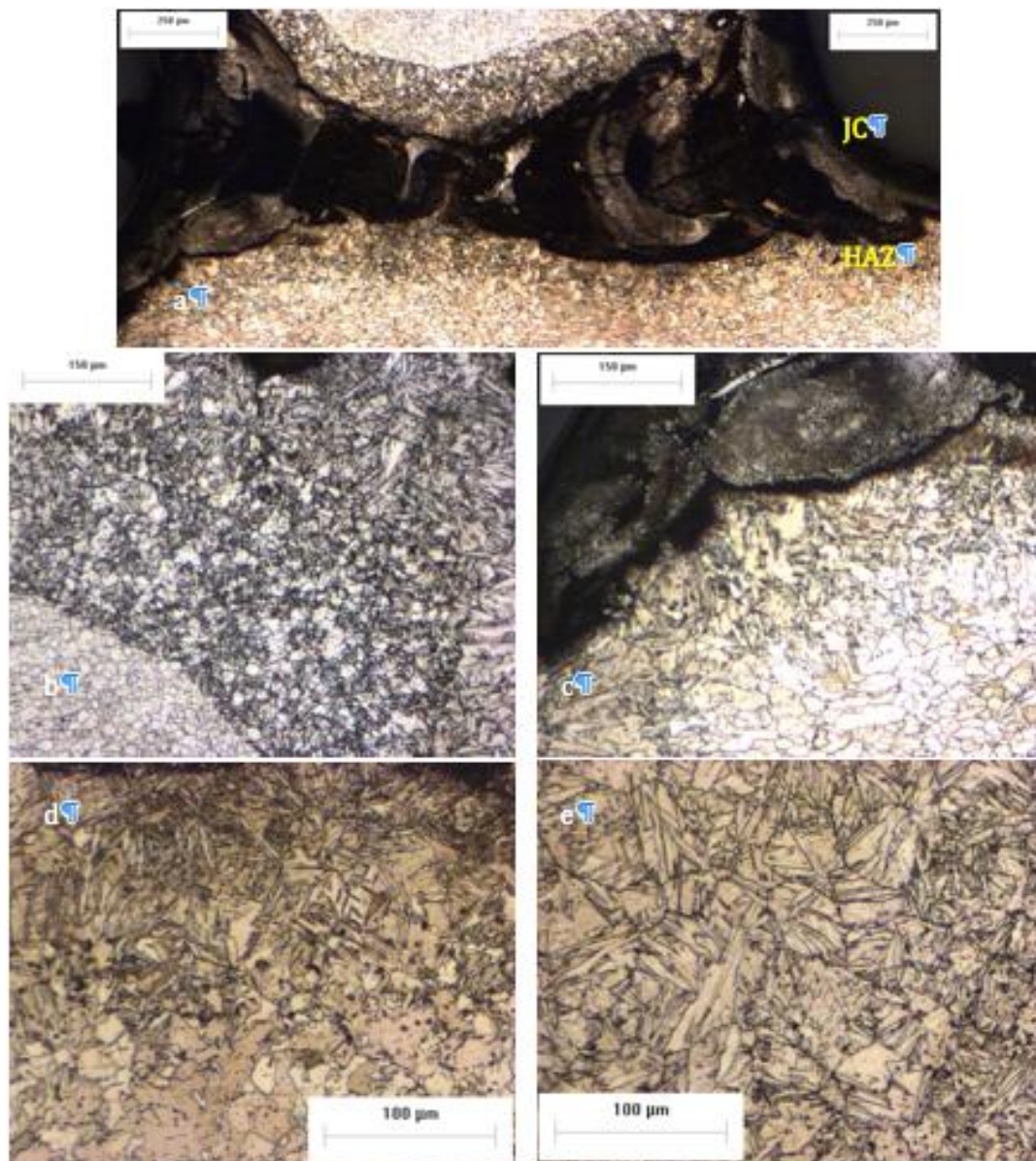
3.4 Caratterizzazione micro strutturale delle superfici fratturate durante i test di resistenza alla fatica dei giunti saldati realizzati con la tecnica di saldatura intra-orale e la tecnica di saldatura laser.

A seguito delle osservazioni poste dai revisori dopo la prima richiesta di pubblicazione (Journal of Engineering in Medicine - Manuscript ID JOEIM-15-0180) è stata avviata una campagna di analisi microstrutturale per analizzare giunti fratturati durante i test di fatica e formulare una descrizione più approfondite riguardo le motivazioni del cedimento stesso. Questa attività è stata svolta in collaborazione con Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università di Bologna (DIN) impiegando come protocollo operativo e riferimento microstrutturale il primo articolo già pubblicato di questo progetto di ricerca. I campioni sono stati prelevati dai giunti saldati, incorporati in una resina acrilica con montaggio freddo, lucidati con carte a smeriglio SiC diamantate (9 e 3 micron) secondo la procedura standard ASTM Standard E3, 2011. I campioni sono stati quindi incisi chimicamente con il reagente di Kroll (1-3 ml HF conc., 2-6 mL di HNO₃ conc. in soluzione acquosa da 100 ml) per rivelare la microstruttura. La caratterizzazione è stata effettuata mediante microscopia ottica (OM) e multifocale (MF). Le misurazioni microdurezza sono state effettuate secondo la norma ASTM E38415 usando un carico applicato di 0,98 N (HV0.1). Le superfici fratturate sono state analizzati utilizzando un microscopio elettronico a scansione (SEM) dotato di uno spettrometro a dispersione di energia (EDS) per l'analisi elementare. Sebbene si possano confermare le conclusioni già ottenute durante la prima fase dell'esperimento concernenti la superiorità del giunto saldato, queste ulteriori analisi hanno consentito di individuare un preciso pattern di fallimento dei giunti. La zona di cedimento sembra essere sempre situata in corrispondenza di una goccia di titanio ossidato. Da questo sito nucleazione, dove il materiale ossidato funge da amplificatore dello stress, si propagano delle crepe microscopiche che vanno ad estendersi verso il centro della superficie di frattura. Questa caratteristica sarebbe indicativa dei meccanismi di deformazione micro-plastica localizzate nella regione di crescita del difetto, che porterebbe ad aree di sovraccarico con conseguente cedimento del giunto. Questo comune pattern di fallimento, ovvero la presenza di un difetto nel perimetro esterno del giunto come causa primaria dell'avvio di un cedimento più profondo, ha consentito di motivare la evidente superiorità del giunto ottenuto tramite resistenza elettrica. Il giunto viene realizzato in entrambe le tecniche tramite un aumento localizzato di temperatura. Il flusso laser prevede un apporto di energia centripeto, dall'esterno verso il punto di contatto tra le parti da saldare. L'approccio per resistenza elettrica fornisce energia in un modo diametralmente opposto, diffondendo in maniera centrifuga dal punto di contatto verso l'esterno. La completa giunzione tra le parti in titanio durante il procedimento di saldatura laser è quindi vincolata dalla reale possibilità dell'operatore di poter applicare la medesima dose di energia in maniera uniforme su tutta l'area da trattare. Risulta evidente come questa manovra, dovendo essere effettuata all'interno del cavo orale del paziente e generalmente in presenza di fluidi corporei, causi la presenza di discontinuità nel perimetro di giunzione che esitano, come dimostrato in precedenza, in una forza di tenuta del giunto inferiore. Il procedimento di saldatura per resistenza elettrica consente, invece, di poter applicare una quantità di energia riproducibile, senza che il vincolo di condizioni anatomiche sfavorevoli o la presenza di liquidi possano interferire con il processo.

I risultati di queste analisi sono stati riuniti in un singolo lavoro e pubblicati in lingua inglese sulla rivista Journal of Engineering in Medicine.

Degidi M, Nardi D, Morri A, Sighinolfi G, Tebbel F, Marchetti C. Fatigue limits of titanium-bar joints made with the laser and the electric resistance welding techniques: microstructural characterization and hardness properties. Proc Inst Mech Eng H. 2017 Sep;231(9):839-850. doi: 10.1177/0954411917709835. Epub 2017 May 29.



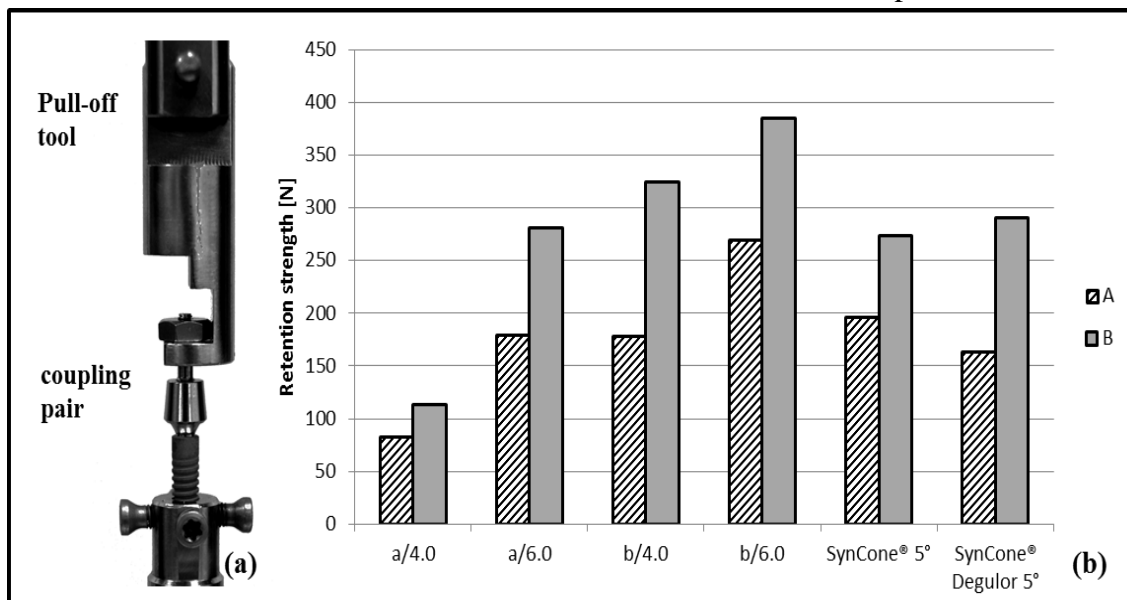


3.5 Test di trazione dei monconi conometrici per saldatura intra-orale.

Nell'ambito di ogni riabilitazione protesica è importante che il clinico abbia la possibilità di poter pianificare al meglio la quantità di forza che le strutture di ancoraggio potranno sostenere. Una ritenzione eccessiva causerà l'impossibilità di rimozione del manufatto e la necessità, in caso si debba procedere all'asportazione dello stesso, di dover sezionare le strutture di fissaggio, di fatto compromettendone l'integrità. D'altro canto, una scarsa capacità ritentiva causerà, soprattutto nei casi di riabilitazione del mascellare superiore, il distacco involontario della protesi. Il sistema di accoppiamento conico, seppur impiegato da tempo in protesi odontoiatrica, è stato solo di recente rivalutato come metodo per connettere una corona od un ponte ad un moncone implantare.

Grazie alle proprietà ritentive date dalla frizione delle superfici delle componenti accoppiate è possibile ottenere un ancoraggio senza l'impiego di viti o di cemento. Questo studio ha analizzato queste proprietà in sei diversi modelli di monconi

accoppiati alla rispettiva cappetta per saldatura. La connessione conometrica è stata attivata applicando uno o due impulsi con una forza predefinita pari a 0.22Ns. Per ogni accoppiamento conico sono stati testati cinque differenti campioni. Scopo dello studio era verificare la procedura di attivazione che garantisse le migliori risultanti di stabilità e confrontare i valori ottenuti con i dati di ritenzione dei principali cementi impiegati in commercio. I test sono stati eseguiti impiegando una macchina tipo Zwick/Roell dotata di un carico di 1kN. La trazione è stata effettuata ad una velocità pari a 2.0mm/min.



I risultati ottenuti, riassunti nella tabella a seguito, hanno dimostrato come le cappette conometriche sviluppino una ritenzione progressiva in funzione dell'aumento dell'altezza e del diametro della componentistica impiegata. In particolare è interessante sottolineare come la forza ottenuta con la combinazione meno favorevole sia di per se sufficiente a compensare i valori normalmente ottenuti impiegando un cemento provvisorio. I monconi conometrici per saldatura sono quindi in grado di sviluppare forze ritentive progressive e, in alcuni casi, superiori ad alcuni cementi normalmente impiegati per fissare protesi definitive su impianti.

Lo studio è stato accettato come presentazione poster al 25° congresso EAO 2016 svoltosi a Parigi e accettato per la pubblicazione in lingua inglese presso l' International Journal of Prosthodontics.

Nardi D, Degidi M, Sighinolfi G, Tebbel F, Marchetti C. Retention strength of conical welding caps for fixed implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* 2017;30(6):553–555. doi: 10.11607/ijp.5224.

3.6 Test di citotossicità dei giunti fabbricati impiegando la tecnica SIRE

Le componenti protesiche sottoposte al processo di saldatura subiscono una alterazione micro strutturale, come descritto nei primi studi effettuati durante questa campagna di analisi. Sebbene questo processo non alteri macroscopicamente il comportamento della lega di titanio, è importante verificare che la medesima stabilità sia confermata anche dal punto di vista microbiologico. Ovvero, verificare che il processo di saldatura intra-

orale non favorisca o inneschi il rilascio di sostanze in quantità citotossiche per i tessuti biologici attigui. Questo studio ha analizzato il possibile rilascio di sostanze citotossiche da parte di barre di titanio grado 2 comunemente impiegate nella pratica clinica per l'assemblaggio di strutture con la tecnica SIRE. Sono state analizzate barre sottoposte a procedure di saldatura a loro volta esposte o meno di un processo di sterilizzazione. L'ipotesi di studio si basava sulla possibilità che la procedura di saldatura potesse alterare la struttura del titanio in modo tale da compromettere biocompatibilità garantita dal fabbricante. Sono stati quindi studiati l'applicazione di un numero crescente di giunti di saldatura (2, 6 e 12), sia l'esposizione ad un processo di sterilizzazione a vapore saturo per 121°C / 20 min. Le barre di titanio così modificate sono state incubate in atmosfera controllata per 72 ore in soluzione fisiologica. Al termine del ciclo sono stati effettuati tre prelievi da 100 µl da ogni piastra per un totale di 18 prelievi. Il contenuto di ogni prelievo è stato poi diluito cinque volte con Dulbecco's modified Eagle culture medium (DMEM) mantenendo un rapporto di diluizione pari a 2/3 per un totale di 90 pozzetti studiati. Per ogni pozzetto test sono stati predisposti altrettanti controlli con estratto di polietilene leggero dalla sicura non tossicità alla medesima diluizione, un pozzetto contenente solo liquido di coltura come controllo di fondo ed un pozzetto contenente polivinilcoruro come controllo di sicura citotossicità. In ogni pozzetto test e controllo sono stati inseriti 50 µl di soluzione contenente 7.0×10^4 cellule/ml di fibroblasti di connettivo di topo della linea L929. Al termine di una ulteriore incubazione di 72 ore si è proceduto a verificare la vitalità delle cellule in ogni pozzetto mediante lo studio della concentrazione proteica relativa impiegando la tecnica colorimetrica basata sull'acido bicinconinico (BCA). La proliferazione del ceppo cellulare L929 non è stata inibita nelle sei tipologie di barre e giunti studiati, con valori di inibizione rilevati variabili tra 0% ed 7% e considerando come standard di citotossicità un valore di inibizione superiore al 30%. Questi risultati hanno dimostrato che le barre di titanio sottoposte al processo di saldatura intra-orale, indipendentemente dalla presenza o meno nel ciclo di lavoro di un passaggio in sterilizzatrice, mantengono le proprietà di biocompatibilità delle barre di titanio non trattate.

Lo studio è stato accettato come presentazione poster al 26° congresso EAO 2017 svoltosi a Madrid.

Lo studio è al momento in attesa di revisione presso la rivista in lingua inglese *Toxicology in Vitro* - Manuscript ID n/a. Diego Nardi*, Marco Degidi†, Claudio Marchetti§. “*In – vitro* cytotoxicity test of the titanium joints made using the electric resistance welding technique”.

3.7 Bibliografia

- ASTM Standard E3, 2011 “Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens” ASTM International, West Conshohocken, PA, 2003, www.astm.org
- ASTM Standard E384, 2011 “Standard Test Method for Knoop and Vickers Hardness of Materials” ASTM International, West Conshohocken, PA, 2003, www.astm.org
- Galindo DF and Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 628-633.

Fischer K and Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (rct) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part II: prosthetic outcomes and maintenance. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; 15: 498-508.

Örtorp A and Jemt T. CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: 88-99.

Örtorp A and Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11: 311-322.

Fornaini C, Bertrand C, Bonanini M, Rocca J and Nammour S. Welding in the dental office by fiber-delivered laser: a new technique. *Photomed Laser Surg* 2009; 27: 417-423.

Dixon WJ and Mood AM. A method for obtaining and analyzing sensitivity data. *S Am Stat Assoc* 1948; 43: 108-126.

Raabe DK, Alemzadeh AJL, and Harrison AJ. The chewing robot: a new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. 2009, Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009 5332590, pp. 6050-6053

4. Discussione e conclusioni.

4.1 Mantenimento a lungo termine delle protesi SIRE nei pazienti con severa atrofia mascellare: l'ipotesi "Durable".

Seppur a fronte dei vantaggi pratici insiti nella realizzazione delle protesi in casi complessi ed al riscontro clinico positivo ottenuto dagli studi descritti nel secondo capitolo di questa tesi, le protesi realizzate con la tecnica SIRE sono al momento classificate ufficialmente come provvisori. Dal punto di vista pratico esiste un divario così ampio tra il protocollo standard di realizzazione di una protesi definitiva "classica" e la tecnica SIRE tale da non poter effettuare un paragone diretto tra le prestazioni dei due approcci. La realizzazione di una protesi tradizionale dotata di un supporto fuso o fresato, indipendente dal materiale impiegato, rappresenta il punto di riferimento in termini di resistenza all'usura e durata nel tempo. Questo a condizione che vengano rispettati scrupolosamente tutti i passaggi di realizzazione, dall'impronta, allo sviluppo dei modelli, alle prove di passività e precisione. Questo implica non solo l'impiego di tempo e costi considerevoli, ma anche la possibilità che, ad ogni passaggio, possa essere introdotto un errore tale da compromettere l'esito complessivo della riabilitazione. Lo scopo del protocollo di ricerca di questo dottorato è stato individuare, attraverso l'analisi *in vitro* delle proprietà fisiche e meccaniche delle strutture ottenute con la tecnica SIRE, le possibilità di impiego delle stesse in un orizzonte temporale che andasse oltre il normale intervallo di 6 – 12 mesi generalmente identificato per una protesi provvisoria. Espandere, quindi, la base scientifica della tecnica SIRE per poter definire un protocollo in grado di consentire la fabbricazione di una protesi provvisoria a lunga durata o "Durable" che, pur non essendo prettamente realizzata come una riabilitazione definitiva "classica", ne mantenesse i pregi di stabilità e durata contenendo o eliminando allo stesso tempi i difetti quali costo e complessità di realizzazione. I risultati del primo studio, capitolo 3.2, hanno evidenziato come il processo di saldatura apporta modifiche alla microstruttura del titanio impiegato in un'area limitata dal punto di giunzione senza compromettere la geometria della componentistica. In quest'area il titanio si riorganizza formando una fusione allo stato solido priva di distacchi di materiale. La possibilità di poter operare sulle strutture in titanio direttamente nel cavo orale è un vantaggio implicito della tecnica SIRE rispetto al normale processo di fabbricazione di una struttura fusa o fresata. La dimostrazione che questo intervento non altera la precisione di accoppiamento tra le parti impiegate riduce in maniera importante il rischio di possibili tensioni o deformazioni trasmesse alle strutture di supporto. Uno studio recentemente pubblicato ha evidenziato come, indipendentemente dal processo di fabbricazione impiegato, qualsiasi struttura protesica a supporto implantare scarica sulle fixtures sottostanti una tensione dovuta ad una imprecisione nell'accoppiamento tra le parti. Gli autori concludono riportando come le strutture fabbricate con l'impiego della tecnica SIRE dimostrino, nel modello esaminato, un comportamento sovrapponibile alle strutture realizzate impiegando tecniche ad oggi considerate come definitive. La qualità del giunto ottenuto tramite fusione allo stato solido è stata confermata anche nel secondo studio pubblicato, capitoli 3.3.1 e 3.3.2. La prima obiezione posta alla possibilità di mantenere strutture realizzate con la tecnica SIRE più a lungo dei 6 – 12 mesi generalmente indicati per una protesi provvisoria consisteva nel dubbio sulla tenuta a lungo termine del giunto. È noto come, in pazienti edentuli, venga meno la propriocezione parodontale e la discriminazione fine delle forze impiegate durante i cicli masticatori. Questo può portare da un lato all'espressione di forze poco efficaci al percepimento di una protesi mobile instabile, ma anche ad una applicazione di forze eccessive in presenza di riabilitazioni totali fisse supportate da impianti. I risultati dello studio presentato nel capitolo 3.3.2 hanno

evidenziato come, in presenza di carichi eccessivi, il punto di cedimento del framework elettrosaldato fosse il centro di applicazione della forza, e non il giunto. Il medesimo comportamento dinamico che si presente in strutture realizzate per fusione o fresatura. L'analisi del comportamento sotto fatica dei giunti ottenuti mediante saldatura laser ha, di contro, dimostrato come questi non siano adatti a sostenere i carichi masticatori, pur anche limitati ad un periodo di 6 - 12 mesi. Poter disporre di una struttura passiva e resistente non conclude l'insieme di problemi che un manufatto protesico a supporto implantare deve ovviare in un paziente nel quale la componente ossea del mascellare superiore abbia subito resezioni importanti. E' fondamentale poter usufruire di un manufatto che possa essere rimosso dal cavo orale del paziente nel modo più agevole possibile e nel che, compatibilmente con la condizione clinica, non vada a posizionare del cemento in zone di non facile accesso. Sono infatti noti i danni che residui di cemento possono causare a lungo termine se non rimossi completamente dall'interfaccia moncone-impianto. Escludendo quindi l'impiego di questo approccio ritentivo rimangono due opzioni, il sistema avvitato ed il sistema conometrico. Rispetto al sistema avvitato, l'approccio conometrico garantisce una migliore resistenza ed estetica, in quanto non sono necessari fori di passaggio per le viti di ancoraggio. Lo studio descritto nel capitolo 3.4 ha evidenziato come, impiegando il sistema di ritenzione conometrico, la protesi realizzata con tecnica SIRE possa essere stabilizzata con forze modulabili e progressive, sovrapponibili a quelle ottenute tramite cementazione, ma priva dei relativi rischi.

Il titanio è da tempo impiegato come biomateriale per la fabbricazione di protesi dentali ed ortopediche per la sua comprovata biocompatibilità. Era necessario verificare che la procedura di elettrosaldatura non compromettesse o modificasse questa proprietà per poter ipotizzare una persistenza a lungo termine delle strutture fabbricate con la tecnica SIRE nel cavo orale del paziente. Pur nei limiti di uno studio *in vitro*, i risultati descritti nel capitolo 3.5 hanno dimostrato che le barre di titanio sottoposte al processo di saldatura intra-orale, indipendentemente dalla presenza o meno nel ciclo di lavoro di un passaggio in sterilizzatrice, mantengono le proprietà di biocompatibilità delle barre di titanio non trattate. Lo scopo di questa campagna di studi è stato individuare possibili limiti di impiego delle strutture realizzate tramite la tecnica SIRE rispetto alle protesi realizzate con tecniche ad oggi considerate punto di riferimento per la protesi definitiva. L'insieme dei dati ottenuti, seppur nei limiti dello studio *in vitro*, ha dimostrato come sia possibile ipotizzare la realizzazione di protesi immediate di lunga durata nei pazienti con atrofia ossea del mascellare superiore tramite saldatura intra-orale a resistenza elettrica. Ulteriori studi *in vivo* saranno necessari per confermare questa ipotesi.

4.2 Conclusioni

Nei limiti di uno studio *in vitro*, questo ciclo di esperimenti ha dimostrato quanto segue: 1) la procedura di saldatura non deforma in maniera clinicamente apprezzabile i monconi; 2) l'aumento di temperatura è limitato a poche centinaia di micron dal punto di saldatura; 3) il calore generato durante il processo non ha causato il distacco di gocce di materiale fuso; 4) il giunto creato con la tecnica di saldatura intraorale è in grado di sostenere carichi masticatori compresi tra 120 N e 140 N per $5 \cdot 10^6$ di cicli pari a 10 anni di impiego nella vita reale; 5) l'impiego di monconi di saldatura conometrici garantisce una ritenzione pari o superiore alla cementazione; 6) la procedura di saldatura non altera la biocompatibilità del titanio commercialmente puro di grado 2. Le protesi

realizzate impiegando la tecnica di saldatura intraorale per resistenza elettrica, nonostante l'intrinseca differenza con i manufatti creati per fusione o fresaggio, possono essere considerate nella pianificazione di una protesi definitiva in un paziente affetto da atrofia ossea del mascellare superiore. Uno studio clinico *in vivo* sarà necessario per confermare questa conclusione.

4.3 Bibliografia

Degidi M, Caligiana G, Francia D, Liverani A, Olmi G, Tornabene F. Strain gauge analysis of implant-supported, screw-retained metal frameworks: Comparison between different manufacturing technologies. Proc Inst Mech Eng H. 2016 Jun 23. pii: 0954411916653623. [Epub ahead of print]

Svensson KG and Trulsson M. Impaired force control during food holding and biting in subjects with tooth- or implant-supported fixed prostheses J Clin Periodontol 2011; 38: 1137-1146.

Galindo DF and Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: 628-633.

Fischer K and Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (rct) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part II: prosthetic outcomes and maintenance. Clin Implant Dent Relat Res 2013; 15: 498-508.

Örtorp A and Jemt T. CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. Clin Implant Dent Relat Res 2012; 14: 88-99.

Örtorp A and Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. Clin Implant Dent Relat Res 2009; 11: 311-322.

Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. Clin Oral Implants Res 2011;22:1379-1384.

Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. Clin Oral Implants Res 2013;24:71-76.

Ringraziamenti

Un sentito ringraziamento al mio Tutor, Prof. Claudio Marchetti, per avermi guidato e stimolato durante questo interessante percorso.

Grazie al Dott. Marco Degidi per avermi fatto appassionare al mondo della ricerca scientifica, motivandomi così a intraprendere questo percorso.

Un ringraziamento speciale al Prof.ssa Lorella Ceschini ed al Prof. Alessandro Morri (Dipartimento di Ingegneria Civile, Chimica, Ambientale e dei Materiali, Settore scientifico disciplinare: Ing-Ind/21 Metallurgia) per avermi costantemente aiutato e supportato durante le fasi di ricerca sperimentale.

Infine, un sentito ringraziamento a Dentsply Sirona Implants Inc. per aver reso possibile la realizzazione di questo dottorato.